

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CLÍNICA INTEGRADA

FERNANDA ZANDER GRANDE

**AVALIAÇÃO DA DUREZA SUPERFICIAL DE CIMENTOS RESINOSOS
UTILIZADOS NA CIMENTAÇÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO.**

**PONTA GROSSA
2006**

FERNANDA ZANDER GRANDE

**AVALIAÇÃO DA DUREZA SUPERFICIAL DE CIMENTOS RESINOSOS
UTILIZADOS NA CIMENTAÇÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO.**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada.

Orientador: **Prof. Dr. Abraham Lincoln
Calixto**

**PONTA GROSSA
2006**

G751a Grande, Fernanda Zander
Avaliação da dureza superficial de cimentos resinosos utilizados
na cimentação de pinos de fibra de vidro / Fernanda
Zander Grande. Ponta Grossa, 2006.
120 f.; il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Ponta Grossa,
curso de Mestrado em Odontologia – área de concentração em Clínica
Integrada

Orientador Prof. Dr. Abraham Lincoln Calixto

1-Cimentos de resina. 2-Microdureza Vickers 3-Pinos de
fibra. IT.

CDD: 617.695

FERNANDA ZANDER GRANDE

**AVALIAÇÃO DA DUREZA SUPERFICIAL DE CIMENTOS RESINOSOS
UTILIZADOS NA CIMENTAÇÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO.**

Dissertação apresentada para a obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada

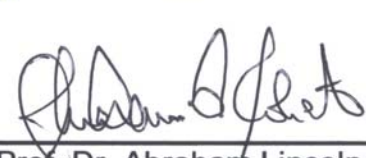
Ponta Grossa, 21 de Fevereiro de 2006



Prof.ª Dr.ª Osnara Maria Mongruel Gomes
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof.ª Dr.ª Juliana Fraga Soares Bombonatti
Universidade Paranaense



Prof. Dr. Abraham Lincoln Calixto
Universidade Estadual de Ponta Grossa



DADOS CURRICULARES

Fernanda Zander Grande

NASCIMENTO 03-09-1980	Ponta Grossa - Paraná - Brasil
FILIAÇÃO	Italo Sergio Grande Angela Zander Grande
1998/2002	Curso de Graduação em Odontologia. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG).
2003	Curso de Aperfeiçoamento em Endodontia. Escola de Aperfeiçoamento Profissional da Associação Brasileira de Odontologia Regional Ponta Grossa – Paraná
2004/2006	Curso de Pós-graduação em Odontologia Área de Concentração - Clínica Integrada, Nível Mestrado. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG)

Dedico a **Deus** que meu deu a oportunidade de estar viva e ter nascido na família em que nasci. Agradeço ao Senhor todos os dias por ser quem eu sou e poder contribuir mesmo que de maneira singela para melhorar o mundo dos homens.

Ao meu pai **Italo**, você é meu exemplo, meu espelho. Se em toda minha vida eu conseguir ser metade do que você é, meu querido pai, já estarei totalmente realizada. Obrigada por ser o homem mais brilhante, mais inteligente, mais honesto, mais carinhoso e mais centrado que existe neste mundo e por ter me dado a vida mais maravilhosa que alguém pode ter.

À minha mãe **Ângela** que é linda por dentro e por fora. Sem você nada do que realizei até hoje teria sido possível. Obrigada por ter dedicado a sua vida para mim e para minha irmã, nunca saberei como retribuir este seu gesto. Tentarei fazer isso estando sempre ao seu lado, como você sempre esteve ao meu. Saiba que meu amor por você é o maior e o mais puro de todos os amores.

À minha irmã **Christiana** que tanto me ajudou na procura de artigos, ficando horas no consultório para mim. Chris, eu tenho muito orgulho de você, porque você é bonita, inteligente, vencedora e uma pessoa maravilhosa. Saiba que minha casa sempre será a sua casa também e que nos meus sonhos e nas minhas realizações você sempre estará presente.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Abraham Lincoln Calixto**, por ter repartido seu grande conhecimento comigo, por ter tido paciência e amizade. Tenho grande admiração por você, pois é um excelente profissional e professor, muito inteligente, esforçado, engraçado, criativo, sempre com uma visão aberta, sabendo me mostrar como pensar da forma mais correta. Serei sempre grata por tudo.

Ao **Prof. Dr. João Carlos Gomes** e a **Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes** por sempre acreditarem e lutarem pelo crescimento do nosso Mestrado e de nossa Instituição e por abrirem as portas de sua casa para todos nós. Temos muito orgulho de vocês.

Ao Prof. Dr. **Gibson Luiz Pilatti** pela realização da estatística deste trabalho e por ser sempre solícito às minhas dúvidas.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Ponta Grossa, na pessoa de seu reitor **Paulo Roberto Godoy** e vice-reitor **Ítalo Sérgio Grande** pela oportunidade outorgada.

Aos professores do curso do mestrado **Abraham Lincoln Calixto**, **Antonio Edgar Krolling**, **Benjamim de Melo Carvalho**, **Carlos Roberto Berger**, **Denise Stadler Wambier**, **Elizabete Brasil dos Santos**, **Gislaine Celusniak**, **Gibson Luiz Pilatti**, **Joane Augusto Souza Junior**, **Jorim Souza das Virgens Filho**, **Leide Mara Schmidt**, **Stella Kossatz Pereira**, **Ulisses Coelho**, **Vitoldo Antônio Kozlowski Júnior**

À **Prof^a. Dr^a. Leide Mara Schmidt**, pelos conhecimentos que nos passou no início do curso e que foram muito importantes na minha formação profissional e principalmente pessoal. Hoje vejo como suas aulas foram valiosas. A senhora é uma das melhores professoras que tive.

À **Morgana das Graças Procz dos Santos** pela sua competência, amizade e dedicação ao curso.

À bibliotecária **Ângela Maria de Oliveira** pela ajuda na procura de artigos científicos e revisão metodológica desta dissertação.

À companhia **Dentsply** pela doação dos materiais utilizados no desenvolvimento da parte experimental da dissertação.

Aos meus companheiros de mestrado. Tenho muito carinho por cada um de vocês **João, José David, Márcia, Marissol, Laufer, Paty, Pri, Rafinha, Ricardo**, mas não poderia deixar de falar de quatro pessoas que marcaram muito estes dois anos. **Sandrinha**, obrigada por colocar juízo em nossas cabecinhas, por ser alegre e batalhadora nos momentos mais difíceis. **Veri**, obrigada por me mostrar que se lutarmos por aquilo que queremos tudo dará certo, você é vencedora e eu te adoro. **Juju e Carol**, minhas irmãzinhas do coração, graças a Deus vocês surgiram na minha vida nestes anos tão difíceis, mas também maravilhosos, obrigada por compartilharem comigo tantos momentos importantes de choro e de gargalhadas. Vocês tornaram este caminho muito menos penoso. Estarei sempre aqui quando precisarem de um ombro amigo.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar a interação de dois tipos de ativação de sistemas adesivos (fotoativável e ativação dual) e dois tipos de ativação de cimentos resinosos (ativação química e ativação dual) nos valores de microdureza *Vickers* dos cimentos em diferentes profundidades de polimerização e diferentes proximidades com o sistema adesivo utilizado. Foram utilizados 50 incisivos bovinos inferiores que tiveram suas coroas seccionadas transversalmente para a utilização da porção radicular. Os condutos radiculares foram preparados para a cimentação de pino de fibra de vidro. Os dentes foram divididos aleatoriamente em cinco grupos: I) Sistema adesivo Prime & Bond 2.1 com Self Cure Activator e cimento resinoso dual EnForce; II) Sistema adesivo Prime & Bond 2.1 e cimento resinoso dual EnForce; III) ED Primer e cimento resinoso químico Panavia 21; IV) Sistema adesivo Clearfil SE Bond e cimento resinoso químico Panavia 21 e V) Sistema adesivo Prime & Bond 2.1 com Self Cure Activator e cimento resinoso dual EnForce. No grupo V o cimento EnForce não foi fotoativado ficando apenas com a ativação química. Após a cimentação dos pinos as raízes foram então seccionadas em três secções de 3 mm de espessura (cervical, média e apical) e após sete dias foi feita a análise da microdureza *Vickers*. As secções de cada terço foram divididas em quadrantes iguais e em cada quadrante foram realizadas duas identificações, sendo uma próxima ao pino de fibra de vidro e a outra próxima à parede do conduto radicular. Os resultados foram submetidos à análise estatística ANOVA três critérios, havendo diferença estatística entre os grupos foi feito o teste de Tukey para a comparação dos grupos dois a dois. A aplicação do teste de Análise de Variância à três critérios revelou haver diferenças estatisticamente significantes para as variáveis independentes: grupo, posição, região, interação entre grupo e posição ($p < 0,001$), e interação entre grupo e região ($p = 0,041$), não havendo, contudo, diferença estatisticamente significativa para as interações entre posição e região ($p = 0,983$) e para a interação entre grupo, posição e região ($p = 0,85$). Concluiu-se que: a dureza superficial, independente do tipo de cimento e dos sistemas adesivos esteve sempre presente em todas as regiões analisadas do canal radicular; o cimento resinoso quimicamente ativado (GIII) apresentou maiores valores de dureza superficial quando comparado ao cimento resinoso de dupla ativação, independente da região analisada do canal radicular; o fator profundidade de polimerização interferiu nos valores de dureza superficial em todos os grupos, sendo mais evidente para os grupos onde o cimento foi fotoativado (GI e GII) do que para os grupos com ativação química (GIII, GIV e GV) que mostraram maior uniformidade nos três terços do conduto radicular; Houve interferência dos sistemas adesivos utilizados nos valores de microdureza para todos os grupos, o que pode ser observado nos menores valores encontrados próximo aos sistemas adesivos, sendo mais evidente no GIV que utilizou o sistema adesivo autocondicionante e menos evidente no grupo III que utilizou o *Primer* do próprio cimento, mostrando a incompatibilidade entre os sistemas adesivos com menor pH e a fase quimicamente ativada dos cimentos resinosos.

Palavras-chave: Cimentos de Resina. Microdureza. Pinos de fibra.

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the interaction between two methods of adhesive systems activation (chemically cured and dual cured) and two methods of resin cements activation (chemically cured and dual cured) in *Vickers* microhardness values of resin cements, in different depths of cure and different distances of the adhesive systems used. There were 50 bovin inferior incisors which had their crowns transversely crosscut to use the root portion. The canal roots were prepared to the fiber posts cementation. The teeth were randomly divided in five groups: I) Adhesive system Prime & Bond 2.1 with Self Cure Activator and dual resin cement EnForce; II) Adhesive system Prime & Bond 2.1 and dual resin cement EnForce; III) ED Primer and chemically cured resin cement Panavia 21; IV) Adhesive system Clearfil SE Bond and chemically cured resin cement Panavia 21 e V) Adhesive system Prime & Bond 2.1 with Self Cure Activator and dual resin cement EnForce. In group V The EnForce wasn't light-cured standing only with the chemically activation. After posts cementation the roots were cut in 3 portions with 3 mm each (cervical, medium and apical) and after 7 days the specimens were tested. The specimens were divided in quadrants that received 2 indentations, one next the fiber post and other next the canal root surface. Data were submitted to three-way ANOVA and Tukey's test. The application of these tests revealed statistically significant differences for the variables: group, position, region; interaction between group and position ($p < 0,001$), and interaction between group and region ($p = 0,041$). There weren't, however, statistically significant differences interaction between position and region ($p = 0.85$). The conclusions were: the superficial hardness, independently of the kind of cement and adhesive system was always present in all regions of root canal; the chemically cured resin cement demonstrated the higher values of hardness; the factor depth of cure interfered in superficial hardness values in all groups, being more evident in GI and GII than GIII, GIV e GV; there was interference of adhesive systems in microhardness values for all groups, what can be observed in smaller values found next the adhesive systems. It was more evident in GIV that used the self-etched adhesive system and less evident in GIII that used ED Primer. The findings of this study demonstrates that the pH of adhesive systems influences the microhardness values of resin cements.

Key-words: Resin Cements. Microhardness. Fiber Posts.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Incisivo inferior bovino antes do corte	70
Figura 2	- Corte transversal da coroa do incisivo bovino.....	70
Figura 3	- Paquímetro digital demonstrando o comprimento das raízes.....	70
Figura 4	- Cilindro de PVC com cera e a raiz incluída.....	71
Figura 5	- Raiz posicionada na cera com dique de borracha.....	71
Figura 6	- Preparo do conduto com broca de Largo (Maillefer).....	72
Figura 7	- Pino de fibra de vidro Reforpost (Angelus).....	72
Figura 8	- Silano (Dentsply).....	75
Figura 9	- Silanização do pino.....	75
Figura 10	- Sistema adesivo fotopolimerizável Prime & Bond 2.1 (Dentsply).....	76
Figura 11	- Self Cure Activator (Dentsply).....	76
Figura 12	- Aplicação do sistema adesivo com pincel <i>Microbrush</i>	77
Figura 13	- Radiômetro Demetron Research Corp.....	77
Figura 14	- Cimento resinoso dual EnForce (Dentsply).....	78
Figura 15	- Papel e espátula para manipulação do cimento EnForce.....	78
Figura 16	- Inserção do cimento com broca Lentulo (Maillefer).....	78
Figura 17	- Estabilização do pino com pinça.....	78
Figura 18	- Fotoativação.....	78
Figura 19	- ED Primer que acompanha o cimento Panavia 21 (Kuraray).....	80
Figura 20	- Recipiente para a mistura dos líquidos A e B.....	80

Figura 21 -	Cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray).....	80
Figura 22 -	Pastas base e catalisadora do cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray).....	80
Figura 23 -	Inserção do cimento com broca Lentulo (Maillefer).....	81
Figura 24 -	Estabilização do pino com pinça.....	81
Figura 25 -	Sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Kuraray).....	82
Figura 26 -	Máquina de corte (ISOMET) com o dente posicionado.....	84
Figura 27 -	Secções transversais representando..... os terços	84
Figura 28 -	Microdurômetro HMV-2 (Schimadzu).....	85
Figura 29 -	Divisão da secção transversal em quadrantes e regiões de medição.....	86
Figura 30 -	Divisão dos quadrantes com lâmina de bisturi.....	86
Figura 31 -	Momento da indentação com o diamante <i>Vickers</i>	86

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Valores de média para a variável dependente microdureza segundo grupo.....	91
Gráfico 2 -	Valores de média para a variável dependente microdureza segundo região.....	92
Gráfico 3 -	Valores de média para a variável dependente microdureza segundo grupo e região.....	92
Gráfico 4 -	Valores de média para a variável dependente microdureza segundo posição.....	93
Gráfico 5 -	Valores de média para a variável dependente microdureza segundo grupo e posição.....	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Valores de média e desvio padrão para a variável dependente microdureza segundo grupo, posição e região.....	88
Tabela 2 -	Valores de dureza para os corpos-de-prova do grupo I.....	115
Tabela 3 -	Valores de dureza para os corpos-de-prova do grupo II.....	116
Tabela 4 -	Valores de dureza para os corpos-de-prova do grupo III.....	117
Tabela 5 -	Valores de dureza para os corpos-de-prova do grupo IV.....	119
Tabela 6 -	Valores de dureza para os corpos-de-prova do grupo V.....	120

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 -	Composição dos materiais utilizados de acordo com as especificações dos fabricantes.....	73
Quadro 2 -	Especificações do pino de fibra de vidro Reforpost (Ângelus), segundo o fabricante.....	74
Quadro 3 -	Divisão dos grupos de estudo de acordo com o sistema adesivo e agente cimentante utilizados neste estudo.....	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Bis-GMA	Bisfenol A glicidilmetacrilato
cm	Centímetro
EDTA	Ácido etilenodiaminotetracético
HEMA	2-Hidroxietilmetacrilato
g	Gramas
Kgf	QuilogramaForça
mm	Milímetros
mm ²	Milímetros quadrados
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
MPa	Megapascal
mW/cm ²	MiliWatts por centímetro quadrado
N	Newton
NaOCl	Cloreto de sódio
pH	Potencial de hidrogênio iônico
TEGMA	Trietilenoglicidilmetacrilato
UDMA	Dimetacrilato de uretano
UEDMA	Etildimetacrilato de uretano
4-META	4-metacriloxietil trimetilano anidro
µm	Micrômetro
°C	Grau Celsius
%	Porcentagem
X	Aumento de lente óptico
ZOE	Cimento de óxido de zinco e eugenol

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	REVISÃO DE LITERATURA	21
3	PROPOSIÇÃO	68
4	MATERIAL E MÉTODOS	69
4.1	OBTENÇÃO E PREPARO DOS DENTES	69
4.2	MATERIAIS UTILIZADOS.....	72
4.3	DESCRIÇÃO DA OBTENÇÃO DOS GRUPOS EM ESTUDO.....	75
4.4	SECCIONAMENTO DAS RAÍZES PARA ANÁLISE DA MICRODUREZA.....	83
4.5	ANÁLISE DA MICRODUREZA <i>VICKERS</i>	85
4.6	PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO.....	87
5	RESULTADOS	88
6	DISCUSSÃO.....	94
7	CONCLUSÃO.....	103
	REFERÊNCIAS.....	104
	APÊNDICE A - Materiais utilizados: apresentação comercial e recomendações dos fabricantes.....	108
	APÊNDICE B - Valores da microdureza <i>Vickers</i> de acordo com a profundidade e a região de medição.....	114

1 INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente normalmente necessitam de restaurações com a aplicação de pinos intra-radiculares. Esses pinos podem ser metálicos fundidos ou pinos pré-fabricados não metálicos que estão sendo muito utilizados atualmente (STEWARDSOON, 2001). Em ambos os casos, os pinos devem se comportar como parte integrante da restauração e precisam apresentar uma série de requisitos (STEWARDSOON, 2001). Um pino ideal deve prover retenção, de maneira a evitar o deslocamento da restauração e transferir forças adequadamente ao dente, diminuindo os riscos de fratura radicular (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999). Os pinos pré-fabricados podem ser encontrados em vários formatos, tamanhos e materiais, e desta forma podem ser utilizados nas diferentes variações anatômicas do canal radicular e nas diferentes localizações do elemento dental (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999; STEWARDSOON, 2001).

A melhora nas propriedades estéticas das restaurações livres de metal criou a necessidade do desenvolvimento de pinos intra-radiculares capazes de combinar propriedades óticas das restaurações estéticas e propriedades mecânicas ideais (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999). Os pinos pré-fabricados de fibra de vidro têm sido o sistema de escolha para a reconstrução de dentes anteriores tratados endodonticamente. Além de elevada resistência mecânica e módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, esses pinos possuem como vantagem, a estética e o fato de a maioria deles ser fototransmissor, ou seja, permitirem uma melhor penetração da luz através dos materiais, possibilitando uma melhor fixação ao dente, uma vez que podem ser cimentados adesivamente (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999; VARELA et al., 2003). O conhecimento do substrato dentário, principalmente o da dentina, associado ao

desenvolvimento tecnológico dos sistemas adesivos e cimentos resinosos têm proporcionado melhores valores de adesão na cimentação desses pinos (FERRARI; MANOCCHI, 2000).

A utilização dos cimentos resinosos aumentou substancialmente nos últimos anos sendo o material de escolha para a cimentação de peças estéticas *metal free* e resinas indiretas. Esses materiais também são indicados para a cimentação de pinos estéticos confeccionados em fibra de vidro ou carbono (EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWAY, 1999). O sucesso dos tratamentos que utilizam pinos intra-radulares e cimentos resinosos depende de três fatores: do pino intra-radicular, do cimento resinoso e do sistema adesivo a ser utilizado (VARELA et al., 2003). Os cimentos resinosos têm sido recentemente recomendados para a cimentação de pinos intra-radulares por proporcionarem maior retenção e aumento da resistência à fratura das raízes, quando comparados com os cimentos convencionais (HOFMANN et al., 2001). Esses cimentos tiveram sua composição modificada em relação às resinas compostas devido a adoção de grupamentos funcionais hidrofílicos, hidroxietil metacrilato (HEMA) e 4-metacriloxietil trimetilano anidro (4-META) (MAIA; VIEIRA, 2003).

De acordo com a reação de polimerização, os cimentos resinosos podem ser classificados em fotoativáveis (polimerização pela emissão de luz azul), autoativáveis (polimerização por reação química) ou duais (polimerização por reação química e pela luz azul). Neste último, a reação de polimerização é iniciada pela emissão de luz azul e por reação química (peróxido de benzoíla), através de fotoiniciadores, como as cetonas aromáticas (canforoquinona) e aminas promotoras da reação de polimerização. Essa característica serve para assegurar a completa polimerização do cimento, mesmo sob restaurações opacas e espessas, onde a luz

não é capaz de chegar (GOMES; CALIXTO, 2004; MAIA; VIEIRA, 2003; PRAKKI; CARVALHO, 2001).

Os cimentos com ativação química foram largamente utilizados para a cimentação de vários tipos de trabalhos protéticos. Esses materiais apresentam uma polimerização uniforme através de toda a restauração, porém apresentam a desvantagem do tempo de trabalho limitado. Os cimentos fotoativáveis são normalmente utilizados para a cimentação de facetas estéticas anteriores, no entanto a diminuição da profundidade de polimerização com o aumento da espessura da restauração causada pela atenuação da luz, tem limitado a sua utilização. Os cimentos resinosos duais iniciam sua ativação química quando se misturam as pastas base e catalisadora e também quando são submetidos à luz de um fotopolimerizador (EL-BADRAWAY; EL-MOWAFY, 1995).

Em restaurações estéticas indiretas e cimentação de pinos intra-radiculares, uma porção da luz emitida pelo fotopolimerizador é absorvida pelo material e não é transmitida para o cimento. Nessa situação, áreas do cimento que receberam luz insuficiente para ativar as substâncias fotossensíveis, dependem apenas da ativação química para assegurar a sua completa polimerização (FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004). Uma polimerização adequada é um fator fundamental para a obtenção das propriedades físicas e mecânicas necessárias para um bom desempenho clínico dos cimentos resinosos (SANTOS et al., 2000).

Entretanto, estudos realizados através de testes de microdureza, têm demonstrado que os cimentos com ativação dual não atingem sua dureza máxima quando polimerizados apenas quimicamente (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001; FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004; RUEGGEBERG e CAUGHMAN, 1993). Outro fator importante a ser considerado, baseado em trabalhos recentes que demonstram menor força de união entre os sistemas adesivos fotoativáveis

simplificados e materiais resinosos quimicamente ativados, devido ao baixo pH destes adesivos, é a existência de uma incompatibilidade química entre o sistema adesivo utilizado e a fase química ativada do cimento resinoso (FRANCO et al., 2005; SANARES et al., 2001).

A conversão dos monômeros resinosos tem sido analisada por espectrofotometria de raios infra-vermelhos (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGERBERG, 2001; RUEGGERBERG; CAUGHMAN, 1993.) e por testes de propriedades físicas, como dureza e resistência flexural. Esses estudos demonstraram que as propriedades mecânicas têm correlação positiva com o grau de conversão dos materiais resinosos, ou seja, quanto maior o grau de conversão dos materiais resinosos, melhores propriedades físicas irão apresentar (DARR; JACOBSEN, 1995).

Existe a necessidade de maiores esclarecimentos por meio de estudos científicos que possam demonstrar o comportamento dos cimentos resinosos, principalmente os de dupla polimerização indicados para a cimentação de pinos de fibra de vidro, frente aos fatores que possam interferir no sucesso desse procedimento, como a dificuldade de penetração da luz.

As propriedades mecânicas obtidas durante a cimentação de pinos de fibra de vidro são fatores fundamentais na obtenção de união adesiva ao substrato dentinário e boa qualidade final do trabalho executado pelo cirurgião dentista. Frente a esse fato, e sendo a avaliação da microdureza superficial um método indireto de verificação do grau de conversão dos monômeros em polímeros (HOFMANN et al., 2001), o objetivo deste trabalho foi analisar a interação de diferentes sistemas adesivos de ativação pela luz azul e dual e dois tipos de ativação de cimentos resinosos (ativação química e ativação dual) nos valores de

microdureza *Vickers* dos cimentos em diferentes profundidades de polimerização e diferentes proximidades com o sistema adesivo utilizado.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Buonocore (1955), em seu trabalho utilizou dois métodos no tratamento da superfície do esmalte para melhorar a adesão dos materiais restauradores à esta superfície. No primeiro método utilizou uma diluição de 50% de um reagente de fosfomolibdênio contendo tungstênio e sódio juntamente com uma solução de ácido oxálico a 10%. No segundo método foi utilizada uma solução de ácido fosfórico a 85%. Obteve então uma comparação qualitativa da adesão nos dois métodos através de testes periódicos de resistência feitos na resina acrílica colocada no esmalte e na dentina tratada e não tratada de dentes extraídos. Evidências positivas foram encontradas nos dentes que utilizaram o tratamento com os ácidos. Em seguida, os mesmos procedimentos foram realizados “in vivo” em pacientes voluntários, obtendo-se resultados que também mostraram uma melhora significativa na adesão da resina acrílica quando foram utilizados os ácidos descritos. O ácido fosfórico mostrou uma força de adesão maior que o ácido fosfomolibdênio-oxálico, abrindo uma possibilidade para a melhora na adesão das restaurações e conseqüentemente diminuição de cáries recorrentes.

Em seu trabalho clássico, Bowen (1963), observou que as propriedades físicas dos materiais utilizados para restaurações dentárias melhoraram quando foram reforçados por partículas de sílica que receberam um tratamento especial de superfície. Esse tratamento foi realizado com vinilsilano. Antes a sílica era considerada hidrofílica e após o tratamento tornou-se organofílica. Para servir de matriz orgânica para o reforço de sílica, um comonômero foi preparado utilizando-se bisfenol e glicidil metacrilato (Bis-GMA). Após isto foi feita a mistura da sílica com o Bis-GMA. Obteve-se uma boa consistência quando foi utilizado 70% de sílica e 30% do comonômero. Vários testes foram realizados para

analisar as características físicas do novo material normalmente fazendo-se uma comparação do mesmo com o cimento de silicato. As características observadas foram: força de fratura, solubilidade e desintegração, coeficiente de expansão térmica, estabilidade de cor, opacidade, força de compressão, força de tração, módulo de elasticidade, dureza de superfície e toxicidade. Praticamente todas as propriedades melhoraram com a utilização do reforço de sílica tratada em conjunto com o Bis-GMA.

Nakamichi; Iwaku e Fusayama (1983), realizaram um estudo com a finalidade de verificar a possibilidade da utilização de dentes bovinos em substituição aos dentes humanos em pesquisas, pois, é cada vez maior a dificuldade de se obter dentes humanos com o progresso da Odontologia conservadora. Foram utilizados três cimentos de policarboxilato, um cimento de ionômero de vidro, um cimento de fosfato de zinco e duas resinas compostas. Estudaram dentes humanos e bovinos extraídos e hígidos. O esmalte e a dentina dos incisivos superiores e dos primeiros molares humanos superiores foram preparados, assim como o esmalte e a dentina dos incisivos inferiores bovinos, expondo os dois substratos. Também foi investigada a mudança na adesão de acordo com a profundidade da dentina. Foram comparados dentes extraídos a menos de cinco dias e a mais de seis meses, a fim de observar a mudança na adesão dependendo do tempo de estocagem dos dentes. Uma matriz de cobre foi colocada em contato com o substrato preparado e preenchida com os cimentos e resinas. As amostras foram submetidas ao teste de resistência adesiva a uma velocidade de 0,8 mm/min. As morfologias do esmalte e da dentina foram analisadas através do microscópio eletrônico de varredura (MEV). Não houve diferenças estatísticas na resistência adesiva entre o esmalte bovino e humano, bem como na dentina superficial dos dois substratos, independentemente do material utilizado e do tempo de armazenamento dos dentes. A resistência

adesiva reduziu na dentina bovina mais profunda. As morfologias do esmalte e da dentina, humana e bovina, apresentaram-se semelhantes nas fotomicrografias, tanto antes como após o condicionamento ácido.

Blackman; Barghi e Duke (1990), desenvolveram um estudo onde examinaram e compararam a influência de materiais intermediários utilizando duas marcas comerciais de cerâmica na polimerização de cimentos resinosos para a cimentação de restaurações cerâmicas indiretas. Foram feitas amostras cerâmicas de 11 mm em quatro espessuras (0,5; 1; 2; 3 e 4 mm) com dois materiais: Vita VMK 68 porcelain (Vivadent, Baldwin Park, Calif.) e Dicor cast glass ceramic (Dentsply International, York, Pa.). Amostras de resina de 0,5 mm por 6 mm de diâmetro foram feitas em um molde metálico entre a amostra cerâmica e uma placa de vidro. Para esse estudo dois tipos de cimentos resinosos foram utilizados: light curing Porcelite yellow (Kerr Manufacturing Co; Romulus, Mich.) e dual curing Dicor translucent (Dentsply International). Os tempos de exposição variaram de 30 a 120 segundos. As amostras foram montadas em placas de vidro e a superfície polimerizada através do vidro foi analisada pelo teste de microdureza Knoop. A polimerização dos dois cimentos atingiu cura mais satisfatória sob amostras de cerâmicas finas do que sob as amostras mais espessas. Nenhum aumento na dureza foi constatado com o aumento do tempo de exposição à luz. Os cimentos Porcelite yellow e Dicor translucent cement alcançaram altos níveis de dureza no tempo de 60 segundos sob as amostras de 0,5 e 1 mm das duas cerâmicas. Utilizando amostras finas de porcelanas, Dicor cement atingiu sua presa máxima em um tempo menor que o recomendado. Os dois cimentos estudados tiveram presas melhores sob espessuras de cerâmica de 3 mm e 4 mm sob as amostras da Dicor glass-ceramic com o tempo recomendado de 60 segundos. O Porcelite cement precisou de um tempo de

ativação maior. Nenhum dos cimentos obteve uma presa suficiente sob as espessuras de 3 e 4 mm da cerâmica VMK 68.

Hansen e Asmussen (1993), realizaram uma pesquisa com o objetivo de examinar a relação entre a dureza superficial de uma resina fotoativável, ativada por diferentes fontes (aparelhos fotopolimerizadores), e a profundidade de polimerização. Para o teste de dureza, foram preparadas 15 amostras para cada aparelho fotoativador, utilizando um molde de teflon com diâmetro de 3,6 mm. O molde foi preenchido com uma resina de micropartícula (Silux Plus, 3M) e colocado no fundo das amostras de teste em contato íntimo com uma superfície de dentina úmida e plana. Utilizou-se dentina humana como superfície de fundo das amostras, para simular a reflexão da luz da dentina humana *in vivo*. A porção superior do material restaurador foi coberto com uma matriz e irradiada por 40 segundos. As amostras foram irradiadas com um intervalo de 2 minutos entre elas e armazenadas a 37°C. Após 7 dias, a dureza da superfície e da parte profunda foram mensuradas com uma Máquina de Micro-indentação Wallace (dureza *Vickers*). Uma força inicial de 0,01 N por 15 segundos foi aplicada, seguida de uma força de 1 N por 60 segundos. Para o teste de cavidade a profundidade de polimerização de 10 fontes de ativação foram testadas em cavidades realizadas em molares humanos extraídos. As cavidades eram cilíndricas com um diâmetro de aproximadamente 4,5 mm e uma profundidade de 8 a 10 mm. As cavidades foram preenchidas com uma resina de micropartícula (Silux Plus, 3M), cobertas por uma matriz e irradiadas por 40 segundos. Após 5 minutos, a superfície oclusal do dente foi aplainada com um disco de carborundum até que o compósito fosse exposto. A resina não polimerizada foi descartada e a dureza do material restante foi mensurada através de um medidor. Foram realizadas 4 amostras para cada fonte polimerizadora. Não houve relação entre a profundidade de polimerização e a dureza superficial. O trabalho mostrou

que as fontes de irradiação pobres podem polimerizar a superfície da amostra tão efetivamente quanto as fontes fortes, no entanto as superfícies mais endurecidas, em alguns casos, esconde um material pobremente polimerizado ou até não polimerizado.

Rueggeberg e Caughman (1993), examinaram a extensão de polimerização utilizando espectroscopia de raios infra-vermelhos em quatro marcas de cimentos duais que foram submetidos a várias condições de polimerização. Analisou-se especificamente a capacidade da ativação química alcançar níveis equivalentes de monômeros convertidos a ativação através da luz. Os cimentos utilizados no trabalho foram: Ultra-Bond (Dent-Mat Corp), Mirage FLC (Chameleon Dental), Porcelite (Sybron/Kerr) e Heliolink (Vivadent USA). Os materiais foram manipulados conforme as instruções do fabricante. Após completamente espatulados, os cimentos foram colocados sobre um cristal KRS-5. Um pequeno pedaço de tira de poliéster foi colocado sobre os cimentos e pressionada, fazendo com que o material se espalhasse através do cristal. Os materiais receberam os seguintes tratamentos: foram colocados imediatamente em um local livre da exposição da luz (ativação química), ou foram fotoativados por 60 segundos. Um segundo grupo de amostras foi preparado utilizando uma camada de 1,5 mm de resina composta Heliomolar. Essa lâmina polimerizada foi pressionada contra os cimentos espatulados e não polimerizados, e então foram polimerizados através da lâmina. As amostras foram fotopolimerizadas por 20 segundos ou por 60 segundos. Em vários tempos após a espatulação (2, 5, 10, 30, 60 minutos), as amostras foram colocadas no espectrofotômetro infra-vermelho. A porcentagem de monômeros convertidos em polímeros foi calculada para cada amostra e para cada tempo específico, utilizando uma técnica estandarizada. O potencial de polimerização dos componentes químicos e dos componentes fotopolimerizáveis das quatro marcas

comerciais avaliadas tiveram muita variação conforme a marca. Mesmo após 24 horas, a polimerização dos componentes da ativação química foi significativamente menor do que quando a resina foi exposta a qualquer tipo de luz. Não houve nenhuma evidência indicando um aumento substancial na conversão de monômeros dos componentes de ativação química 24 horas após a espatulação. Para quase todas as resinas testadas, a polimerização observada 10 minutos após a espatulação foi quase equivalente a polimerização após 24 horas.

Darr e Jacobsen (1995), realizaram um trabalho para determinar a eficiência e proporção de polimerização dos cimentos resinosos de ativação dual, quando polimerizados de acordo com as instruções do fabricante com um emissor de luz visível apropriado, sob condições onde a polimerização pela luz foi excluída e a ativação foi dependente apenas da reação química. Os materiais utilizados neste trabalho foram: Porcelite (Kerr), Duo cement (Coltène), Dual (Ivoclar), Universal Zement (Ivoclar) e Kulzer (Heraeus Kulzer). Os agentes de união foram utilizados na forma de um fino filme entre a restauração e o dente. As amostras foram feitas utilizando-se duas placas de vidro com espaçadores de papel entre elas para criar a lâmina antes e depois da polimerização. Para variar a espessura das lâminas uma série de espaçadores de papel indo de 95 μm a 987 μm foram utilizados. Observou-se que a dureza tornou-se constante a partir de uma lâmina acima de 180 μm . Os testes foram então realizados com lâminas de espessura de 200 μm e os materiais foram manipulados numa proporção de 1 para 1. O material espatulado foi colocado em uma placa de vidro e dois espaçadores foram colocados de cada lado da placa. Outra placa foi então pressionada contra os espaçadores, criando uma fina lâmina. Dois grupos foram preparados, o grupo do cimento dual que foi preparado de acordo com as instruções do fabricante utilizando uma fonte de luz visível, e o grupo de ativação somente química, cujas amostras foram preparadas sob um filtro amarelo

minimizando a ativação da luz ambiente. Dez amostras de cada grupo foram realizadas e testadas por um período de 28 horas. A microdureza foi mensurada em um microidentador de teste Wallace com um diamante *Vickers*. Cada amostra foi testada diretamente após a polimerização, após 40 segundos e então após 10, 20 e 30 minutos seguidos de 4, 24 e 28 horas com 10 identificações realizadas em cada amostra em cada tempo. Foi realizada a análise de variância (ANOVA) e o teste t de student. Apesar dos valores de dureza demonstrarem um bom grau de polimerização, é possível dizer que os agentes cimentantes testados precisam de 24 horas para atingirem as suas características ideais. A polimerização pela luz mostrou um melhor efeito nos 30 minutos iniciais mas, após isto, os dois grupos aumentaram a dureza de maneira semelhante. Os resultados sugeriram que os agentes cimentantes foram de fato insuficientemente polimerizados durante os primeiros estágios da cimentação. Ocorreu um rápido aumento da dureza imediatamente após a polimerização pela luz, seguida de um constante aumento na dureza nas 24 horas seguintes. As amostras de polimerização somente química mostraram um constante aumento nas primeiras 24 horas, mas estavam muito moles para serem examinadas nos primeiros 30 minutos. A polimerização dual foi mais efetiva que a polimerização apenas química. Clinicamente poderão existir áreas pobremente polimerizadas nas regiões mais profundas das restaurações.

El-Badraway e El-Mowafy (1995), analisaram a dureza de alguns cimentos resinosos duais disponíveis no mercado, muitos deles ainda não investigados previamente. Foram analisados quando polimerizados apenas por ativação química e também pelas duas maneiras: ativação química e através de luz visível. O efeito de lâminas cerâmicas e *inlays* de resina composta na dureza dos cimentos também foi investigado. Sete marcas comerciais de cimentos resinosos duais foram analisadas: Dicor MGC Cement (Dentsply), Dual Cement (Vivadent),

Indirect Porcelain System Dentist bonding kit (3M), Porcelite Dual Cure (Kerr), Sono-Cem (ESPE), Twinlook (Heraeus Kulzer). Quatro amostras em forma de disco medindo 2,5 mm de espessura e 6 mm de diâmetro foram preparadas com cada cimento em um molde de teflon, não fotoativadas. As amostras foram mantidas em uma caixa escura e colocadas em uma estufa a 37°C sem presença de luz. Foram preparadas mais quatro amostras com cada material da mesma maneira, porém estas foram submetidas à luz de um fotopolimerizador por 60 segundos, em apenas uma superfície. Uma máquina Tukon 300 para microdureza Knoop (Acco Industries Inc. Wilson Instrument Division, Bridgeport, Conn.) foi utilizada para cada espécie, determinando a dureza superficial em 1 hora, 24 horas e 1 semana de intervalos. Cinco leituras de dureza foram obtidas de cada amostra, para cada intervalo. Os dados foram submetidos a análise de variância (ANOVA). Na segunda parte da investigação, foi analisado o efeito de *inlays* de diferentes espessuras de cerâmica na dureza dos cimentos. Seis espaçadores, de 1 mm cada um foram preparados com um material para restaurações de *inlay* (Laboratory Inlay kit, Kerr Manufacturing Co.). Vinte e quatro amostras foram preparadas com cada cimento da mesma maneira já descrita, porém, durante a fotopolimerização, os espaçadores eram colocados entre o fotopolimerizador e a superfície de topo das amostras, variando a espessura dos espaçadores. A dureza superficial também foi analisada da mesma maneira descrita anteriormente. Os valores de dureza de todos os cimentos foram menores com a ativação química do que com a ativação dual. Com poucas exceções, os cimentos resinosos demonstraram um aumento na dureza com o passar do tempo. Na segunda parte desse trabalho, quando os cimentos foram polimerizados através de espaçadores cerâmicos, a maioria apresentou uma diminuição na dureza com o aumento na espessura dos espaçadores. Para três dos cimentos analisados, a ativação apenas química resultou em valores de dureza 25%

menores do que os valores obtidos com a ativação dual, mesmo após uma semana de estocagem. Para um número considerável de cimentos, uma significativa redução da dureza foi observada quando foram utilizados espaçadores com 2 a 3 mm de espessura. O Dicor MGC Cement exibiu os maiores valores de dureza.

Tenis et al. (1997), afirmaram que durante muito tempo as restaurações em dentes tratados endodonticamente desafiaram a dentística restauradora. Dessa forma, meios auxiliares de retenção e resistência têm sido estudados, buscando melhorias na restauração do elemento dental. Dentre esses meios auxiliares estão os pinos intra-radulares pré-fabricados que, como o próprio nome indica, são confeccionados previamente, respeitando características básicas que permanecem constantes em cada sistema. Segundo os autores, os pinos pré-fabricados, oferecem benefícios imediatos, como facilidade de manipulação e extinção de fases laboratoriais, que por sua vez diminuem o tempo clínico, possibilitando a restauração do elemento dentário imediatamente. Os pinos pré fabricados podem ser rosqueáveis ou cimentados e independentemente do tipo utilizado, é de grande importância a técnica e o tamanho do pino utilizado. Para a utilização de tais pinos, o conduto radicular deve ser preparado adequadamente, com mínimo estresse dentinário. Os pinos pré-fabricados permitem a utilização de diversos sistemas de núcleos de preenchimento tais como: resina composta, amálgama, ionômero de vidro e, os mais indicados, os compósitos reforçados com titânio. Observaram que o fracasso do dente está ligado diretamente ao dente e não a falhas nos sistemas de pinos pré-fabricados. Verificaram também que esses pinos têm as vantagens de possuírem resistência igual ou maior que a dos núcleos fundidos, sem as imperfeições da fundição além de serem utilizados em canais não paralelos ou multirradulares.

Ganss e Jung (1998), realizaram um trabalho com o intuito de avaliar o efeito de materiais restauradores provisórios com e sem eugenol em sua composição, na força de adesão de cimentos resinosos duais à dentina. Como a estrutura e a permeabilidade das amostras podem influenciar na força de adesão e na característica de difusão da dentina, os valores da força de adesão e a espessura da dentina foram correlacionados. Utilizaram 16 terceiros molares encrustrados em material resinoso fotoativável e seccionados horizontalmente na câmara pulpar e no meio da coroa, utilizando um disco diamantado com refrigeração. As amostras foram divididas em cinco grupos de 12 elementos e a superfície de dentina foi cortada, sendo que, em quatro dos grupos, foram completamente cobertas com material temporário. No grupo 1 as amostras foram cobertas com ZOE, no grupo 2, as amostras receberam o Temp-Bond (com eugenol, Kerr), no grupo 3 utilizou-se Fermit (resina composta temporária, Vivadent) e, no grupo 4 utilizou-se Provicol (com hidróxido de cálcio, Voco). As amostras do grupo 5 foram mantidas limpas, para servirem de controle. Todas as amostras foram armazenadas em solução salina (37°C) por 10 dias. Após esse período os materiais temporários foram removidos com uma cureta até que a superfície da dentina estivesse macroscopicamente limpa. As amostras dos 4 grupos e do grupo controle foram limpas com clorexidina, lavadas com água e secas com ar. O adesivo Syntact (Vivadent) foi utilizado de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para a aplicação dos compósitos, cilindros de plástico estandarizados foram preenchidos com Dual Cement (Vivadent). Esses cilindros foram colocados sobre a dentina e fotoativados por 60 segundos com o Optilux 400 (Demetron). Os cilindros resultantes tinham 1,4 mm de diâmetro e dois cilindros foram colocados sobre cada dente. A força de adesão foi avaliada através de uma máquina de teste universal Zwick. A maior força de falha foi utilizada. A força de adesão foi calculada em MPa. Após a

força ter sido aplicada, a espessura da dentina na interface compósito/dentina, dependendo da profundidade da câmara pulpar, foi mensurada com um paquímetro. Os resultados mostraram não existir diferenças estatísticas na força de adesão entre os grupos. Houve uma leve tendência para menores valores de força adesiva quando as espessuras de dentina foram menores. A conclusão foi de que os materiais com ou sem eugenol não tem efeito adverso na força de adesão do cimento resinoso dual (Dual Cement), utilizado em conjunto com o adesivo Syntact.

Ainda permanecem muitas dúvidas sobre o número relativo de radicais livres, dependendo do material e intensidade de irradiação e sua relação com a dureza. Esse fato motivou Menezes e Muench (1998), a realizarem uma pesquisa, relacionando número relativo de radicais livres com dureza Knoop de resinas compostas. Foram empregadas resinas compostas de cores claras e escuras respectivamente, a saber: Z100 (ultrafina) da 3M, A2 e B2; Silux Plus (micropartículas) da 3M, XL e U; Heliomolar RO (micropartícula) da Vivadent, 20 e 30. A fotoativação foi feita com fonte de luz halógena da marca XL 1500 (3M). A sua intensidade máxima, lida com radiômetro (Demetron Research Corp.), foi de 580 mW/cm². Para se conseguir as outras intensidades empregadas (110, 180, 300 mW/cm²), intercalaram-se dispositivos para distanciar a fonte do objeto irradiado. Os tempos de irradiação foram de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 80 e 90 segundos. Os corpos-de-prova foram obtidos em moldes de silicone de 2,5 mm de diâmetro e 2,0 mm de espessura. Cinco minutos após a irradiação, os corpos-de-prova eram submetidos aos ensaios de ressonância paramagnética eletrônica, para determinar o número de radicais livres. Para os ensaios de dureza Knoop foram feitos corpos-de-prova empregando-se discos de poliacetil, com perfurações de 2,5 mm de diâmetro e 2,0 mm de espessura. Os testes foram realizados com as cores claras, A2, XL e 20 respectivamente dos materiais Z100, Silux Plus e Heliomolar RO. As durezas foram

determinadas na face de irradiação e na face oposta. As intensidades usadas para os ensaios de dureza foram 110 e 300 mW/cm², pelos tempos de 20, 40, 60 e 80 segundos. As durezas foram determinadas nos tempos de 5 minutos, 1 hora, 1 dia, 1 semana e 1 mês. A cor influenciou no número de radicais livres. As cores claras apresentaram valores maiores de dureza. O número relativo de radicais livres aumentou com o aumento da intensidade e tempo de irradiação. A resina Z100 apresentou um número relativo de radicais livres 3 vezes maior do que as outras duas. A maior intensidade de luz conduziu em média a maiores valores de durezas nas três resinas, e o maior tempo de exposição não aumentou a dureza da resina Z100. A dureza aumentou no tempo de 1 mês e o lado da irradiação sempre apresentou dureza maior do que o lado oposto. A resina Z100 apresentou dureza bem maior que as outras duas. Com a resina Z100 não foram encontradas correlações entre o número relativo de radicais livres e a dureza, ao contrário das outras duas resinas.

Asmussen; Peutzfeldt e Heitmann (1999), investigaram quatro tipos de pinos intra-radulares, sendo dois feitos de zircônia (Biopost e Cerapost), um feito de titânio (PCR), que recebeu um tratamento especial de superfície para aderir à resina composta utilizada como material do núcleo, e o último feito de fibra de carbono (Composipost). Canais radulares artificiais foram feitos em um bloco de metal, com diâmetros correspondentes aos dos pinos. Os pinos foram então cimentados nos canais artificiais com Panavia 21 (Kuraray). Após o endurecimento do agente cimentante em 24 horas, as amostras foram colocadas numa Máquina de Teste Universal (Instron) para produzir uma curva de deflexão. A rigidez dos pinos foi definida como a força necessária para flexionar o pino em 0,05 mm e o limite elástico foi definido quando a curva de deflexão começou a ficar em linha reta. A força do pino foi definida no momento em que houve a curva máxima de deflexão.

Os dados obtidos foram submetidos a análise de variância e ao teste t de student. Os resultados mostraram diferenças consideráveis entre os quatro tipos de pinos, sendo os pinos a base de cerâmica os mais rígidos e fortes. A rigidez do Composipost foi menor do que o PCR. O PCR foi tão forte quanto os pinos cerâmicos, porém menos rígido do que estes. Os pinos de fibra de carbono apresentaram os menores valores de rigidez, limite elástico e força, o que pode fazer com que estes distribuam as forças para o dente de maneira mais uniforme.

El-Mowafy; Rubo e El-Badraway (1999), avaliaram o grau de dureza obtido para cimentos resinosos de ativação química apenas e também para os de ativação dual. Foram utilizados 8 cimentos resinosos: Adherence M⁵ (Confi-Dental Products, Louesville), Choice (Bisco, Ine, Itasca), Duolink (Bisco, Ine), EnForce (Dentsply/Caulk, Milford), Lute-It (Jeneric/Pentron, Ine, Wallingford), Nexus (Kerr USA, Orange), Resinomer (Bisco, Ine) e Variolink (Vivadent, Shaan, Liechtenstein). O efeito da interposição de uma lâmina cerâmica na dureza dos cimentos foi avaliada. Oito amostras de 6 mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura foram preparadas para cada cimento, utilizando-se anéis de aço. Um grupo de amostras foi preparado e mantido em uma caixa escura a 37°C sem ativação pela luz. Outro grupo de amostras foi preparado da mesma maneira, porém foram submetidas à ação do fotoativador por 60 segundos. A microdureza das amostras foi mensurada através de um identador Knoop (Tukon 300 microhardness tester, Acco Industries, Inc, Wilson Instrument Division, Bridgeport, Ct 06602). A dureza foi determinada em 1 hora, 1 dia e 1 semana. Cinco identações foram obtidas para cada amostra em cada tempo. Os dados foram analisados estatisticamente pelo teste ANOVA. O efeito da interposição de uma lâmina cerâmica na dureza dos cimentos foi analisada numa segunda etapa. Um grupo de 6 espaçadores cerâmicos de espessuras de 1 mm até 6 mm foram preparados com Cerec Vita Blocks (Vita Zahnfabrik, Bad S

ackingen, Germany). O espaçador foi colocado entre a superfície superior da amostra e do aparelho fotoativador. A dureza dos cimentos em geral foi menor para aqueles com ativação apenas química quando comparados com os cimentos de ativação dual. Para 3 dos cimentos examinados (Adherence, Duolink e Variolink) a ativação apenas química resultou em valores de dureza menores que 50% dos valores obtidos com a ativação dual, mesmo após uma semana de estocagem. Para a maioria dos cimentos avaliados houve uma dureza significativamente menor quando utilizados os espaçadores de 2-3 mm. O EnForce apresentou maiores valores de dureza quando as amostras foram ativadas quimicamente nos três intervalos de tempo.

Schilke et al. (1999), realizaram um estudo com o intuito de avaliar se a dentina bovina pode ser comparada à dentina humana em testes de resistência adesiva. Foram utilizados 30 incisivos permanentes bovinos, 30 dentes decíduos e 30 terceiros molares humanos, não irrompidos. Os dentes bovinos foram seccionados com disco diamantado com refrigeração na junção cimento/esmalte. Os dentes humanos e as coroas dos dentes bovinos foram seccionadas no sentido méso-distal. A raiz e a metade coronária lingual dos dentes humanos foram descartadas. As metades coronárias vestibulares de todos os dentes e as raízes bovinas foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável, para que a dentina fosse reduzida, através de desgaste da superfície vestibular e pulpar, a uma espessura de 1,0 mm. Sobre as superfícies dentinárias pulpar e vestibular da dentina das raízes bovinas e das coroas dos dentes permanentes humanos, e sobre a superfície vestibular da dentina dos dentes decíduos, foi aplicado o sistema adesivo (Syntact Enamel/Denting Bonding System) e uma resina híbrida (Tetric) de acordo com as instruções do fabricante. Após 24 horas as amostras foram submetidas ao teste de cisalhamento. A dentina humana decídua apresentou os

menores resultados de resistência adesiva, enquanto os maiores valores foram atingidos pela dentina bovina radicular. Não houve diferença estatística entre a resistência da dentina profunda e da dentina superficial. Da mesma forma, não houve diferença estatística entre a resistência adesiva da dentina coronária humana e bovina. Concluiu-se que a dentina bovina pode substituir a dentina humana permanente em estudos de adesão, porém não pode substituir a dentina decídua.

Ferrari et al. (2000), realizaram um estudo com o objetivo de analisar a morfologia dos túbulos dentinários no interior do canal radicular. Analisaram também se houve aumento na área superficial para a adesão após o condicionamento ácido e a influência da densidade dos túbulos na formação da camada híbrida. Utilizaram 30 dentes anteriores humanos, que tiveram suas coroas removidas. As raízes foram instrumentadas com irrigação de hipoclorito de sódio a 2,5% e foram divididas em três grupos de forma aleatória. No grupo I as amostras foram preparadas para observação da morfologia original e do tamanho dos túbulos dentinários da dentina radicular em MEV, após a instrumentação endodôntica e antes do condicionamento ácido. No grupo II as amostras foram preparadas para análise em MEV, para calcular o aumento da superfície dentinária para adesão e identificar as áreas com problemas de adesão após o condicionamento da dentina radicular com ácido fosfórico a 32% por 15 segundos. No grupo III as amostras foram preparadas para a observação da camada híbrida e dos *tags* resinosos. O canal radicular foi condicionado, lavado e seco com pontas de papel absorvente. Seguiu-se a aplicação do sistema adesivo All Bond 2 em todas as paredes do canal. Foi feita então a cimentação de um pino de fibra de carbono com cimento resinoso C&B (Bisco). Após a cimentação do pino e completa ativação do cimento resinoso, as amostras foram fraturadas no sentido longitudinal. As amostras foram preparadas para MEV. Foi observado que a densidade dos túbulos dentinários foi

significativamente maior no terço coronário do que nos terços médio e apical. Houve aumento do diâmetro dos túbulos após o condicionamento ácido. A superfície dentinária disponível para a adesão aumentou em 202% no terço coronário, 156% no terço médio e 113% no terço apical após o condicionamento ácido. A camada híbrida apresentou-se menos espessa no terço apical, enquanto nos terços médio e cervical, a espessura da camada híbrida foi significativamente maior. Os braços laterais dos *tags* de resina foram observados somente nos terços médio e cervical.

Ferrari e Manocci (2000), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar *in vivo* o comportamento de um sistema adesivo de frasco único na dentina radicular durante o procedimento de cimentação adesiva de um pino de fibra de vidro. Para esse trabalho foi selecionado um caso clínico de fratura radicular cervical, cujo dente havia sido tratado endodonticamente há sete anos e estava indicado para a extração. O canal radicular recebeu um preparo para a cimentação de um pino de fibra de vidro. Foi realizado então o condicionamento ácido da dentina radicular com ácido fosfórico a 32% por 15 segundos. Após a lavagem e secagem foram aplicadas duas camadas do sistema adesivo One-Step (Bisco) que foi fotoativado por 20 segundos. O pino de fibra de vidro foi cimentado com o cimento resinoso C&B (Bisco). Com a autorização do paciente, após uma semana o dente foi extraído e seccionado no sentido longitudinal. Uma das secções foi preparada para análise em MEV da camada híbrida, e a outra secção foi mergulhada em uma solução de ácido clorídrico a 30% por 24 horas, para dissolução do substrato dentário e observação dos *tags* resinosos. Observou-se *tags* mais compridos no terço cervical do que nos terços médio e apical e a camada híbrida teve espessura de 3 a 5 μm . Concluiu-se que o sistema adesivo One-Step utilizado em conjunto com o cimento resinoso C&B tem bons resultados na cimentação de um pino de fibra de vidro.

Sabe-se que o grau de polimerização pode alterar a dureza superficial das resinas e que este depende de vários fatores como: tempo de fabricação ou tempo de prateleira do produto, tipo de aparelho fotoativador, cor da resina, tempo de polimerização, tempo pós-polimerização, intensidade da luz e profundidade da resina composta. Baseando-se nesses dados, Santos et al. (2000), compararam o grau de dureza Knoop da resina composta através de corpos-de-prova nas profundidades de 1, 2, 3 e 4 mm, em tempos de 20 e 40 segundos, utilizando 3 aparelhos fotoativadores, sendo 2 do tipo pistola e 1 a cabo. Os aparelhos fotoativadores utilizados foram o Optilight II (Gnatus) e o XL 1500 (3M) do tipo revólver e o aparelho Fibrilux (Dabi Atlante), a cabo. Foram testados dois tempos de ativação (20 e 40 segundos) utilizando a resina Z100 (3M) na cor A2 e variando 4 profundidades (1, 2, 3 e 4 mm) e 3 repetições com 3 medidas para cada região. Para os testes foi utilizada uma matriz de poliacetato composta de 2 partes: uma totalmente plana e outra contendo uma cavidade retangular de 6 mm de profundidade, 4 mm de largura e 3 mm de altura. A cavidade da hemi-matriz foi preenchida com a resina e coberta com uma lamínula de vidro para a obtenção de maior lisura superficial e ausência de bolhas. Em seguida, a outra parte da matriz era sobreposta, ficando apenas uma pequena extremidade em contato com o meio externo, na qual foi feita a incidência de luz dos fotoativadores. Terminada a ativação, a parte superior da matriz e a lamínula de vidro foram removidas. A superfície da resina para análise foi a que esteve em contato com a lamínula. A resina composta, logo após a sua ativação e ainda posicionada na hemi-matriz, foi levada ao microdurômetro HMV 2000 (Shimadzu). Para o teste foi utilizado o penetrador Knoop com 50 g de carga, pelo tempo de 45 segundos. Em cada milímetro foram realizados 3 ensaios de dureza nos 2 mm centrais de cada profundidade. Os valores foram submetidos à análise estatística. Para o fator tempo

constatou-se que com 40 segundos a microdureza foi maior que com 20 segundos. Para o fator aparelho, o aparelho a cabo Fibrilux promoveu a menor microdureza. O primeiro milímetro de profundidade apresentou sempre os maiores valores de dureza. Foi detectada diferença entre os aparelhos do tipo revólver no tempo de 40 segundos, ou seja, o aparelho XL 1500 promoveu maior dureza que o Optilight. Em uma mesma profundidade, a dureza sempre foi maior no tempo de 40 segundos. As profundidades mostraram diferenças estatísticas significativas entre si, tendo sido encontrada maior dureza para as menores profundidades.

Schilke et al. (2000), compararam o número e o diâmetro dos túbulos dentinários da dentina de incisivos centrais permanentes bovinos e da dentina humana decídua e permanente (terceiros molares). Tanto a dentina coronária como a radicular dos dentes bovinos foram avaliadas, enquanto somente a dentina coronária dos dentes humanos foi submetida a investigação. Os dentes foram cortados mesio-distalmente, a metade lingual e as raízes dos dentes humanos foram descartadas e, em seguida, a superfície vestibular e pulpar das coroas de todos os dentes e das raízes bovinas foram desgastadas até a dentina remanescente atingir a espessura de 1,0 mm. Esse procedimento determinou que a superfície pulpar representaria a dentina profunda, enquanto a superfície vestibular representaria a dentina mediana. O número dos túbulos dentinários foi contado no centro de cada corpo-de-prova em fotomicrografias com 500 X de aumento, enquanto o diâmetro dos mesmos (apenas 10 túbulos para cada corpo-de-prova) foi determinado a um aumento de 15.000 X. De todos os grupos avaliados, a dentina radicular bovina apresentou o maior número de túbulos dentinários por mm^2 . A densidade dos túbulos dentinários foi maior na dentina profunda, próxima à câmara pulpar, para todos os grupos, com exceção para a dentina bovina, que apresentou valores semelhantes para a dentina mediana e profunda. A média do diâmetro dos túbulos

dentinários na dentina radicular bovina foi maior que na dentina humana, entretanto sem diferença estatisticamente significativa. Segundo os autores, os resultados desse estudo sugerem que, em preparos padronizados, a dentina coronária de incisivos centrais bovinos pode substituir a dentina de molares humanos em estudo de adesão, enquanto a dentina radicular bovina parece ser menos apropriada para este tipo de estudo, devido a significativa maior densidade dos túbulos dentinários.

Caughman; Chan e Rueggeberg (2001), em seu experimento, analisaram o desempenho de seis cimentos de ativação dual em cinco situações clínicas diferentes, verificando se esses agentes cimentantes realmente exercem as funções as quais se propõem. Foram utilizados os cimentos, Calibra, Choice, Insure, Lute-it!, Nexus e Variolink II. As cinco situações clínicas foram semelhantes a: cimentação das margens de uma restauração com fotoativação (Ligth Mylar), fotoativação na profundidade de 3 mm em porcelana (*inlay*), cimentação das margens de uma restauração com ativação de um cimento resinoso dual (Dual Mylar), ativação dual na profundidade de 3 mm em porcelana (*onlay*) e ativação química (sem ativação pela luz) de um cimento resinoso na cimentação de uma coroa metálica. Os corpos-de-prova foram guardados em recipientes escuros e submetidos, após sete dias, ao teste de conversão de polimerização (conversão dos monômeros e polímeros). Este teste obtém um espectro da quantidade de monômeros não convertidos. Concluíram que nenhum dos seis cimentos duais testados foram efetivos em todas as situações clínicas, não atendendo a todas suas funções propostas. O grau de conversão máxima de um cimento resinoso de ativação dual foi melhor do que a conversão máxima quando utilizada apenas o modo de fotoativação. O uso de uma única pasta fotoativável deve ser restrita a situações clínicas onde a profundidade alcançada seja menor do que 3 mm. Quando essa profundidade for maior os cimentos duais devem ser usados, pois

apresentaram efetividade nesse caso. Muitos dos sistemas testados apresentaram graus de conversão semelhantes quando apenas ativados quimicamente ou somente ativados pela luz, demonstrando maior efetividade da combinação das modalidades de ativação.

Gaston et al. (2001), realizaram um trabalho com o objetivo de mensurar a resistência adesiva de um cimento resinoso em três diferentes regiões da dentina no interior do canal radicular (terço cervical, médio e apical). Para isso, foram selecionados 20 caninos humanos, os quais tiveram as coroas removidas na altura da junção amelo-cementária. Em seguida, foi realizado o preparo para o pino com brocas Gates-Glidden, em baixa rotação. As raízes tiveram as superfícies mesial ou distal desgastadas longitudinalmente até a exposição do canal radicular. As amostras foram divididas em dois grupos com 10 amostras cada, de acordo com o cimento resinoso utilizado, a saber: (G1) C&B Metabond (Bisco) e (GII) Panavia 21(Kuraray). As amostras foram cortadas com disco de diamante de forma a obter-se em média 6 a 10 palitos por amostra, com dimensões de 1,0 mm X 1,0 mm X 8,0 mm, os quais foram divididos de acordo com a região a que pertenciam. Os palitos foram submetidos ao teste de microtração, a uma velocidade de 0,6 mm/min, e os resultados indicaram que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os cimentos resinosos testados, entretanto, houve diferença na resistência adesiva entre as regiões analisadas ($p < 0,05$), sendo esta maior na região cervical que nas regiões média e apical.

Hofmann et al. (2001), testaram a hipótese do mecanismo de ativação química dos cimentos resinosos ser efetivo na polimerização desses materiais. Além disso, o efeito da ativação química foi comparado com a fotoativação (testando a fotoativação apenas da pasta base) e foi comparado também com a ativação dual (testando a fotoativação após a mistura da pasta base com a pasta

catalisadora). Um cimento resinoso com ativação exclusivamente química serviu como controle. Finalmente, a influência da irradiação através de uma camada de porcelana de 2,5 mm nos cimentos fotoativados e de ativação dual foi determinada. Foram realizadas medidas da força flexural, módulo de elasticidade e dureza superficial. Os cimentos duais utilizados foram: Cerec Vita Duo Cement (Coltène), Variolink II (Vivadent), Sono Cem (ESPE), Nexus (Kerr). O cimento de ativação química foi o Panavia 21 (Kuraray). Amostras dos cimentos duais foram realizadas através de camadas microscópicas de acordo com cinco diferentes métodos de ativação. a) Ativação química: iguais quantidades de pasta base e pasta catalisadora foram misturados. O material espatulado foi colocado nos moldes utilizando Centrix. b) Ativação dual: depois da espatulação os materiais foram introduzidos nos moldes e irradiados por 40 segundos dos dois lados utilizando lâmpada halógena com uma intensidade de luz de 950 mW/cm^2 . c) Ativação dual através da porcelana: as amostras foram preparadas da mesma maneira que do grupo anterior, porém durante a irradiação, *overlays* de cerâmica de 2,5 mm foram posicionados entre a ponta do aparelho fotoativador e as amostras. d) Ativação pela luz: a pasta base dos materiais de ativação dual foram introduzidas nos moldes e irradiados como já descrito. e) Ativação pela luz através da porcelana: as pastas base foram irradiadas através de *overlays* cerâmicos. As amostras da resina ativada quimicamente (Panavia 21) foram exclusivamente preparadas de acordo com o grupo de ativação exclusivamente química. A força flexural e o módulo de elasticidade foram avaliados de acordo com a ISO 4049. Amostras de $2 \times 2 \times 2.5 \text{ mm}$ foram preparadas utilizando um molde dividido de aço inoxidável colocado sobre uma lâmina. Os cimentos resinosos foram inseridos no molde com leve excesso e cobertos com matriz e uma lâmina. As amostras do grupo exclusivamente de ativação química foram armazenadas de maneira a excluir totalmente a luz ambiente. De acordo com

a ISO 4049, as amostras fotoativadas devem ser irradiadas posicionando a extremidade do fotoativador sobre o centro do molde e ativando a luz pelo tempo designado. Nesse estudo toda a amostra foi irradiada utilizando quatro fotoativadores idênticos colocados sobre todo o molde, de tal maneira que a irradiação foi uniforme em toda a amostra. As amostras foram removidas dos moldes e analisadas por uma máquina de teste universal. A força flexural e o módulo de elasticidade foram calculados. Para avaliar a dureza superficial, amostras de 5 X 5 mm foram preparadas entre lâminas, utilizando um molde de silicone com 2 mm de altura. A ativação foi realizada de acordo com os protocolos já descritos. A dureza *Vickers* foi medida 24 horas após a polimerização utilizando um identador com 4.905N por 30 segundos. Para cada amostra foram realizadas 3 identificações. Dez amostras foram preparadas para cada tipo de ativação e tipo de cimento. A análise estatística foi realizada utilizando o teste de Mann-Whitney. Para todos os materiais e parâmetros, a ativação dual produziu valores maiores do que a ativação apenas pela luz, mesmo quando irradiados através da porcelana. No protocolo de ativação pela luz utilizando a porcelana houve uma diminuição dos valores quando comparados com o protocolo de ativação pela luz, sem utilizar a porcelana. Os autores concluíram que a dupla ativação determinou melhores resultados que a ativação química e foto, para os mesmos cimentos, compensando a falta de irradiação nos grupos fotoativados através do espaçador cerâmico.

Prakki e Carvalho (2001), realizaram uma revisão da literatura sobre os cimentos resinosos duais e observaram que os cimentos resinosos são compostos por um sistema monomérico Bis-GMA em combinação com monômeros de baixa viscosidade, além de cargas inorgânicas (vidros com carga metálica, SiO_2) tratadas com silano. Possuem agentes de união que são uma combinação de monômeros resinosos bifuncionais e polimerizáveis (4-META, HEMA e outros) e

solventes orgânicos: água, acetona e álcool. Quanto à ativação, os cimentos resinosos podem ser classificados em autoativáveis, ativáveis por ação de luz visível e dupla reação (dual). Neste último, a reação de ativação é iniciada pela emissão de luz visível e por reação química (peróxido de benzoíla), monômeros fotoiniciadores, como as cetonas aromáticas (canforoquinona) e aminas promotoras da reação de polimerização. Esta categoria serve para assegurar a completa ativação do cimento, mesmo sob restaurações opacas e espessas, onde a luz não é capaz de alcançar. Os cimentos resinosos de cura dual foram desenvolvidos para ser utilizados sob restaurações estéticas, pois permitem a passagem de luz, que irá iniciar a ativação, cabendo à reação química a função de complementar a reação em regiões profundas, onde a luz não é capaz de alcançar. Se o cimento dual não sofrer a fotoativação, poderá ocorrer uma grande reação inflamatória, uma vez que a reação química unicamente não será capaz de compensar a reação iniciada pela luz visível, levando a uma subpolimerização do material. Para que se obtenha adequada linha de cimentação e redução dos efeitos indesejáveis da diluição dos monômeros resinosos da camada híbrida, uma solução pode se encontrar na utilização de cimentos resinosos duais em associação a sistemas de união também de ativação dual. Os resultados dos trabalhos que envolvem cimentos resinosos da categoria dual, vêm demonstrando desempenho extremamente promissor. Entretanto, trabalhos futuros, principalmente trabalhos clínicos à longo prazo, ainda são necessários para que se possa de fato consagrá-los. Por hora, fica o profissional consciente, incubido de obedecer rigorosamente às características, limitações e indicações desses materiais, a fim de otimizar os seus procedimentos, uma vez que, nenhum material ainda é capaz de satisfazer à todas as situações clínicas.

Sanares et al. (2001), avaliaram o efeito de quatro sistemas adesivos de frasco único, com diferentes pH, na união a resinas foto e quimicamente ativadas,

através do teste de microtração e análise em MEV. Foram selecionados 24 terceiros molares humanos recentemente extraídos. O esmalte oclusal foi inicialmente removido pelo corte de um disco de diamante e a dentina subjacente foi polida com lixa 600, sob constante refrigeração, com o objetivo de criar *smear layer*. Os dentes foram aleatoriamente divididos em quatro grupos, de acordo com o sistema adesivo utilizado, a saber: (GI) Prime & Bond NT; (GII) Optibond Solo; (GIII) Single Bond e (GIV) One-Step. Os sistemas adesivos foram empregados de acordo com as recomendações dos fabricantes. A seguir, cada grupo foi dividido em dois subgrupos, de acordo com o tipo de ativação da resina composta utilizada: resina composta fotoativável (Z100) e quimicamente ativada (Bis Fil 2B), totalizando 8 subgrupos com 3 dentes cada. Esses materiais foram aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes de tal forma que um bloco de resina com 5,0 mm de altura foi confeccionado sobre a superfície dentinária. Após serem armazenados em água destilada por 24 horas a 37°C, cada amostra foi cortada com disco de diamante em pequenos palitos de 0,9 mm de espessura, totalizando 48 a 67 palitos para cada grupo, os quais foram devidamente fixados e submetidos ao teste de microtração a uma velocidade de 1,0 mm/min em Máquina Universal de Ensaio (Model 4440, Instron Inc. Canton, MA, USA). O modo de fratura foi individualmente avaliado em estereomicroscópio a 30 X, e foram classificadas em: a) falha adesiva; b) falha mista; c) falha coesiva. Os dados foram submetidos à análise estatística (ANOVA) para avaliar os efeitos dos sistemas adesivos e do modo de ativação das resinas compostas, e a interação entre estes dois parâmetros na resistência adesiva. Para análise em MEV foram selecionados quatro palitos de cada grupo. Além disso, foi obtida a acidez de cada sistema adesivo e a correlação entre este fator e a resistência adesiva foi analisada através de regressão linear simples. Os resultados mostraram que o efeito dos diferentes sistemas adesivos, os modos de ativação das

resinas compostas e a interação entre estes dois fatores foram estatisticamente significativas ($p < 0,01$). Não foram encontradas diferenças estatísticas na força adesiva entre os quatro sistemas adesivos testados com a resina fotoativável ($p > 0,05$), entretanto, a resistência adesiva foi significativamente menor quando a resina quimicamente ativada foi utilizada. Foi encontrada uma correlação positiva entre a acidez dos sistemas adesivos e a força adesiva para o subgrupo da resina composta quimicamente ativada. O tipo de falha predominante ocorreu ao longo da interface sistema adesivo/resina composta.

Stewardson (2001), por meio de um artigo de revisão da literatura, demonstrou a importância recente dos pinos não metálicos, a causa da maioria de suas falhas e os tipos de pinos não metálicos disponíveis no mercado. Afirmou que a introdução dos sistemas de pinos não metálicos iniciou uma gama de atividades de pesquisa em torno desses materiais. Os resultados dessas pesquisas demonstram que esses pinos podem ser largamente utilizados na prática clínica, porém com uma correta indicação e técnica. Também é essencial considerar que uma restauração retida por um pino é composta de um sistema formado pelo pino, pelo material do núcleo e pelo agente cimentante e que focar a atenção em apenas um deles é um equívoco. Cada um desses elementos pode influenciar no sucesso de toda a restauração. Os clínicos devem conhecer as recomendações para a seleção do pino adequado a cada situação, bem como a técnica correta a ser utilizada.

De forma geral, os sistemas de ativação por luz são vantajosos e o profissional tem grande controle sobre o tempo de trabalho, porém algumas dificuldades podem ser encontradas em alguns sistemas de ativação, tais como a porcentagem de conversão dos monômeros, o grau e a profundidade de polimerização. Carreira e Vieira (2002), utilizaram duas resinas compostas (Definite/Degussa e Filtek P 60/3M), cor A 3,5 para a realização de 20 corpos-de-

prova (10 de cada resina) com medidas de 2 mm de espessura por 8 mm de diâmetro. Após o preenchimento da matriz metálica com resina, colocou-se uma tira de matriz de poliéster e a seguir fotoativou-se por 40 segundos, mantendo-se a ponta do fotoativador sobre a matriz. A intensidade de luz foi medida através dos 10 corpos de prova de cada resina, usando-se um radiômetro. Esses corpos-de-prova foram recolocados na matriz metálica e a fonte de luz foi aplicada através dos mesmos. Para a outra medição a luz foi aplicada sem a presença da matriz, obtendo-se assim a intensidade de luz sem a interferência da matriz. Nesse trabalho, também foi medida a intensidade de luz em diversas distâncias do fotoativador e para isso, foram interpostas matrizes metálicas perfuradas com espessuras diferentes (2 mm; 6,3 mm e 9,3 mm) entre o radiômetro e a ponta do fotoativador. Os resultados encontrados mostram que há uma queda acentuada de intensidade de luz que ocorre através de 2 mm de resina composta, podendo a diminuição da energia de ativação chegar até a 95%. A redução na intensidade de luz através de 2 mm da resina composta varia conforme os materiais. O fato da intensidade de luz diminuir com a distância da fonte de luz em relação à resina composta, permite-nos fazer uso de técnicas de ativação para controle de contração sem a necessidade de novos equipamentos. O uso de matrizes metálicas diminui a intensidade de luz, portanto, em situações clínicas diárias, deve-se dar preferência às matrizes transparentes que permitem a passagem da luz, principalmente em áreas de difícil acesso à ponta do fotoativador.

Consani et al. (2002), realizaram um trabalho com a finalidade de verificar o efeito da inserção do compósito em camadas ou bloco único e dos métodos de ativação por luz intermitente, sobre os valores de dureza Knoop dos compósitos odontológicos Z100 (3M) e Alert (Jeneric/Pentron), com diferentes conteúdos de carga. As amostras foram confeccionadas em uma matriz acrílica

contendo uma cavidade com 4 mm de diâmetro por 4 mm de espessura. O compósito foi inserido na matriz de duas maneiras diferentes, ou seja, em uma única porção ou em duas camadas com 2 mm de espessura cada uma. Os corpos-de-prova foram então fotoativados de acordo com um dos métodos propostos: luz contínua emitida pelo aparelho XL 3000, com intensidade de 520 mW/cm^2 , por 40 segundos; duplo pulso, com espaçador de 12 mm de comprimento adaptado na ponteira do aparelho XL 3000, para que a emissão de luz fosse de 150 mW/cm^2 por 10 segundos, seguido de 30 segundos a 520 mW/cm^2 , sem espaçador; e luz pulsátil de 520 mW/cm^2 emitida pelo aparelho Optilux 400 especialmente adaptado para esse propósito, sendo 2 segundos ligado e 1 segundo desligado, até completar 60 segundos. Cinco corpos-de-prova foram confeccionados para cada grupo, de acordo com o método de fotoativação e tipo de inserção, totalizando 30 repetições para cada material. Os corpos foram submetidos ao teste de dureza Knoop nas regiões: 30 mm abaixo da superfície de incidência direta da luz, nas regiões intermediárias de 1,5 mm e 2,5 mm de profundidade e na região de fundo. As medidas de dureza foram feitas com penetrômetro HMV 2000 Shimadzu (Japão), sob carga de 50 g, por 30 segundos. Quatro penetrações foram realizadas em cada região de análise, totalizando 16 penetrações para cada amostra. A análise de variância e o teste de Tukey (5%) mostraram que a Z100 apresentou maior valor de dureza, a inserção dupla foi melhor que a inserção única e a dureza de superfície foi maior que nas demais profundidades, independentemente dos demais fatores. Para a resina Z100, todos os métodos de ativação promoveram maior dureza na inserção dupla, enquanto que na Alert, a ativação por luz contínua promoveu similaridade estatística entre os dois tipos de inserção. A Z100 mostrou similaridade estatística entre os métodos de fotoativação somente na inserção dupla, enquanto na resina Alert a

similaridade estatística ocorreu na inserção única entre as ativações por duplo pulso e luz pulsátil.

Fan et al. (2002), realizaram um estudo que pesquisou se a profundidade de polimerização de vários matizes de cinco resinas compostas comercialmente disponíveis estava dentro da definição do padrão ISO quando foram irradiadas com uma intensidade de $300\text{mW}/\text{cm}^2$. Na especificação da ISO, a profundidade de polimerização é definida como 50% do comprimento das amostras de resina composta ativada após a porção não ativada ter sido retirada por raspagem ou escavação. Depois é usado um critério específico de aprovação/reprovação para comparar a profundidade de polimerização de 1,5 mm requerida para determinar se o material encontra-se dentro das normas padronizadas. Para o trabalho foi utilizada uma fonte de luz ativadora (Optilux 400, Demetron). Como o objetivo do estudo era pesquisar diversas resinas compostas e não comparar as marcas, os materiais foram designados como A, B, C, D e E. A profundidade de polimerização para cada amostra foi determinada usando o método descrito no padrão ISO 2000 para materiais cimentantes e restauradores fotoativáveis. Para a confecção das amostras foi utilizado um molde de aço de 6 mm de altura por 4 mm de diâmetro. Em seguida, as amostras foram irradiadas com a luz fotoativadora ajustada pra liberar $300\text{mW}/\text{cm}^2$. Cada amostra de resina composta foi irradiada pelo tempo recomendado pelo fabricante. O material não polimerizado foi removido manualmente através da raspagem com uma espátula. Com um micrômetro, foi medido o comprimento do corpo-de-prova polimerizado. A profundidade de polimerização foi registrada como 50% do comprimento medido do remanescente. Os autores concluíram que uma intensidade de luz de $300\text{mW}/\text{cm}^2$ polimerizará com eficiência a maioria dos matizes das resinas compostas no tempo indicado pelo fabricante, mas alguns materiais podem requerer tempo maior.

Acreditam que é importante para o dentista estabelecer o tempo apropriado de polimerização de várias resinas compostas usadas no consultório odontológico, e periodicamente verificar a eficácia do desempenho da luz polimerizadora e da resina composta.

Hagge; Wonng e Lindemuth (2002), avaliaram o efeito de três diferentes tipos de cimentos endodônticos na retenção de pinos intra-radulares cimentados com cimentos resinosos. Para isso, 64 dentes unirradulares foram tratados endodonticamente e divididos de forma aleatória em quatro grupos, com 16 dentes cada. Os dentes do Grupo I (controle) não foram obturados. Os demais dentes foram obturados com guta percha e os seguintes cimentos: (GII) cimento endodôntico a base de eugenol (Kerr Pulp Canal Sealer); (GIII) cimento endodôntico resinoso (AH 26); (GIV) cimento endodôntico a base de hidróxido de cálcio (Sealapex). Após uma semana de armazenamento em 100% de umidade, os canais foram preparados para pino (10,0 mm de profundidade) e o pino Parapost foi cimentado com Panavia 21. Após 48 horas, as amostras foram montadas em tubos de PVC com resina acrílica, e os pinos foram removidos verticalmente utilizando a Máquina Universal de Ensaio, a 1,0 mm/min. Os resultados foram submetidos à análise estatística, observando-se que as amostras do Grupo I apresentaram maior retenção dos pinos que as do Grupo II, mas nenhuma outra diferença significativa foi encontrada entre os grupos. Os autores concluíram que a formulação química dos cimentos endodônticos utilizados não interferiu significativamente na retenção dos pinos intra-radulares cimentados com cimento resinoso.

Machado et al. (2002), avaliaram, por meio de teste de dureza, a capacidade de polimerização de três aparelhos fotoativadores diferentes, utilizando uma única resina composta. Para este procedimento foram selecionados aparelhos fotoativadores de luz visível, de marcas comerciais diferentes: Curing Light 2500

(3M), Kreative Kuring Light (Kreative Inc.) e Apollo 95 E (DMC Corp.). A Charisma (Kulzer) foi a resina composta utilizada. Durante a avaliação dos aparelhos fotoativadores, procedeu-se a medição, através de um radiômetro Curing Radiometer (Demetron), da intensidade de luz emitida. A determinação dos valores de intensidade de luz foi realizada em todos os aparelhos, antes e após o uso, durante um tempo de exposição de 10 segundos. Para a obtenção dos corpos-de-prova, utilizou-se uma matriz metálica cilíndrica, composta de duas porções distintas, cada uma contendo cavidade com 4 mm de diâmetro, 5 mm de altura e 2 mm de profundidade. As duas porções da matriz foram justapostas com o emprego de pinos guias, conferindo uma superfície plana à cavidade interna. Os tempos de exposição à luz foram aqueles recomendados pelos fabricantes dos aparelhos. Para o Curing Light 2500, foram confeccionados 5 corpos-de-prova fotoativados por 40 segundos. No aparelho Kreative Kuring Light, foram confeccionados 5 corpos-de-prova fotoativados por 10 segundos. No aparelho Apollo 95 E os 5 corpos-de-prova foram fotoativados por 6 segundos. Neste aparelho o tempo de exposição foi determinado através de informações obtidas no plano piloto. As medidas de dureza foram realizadas após 24 horas de confecção dos corpos-de-prova. O aparelho utilizado foi o Wolpert (Otto-Wolpert_Werke GMBH), equipado com diamante *Vickers* e uma carga de 50g, durante um tempo de 30 segundos. Com uma régua e uma lâmina de bisturi, os corpos-de-prova receberam uma linha no sentido do longo eixo, dividindo-o a cada milímetro. Em cada milímetro foram realizadas 6 impressões, 3 de cada lado, sendo sempre uma central e duas laterais, até uma profundidade padronizada de 3 mm. Avaliando comparativamente a dureza *Vickers*, o fotoativadorr Curing Light 2500, utilizado com 40 segundos, a resina apresentou maior valor de dureza. O aparelho Apollo 95 E, utilizado com 6 segundos, apresentou menor valor de dureza, ficando o Kreative Kuring Light, utilizado com 10 segundos em posição intermediária.

Independentemente do aparelho fotoativador utilizado, observou-se que quanto maior a profundidade da resina, menores os valores de dureza *Vickers* encontrados.

Maluly Filho (2002), realizou um trabalho com o objetivo de avaliar o grau de polimerização de dois cimentos resinosos duais (Rely X/3M e Variolink II/Vivadent), através de testes de microdureza *Vickers*. Para isso foram utilizados 20 dentes bovinos hígidos, que foram seccionados transversalmente no limite esmalte/cimento. As raízes foram desprezadas e as coroas seccionadas transversalmente na metade da distância cérvico-incisal. Cada fragmento de coroa foi incluído em resina acrílica e desgastado até a total exposição da dentina. Os cimentos foram aderidos aos dentes em um anel de aço com 6 mm de diâmetro e 0.2 mm de altura. No início as amostras de cimento foram fotoativadas diretamente e depois através de um espaçador cerâmico com 8 mm de diâmetro e 2 mm de altura, utilizando *laser* de argônio e luz visível como fontes ativadoras. As amostras foram então divididas em quatro quadrantes e submetidas ao teste de dureza *Vickers* na porção central de cada quadrante. Os resultados não mostraram haver diferença estatística nos valores de microdureza entre os dois cimentos testados. As amostras que foram fotoativadas diretamente apresentaram maior microdureza quando comparadas com as que foram fotoativadas através do espaçador cerâmico. As amostras mostraram maior dureza quando fotoativadas com o *laser*, havendo diferença estatística.

Martins et al. (2002), realizaram um trabalho estudando a influência da intensidade de luz e cor da resina no grau da dureza Knoop de um compósito odontológico. Foi utilizada a resina composta Fill Magic nas matizes A, B, C, D e I, croma 3. As amostras foram feitas através de matrizes de poliéster envoltas por um anel de cobre, com cavidade na região central medindo 2 mm de espessura por 6 mm de diâmetro. Foi utilizado um aparelho fotoativador Elipar Trilight (ESPE)

calibrado para emitir 3 intensidades de luz diferentes, a saber: 450 mW/cm², 800 mW/cm² e uma intensidade de luz gradativa de 100mW/cm² a 800 mW/cm², durante 40 segundos. A inserção do material foi feita em um único incremento e condensado na cavidade da matriz que foi interposta por lâminas de vidro. A polimerização do material realizou-se adaptando a ponta do aparelho fotoativador diretamente sobre a lâmina de vidro. Foram realizados 18 corpos de prova para cada cor, ou seja, 6 corpos de prova por intensidade, totalizando 90 corpos de prova. Os testes de dureza foram realizados após a armazenagem por 24 horas nas regiões de topo e base, sob uma carga de 100g por 10 segundos, utilizando um microdurômetro HMV-2000 Schimadzu Microhardness Tester (Japão) e um penetrador tipo Knoop acoplado a um sistema de análise que utilizava um software de imagem CAMS-WIN (New Age Industries- EUA), perfazendo um total de 10 penetrações por amostra, com distância de 1 mm entre as identificações, sendo 5 na superfície de incidência da luz e 5 na região oposta, totalizando 900 medições. Em relação a intensidade de luz, as diferenças foram estatisticamente significativas, ao se verificar que, com a intensidade de luz progressiva, obteve-se em média o maior grau de dureza Knoop. Notou-se também que, apesar de não haver diferença estatística no grau de dureza da resina composta segundo a cor, as cores C3 e D3 apresentaram, em média, menores valores de dureza que as demais, concluindo-se portanto, que a cor do compósito não influenciou no grau de dureza em corpos de prova com 2 mm de espessura.

As propriedades físicas e biológicas dos cimentos resinosos podem variar consideravelmente devido às diferenças na quantidade e qualidade das suas fases poliméricas e inorgânicas, assim como a eficácia dos seus mecanismos de presa. Atlar; Tam e McComb (2003), fizeram um estudo com o objetivo de comparar a força flexural, o módulo de elasticidade, a radiopacidade e o pH de marcas

comerciais de 5 categorias de agentes cimentantes. Dois agentes cimentantes resinosos foram incluídos. Os materiais utilizados nessa pesquisa foram: cimento de fosfato de zinco Flecks (Reystone/Mizzy), cimento de ionômero de vidro convencional Fuji luting cement (GC Corp.), cimento de ionômero de vidro modificado por resina Rely X Vitremer luting cement (3M Dental Products), cimento resinoso dual Calibra (Dentsply), cimento resinoso dual Rely X Adhesive resin cement (3M Dental Products), resina autopolimerizável Crown & Bridge luting cement (Bisco Dental Products). Os cimentos de ativação dual foram fotoativados em um grupo e não foram fotoativados em outro grupo. Todos os materiais foram utilizados de acordo com as recomendações dos fabricantes. O cimento de fosfato de zinco foi manipulado e utilizado na técnica incremental. O cimento de ionômero de vidro convencional foi espatulado por 20 segundos e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina foi espatulado por 30 segundos. A fotoativação foi realizada por 1 minuto com uma luz halógena de 440 mW/cm^2 a uma distância de 3 cm. A força flexural, o módulo de elasticidade e a radiopacidade dos materiais foram determinados de acordo com a ISO 4049 e, em seguida, foi realizada a análise estatística. Para o teste de pH, cada material foi espatulado sobre uma placa de vidro limpa, com uma espessura de mais ou menos 2 mm. Um eletrodo foi colocado em íntimo contato com cada material e o pH foi mensurado imediatamente após a espatulação, após 1, 5, 15 e 30 minutos e, ainda após 1, 3, 4, 6 e 24 horas. Os dados foram submetidos à análise estatística. Todos os cimentos resinosos tiveram maior força flexural do que o cimento de fosfato de zinco. Apresentaram também maior força flexural do que o cimento de ionômero de vidro convencional e do que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina após 24 horas e após 3 meses. Quando os cimentos de ativação dual não foram fotoativados, a força flexural foi menor do que quando realizou-se a fotoativação após 25 horas e 3 meses. O

cimento de ionômero de vidro modificado por resina teve força flexural maior do que o convencional e também do que o cimento de fosfato de zinco, nos dois tempos estudados. Não houve diferença estatística entre os tempos de 24 horas e de 3 meses, para nenhum cimento estudado. O cimento de fosfato de zinco teve o maior valor de módulo de elasticidade após 24 horas e 3 meses e o cimento de ionômero de vidro modificado apresentou o menor valor. A condição de não fotoativação diminuiu o módulo de elasticidade do cimento Rely X Adhesive. Não houve diferença estatística entre os tempos de 24 horas e 3 meses para o fosfato de zinco e os grupos dos cimentos resinosos e existiu um aumento do módulo de elasticidade de 24 horas para 3 meses para os cimentos de ionômero de vidro convencional e modificado. Os resultados da radiopacidade mostraram diferenças significativas entre os grupos. O cimento de fosfato de zinco teve a maior radiopacidade. Os cimentos duais e o cimento de ionômero de vidro convencional mostraram radiopacidade praticamente igual a do esmalte humano. A radiopacidade do cimento de ionômero de vidro modificado por resina ficou entre a radiopacidade do esmalte e a da dentina. O cimento autopolimerizável mostrou radiopacidade similar a da dentina, sendo a menor radiopacidade dos cimentos testados. O cimento de ionômero de vidro convencional inicialmente teve o pH mais ácido (1,5) e, após 24, horas apresentou um pH de 6,4. O fosfato de zinco foi inicialmente também muito ácido (2,2) e após 24 horas o valor subiu para 6,8. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina teve um pH inicial de 3,6 subindo em 24 horas para 5,7. Os valores iniciais de pH para os cimentos resinosos foram maiores que os valores para os cimentos de ionômero de vidro e o fosfato de zinco, ficando entre 4,4 e 5,5. No entanto, o valor final do pH dos cimentos resinosos, foi menor do que o pH final dos cimentos de ionômero e do fosfato de zinco ficando, entre 4,9 e 5,4.

Maia e Vieira (2003), realizaram uma revisão da literatura e apresentaram algumas propriedades físico-mecânicas dos cimentos resinosos disponíveis atualmente. Em relação à solubilidade, os cimentos resinosos apresentam solubilidade significativamente menor, *in vitro*, quando comparados aos cimentos de fosfato de zinco, policarboxilato, ionômero de vidro e ionômero de vidro reforçado por resina. Salientaram também que a conversão dos monômeros em polímeros também pode determinar o grau de desgaste dos cimentos resinosos. O desgaste dos cimentos diminui com o aumento do grau de conversão e com o aumento de partículas por volume. Quanto ao tamanho da partícula inorgânica, os cimentos resinosos híbridos apresentam menor resistência ao desgaste do que os cimentos resinosos microparticulados. As propriedades físicas dos cimentos resinosos também sofrem influência do grau de conversão dos monômeros em polímeros. Em regiões mais profundas dos preparos cavitários ou onde a opacidade e a espessura do material restaurador impedem a transmissão da luz, a polimerização realizada apenas pela ativação da luz visível não é suficiente, sendo então necessária a associação de um sistema de autoativação. A ação dos dois sistemas de ativação aumenta o grau de conversão dos monômeros em polímeros e melhora as propriedades físicas dos cimentos. Quanto ao procedimento de união e retenção das restaurações indiretas, tem-se usado a tecnologia dos sistemas adesivos em combinação com os cimentos resinosos. Essa combinação no uso de materiais fluidos e técnicas para a criação de rugosidades microscópicas propiciou uma interação íntima entre as superfícies dos substratos e contribuiu para o crescimento no uso do cimento resinoso, apesar de ter aumentado também a complexidade do uso clínico desse cimento. Qualquer contaminação da superfície dental ou manipulação e aplicação incorretas dos componentes do sistema adesivo resultará em mau prognóstico para a força de adesão.

Suh et al. (2003), realizaram um estudo que examinou a polimerização de resinas foto e quimicamente ativadas que foram contaminadas com monômeros resinosos acidificados, através do uso de calorimetria diferencial escaneada. Versões foto e quimicamente ativadas de resinas de Bis-GMA/TEGDMA foram preparadas. Quatro monômeros resinosos acidificados cada um com grupamentos funcionais carboxílicos (DSDM e MAA) ou fosfóricos (MP e 2MP) foram adicionados em uma concentração de 10% em peso a essas resinas para simular a mistura da resina composta e monômeros ácidos não polimerizados ao longo da interface adesivo simplificado de um passo/ compósito. Diferentes concentrações do monômero mais ácido (2MP) (10% a 50% para a resina fotoativada e 2% a 4%) para a resina quimicamente ativada) também foram adicionadas para examinar a sua contribuição em diminuir o grau de polimerização destas misturas de resinas. O efeito do sulfinato benzeno de sódio na polimerização da resina quimicamente ativada que foi contaminada com 10% em peso de 2MP também foi investigada. Os autores encontraram que a uma concentração de 10% em peso todos os monômeros acidificados tiveram um efeito limitado na polimerização da resina fotoativada. O grau de polimerização na resina quimicamente ativada foi bastante reduzido pelos monômeros carboxílicos (DSDM e MAA), enquanto que a polimerização foi completamente inibida na presença dos monômeros organofosfatados (MP e 2MP). Reduções substanciais no grau de polimerização das resinas fotoativadas ocorreram apenas na presença de altas concentrações de 2 MP (30% a 50%). A maior inibição de polimerização foi observada quando a resina quimicamente ativada foi contaminada com 2% a 3% de 2MP, com completa inibição a 4%. A adição do sulfinato benzeno de sódio à resina quimicamente ativada contaminada com 2 MP reverteu as resinas não polimerizadas previamente, mas o grau de polimerização continuou inferior ao da resina quimicamente ativada não

contaminada. Esta diminuição do grau de polimerização das resinas quimicamente ativadas por até mesmo concentrações muito baixas de monômeros resinosos acidificados é justificada pela incompatibilidade reportada entre adesivos simplificados e compósitos quimicamente ativados.

Tsai; Meyers e Walsh (2003), determinaram a profundidade de polimerização e a microdureza de uma resina polimerizada com 3 fontes existentes no mercado e 2 protótipos de LEDs. Um segundo objetivo desse estudo foi analisar a performance de dois protótipos de LED, contendo apenas um LED, em termos de profundidade de polimerização e microdureza dos compósitos. Foram analisadas a profundidade de polimerização e microdureza, utilizando os LEDs disponíveis no mercado. Os três LEDs utilizados foram o E-light (GC Corporation, Tóquio, Japão), O Elipar Freelight (3M ESPE ST Paul, MN, EUA) e o Blue LED 475 H (RF System Lab, Nagano, Japão). Esses LEDs contém 64, 19 e 7 LEDs respectivamente. A lâmpada de alta intensidade utilizada foi o Demetron Optilux 501 (Kerr, Orange, CA, EUA), enquanto que a lâmpada halógena utilizada como controle foi a QTH light (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha). Uma resina híbrida (Filtek Z 250 3M ESPE) foi utilizada como material de teste. Três cores diferentes foram utilizadas, a saber: B1, A3 e C4. A resina foi introduzida na metade de um molde de alumínio cilíndrico dividido, com um diâmetro de 2,5 mm e uma profundidade de 10,0 mm. O molde foi preenchido com a resina e comprimido para se conseguir uma superfície plana. A resina foi então fotoativada utilizando um dos tipos de fonte de luz, pelo topo do guia de luz, a 0,5mm de distância da superfície da resina. O tempo de 40 segundos foi utilizado para todas as fontes de luz. A profundidade de polimerização foi determinada utilizando uma técnica estandarizada (ISO 4049: 2000). Imediatamente após a irradiação, o material não ativado é removido com uma espátula. A altura do cilindro com a resina foi medida com um micrômetro, e o

resultado dividido por dois. A profundidade de polimerização foi medida para as três cores de resina. Foram utilizadas 10 amostras para a cor A3 e cinco para as cores B1 e C4 para cada fonte ativadora. A dureza *Vickers* das amostras da cor A3 foram determinadas por toda a extensão da resina ativada, utilizando um indentador universal (Leitz Wetzlar, Alemanha). A profundidade de polimerização e microdureza utilizando os protótipos de LED, também foram analisadas. Os dois protótipos de LEDs em investigação empregaram um LED de 5 mm de diâmetro. Os procedimentos para a profundidade de polimerização e microdureza foram realizados como já descrito, com cinco amostras de cor A3 utilizadas para cada fonte de luz. Foi avaliada a duração da ativação de um agente adesivo utilizando os protótipos de LEDs. Os dois protótipos de LEDs e o Demetron Optilux 501 foram utilizados nesta parte do estudo, para fotoativar um agente adesivo GC Fuji Coat LC (GC Corporation, Tóquio, Japão). As amostras foram ativadas em 5 e 10 segundos por incremento e a dureza *Vickers* de cada uma foi testada, até que alcançasse a mesma dureza que o controle. As amostras do controle foram ativadas por 40 segundos com o Optilux 501 e a dureza *Vickers* foi determinada. Os LEDs analisados nesse estudo, e que são disponíveis no mercado, obtiveram uma adequada profundidade de polimerização e microdureza, quando utilizou-se a resina em incrementos de 2 mm ou menos. Para as profundidades maiores do que 2 mm, a sua performance foi pior do que a performance das lâmpadas halógenas e das lâmpadas de alta intensidade.

A morfologia da dentina tratada com o ataque ácido e desproteinizada é completamente diferente da dentina tratada apenas com o ataque ácido. O diâmetro dos túbulos dentinários aumenta e a área de dentina intertubular residual diminui. Varela et al. (2003), realizaram um estudo com o objetivo de investigar o efeito do NaOCl (cloreto de sódio) na interface dente-resina usando microscopia

eletrônica (MEV) e a força de adesão para diferentes protocolos de cimentação de pinos. Foram utilizados 120 dentes unirradiculares (apenas a raiz). O tratamento endodôntico foi realizado e os dentes foram armazenados a 37°C. Em cada dente, 11 mm de guta-percha foram removidos, utilizando Gates-Glidden, deixando de 2 a 5 mm de guta-percha apical. O preparo para os pinos foi realizado com constante refrigeração, utilizando-se as brocas recomendadas. O conduto radicular de todos os dentes foi tratado com ácido ortofosfórico a 37% por 60 segundos, para expor as fibras colágenas e remover a *smear layer*. As amostras foram divididas em dois grupos cada um com 60 dentes. No grupo I não foi realizado o tratamento com o NaOCl. Já as amostras do grupo II receberam o tratamento com o NaOCl a 10% por 60 segundos e depois foram lavados com água destilada. Foram realizados 4 diferentes protocolos de cimentação para cada grupo (I e II): um grupo de 15 dentes foi cimentado com Panavia 21 Ex (Kuraray), outro grupo, também com 15 dentes, foi cimentado com Dual Cement (Vivadent), outro grupo recebeu o cimento Panavia 21 Ex e o adesivo ED Primer (Kuraray) e o outro recebeu o cimento Dual Cement e o mesmo adesivo. Dos 15 dentes utilizados em cada grupo, 5 foram selecionados aleatoriamente para a análise MEV e os 10 dentes restantes foram submetidos ao teste de força adesiva na máquina Mod. ELIB-5/W, (Iberest, Madri, Espanha). Os dados foram verificados pela análise de variância de múltiplos fatores (MANOVA), com nível de significância de 95%. O adesivo ED Primer aumentou a força adesiva dos cimentos resinosos. Não houve diferença estatística entre Panavia 21 Ex e o Dual Cement. O NaOCl e o cimento Panavia 21 Ex diminuíram a força de adesão e o NaOCl e o adesivo dentinário aumentaram a força de adesão. O tratamento com o NaOCl criou *tags* cilíndricos e sólidos com poucos ramos laterais. Os dentes sem o tratamento com o NaOCl tiveram *tags* falsos e finos com muitos ramos laterais. A presença dos *tags* resinosos aumentou a força de adesão. O NaOCl e o ED Primer

juntos promoveram aumento das forças de adesão entre o cimento resinoso e a dentina em dentes tartados endodonticamente.

Wang et al. (2003), apresentaram uma revisão dos mais importantes testes laboratoriais realizados nos materiais odontológicos. O conhecimento desses testes pode proporcionar ao clínico uma opinião mais crítica em relação aos materiais encontrados no mercado. A maioria destes testes deve ser realizada de acordo com a ISO. Dentre os testes apresentados pelos autores estão: teste de tração, teste de compressão, teste de força compressiva, teste de resistência flexural e resistência à fadiga e teste de dureza. O teste de dureza superficial é constantemente utilizado para avaliar a resistência superficial dos materiais à deformação plástica pela penetração. O método mais usual para determinar a dureza é através da profundidade de uma indentação em uma determinada área. Isto é realizado com um indentador específico, com força e tempo estipulados. Existem quatro tipos de dureza mais utilizadas: Brinell, Rockwell, *Vickers* e Knoop. Cada um desses métodos é determinado por uma escala definida pela combinação da força de indentação e da geometria do indentador. A dureza *Vickers* consiste em indentar o material com um indentador de diamante na forma de uma pirâmide com uma base quadrada e um ângulo de 136 graus entre as faces opostas, submetido a uma carga que vai de 1 a 100 Kgf. A carga é normalmente aplicada de 10 a 30 segundos. As duas diagonais de indentação deixadas na superfície do material, após a remoção do indentador, são medidas em um microscópio e a área é calculada. Este teste é importante para a avaliação do grau de polimerização de compósitos resinosos e cimentos resinosos.

Fonseca et al. (2004), avaliaram a influência da ativação química, comparada à dupla ativação (química e pela luz), na dureza de 4 cimentos resinosos duais: Scotchbond Resin Cement (3M), Variolink II (Vivadent), Enforce (Dentsply) e

Panavia F (Kuraray). A mesma quantidade de pasta base e catalisadora foram espatuladas de acordo com as recomendações do fabricante. Após a espatulação, os cimentos foram inseridos em moldes de acrílico com cavidades circulares de 4 mm de diâmetro e 2 mm de altura. Os moldes foram cheios com uma pequeno excesso de material. Um suporte metálico com uma abertura que permitia a fotoativação e um peso de 1 Kg foram posicionados no topo dos cimentos resinosos para permitir o deslocamento do material em excesso. Todos esses procedimentos foram realizados no interior de uma caixa escura para a revelação de filmes radiográficos, evitando o contato dos materiais com a luz. Em seguida, os cimentos foram submetidos a cada um dos tipos de ativação: 1) os cimentos do grupo *self-cure* (apenas ativação química), permaneceram nas mesmas condições (descrita acima) por 60 segundos; e 2) a superfície superior dos cimentos dos grupos de ativação dual foram fotoativados por 60 segundos, utilizando uma luz de fonte halógena (Curing Light 2500, 3M) e foram usados como grupo controle. As amostras foram guardadas em uma estufa a 37°C, até os testes. A dureza *Vickers* foi mensurada em 1 hora, 24 horas e 7 dias após a espatulação do cimento, utilizando um M Testor, um diamante *Vickers* e uma força de 0.3 N por 30 segundos. Vinte e quatro situações foram testadas: 4 cimentos, 3 tempos e 2 ativações. Para cada condição, 5 amostras foram feitas. Para cada amostra, 12 valores de dureza foram obtidos, sendo 3 em cada quadrante da amostra. A análise estatística foi realizada através do software GMC 8.1. Foram realizadas comparações entre os modos de ativação para cada cimento e tempo estudados, usando o teste t de Student; entre 1 hora e 7 dias. Para cada cimento e modo de ativação, também através do teste t de Student e entre os grupos com ativação química para todos os cimentos em cada tempo, usando ANOVA. Acima do tempo de 24 horas a ativação química apenas foi incapaz de promover dureza similar à obtida pela ativação dual. Assim como a

ativação dual, a ativação química também promoveu um aumento progressivo da dureza de 1 hora para 7 dias. O Scotchbond Resin Cement e o Variolink II, mostraram respectivamente, a maior e a menor dureza, para os 3 tempos.

Jardim (2004), realizou um trabalho no qual avaliou a dureza superficial de cimentos resinosos após cimentação de pinos de fibra de vidro, observando o efeito da profundidade de polimerização e sistemas adesivos. Para isso utilizou 40 dentes bovinos (apenas a porção radicular) tratados endodonticamente e preparados para receber pinos de fibra de vidro. As raízes foram divididas aleatoriamente em 4 grupos, de acordo com o sistema adesivo e o agente cimentante utilizado. No grupo I foram utilizados o sistema adesivo do Bistite II DC (Tokuyama Corp.) e o cimento resinoso dual Bistite II DC (Tokuyama Corp.). No grupo II utilizou-se o sistema adesivo fotoativável Scotchbond multi-uso plus (3M ESPE) e o cimento resinoso dual Rely X (3M ESPE), no grupo III, o sistema adesivo fotoativável Single Bond (3M ESPE) e o cimento resinoso dual Rely X (3M ESPE) e, no grupo IV, o sistema adesivo auto-condicionante One up Bond (Tokuyama Corp.) e o cimento resinoso dual Rely X (3M ESPE). As técnicas de aplicação dos sistemas adesivos, cimentos resinosos e cimentação dos pinos, seguiram as instruções dos respectivos fabricantes. Após tempo de armazenamento, as amostras foram seccionadas, para a obtenção de três secções radiculares, representantes dos terços cervical, médio e apical, cada secção com 3,0 mm de espessura. As amostras foram polidas e armazenadas em frascos escuros individuais, para que não houvesse interferência da luz externa na polimerização dos cimentos, em estufa a 37°C por 24 horas, para em seguida serem submetidas ao ensaio de dureza *Vickers* e análise da camada híbrida em MEV. Para realização das medidas de dureza, cada secção radicular foi dividida em quadrantes, nos quais foram realizadas três medidas, próximo à dentina radicular, na região intermediária e próximo ao pino de

fibra de vidro. As amostras também foram submetidas à análise da camada híbrida em MEV e, para isso, as amostras foram levadas ao aparelho de metalização áurica e ao Microscópio Eletrônico de Varredura JSM-T 330 A (JEOL LTDA. Tokyo, Japão). As fotomicrografias foram obtidas com 1000 X de aumento. A autora concluiu que a dureza superficial, independentemente do tipo de cimento resinoso e dos sistemas adesivos esteve sempre presente por todas as regiões do canal radicular e que o cimento resinoso quimicamente ativado apresentou maiores valores de dureza superficial quando comparado com os cimentos de ativação dual independente da região do canal radicular. Dentre os grupos experimentais cujo cimento resinoso foi de ativação dual, somente o grupo III apresentou menores valores de dureza na região próxima ao sistema adesivo. Nos outros grupos, os sistemas adesivos não interferiram na dureza superficial. O fator profundidade de polimerização não interferiu na dureza do cimento quimicamente ativado mas, para o cimento de dupla ativação, os grupos apresentaram menores valores de dureza a partir de 3,0 mm de profundidade. A formação da camada híbrida foi evidente, independentemente do cimento resinoso, sistema adesivo e da profundidade de polimerização.

Tay et al. (2004), apresentaram um artigo analisando a movimentação de água através dos adesivos simplificados e dos cimentos de ionômero de vidro e relataram as implicações clínicas desse fenômeno. Os adesivos dentários eram comumente utilizados em três passos. Mais recentemente esses três passos foram unidos em apenas dois, o condicionamento ácido e a aplicação de duas camadas de um adesivo de frasco único, nos quais a primeira camada serviria como *primer* e a segunda como agente adesivo. Quando os fabricantes adicionaram uma concentração de monômeros ácidos nas suas formulações de *primers*, criaram os adesivos *self-etching*. A água é um componente desses adesivos que permite que os monômeros ácidos sejam efetivamente ionizados para que possam

desmineralizar o substrato dentário. Esses *primers* combinam dois passos em um. As superfícies que recebem o *primer* são então recobertas com uma camada mais hidrofóbica de adesivo que é fotoativada. Os avanços mais recentes na tecnologia de adesão são os adesivos *all-in-one*, que condicionam, utilizam o *primer* e o adesivo em apenas uma aplicação. Estes adesivos são extremamente hidrofílicos. Assim como os adesivos *single-bottle total-etch*, os adesivos *single-step self-etch* são diretamente recobertos pelas resinas compostas sem uma camada adicional de um agente de união mais hidrofóbico. Sabe-se que os compósitos ativados quimicamente, que utilizam a amina terciária como catalisador, não possuem uma boa adesão com a maioria dos adesivos *single-bottle total-etch* e com todos os adesivos *single-step self-etch*. Isso ocorre porque os monômeros ácidos desativam as aminas básicas. Nesses adesivos, a camada mais superficial, que tem sua polimerização inibida pelo oxigênio, contém monômeros ácidos que ficam em contato direto com o compósito ativado quimicamente, onde podem agir com a amina terciária básica e inativá-las. Tentando minimizar esse problema, foram introduzidos no mercado adesivos simplificados duais que incluíam um frasco com um co-iniciador químico, mas a adversidade de interações químicas é apenas parcialmente responsável pela incompatibilidade entre os adesivos simplificados e os compósitos químicos. O outro fator responsável por essa incompatibilidade é a observação recente de que os adesivos simplificados, em particular os *single-step self-etch*, comportam-se como membranas permeáveis após a polimerização. Um simples experimento que pode ser realizado para demonstrar que os adesivos simplificados são membranas permeáveis quando utilizados na dentina úmida, é utilizar um adesivo fotoativável na superfície de dentina úmida e então recobrir o adesivo fotoativado com resina e deixar no escuro por 10-20 minutos após a fotoativação. Os compósitos fotoativáveis utilizam um sistema catalisador totalmente

diferente, que é geralmente menos sensível aos monômeros ácidos. Durante esse período a água sai da camada de adesivo e fica presa na forma de blísteres de água, ao longo da interface adesivo/resina, tornando essa interface extremamente fraca.

Alencar Júnior (2005), utilizou três unidades fotoativadoras na polimerização de uma marca comercial de cimento resinoso de dupla ativação (Rely X-3M), com a interposição de lâminas de cerômero e de porcelana, para avaliar a microdureza superficial do cimento resinoso em sua superfície de topo e de base. A confecção dos corpos-de-prova foi realizada utilizando-se matrizes metálicas com 2 mm de espessura e 16 mm de diâmetro, com um orifício central medindo 8 mm de diâmetro, coincidindo com o diâmetro da ponta das unidades fotoativadoras. Na tentativa de reproduzir a espessura das restaurações indiretas foram utilizados espaçadores com 2 mm e 4 mm de espessura, de cerâmica e cerômero. Foram realizados 4 corpos-de-prova para cada grupo, com os três aparelhos fotoativadores e para cada grupo do material intermediário. O cimento foi inserido no orifício central em uma única porção com o auxílio de uma seringa Centrix. Após a inserção do cimento, esses foram fotoativados com as diferentes fontes de luz posicionadas diretamente sobre as pastilhas de cerâmica e cerômero. Os corpos-de-prova foram acondicionados em recipientes à prova de luz e mantidos em estufa a 37°C durante 24 horas. Para a determinação da microdureza, as superfícies da base e do topo foram divididas em quadrantes e 5 identações foram feitas. Os dados foram obtidos e os resultados submetidos à análise estatística. Concluiu-se que o aparelho KM 200R proporcionou os melhores resultados em todas as situações analisadas. A interposição de uma pastilha, tanto de cerômero quanto de porcelana reduziram os valores de dureza obtidos para todos os corpos-de-prova. Os aparelhos

fotoativadores à base de LED proporcionaram valores de dureza bem abaixo do KM 200 R, ficando o GG DENT. com resultados melhores que o ULTRALED.

Corrêa et al. (2005), realizaram um trabalho com o objetivo de estudar aspectos micromorfológicos da dentina bovina, a fim de normalizar o uso de dentes bovinos, substituindo dentes humanos em pesquisas científicas e embasar novos estudos comparativos, uma vez que a literatura apresenta poucos estudos aprofundados sobre o assunto. Dentes bovinos foram fixados em formol tamponado a 10%. Foram preparadas lâminas pelas técnicas de desgaste e de descalcificação. Em seguida essas lâminas foram coradas por Hematoxilina/Eosina e Tricômico de Masson. Os autores concluíram que a dentina bovina apresenta maior número de túbulos dentinários/área próximo à polpa e menor número próximo ao esmalte, semelhante à dentina humana. Apresenta também maior diâmetro nas proximidades do esmalte e menor diâmetro nas proximidades da polpa, ao contrário da dentina humana. Ainda a distribuição da dentina intertubular bovina, próxima à polpa, não foi uniforme ao longo do dente. Considerando essas conclusões, especialmente a que mostra maior diâmetro dos túbulos dentinários próximo ao esmalte, na dentina bovina, é razoável supor alterações em pesquisas que utilizam essa dentina em substituição à dentina humana.

Franco et al. (2005), realizaram um trabalho com o intuito de observar, através de teste de resistência adesiva, o efeito da acidez (pH) de diferentes sistemas adesivos na polimerização de uma resina composta de ativação química (Adaptic). Foram utilizados os sistemas adesivos ARM, Prime & Bond 2.1, Scotchbond Multi Purpouse e Single Bond. Foram feitos cinco grupos experimentais, sendo G1: Adaptic/ARM/Adaptic; G2: Adaptic/Prime & Bond 2.1/Adaptic; G3: Adaptic/Scotchbond Multi Purpouse/Adaptic; G4: Adaptic/Single Bond/Adaptic e G5: Adaptic/Adaptic. Utilizou-se uma matriz de aço inoxidável com uma abertura central

com forma cônica, para se obter dois discos de resina composta. A resina química Adaptic foi inserida em uma metade da matriz e após a sua ativação, uma camada de adesivo foi aplicada na interface de união e fotoativada. A outra metade da matriz foi justaposta sobre a primeira metade e inseriu-se a resina. O conjunto foi adaptado em uma máquina de ensaio universal para determinar a resistência à tração. Foi realizada a análise estatística e chegou-se à conclusão de que os adesivos com os menores valores de pH (Prime & Bond 2.1 e Single Bond) apresentaram as menores médias de resistência à tração, mostrando que o pH dos sistemas adesivos influencia na resistência adesiva e na polimerização de materiais resinosos quimicamente ativados.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo neste trabalho foi analisar a interação de diferentes tipos de ativação de sistemas adesivos (fotoativável e ativação dual) e dois tipos de cimentos resinosos (ativação química e ativação dual) nos valores de microdureza *Vickers* dos cimentos nos diferentes terços radiculares e diferentes proximidades com o sistema adesivo utilizado.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 OBTENÇÃO E PREPARO DOS DENTES

Para a realização deste trabalho foram utilizados 50 dentes bovinos. Os dentes foram limpos com curetas periodontais e armazenados em uma solução aquosa de timol e soro fisiológico a 0,9% refrigerados a 4°C, +/- 1°C até o momento da experiência (JARDIM, 2004).

Como o objetivo foi utilizar apenas a porção radicular dos dentes, os mesmos tiveram as coroas e parte da raiz seccionada transversalmente na máquina de corte universal¹, de modo que as raízes ficassem com um comprimento de 17 mm que é o comprimento médio das raízes dos incisivos centrais humanos, o que foi aferido com um paquímetro digital² (Figuras 1, 2 e 3).

¹ISOMET 1000 Precision Saw (Buehler), modelo 112180

²Mitutoyo, Japão



Figura 1- Incisivo inferior bovino antes do corte



Figura 2- Corte transversal da coroa do incisivo bovino



Figura 3- Paquímetro digital demonstrando o comprimento das raízes

Cilindros de 20 mm de altura foram obtidos de barras de PVC de 25 mm de diâmetro, nos quais os fragmentos radiculares foram incluídos com uso de cera rosa número 7³ visando facilitar a manipulação das amostras (Figuras 4 e 5).

Os condutos radiculares tiveram a polpa removida com o auxílio de limas do tipo K da segunda série⁴ e em seguida, foi realizado o preparo do conduto para receber o pino intra-radicular. Este preparo foi feito em baixa velocidade com brocas do tipo Largo número 5⁵ para o pino de fibra de vidro número 3⁶ que possui 1,5 mm de diâmetro (Figuras 6 e 7).

Após este preparo, os condutos foram irrigados com soro fisiológico e as raízes foram então armazenadas em água destilada, a 37°C +/- 1°C até o momento da cimentação dos pinos que ocorreu trinta dias após a obtenção dos dentes. Não foram realizados os tratamentos endodônticos para que não houvesse variáveis adicionais ocasionadas pelos líquidos de irrigação e cimentos endodônticos.

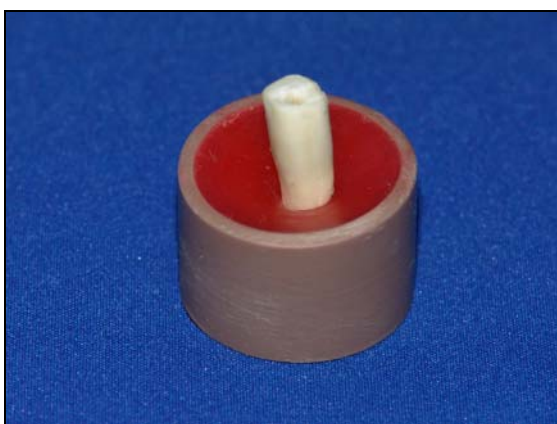


Figura 4- Cilindro de PVC com cera e a raiz incluída



Figura 5- Raiz posicionada na cera com dique de borracha

³Horus

⁴Maillefer

⁵Maillefer/Dentsply

⁶Reforpost/Angelus

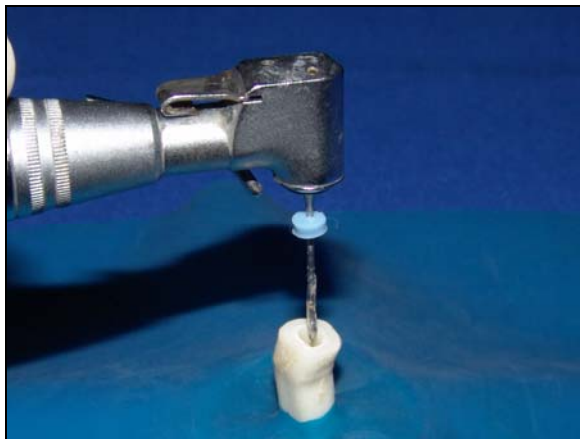


Figura 6- Preparo do conduto com broca de Largo



Figura 7- Pino de fibra de vidro Reforpost

4.2 MATERIAIS UTILIZADOS

Foram utilizados dois sistemas adesivos, dois cimentos resinosos e um tipo de pino intra-radicular de fibra de vidro cujas composições encontram-se nos Quadros 1 e 2.

Material	Composição	Lote
Silano (Dentsply)	Silano, etanol, ácido acético	269338
Self Cure Ativator (Dentsply)	Sulfinato de sódio aromático, acetona etanol.	121405
Prime & Bond 2.1 (Dentsply), pH 2.1	Resinas dimetacrilatos elastoméricas, dipentatriol pentacrilato (PENTA), fotoiniciadores, estabilizadores, hidrofluoreto de cetilamina, acetona.	265579
EnForce (Dentsply)	Pasta base: TEGDMA, BDMA, vidro de bário silicato de alumínio e bário silanizado, sílica pirolítica silanizada, canforoquinona, EDAB, BHT, pigmentos minerais e DHEPT; pasta catalisadora: dióxido de titânio, sílica pirolítica silanizada, pigmento mineral, bisfenol A diglicidilmetacrilato (Bis-GMA) BHT, EDAB, TEGDMA e peróxido de benzoíla	154345
Clearfil SE Bond (Kuraray), pH 1.9	<i>Primer</i> ácido: 10-metacriloxidecyl dihidrogenio fosfato, 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA), dimetacrilato hidrofílico, N-N dietanol-P-toluidine, canforoquinona, água; <i>bond</i> : 10-metacriloxidecyl dihidrogenio fosfato, bisfenol A diglicidilmetacrilato (Bis-GMA), 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), dimetacrilato hidrofóbico, canforoquinona, N-N dietanol-P-toluidine, sílica coloidal silanizada	51308
ED Primer (Kuraray), pH 2.9	10-metacriloxidecyl dihidrogenio fosfato, hidroxietil metacrilato (HEMA) metacrilato 5-ácido aminosalicílico	51132
Panavia 21 (Kuraray),	Bisfenol A polietoxi dimetacrilato, 10-metacriloxidecyl dihidrogenio fosfato, dimetacrilato hidrofóbico e dimetacrilato hidrofílico	51132

Quadro 1- Composição dos materiais utilizados de acordo com as especificações dos Fabricantes.

Diâmetro	1,5 mm
Composição	Fibra de vidro (70%) Resina epóxi (30%)
Módulo flexural	856,9 MPa
Deformação	Força máxima 5,1%

Quadro 2- Especificações do pino de fibra de vidro Reforpost (Angelus), segundo o fabricante.

Os dentes foram divididos em cinco grupos de maneira aleatória com dez dentes cada. Cada grupo recebeu um tratamento diferente (Quadro 3).

Grupos	Sistema adesivo	Tratamento dentinário	Agente cimentante	Forma de ativação
GI	Prime & Bond 2.1 com Self Cure Activator	Ácido fosfórico 15 segundos	EnForce	Dual
GII	Prime & Bond 2.1	Ácido fosfórico 15 segundos	EnForce	Dual
GIII	ED Primer Acelerador de polimerização	Sem condicionamento ácido	Panavia 21	Químico
GIV	Clearfil SE Bond	Sistema adesivo autocondicionante	Panavia 21	Químico
GV	Prime & Bond 2.1	Ácido fosfórico 15 segundos	EnForce	Químico

Quadro 3- Divisão dos grupos de estudo de acordo com o sistema adesivo e agente cimentante utilizados neste estudo

4.3 DESCRIÇÃO DA OBTENÇÃO DOS GRUPOS EM ESTUDO

Inicialmente os condutos radiculares foram condicionados com ácido fosfórico a 37%⁷ por 15 segundos e lavados pelo dobro do tempo. A secagem foi feita com cones de papel absorvente⁸ e leve jato de ar por 5 segundos.

Foi realizada uma limpeza prévia do pino com álcool 70, em seguida realizou-se sua silanização⁹ (Figuras 8 e 9).



Figura 8- Silano



Figura 9- Silanização do pino

⁷ Magicacid (Vigodent)

⁸ Dentsply

⁹ Silano Dentsply

GRUPO I

Misturou-se em recipiente próprio uma gota do adesivo Prime & Bond 2.1 e uma gota do Self Cure Activator¹⁰, ou seja, ativador de autopolimerização (Figuras 10 e 11). Aplicou-se uma camada do adesivo no conduto radicular utilizando-se um pincel¹¹, seguindo-se a aplicação de um leve jato de ar por 5 segundos (Figura 12). Os excessos de adesivo foram removidos com cones de papel absorvente. O sistema adesivo foi fotoativado por 20 segundos com um aparelho fotoativador de lâmpada halógena Optilight Plus¹² com uma densidade de potência de 600 mW/cm² aferido com radiômetro¹³, com a ponta do aparelho próxima à raiz (Figura 13).



Figura 10- Sistema Adesivo fotopolimerizável Prime & Bond 2.1



Figura 11- Self Cure Activator

¹⁰Dentsply

¹¹Microbrush

¹²Gnatus, ponteira Turbo de 10mm

¹³Demetron Research Corp Model 100-EUA

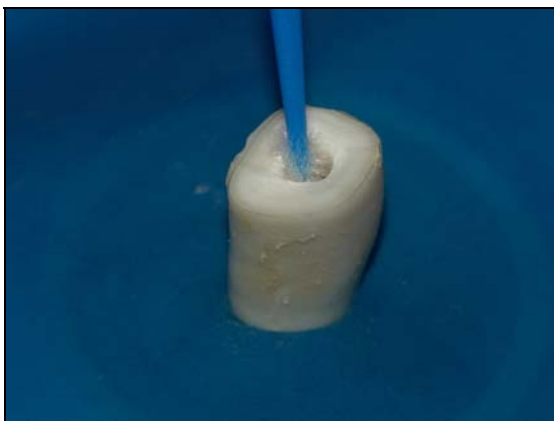


Figura 12- Aplicação do sistema adesivo com pincel *Microbrush*



Figura 13- Radiômetro Demetron Research Corp.

Para o preparo do cimento resinoso dual EnForce, porções equivalentes de pasta base e pasta catalisadora foram dispensadas em um papel para manipulação e então manipuladas com uma espátula plástica por 10 segundos (Figuras 14 e 15). O cimento foi inserido no interior do conduto radicular com o auxílio de uma broca Lentulo¹⁴, por 10 segundos e o pino foi introduzido no conduto da maneira mais central possível sendo estabilizado com uma pinça (Figuras 16 e 17). O excesso de cimento foi removido com o auxílio de um pincel. Para a fotoativação do cimento resinoso foram utilizados 60 segundos padronizando a distância da ponta do aparelho fotoativador que deveria estar sempre próximo ao pino e numa mesma direção (Figura 18). Os materiais foram utilizados de acordo com as recomendações dos respectivos fabricantes. As amostras foram armazenadas a seco em frascos escuros, em estufa a 37°C, +/- 1°C até o momento dos cortes (72 horas).

¹⁴Maillefer/Dentsply



Figura 14- Cimento resinoso dual EnForce

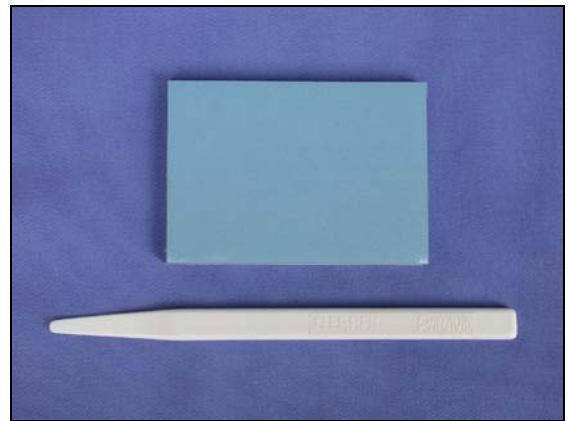


Figura 15- Papel e espátula para manipulação do cimento EnForce

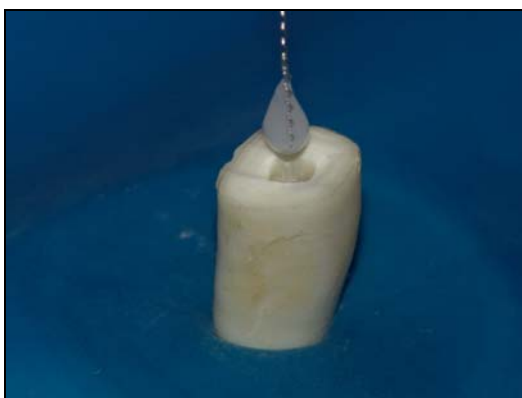


Figura 16- Inserção do cimento com broca Lentulo

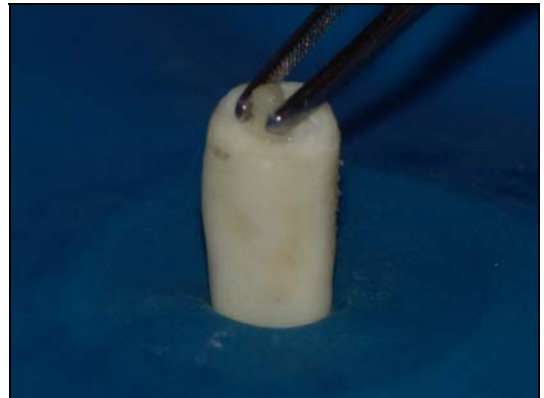


Figura 17.-Estabilização do pino com pinça



Figura 18- Fotoativação

GRUPO II

Os procedimentos realizados neste grupo foram todos iguais aos citados no grupo anterior com uma ressalva no que diz respeito ao sistema adesivo utilizado. Neste caso não houve a utilização do sistema Self Cure Activator para que o adesivo permanecesse com a ativação apenas pela luz. Foi utilizada uma camada de adesivo no interior do conduto que também foi fotoativado por 20 segundos. As amostras também foram armazenadas a seco em frascos escuros, em estufa a 37°C +/- 1°C até o momento dos cortes (72 horas).

GRUPO III

Foi utilizado o ED Primer que acompanha o cimento resinoso químico Panavia 21, misturando-se uma gota do líquido A e do líquido B em recipiente próprio por 5 segundos (Figura 19 e 20). O *primer* é aplicado no conduto com o auxílio de um pincel e um leve jato de ar de 5 segundos aplicado no interior do conduto para a evaporação dos componentes voláteis. O ED Primer é um acelerador da presa do cimento segundo o fabricante.



Figura 19- ED Primer que acompanha o cimento Panavia 21



Figura 20- Recipiente para a mistura dos líquidos A e B

Iguais quantidades de pasta base e catalisadora do cimento Panavia 21 de ativação química foram espatuladas em um papel para manipulação com uma espátula plástica por 20 segundos (Figuras 21 e 22). O cimento foi inserido no interior do conduto radicular com o auxílio de uma broca Lentulo e então o pino foi introduzido no conduto da maneira mais central possível sendo estabilizado com uma pinça (Figuras 23 e 24).



Figuras 21- Cimento Panavia 21

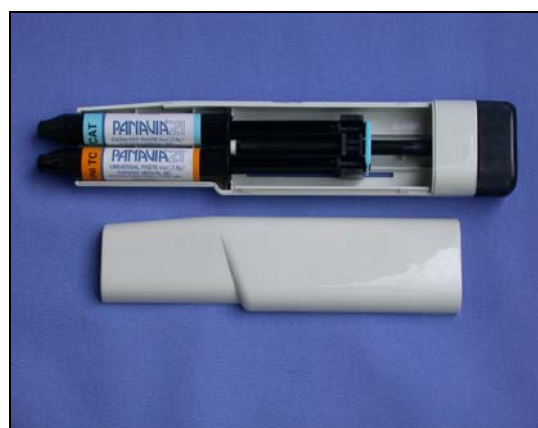


Figura 22- Pastas base e catalisadora do cimento Panavia 21

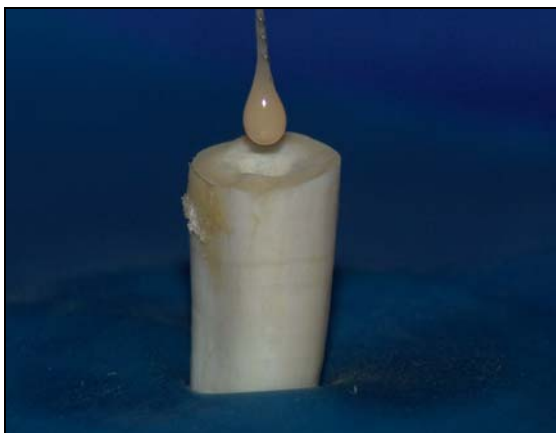


Figura 23- Inserção do cimento com broca Lentulo

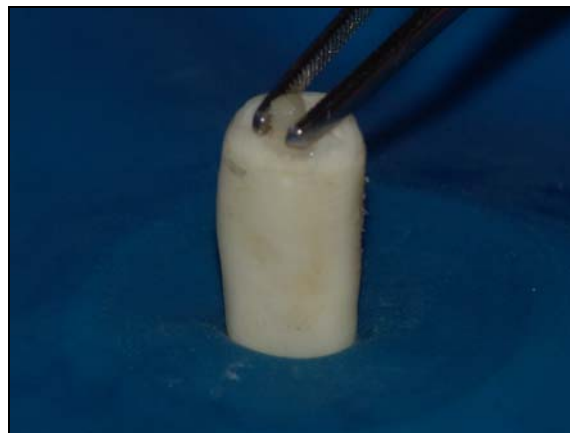


Figura 24- Estabilização do pino com pinça

O excesso de cimento foi removido com o auxílio de um pincel. Após o tempo completo de endurecimento do cimento (7 a 8 minutos), as amostras foram armazenadas a seco em frascos escuros, em estufa a 37°C, +/- 1°C até o momento dos cortes (72 horas).

GRUPO IV

Neste grupo os procedimentos de cimentação foram os mesmos descritos no grupo anterior, havendo apenas a substituição do ED Primer pelo sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond, o qual possui dois frascos sendo um *primer* e um *bond* (Figura 25). O *primer* foi aplicado com pincel de forma ativa por 20 segundos no canal radicular, aplicando-se um leve jato de ar de 5 segundos. Em seguida, aplicou-se o *bond* também com pincel e um leve jato de ar de 5 segundos.



Figura 25- Sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond

O sistema foi fotoativado por 20 segundos. Os dentes também foram armazenados a seco em frascos escuros, em estufa a 37°C, +/-1°C até o momento dos cortes (72 horas).

GRUPO V

Os materiais e os procedimentos realizados neste grupo foram todos iguais aos realizados no grupo I, com uma ressalva no que diz respeito a forma de ativação. Neste grupo o cimento resinoso EnForce não foi fotoativado permanecendo apenas a ativação química, esperou-se de 7 a 8 minutos para o completo endurecimento do cimento. Os dentes foram armazenados a seco em frascos escuros, em estufa a 37°C +/- 1°C até o momento dos cortes (72 horas).

4.4 SECCIONAMENTO DAS RAÍZES PARA ANÁLISE DA MICRODUREZA

As raízes dos dentes em estudo, após 72 horas receberam cortes transversais de maneira a se obter três secções (moedas), cada uma representando um terço: terço cervical (C), terço médio (M) e terço apical (A). As diferentes secções radiculares foram identificadas para a realização dos cortes transversais. Para isso foi utilizada uma máquina de corte universal¹⁵ (Figura 26). A porção cervical mais superficial da raiz de 1,0 mm foi desprezada de modo que os outros cortes ficassem paralelos. Cada moeda apresentou 3,0 mm de espessura e para isto foram cortadas a cada 3,3 mm para descontar a espessura do disco de diamante que é de 0,3 mm. A porção mais apical restante também foi desprezada. Desta forma, foram obtidas três secções transversais, com 3,0 mm de espessura, para cada secção (Figura 27). As amostras foram então polidas em politriz¹⁶ com lixas d'água de granulação decrescente seqüencial, números 400, 600, 1200 e 2000 (3M), por 60 segundos para cada lixa, sob constante refrigeração com água. Após o polimento de cinco amostras as lixas eram substituídas. As amostras foram armazenadas a seco em frascos escuros em estufa a 37°C, +/- 1°C até o momento da análise da microdureza que foi realizada 7 dias após a cimentação dos pinos.

¹⁵ ISOMET1000 Precision Saw (Buehler), modelo 112180

¹⁶ Arotec (AropolE)

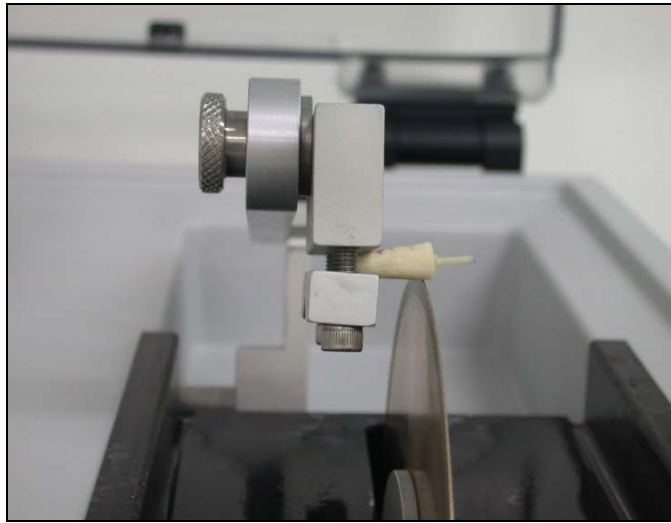


Figura 26- Máquina de corte Isomet com o dente posicionado

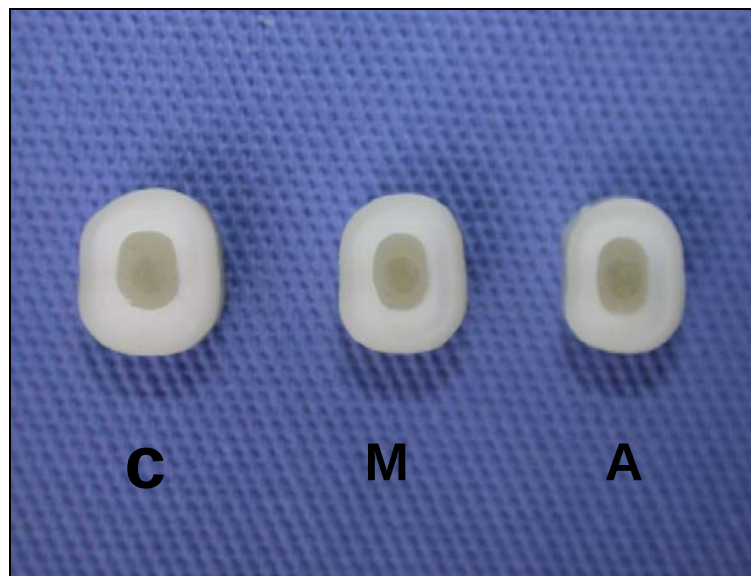


Figura 27- Secções transversais representando os terços

4.5 ANÁLISE DA MICRODUREZA VICKERS

Para a análise da microdureza superficial foi utilizado o microdurômetro HMV-2 Shimadzu¹⁷ (Figura 28) com um identador de diamante *Vickers* (Figura 31) utilizando uma carga de 50 gramas durante 30 segundos. As identações foram realizadas sempre na face apical de cada secção. Para esta análise as secções de cada terço foram divididas em quatro quadrantes iguais com o auxílio de uma lâmina de bisturi e em cada quadrante duas identações foram feitas (Figura 30), sendo uma delas próxima ao pino de fibra de vidro e a outra próxima à parede dentinária do conduto radicular, ou seja próxima ao sistema adesivo (Figura 29). Desta maneira avaliou-se a microdureza em relação a profundidade de polimerização do cimento e também as diferenças nas durezas encontradas no cimento resinoso quando em proximidades diferentes do sistema adesivo.



Figura 28- Microdurômetro HMV-2 (Schimadzu)

¹⁷Micro Hardness Tester - Corporation Kyoto - Japan

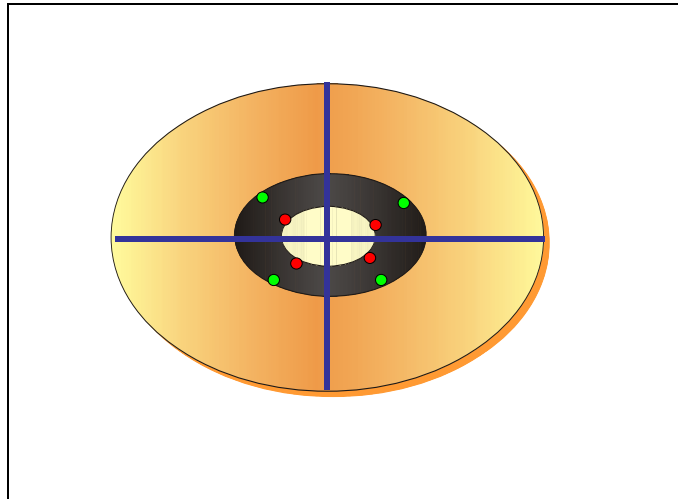


Figura 29- Divisão da secção transversal em quadrantes e regiões de medição (verde: próximo ao sistema adesivo; vermelho: próximo ao pino)



Figura 30- Divisão dos quadrantes com lâmina de bisturi



Figura 31- Momento da indentação com o diamante *Vickers*

4.6 PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO

Para cada dente foi analisada a microdureza em três diferentes regiões da raiz: terços cervical, médio e apical. Em cada uma destas regiões foram feitas quatro medições próximas à parede do canal e outras quatro medições próximas ao pino. Calculou-se a média aritmética das quatro repetições, a qual foi utilizada como unidade de análise nos testes estatísticos.

A variável dependente microdureza foi avaliada pelo teste de Análise de Variância (ANOVA) a três critérios, tendo como variáveis independentes: **grupo** (sistema adesivo/tratamento dentinário/agente cimentante), com os seguintes grupos: GI – Prime & Bond 2.1 com Self Cure Activator (dual)/ ácido fosfórico 15 segundos/ EnForce dual, GII - Prime & Bond 2.1 fotoativável/ácido fosfórico 15 segundos/ EnForce dual, GIII – ED primer/ sem condicionamento ácido/ Panávia 21, GIV – Clearfil SE Bond fotoativável/ autocondicionante/ Panávia 21, GV - Prime & Bond 2.1 com Self Cure Activator (dual)/ ácido fosfórico 15 segundos/ EnForce dual sem fotoativação; **região da raiz** (terço cervical, médio e apical) e **posição de avaliação da microdureza** (próximo à parede do canal (AD) e próximo ao pino (P)). Havendo diferença entre os grupos pelo teste de ANOVA, empregou-se o teste de Tukey para comparação dos grupos dois a dois. Dentro de cada grupo, a microdureza foi analisada em relação à variável independente **posição de avaliação da microdureza** através do teste t para observações pareadas. Para todos os testes foi adotado como nível de significância o valor de $p \leq 0,05$. Os testes foram executados utilizando-se o software SPSS versão 10.0 for Windows.

5 RESULTADOS

Os valores de média e desvio padrão para a variável dependente microdureza, tendo como fatores grupo, posição e região, encontram-se expressos na tabela 1. A aplicação do teste de Análise de Variância à três critérios revelou haver diferenças estatisticamente significantes para as variáveis independentes: grupo, posição, região, interação entre grupo e posição ($p < 0,001$), e interação entre grupo e região ($p = 0,041$), não havendo, contudo, diferença estatisticamente significativa para as interações entre posição e região ($p = 0,983$) e para a interação entre grupo, posição e região ($p = 0,85$).

Tabela 1- Valores de média e desvio padrão para a variável dependente microdureza segundo grupo, posição e região

Grupo	Posição	Região	n	Média	continua Desvio padrão
I	AD	Cervical	10	49.08	5.11
		Médio	10	45.82	5.50
		Apical	10	44.56	4.07
		Total	30	46.48	5.14
	P	Cervical	10	56.16	3.76
		Médio	10	55.42	4.96
		Apical	10	51.58	3.19
		Total	30	54.38	4.40
	Total	Cervical	20	52.62	5.68
		Médio	20	50.62	7.09
		Apical	20	48.07	5.06
		Total	60	50.43	6.19
II	AD	Cervical	10	49.85	3.00
		Médio	10	46.69	3.84

Grupo	Posição	Região	n	Média	continuação
					Desvio Padrão
		Apical	10	44.87	4.60
		Total	30	47.13	4.28
	P	Cervical	10	58.30	4.02
		Médio	10	53.44	3.23
		Apical	10	50.98	2.70
		Total	30	54.24	4.48
	Total	Cervical	20	54.07	5.54
		Médio	20	50.06	4.89
		Apical	20	47.92	4.82
		Total	60	50.68	5.63
III	AD	Cervical	10	54.43	7.42
		Médio	10	54.18	7.10
		Apical	10	51.93	5.48
		Total	30	53.51	6.59
	P	Cervical	10	56.49	8.28
		Médio	10	57.51	6.46
		Apical	10	53.93	5.29
		Total	30	55.97	6.73
	Total	Cervical	20	55.46	7.72
		Médio	20	55.84	6.82
		Apical	20	52.93	5.34
		Total	60	54.74	6.72
IV	AD	Cervical	10	38.71	3.55
		Médio	10	41.36	2.15
		Apical	10	36.37	2.51
		Total	30	38.81	3.40
	P	Cervical	10	51.51	3.45

Grupo	Posição	Região	n	Média	continuação
					Desvio Padrão
		Médio	10	52.27	3.80
		Apical	10	51.33	6.17
		Total	30	51.70	4.49
	Total	Cervical	20	45.11	7.39
		Médio	20	46.81	6.35
		Apical	20	43.85	8.94
		Total	60	45.25	7.60
V	AD	Cervical	10	40.85	2.73
		Médio	10	40.67	2.05
		Apical	10	40.98	2.15
		Total	30	40.83	2.25
	P	Cervical	10	42.34	3.72
		Médio	10	42.59	2.55
		Apical	10	42.22	4.03
		Total	30	42.38	3.37
	Total	Cervical	20	41.59	3.27
		Médio	20	41.63	2.46
		Apical	20	41.60	3.21
		Total	60	41.60	2.95
Total	AD	Cervical	50	46.58	7.45
		Médio	50	45.74	6.56
		Apical	50	43.74	6.41
		Total	150	45.35	6.88
	P	Cervical	50	52.96	7.53
		Médio	50	52.24	6.70
		Apical	50	50.00	5.91
		Total	150	51.73	6.82

Grupo	Posição	Região	n	Média	conclusão
					Desvio Padrão
	Total	Cervical	100	49.77	8.12
		Médio	100	48.99	7.36
		Apical	100	46.87	6.89
		Total	300	48.54	7.55

No gráfico 1 observam-se os valores de média para a variável dependente microdureza segundo grupo. Após a aplicação do teste ANOVA a três critérios ($p < 0,001$), o teste de Tukey demonstrou que o grupo III foi o que apresentou maior valor de microdureza, seguido dos grupos II, I, IV e V. Houve diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos ($p < 0,001$), exceto entre os grupos I e II ($p = 0,998$), segundo teste de Tukey.

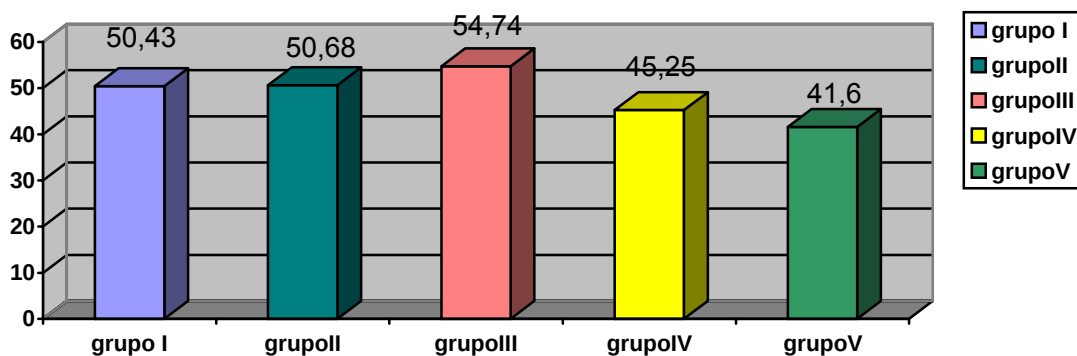


Gráfico 1- Valores de média para a variável dependente microdureza segundo grupo

No gráfico 2 estão expressos os valores de média para a variável dependente microdureza segundo região. Após a aplicação do teste ANOVA a três critérios ($p < 0,001$), o teste de Tukey demonstrou que houve diferença estatisticamente significativa entre os terços cervical e apical ($p < 0,001$) e entre os

terços médio e apical ($p=0,003$). Não houve, no entanto, diferença estatisticamente significativa entre os terços cervical e médio ($p=0,446$), segundo teste de Tukey.

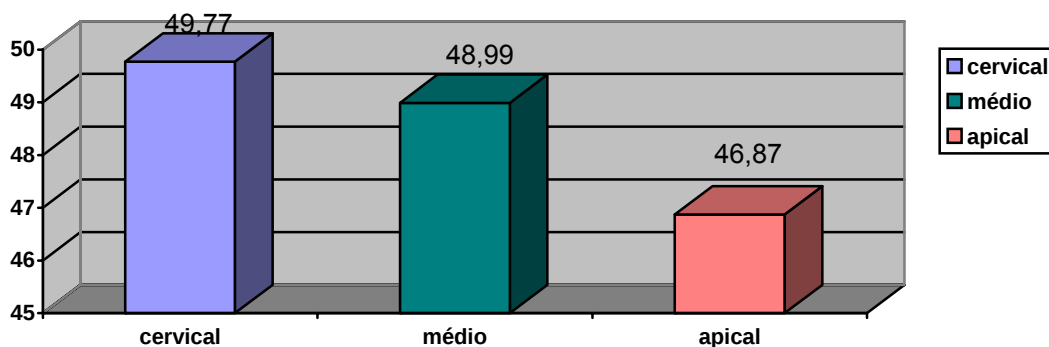


Gráfico 2 - Valores de média para a variável dependente microdureza segundo região

No gráfico 3 encontram-se expressos os valores de média para a variável dependente microdureza segundo grupo e região. O teste de ANOVA a três critérios demonstrou haver diferença estatisticamente significativa para a interação entre grupo e região ($p=0,041$). Pode-se observar que os valores de microdureza foram menores na região apical, principalmente para os grupos I e II, e de maneira menos evidente para os grupos III, IV e V.

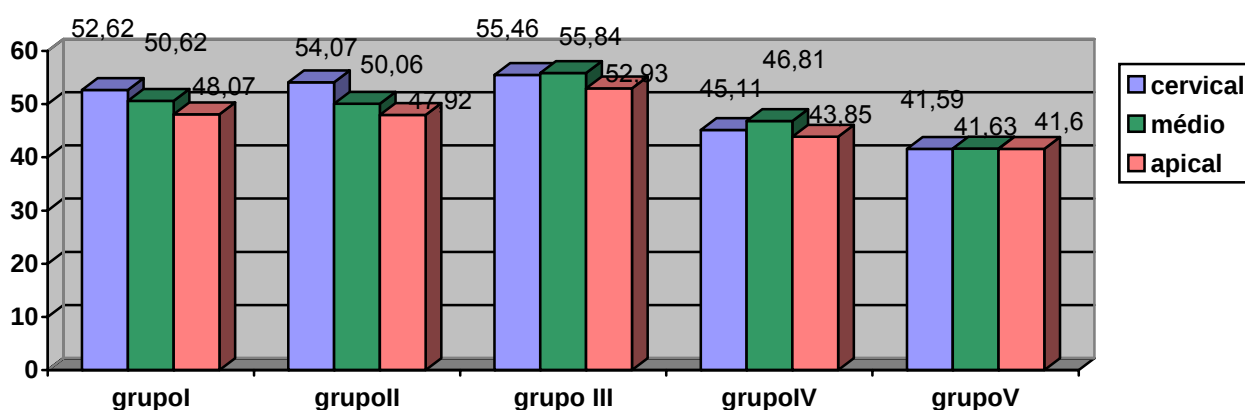


Gráfico 3- Valores de média para a variável dependente microdureza segundo grupo e região

No gráfico 4 observa-se os valores de média para a variável dependente microdureza segundo posição. A posição P apresentou maiores valores

de microdureza do que a posição AD, segundo o teste ANOVA a três critérios ($p < 0,001$).

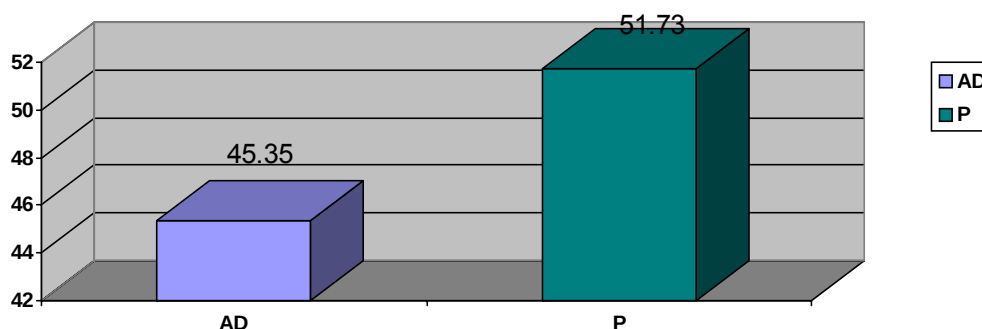


Gráfico 4 - Valores de média para a variável dependente microdureza segundo posição

No gráfico 5 podem ser vistos os valores média para a variável dependente microdureza segundo grupo e posição. O teste de ANOVA a três critérios demonstrou haver diferença estatisticamente significativa para a interação entre grupo e posição ($p < 0,01$). Em todos os cinco grupos, os valores de microdureza foram estatisticamente superiores para a posição P, em relação à posição AD, segundo testes t para observações pareadas ($p < 0,03$).

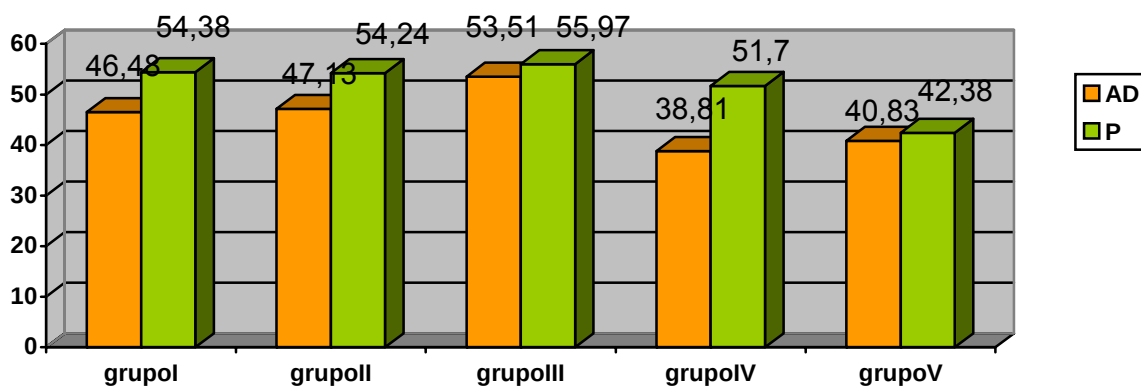


Gráfico 5- Valores de média para a variável dependente microdureza segundo grupo e posição

6 DISCUSSÃO

Durante muitos anos, os núcleos metálicos fundidos foram unanimidade entre os pesquisadores e clínicos, porém, a dificuldade técnica para a confecção de um perfeito núcleo metálico fundido, e fraturas radiculares freqüentes ocasionadas pela falta de resiliência do metal, levaram à busca de novas alternativas e desenvolvimento de materiais. Várias modalidades de pinos pré-fabricados têm sido propostas para substituírem os núcleos metálicos fundidos, e entre elas destacam-se os pinos não metálicos fabricados com fibras de carbono ou fibras de vidro (BERGER; CAVINA, 2004). Os pinos pré-fabricados não metálicos oferecem uma nova opção de tratamento para dentes tratados endodonticamente, sendo de fácil manipulação e de uso direto possibilitando a confecção em apenas uma consulta (TÊNIS et al., 1997).

Os pinos não metálicos de fibra de vidro estão sendo amplamente utilizados, pois permitem uma melhor penetração da luz através do material restaurador e possuem boas propriedades estéticas devendo ser utilizados em conjunto com restaurações estéticas livres de metal (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999; BERGER; CAVINA, 2004).

A cimentação adesiva é indicada como técnica de eleição para a cimentação dos pinos de fibra, já que os cimentos resinosos apresentam módulo de elasticidade menor do que o da dentina e do pino (aproximadamente 7 GPa) e são resilientes. A composição química dos pinos de fibra permite a adesão aos cimentos resinosos (FERRARI; MANOCCI, 2000).

Para a técnica de cimentação adesiva de pinos intra-radiculares pré-fabricados não metálicos são utilizados vários sistemas adesivos e cimentos resinosos, sendo necessário inicialmente conhecer a morfologia da dentina radicular

antes e depois do condicionamento ácido para a utilização correta dos materiais (FERRARI; MANOCCI, 2000).

A morfologia da dentina radicular é bem diferente da morfologia da dentina coronária e conseqüentemente o processo de adesão também será diferente. Isto ocorre devido às alterações no número e disposição dos túbulos dentinários na região radicular. A densidade tubular e o diâmetro dos túbulos diminuem gradualmente do terço coronário para o terço apical, o que torna a adesão menos favorecida nestas áreas (FERRARI, et al., 2000).

É importante ressaltar que a disponibilidade de dentes humanos para pesquisa científica tem diminuído muito. As Comissões de Bioética estão cada vez mais exigentes em relação ao uso desses dentes em pesquisas. Também é cada vez mais difícil obter-se dentes humanos que estejam hígidos para este fim. Por esse motivo, cada vez mais os dentes bovinos estão sendo utilizados, porém são poucos os trabalhos na literatura que fazem estudos comparativos entre dentes humanos e bovinos (CORRÊA, et al., 2005; NAKAMICHI; IWAKU; FUSAYAMA, 1983; SCHILKE et al., 1999, 2000).

Nakamichi; Iwaku e Fusayama (1983), constataram que a resistência de união é menor na dentina bovina nas regiões mais profunda. As morfologias do esmalte e da dentina humana e bovina apresentaram-se semelhantes nas fotomicrografias, tanto antes como após o condicionamento ácido. Já para Schilke et al. (2000), a dentina coronária de incisivos centrais bovinos pode substituir a dentina de molares humanos em estudos de adesão, enquanto a dentina radicular bovina parece ser menos apropriada para este tipo de estudo, devido a significativa maior densidade dos túbulos dentinários. Corrêa et al. (2005), chegaram a resultados que indicam que a dentina bovina mostrou maior densidade de túbulos por área nas proximidades da polpa e menor densidade de túbulos por área nas proximidades do

limite amelo-dentinário, semelhante à dentina humana, porém, os túbulos dentinários apresentaram maior diâmetro próximo ao esmalte e menor diâmetro próximo à polpa, ao contrário da dentina humana. Em nosso estudo as raízes dos dentes comportaram-se como matrizes para que pudesse ser realizada a cimentação dos pinos de fibra de vidro, não havendo influência do tipo de substrato nos resultados.

Neste trabalho optou-se por não realizar o tratamento endodôntico dos dentes bovinos para que não houvesse variáveis adicionais que pudessem interferir nos procedimentos adesivos, ocasionadas pelos líquidos de irrigação e cimentos endodônticos. Normalmente as substâncias mais comumente utilizadas para a irrigação do canal radicular durante o tratamento endodôntico são o ácido etileno-di-amino-tetra-acético (EDTA) e o hipoclorito de sódio. O EDTA pode desnaturar as fibras colágenas das paredes do canal radicular e isso pode alterar a adesão posterior do cimento resinoso ao canal radicular. Quanto ao hipoclorito de sódio, este pode liberar oxigênio comprometendo a ativação dos agentes adesivos e cimentantes (BERUTTI; OSRI; GRANDINI, 2003).

Um outro fator a ser considerado ainda durante o tratamento endodôntico é a escolha do cimento obturador. Muitos cimentos endodônticos possuem eugenol na sua composição o que poderia alterar a posterior reação de polimerização dos sistemas adesivos e agentes cimentantes, mas de acordo com os trabalhos de Hagge; Wonng e Lindemuth (2002) e Ganss e Jung (1998), a formulação química dos cimentos endodônticos utilizados não interferiu significativamente na retenção dos pinos intra-radiculares não metálicos cimentados com cimento resinoso.

Os cimentos resinosos como já discutido, são o material de escolha para a cimentação de pinos de fibra de vidro (EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWAY, 1999). Basicamente, a composição dos cimentos resinosos é semelhante à das

resinas compostas com algumas alterações, ou seja, apresentam uma matriz orgânica e partículas inorgânicas à base de sílica e vidro, unidas pelo silano. A fase orgânica é constituída por bisfenol A-metacrilato de glicidila (Bis-GMA) ou uretano dimetacrilato (UEDMA). As partículas inorgânicas apresentam-se com diferentes tamanhos e formas (angulares, esféricas ou arredondadas), bem como, diferenciam-se pelo menor ou maior percentual de carga que é incorporada na resina, com o objetivo de adequar a viscosidade do material às condições específicas desejáveis para a função de cimento resinoso (FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004; GOMES; CALIXTO, 2004).

Os cimentos resinosos também são divididos de acordo com o seu sistema de ativação. Podem ser autoativáveis ou quimicamente ativados, apresentando uma reação peróxido-amina após a mistura das pastas base e catalisadora. Os cimentos de ativação exclusivamente química podem ser indicados em qualquer situação clínica onde exista possível impedimento da passagem de luz para produzir a ativação física. Os cimentos fotoativáveis ou de ativação física apresentam fotoiniciadores como a canforoquinona e são indicados apenas para casos clínicos em que exista a possibilidade de passagem da luz através da peça protética, capaz de produzir a ativação completa do cimento resinoso. Estes cimentos apresentam a vantagem clínica de permitirem um tempo de trabalho bastante longo (GOMES; CALIXTO, 2004). Combinando as vantagens dos cimentos quimicamente ativados e fotoativáveis foram desenvolvidos os cimentos de ativação dual. Monômeros fotoiniciadores e aminas estão presentes na composição química do cimento, como uma forma adicional ao sistema de ativação de polimerização. Espera-se que a reação química seja capaz de completar a polimerização nas regiões onde a luz é incapaz de chegar. (GOMES, CALIXTO, 2004; HOFMANN et al., 2001).

Para obter-se uma adequada cimentação é preciso que a conversão dos monômeros dos cimentos resinosos em polímeros seja a maior possível (MENEZES; MUENCH, 1998). A avaliação do grau de polimerização de materiais resinosos pode ser feita através de técnicas de espectroscopia de raios infravermelhos (RUEGGERBERG; CAUGHMAN, 1993), porém uma avaliação indireta utilizando a dureza superficial é totalmente aceitável (HOFMANN et al., 2001; WANG et al., 2003). Em nosso trabalho foi utilizada a microdureza *Vickers* para analisar o grau de polimerização dos cimentos resinosos, para isso foi utilizado o Microdurômetro HMV-2 (Schimadzu) com uma carga de 50 gramas por 30 segundos que calcula automaticamente a dureza após a indentação. A dureza *Vickers* é determinada pela força necessária para criar uma deformação na superfície da amostra e a dimensão da deformação permanente.

Vários trabalhos compararam os valores de dureza dos cimentos nos diferentes tipos de ativação e encontraram melhores resultados para os cimentos resinosos de ativação dual em relação aos cimentos de ativação química e ativação somente pela luz (ATLAR; TAM; McCOMB, 2003; CAUGHMAN; CHAN; RUEGGERBERG, 2001; DARR, JACOBSEN, 1995; EL-BADRAWAY; EL-MOWAFY, 1995; EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWAY, 1999; HOFMANN et al., 2001; RUEGGERBERG; CAUGHMAN, 1993). Os resultados de Jardim (2004), discordam dos encontrados nos trabalhos citados acima, já que o cimento resinoso de ativação química em seu estudo foi o que apresentou melhores valores de dureza *Vickers*. Em nosso trabalho o grupo III em que utilizamos o cimento quimicamente ativado Panavia 21 foi o que apresentou maior média de dureza demonstrando a eficácia do cimento corroborando também com os achados de Jardim (2004).

Outros trabalhos analisaram a ativação dos cimentos através da interposição de espaçadores entre a fonte de luz e o material (ALENCAR JÚNIOR, 2005;

BLACKMAN; BARGHI; DUKE, 1990; CARREIRA; VIEIRA, 2002; EL-BADRAWAY; EL-MOWAFY, 1995; EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWAY, 1999; FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004; SANTOS et al., 2000; MALULY FILHO, 2002), em todos estes trabalhos quanto maior a interposição de espaçadores menor foi a ativação dos cimentos. Outros trabalhos demonstram ter havido diminuição na dureza superficial dos cimentos conforme a profundidade de polimerização dos mesmos (CONSANI et al., 2002, FAN et al., 2002; GASTON et al., 2001; HANSEN; ASMUSSEN, 1993; JARDIM, 2004; MACHADO et al., 2002; SANTOS et al., 2000; TSAI; MEYERS; WALSH, 2003). Para Tsai; Meyers e Walsh (2003), conforme aumenta-se a profundidade do incremento de resina diminui-se a dureza pois uma menor quantidade de canforoquinona é atingida pela luz, sendo assim, menor é a polimerização da mesma. Os resultados do nosso trabalho também concordam com estes trabalhos citados acima, pois, nos grupos I e II onde foi realizada a fotoativação, os valores de microdureza foram menores na região apical, o que foi menos evidente nos grupos III, IV e V onde não foi realizada a fotoativação. Nos sistemas fotoativados, a polimerização não ocorre por todo o material de maneira uniforme, como ocorre nas resinas quimicamente ativadas (MARTINS et al., 2002). Nos grupos III, IV e V nota-se uma maior uniformidade entre os terços cervical, médio e apical, já que nos grupos III e IV o cimento utilizado foi o quimicamente ativado e no grupo V o cimento EnForce foi utilizado de maneira química, ou seja, sem fotoativação.

Estudos indicam que a ativação química apenas não é suficiente para que os cimentos resinosos duais alcancem sua máxima conversão (FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004), o que também foi observado em nosso estudo já que o grupo V, onde o cimento dual foi utilizado apenas com sua ativação química, foi o que apresentou menor média de microdureza *Vickers*.

Alguns trabalhos analisam o aumento gradativo da dureza com o tempo de armazenamento das amostras. Para Darr e Jacobsen (1995) os agentes cimentantes apresentaram-se insuficientemente polimerizados durante os primeiros estágios da cimentação, havendo um aumento gradativo na dureza dos cimentos com o aumento do tempo de armazenamento das amostras concordando com El-Badraway e El-Mowafy (1995) e El-Mowafy; Rubo e El-Badraway (1999), que também encontraram resultados parecidos e discordando de Rueggeberg e Caughman (1993) que observaram que para quase todas as resinas testadas, a polimerização 10 minutos após a espatulação foi quase equivalente à polimerização após 24 horas. Em nosso estudo aguardou-se um período estabelecido de 7 dias para a análise da dureza das amostras.

Existem evidências que sugerem que a força de adesão dos cimentos resinosos à dentina é influenciada pela compatibilidade dos modos de ativação entre os sistemas adesivos e cimentos utilizados. Alguns fabricantes incluem um ativador adicional aos adesivos de passo único para torná-los duais para melhorar a efetividade da adesão aos compostos duais ou químicos (FRANCO et al., 2005; SANNARES, et al. 2001). Os resultados observados em nosso trabalho demonstram não haver melhoras quando se utilizou o Self Cure Activator (Dentsply), não havendo diferença estatística entre os grupos I e II. Acredita-se que a causa principal da incompatibilidade dos adesivos simplificados às resinas de polimerização química pode estar relacionada à acidez dos adesivos (pH). Para Sannares et al. (2001), analisando o efeito de quatro sistemas adesivos de frasco único, com diferentes pHs, na união a resina foto e quimicamente ativadas, através do teste de microtração e análise em MEV, houve uma diminuição significativa na resistência adesiva quando foi utilizado o sistema adesivo simplificado em conjunto com resinas quimicamente ativadas. Os autores relataram haver uma interação entre

os monômeros resinosos ácidos presentes na camada superficial do sistema adesivo simplificado que é inibida pelo oxigênio presente nos componentes catalisadores peróxido-amina comumente presentes nos compósitos quimicamente ativados, além da incorporação de bolhas de ar durante a espatulação dos cimentos quimicamente ativados. Franco et al. (2005) chegaram a resultados que concordam com Sanares observando que quanto menor foi o pH do sistema adesivo utilizado, menor foi a resistência de união à resina quimicamente ativada. Os achados deste estudo demonstram que o pH dos sistemas adesivos influencia a ativação e a força de união dos materiais quimicamente ativados. Suh et al. (2003); Tay et al. (2004), também chamaram a atenção para a incompatibilidade dos adesivos simplificados de um passo com os compósitos de ativação química que utilizam aminas terciárias como componente do catalisador. Esta incompatibilidade é parcialmente causada pela neutralização das aminas terciárias básicas pelos monômeros ácidos residuais da camada de oxigênio inibido de adesivo. Outro fator responsável pela falta de adesão das resinas químicas com os adesivos fotoativados é o recente descobrimento de que os adesivos simplificados de um passo comportam-se como membranas permeáveis após fotoativados. Esta permeabilidade dos adesivos permite a formação de bolhas na interface compósito-adesivo. Essas bolhas aumentam o estresse entre os materiais e diminui a resistência adesiva das resinas químicas à dentina. Suh et al. (2003) utilizaram diferentes concentrações de monômeros acidificados para contaminar resinas fotoativáveis e de ativação química, com o intuito de simular o contato da resina composta e monômeros ácidos não polimerizados ao longo da interface adesivo/compósito quando utilizam-se os adesivos simplificados de um passo. Observaram que os monômeros acidificados tiveram um efeito limitado na polimerização da resina fotoativada, porém reduções substanciais no grau de polimerização das resinas quimicamente ativadas ocorreram

quando estas foram contaminadas com os monômeros resinosos acidificados. Em nosso estudo houve diferença estatística significativa entre as posições AD (próximo ao sistema adesivo) e P (próximo ao pino de fibra de vidro), sendo os valores próximos à posição AD sempre menores do que os valores próximos da posição P em todos os grupos. Isto ficou mais evidente no grupo IV que utilizou o sistema adesivo simplificado autocondicionante que possui um valor baixo de pH e menos evidente no grupo III que utilizou o ED Primer do cimento resinoso Panavia 21 que é de ativação química. Provavelmente isto ocorreu devido ao baixo pH do sistema adesivo Clearfil SE Bond que é de 1,9 (GOMES; CALIXTO, 2004), evidenciando a existência de uma incompatibilidade do cimento resinoso químico com o adesivo autocondicionante que é o mais ácido.

Com base em nossos achados concordamos com a influência do pH ácido dos sistemas adesivos em provavelmente reduzir a adesão dos cimentos resinosos, pois encontramos valores de dureza menores com pHs menores. É importante que o clínico possa evitar este tipo de combinação.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia proposta e com base nos resultados obtidos, concluímos que:

- a) O cimento resinoso quimicamente ativado (GIII) apresentou maiores valores de dureza superficial quando comparado ao cimento resinoso de dupla ativação, independente da região analisada do canal radicular;
- b) O fator profundidade de polimerização interferiu nos valores de dureza superficial em todos os grupos, sendo mais evidente para os grupos onde o cimento foi fotoativado (GI e GII) do que para os grupos com ativação química (GIII, GIV e GV) que mostraram maior uniformidade nos três terços do conduto radicular;
- c) Houve interferência dos sistemas adesivos utilizados nos valores de microdureza para todos os grupos, o que pode ser observado nos menores valores encontrados próximo aos sistemas adesivos, sendo mais evidente no GIV que utilizou o sistema adesivo autocondicionante e menos evidente no grupo III que utilizou o *Primer* do próprio cimento, mostrando a incompatibilidade entre os sistemas adesivos com menor pH e a fase quimicamente ativada dos cimentos resinosos.

REFERÊNCIAS

- ALENCAR JÚNIOR, E. A. **Microdureza superficial do cimento resinoso ativado por três diferentes fontes de luz com interposição de cerômero e porcelana**. 2005, 83f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquarq, 2005.
- ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; HEITMANN, T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. **J. Dent.**, v. 27, n. 4, p. 275-278, may 1999.
- ATLAR, N.; TAM, L.E.; McCOMB, D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. **J. Prosthet. Dent.** v. 89, n. 2, Feb, 2003.
- BERGER, C. R.; CAVINA, D. A. Pinos intra-radiculares não metálicos In: GOMES, J. C. (Org.). **Estética em Clínica Odontológica**. Curitiba: Ed. Maio, 2004. p. 395-426.
- BERUTTI, E.; ORSI, M. V.; GRANDINI, S. O tratamento endodôntico. In: SCOTTI, R.; FERRARI, M. **Pinos de fibra: considerações teóricas e aplicações clínicas.**, São Paulo: Artes Médicas, 2003. cap. 6, p. 53-64.
- BLACKMAN, R.; BARGHI, N.; DUKE, E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cements. **J. Prosthet. Dent.** v. 63, n. 3, p.295-300, mar. 1990.
- BOWEN, R. L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 66, p. 57-64, jan. 1963.
- BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, v.34, n. 6, p.849-853, dec.1955.
- CARREIRA, A. J.; VIEIRA, D. Intensidade de luz através da resina composta. **JADA**, v. 5, p. 245-251, jul./ago. 2002.
- CAUGHMAN, W. F.; CHAN, D. C. N.; RUEGGERBERG, F. A. Curing Potencial of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n.5, p. 479-484, may 2001.
- CONSANI, S. et al. Efeito dos métodos de fotoativação e de inserção sobre a dureza de resinas compostas. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v. 16, n. 4, dez. 2002.
- CORREIA et al., Estudo comparativo ao microscópio de luz da morfologia das dentinas bovina e humana. **Rev. ABO Nac.**, v. 13, n. 3, p.179-183, jun./jul. 2005
- DARR, A.H.; JACOBSEN, P.H. Conversion of dual cure luting cements. **J. Oral Rehabil.** v. 22, p. 43-47, 1995.
- EL-BADRAWAY, W. A.; EL-MOWAFY, O. M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. **J. Prosthet. Dent.**, v. 73, n. 6, p.515-524, jun. 1995.

EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M. H.; EL-BADRAWAY, W. A. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. **Oper. Dent.** v.24, n. 1, p.38-44 jan./feb. 1999.

FAN, P. L. et al. Intensidade da luz polimerizadora e profundidade de polimerização. **JADA**, v. 5, p. 199-204, jul./ago. 2002.

FERRARI, M. et al. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. **Am. J. Dent.** v. 13, n. 5, p. 255-260, oct. 2000.

FERRARI, M.; MANOCCI, F. A "one-bottle" adhesive system for bonding a fiber post into a root canal: a SEM evaluation of the post-resin interface. **Int. Endod. J.**, v.33, n. 5, p. 255-260, oct. 2000.

FONSECA, R. G.; CRUZ, C. A. S.; ADABO, G. L. A influência da ativação química na dureza de cimentos resinosos. **Braz. Oral Res.** v. 18, n. 3, p. 228-232, jul./set. 2004.

FRANCO et al. Influence of pH of different adhesive systems on the polymerization of a chemically cured composite resin. **Braz. Dent. J.**, v. 16, n. 2., maio/ago. 2005.

GANSS, C.; JUNG, M. Effect of Eugenol-containing Temporary Cements on Bond Strength of COMposite to Dentin. **Oper. Dent.**, v. 23, n. 2, p. 55-62, feb. 1998.

GASTON, B. A. et al. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. **J. Endod.**, v.27, n. 5, p. 321-324, may. 2001.

GOMES, O. M.; CALIXTO, A. L. Cimentação Adesiva. In: GOMES, J. C. (Org.). **Estética em Clínica Odontológica**. Curitiba: Ed. Maio, 2004. p. 301-330.

HAGGE, M. S.; WONNG, R. D. M.; LINDEMUTH, J. S. Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement. **Int. Endod. J.**, v.35, n.4, p. 372-378, Apr. 2002.

HANSEN, E. K.; ASMUSSEN, E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. **Scand. J. Dent. Res.**, v. 101, p. 62-64, 1993.

HOFMANN N. et al. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. **J. Oral Reab.**, v.28, p. 1022-1028, 2001.

JARDIM, P. S. **Avaliação da dureza superficial de cimentos resinosos após cimentação de pinos de fibra de vidro. Efeito de profundidade de polimerização e sistemas adesivos**. 2004, 138f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

MACHADO, C. T. et al. Avaliação da microdureza de uma resina composta híbrida submetida a três tipos de aparelhos fotopolimerizáveis. **J. Bras. Clin. Odontol. Int.**, v. 6, n. 32, p. 165-169, mar./abr. 2002.

MAIA, L. C.; VIEIRA, L. C. C. Cimentos resinosos: uma revisão da literatura. **Jornal Brasileiro de Dentística e Estética**. v. 2, n. 7, p.258-262, jul./set. 2003.

MALULY FILHO, M. **Avaliação da microdureza Vickers de cimentos resinosos duais, utilizando luz visível e laser de argônio**. 2002, 147f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.

MARTINS, F. et al. Microdureza de resinas compostas em função da cor e luz halógena. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v. 16, n. 3, p. 246-250, maio 2002.

MENEZES, M. A.; MUENCH, A.; A Dureza Knoop das resinas compostas em função do número relativo de radicais livres. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v.12, n. 3, p.281-285, jul./set. 1998.

NAKAMISHI, S.; IWAKU, M.; FUSAYAMA, F. Bovine teeth as possible substitutes in the adesion test. **J. Dent. Res.**, v. 62, n. 10, p. 1076-1081, oct. 1983.

PRAKKI, A.; CARVALHO, R. M. Dual cure resin cements: characteristics and clinical considerations. **Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos**, v.4, n.1, p.22-27, jan./abr. 2001.

RUEGGERBERG, F. A.; CAUGHMAN, W. F. The influence of Light Exposure on Polymerization of Dual-Cure Resin Cements. **Oper. Dent.**, v.18, p. 48-55, feb. 1993

SANARES, A. M. E. et al. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical cured composites. **Dent. Mater.**, v. 17, n. 6, p. 542-556, nov. 2001.

SANTOS, L. A. et al. Microdureza de resina composta: efeito de aparelhos e tempos de polimerização em diferentes profundidades. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v.14, n.1, p.65-70, jan./mar. 2000.

SCHILKE, R. et al. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. **Am. J. Dent.** v. 12, n. 2, p.92-96, apr. 1999.

SCHILKE R. et al. Comparision of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. **Arc. Oral. Biol.**, v. 45, n. 5, p. 355-361, may 2000.

STEWARDSON, D. A. Non-metal Posts Systems. **Dent. Update**, v.28, p. 326-336, sept. 2001.

SUH, B. I. et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. **J. Adhes. Dent.** V. 5, n. 4, p.267-282, april, 2003.

TAY, F.; CARVALHO, R. M.; PASHLEY, D. H. Water movement across bonded dentin – too much of a good thing. **J. Appl. Oral Sci.**, v. 12, sp issue, p. 12-25, 2004

TÊNIS, C. A. et al. Núcleos intra-radiculares pré-fabricados (Revisão da literatura, conceitos atuais e avaliação). **Rev. Odontol. Univ. Santo Amaro**. v. 3, n. 4, p. 24-27, jul./dez. 1997.

TSAI, P. C.; MEYERS, I. A.; WALSH, L. J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. **Dent. Mater.**, v.20, n.4, p.364-369, may 2004.

VARELA, S. G. et al. In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements. **J. Prosthet. Dent.** v.89, n. 2, p.146-153, feb. 2003.

WANG, L. et al. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. **J. Appl. Oral Sci.**, v.11, n. 3, p.162-167, maio 2003.

APÊNDICE A:

Materiais utilizados: apresentação comercial e recomendações dos fabricantes.

SISTEMA ADESIVO PRIME&BOND 2.1 (Dentsply)**Apresentação comercial do Sistema Adesivo****Kit composto por:**

Prime & Bond 2.1 4,0ml

Instruções de uso

Composição química:

Resinas dimetacrilato elastoméricas

Dipentacriol Pentacrilato (PENTA)

Fotoiniciadores

Estabilizadores

Acetona

Flúor

Técnica de aplicação:**(Recomendações do fabricante)**

1. Limpar a cavidade;
2. Condicionar com ácido fosfórico 37% em esmalte por 30 segundos e dentina por 15 segundos
3. Lavar com spray ar/água
4. Secar gentilmente com ar
5. Aplicar uma camada do Adesivo e deixar repousar por 30 segundos
6. Fotopolimerizar por 10 segundos
7. Aplicar a segunda camada
8. Remover excessos com ar durante 5 segundos
9. Fotopolimerizar por 10 segundos

SISTEMA ADESIVO CLEARFIL SE BOND (Kuraray)

Apresentação comercial do Sistema Adesivo:

Kit composto por:

Primer	6ml
Bond	5ml
Casulos para mistura	1
Estojo dispensador	1
Guia de utilização e bula	

Composição química

Primer

10-Metacriloxidecyl dihidrogenio fosfato (MDP)

2-Hidroxietil metacrilato (HEMA)

Metacrilato hidrofílico

Canforoquinona

N,N Dietanol-p-toluidine

Água

Bond

10-Metacriloxidecyl dihidrogenio fosfato (MDP)

Bis-fenol A diglicidilMetacrilato (Bis-GMA)

2-Hidroxietil metacrilato (HEMA)

Dimetacrilato hidrofóbico

Canforoquinona

N,N Dietanol-p-toluidine

Sílica Coloidal Silanizada

Técnica de aplicação;

(Recomendações do fabricante)

1. Limpar a cavidade
2. Aplicar o Primer e deixar repousar por 20 segundos
3. Secar levemente com ar
4. Aplicar o adesivo
5. Espalhar gentilmente com ar
6. Fotopolimerizar por 10 segundos

CIMENTO RESINOSO DUAL ENFORCE (Dentsply)

Apresentação comercial do Cimento Resinoso;

Kit composto por:

1 seringa de pasta ctalisadora 3,5g

1 seringa de pasta base matizada cor A2 2,5g

instruções de uso

Composição química

Pasta base matizada

TEGDMA

BDMA

Vidro de Boro Silicato de Alumínio e Bário Silanizado

Sílica Pirolítica Silanizada

Canforoquinona

EDAB

BHT

Pigmentos Minerais DHEPT

Pasta Catalisadora

Dióxido de Titânio

Sílica Pirolítica Silanizada

Pigmento Mineral

Resina Bis-GMA

BHT

EDAB

TEGDMA

Peróxido de Benzoíla

Técnica de aplicação:

(Recomendações do fabricante)

1. Misturar quantidades equivalentes de pasta base e pasta catalisadora
2. Após obter-se uma mistura homogênia, aplicar uma camada do cimento no pino intra-radicular e inseri-lo no conduto com o auxílio de uma broca Lentulo
3. Remover os excessos de cimento com pincel
4. Fotopolimerizar o cimento por 60 segundos

CIMENTO RESINOSO QUÍMICO PANA VIA 21 (Kuraray)

Apresentação comercial do Cimento Resinoso:

Kit composto por:

1 seringa de pasta base 7,6g

1 seringa de pasta catalisadora 7,6g

ED Primer:

Líquido A

Líquido B

Composição química

ED Primer

10-metacriloxidecyl dihidrogenio fosfato (MDP)

2-hidroxietil metacrilato (HEMA)

N-metacriloil 5-ácido aminosalicílico (5-NMSA)

Panavia 21

Bisfenol A polietoxi dimetacrilato

10-metacriloxidecyl dihidrogenio fosfato

Dimetacrilato hidrofóbico

Dimetacrilato hidrofílico

Técnica de aplicação:

(Recomendações do fabricante)

1. Misturar uma gota do líquido A e uma gota do líquido B do ED Primer por 5 segundos
2. Aplicar o ED Primer na estrutura dentária limpa e esperar 60 segundos
3. Aplicar um leve jato de ar para a evaporação dos componentes voláteis.
4. Dispensar quantidades iguais das pastas base e catalisadora do Cimento Panavia 21

5. Espatular o cimento por 20 segundos
6. Aplicar o cimento no interior do conduto com broca Lentulo
7. Aguardar o tempo de endurecimento do cimento (7 minutos)

APÊNDICE B:

**Valores das microdurezas *Vickers* de acordo com a profundidade e a região de
medição**

Nas tabelas 2, 3, 4 e 5 são apresentados os valores de Dureza *Vickers* (HV) obtidos em corpos-de-prova dos respectivos grupo I, grupo II, grupo III e grupo IV, de acordo com a profundidade de polimerização (C: terço cervical, M: terço médio e A: terço apical) e região de medição (M1: próximo ao pino e M2: próximo ao sistema adesivo)

Tabela 2- Valores de dureza para os corpos de prova do grupo I

continua

Corpo-de prova	Profundidade	Região	
		M1	M2
1	C	47.4	58.2
	M	43.8	48.3
	A	41.8	49.5
2	C	47.4	56.7
	M	56.6	61.1
	A	39.3	48.1
3	C	45.4	53.9
	M	41.1	54.7
	A	50.8	50.2
4	C	47.0	51.4
	M	43.8	49.8
	A	40.1	49.3
5	C	52.2	58.1
	M	40.7	57.7
	A	45.5	56.0
6	C	43.5	54.0
	M	39.6	52.9
	A	43.4	47.1
7	C	51.1	53.3
	M	49.2	51.8
	A	42.2	54.2

Tabela 2- Valores de dureza para os corpos de prova do grupo I

Tabela 2 – Valores de dureza para os corpos de prova do grupo I				conclusão
Corpo-de prova	Profundidade	Região		
		M1	M2	
8	C	61.2	62.9	
	M	52.8	62.1	
	A	50.8	56.5	
9	C	50.6	60.6	
	M	45.8	57.0	
	A	46.7	52.0	
10	C	44.9	52.4	
	M	47.9	56.1	
	A	46.7	51.6	

Tabela 3. Valores de dureza para os corpos de prova do grupo II.

continua

Corpo-de prova	Profundidade	Região	
		M1	M2
1	C	48.4	55.7
	M	47.7	50.4
	A	51.5	49.5
2	C	49.3	59.0
	M	50.0	51.0
	A	47.1	51.3
3	C	51.8	59.6
	M	47.6	54.2
	A	41.0	51.0
4	C	47.4	57.2
	M	48.7	55.7
	A	45.5	53.0
5	C	50.0	57.8
	M	47.1	50.3
	A	43.0	50.0

Tabela 3. Valores de dureza para os corpos de prova do grupo II.

conclusão

Corpo-de prova	Profundidade	Região	
		M1	M2
6	C	55.7	62.5
	M	49.0	52.5
	A	46.5	48.2
7	C	53.8	61.0
	M	49.9	56.0
	A	50.8	55.5
8	C	47.1	62.5
	M	41.5	57.5
	A	35.8	46.2
9	C	47.3	48.6
	M	39.5	49.1
	A	44.1	48.4
10	C	47.6	59.4
	M	43.6	57.9
	A	43.4	51.7

Tabela 4. Valores de dureza para os corpos-de-prova do grupo III.

continua

Corpo-de prova	Profundidade	Região	
		M1	M2
1	C	50.3	53.4
	M	52.3	61.2
	A	50.8	57.3
2	C	66.7	70.4
	M	49.5	56.1
	A	50.4	50.1
3	C	41.5	44.1
	M	41.1	45.9
	A	62.9	56.2

Tabela 4. Valores de dureza para os corpos-de-prova do grupo III.

conclusão

Corpo-de prova	Profundidade	Região	
		M1	M2
4	C	60.8	59.9
	M	66.3	67.8
	A	61.9	62.5
5	C	53.6	58.5
	M	53.5	60.3
	A	54.6	55.3
6	C	44.5	41.4
	M	47.9	47.6
	A	52.5	50.4
7	C	43.6	48.5
	M	59.5	57.6
	A	54.5	53.6
8	C	55.5	61.9
	M	54.4	59.2
	A	48.8	47.9
9	C	60.7	59.3
	M	58.0	60.3
	A	47.5	54.2
10	C	58.2	59.1
	M	59.3	60.4
	A	51.1	57.8

Tabela 5. Valores de dureza dos corpos-de-prova do grupo IV.

Corpo-de prova	Profundidade	Região	
		M1	M2
1	C	32.8	48.5
	M	40.7	51.7
	A	31.1	36.2
2	C	40.2	49.4
	M	40.2	46.1
	A	38.9	50.3
3	C	44.2	55.8
	M	38.6	47.8
	A	36.9	49.8
4	C	35.8	50.9
	M	42.7	52.1
	A	36.0	54.9
5	C	39.4	54.3
	M	39.3	50.0
	A	35.3	51.5
6	C	41.3	54.4
	M	40.1	57.9
	A	37.4	52.4
7	C	36.9	52.8
	M	41.3	52.3
	A	36.2	55.6
8	C	43.1	56.8
	M	41.2	56.3
	A	35.8	48.8
9	C	36.5	52.0
	M	45.7	51.9
	A	40.7	59.9
10	C	36.9	47.7
	M	43.8	56.6
	A	35.4	51.4

Tabela 6. Valores de dureza dos corpos-de-prova do grupo V.

Corpo-de prova	Profundidade	Região	
		M1	M2
1	C	43.2	48.9
	M	37.8	46.0
	A	39.8	44.9
2	C	34,8	42.4
	M	41.8	42.0
	A	38.0	33.9
3	C	39.2	43.5
	M	39.8	33.1
	A	43.6	45.7
4	C	38.1	36,2
	M	40.9	38.8
	A	43.6	44.9
5	C	42.0	44.4
	M	41.5	42.0
	A	41.3	42.2
6	C	43.3	38.7
	M	38.3	42.0
	A	43.0	42.2
7	C	42.5	45.3
	M	41.5	45.0
	A	38.0	42.2
8	C	41.7	43.9
	M	39.0	45.4
	A	40.9	47.0
9	C	42.8	41.4
	M	44.9	42.6
	A	42,3	43.4
10	C	40.8	38.7
	M	41.0	38.5
	A	41.5	37.0

