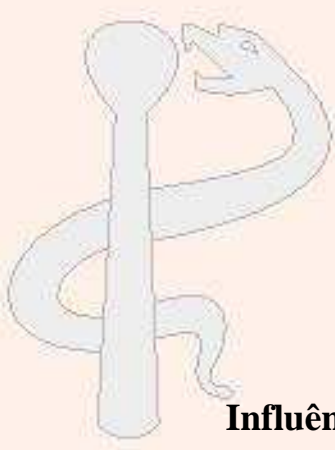


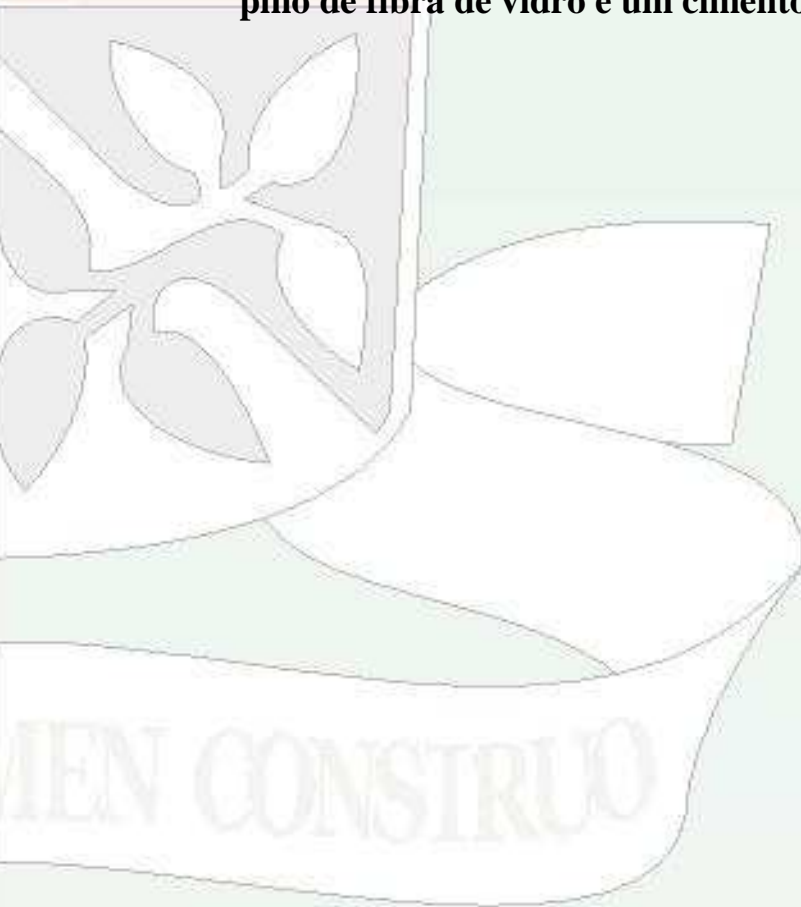


**Universidade Federal da Bahia**  
**Faculdade de Odontologia**  
Mestrado em Odontologia

Gustavo Pinheiro de Freitas



**Influência da fonte de fotoativação sobre a resistência de união entre um pino de fibra de vidro e um cimento resinoso, em diferentes profundidades**



Salvador  
2007

Gustavo Pinheiro de Freitas

**Influência da fonte de fotoativação sobre a resistência de união entre um pino de fibra de vidro e um cimento resinoso, em diferentes profundidades**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, na área de Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Gildo Coelho Santos Júnior  
Co-orientador: Prof. Dr. Anderson Pinheiro de Freitas

Salvador  
2007

F866 Freitas, Gustavo Pinheiro de  
Influência da fonte de fotoativação sobre a resistência de união entre um pino de fibra de vidro e um cimento resinoso em diferentes profundidades. / Gustavo Pinheiro de Freitas - Salvador, 2007.  
82 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Gildo Coelho Santos Júnior.  
Co-Orientador: Prof. Dr. Anderson Pinheiro de Freitas.  
Dissertação (Mestrado) –, Universidade Federal da Bahia.  
Faculdade de Odontologia, 2007.

1. Prótese dentária. 2. Pinos dentários. 3. Cimentos dentários. 4. Resistência à tração Diametral. I. Universidade Federal da Bahia. Faculdade de Odontologia. II. Santos Júnior, Gildo Coelho. III. Freitas, Anderson Pinheiro de. IV. Título.

CDU 616.314-77

Gustavo Pinheiro de Freitas

<b>20 de junho de 1980</b>	Nascimento - Salvador – Bahia
<b>1991 – 1999</b>	Curso básico, intermediário e avançado em língua inglesa CCAA / Salvador - Ba
<b>1998 – 2003</b>	Curso de Odontologia – FOUFBA Faculdade de Odontologia / Universidade Federal da Bahia
<b>2003 – 2004</b>	Curso de Atualização em Prótese Parcial Fixa - ABO – Bahia
<b>2004</b>	Membro do Grupo de Pesquisa em Prótese Dental FOUFBA
<b>2004</b>	Docente do Curso de Extensão em Prótese Fixa e Adesiva Faculdade de Odontologia / Universidade Federal da Bahia
<b>2004 – 2006</b>	Professor do Curso de Odontologia da UFBA Faculdade de Odontologia / Universidade Federal da Bahia
<b>2005</b>	Docente do Curso de Extensão em Prótese Total Faculdade de Odontologia / Universidade Federal da Bahia
<b>2005</b>	Coordenador do Curso de Diagnóstico e Planejamento em Prótese Fixa, Faculdade de Odontologia / UFBA
<b>2005 – 2006</b>	Curso de Atualização em Prótese Sobre Implantes ABO – Bahia
<b>2005 - 2006</b>	Coordenador do Curso de Extensão em Prótese Fixa e Adesiva Faculdade de Odontologia / Universidade Federal da Bahia
<b>2005 - 2007</b>	Curso de Pós-Graduação em Clínicas Odontológicas, em nível de mestrado, na Faculdade de Odontologia / UFBA
<b>Associações:</b>	<b>ABO</b> – Associação Brasileira de Odontologia <b>SBPqO</b> – Sociedade Brasileira de Pesq. Odontológica <b>IADR</b> – International Association of Dental Research

## Dedicatória

Dedico este trabalho:

à Deus por minha vida;

aos meus pais: Magno e Naldete, por todo o amor que sempre me deram; pela dedicação e carinho com que me educaram, sem nunca medir esforços e por serem exemplos de honestidade e caráter.

aos meus irmãos Daniele e Magno Ângelo, por todos esses anos de convivência e por serem pessoas tão abençoadas.

ao amor da minha vida Maíra, por todo seu companheirismo, pela compreensão, pelo suporte nos momentos de dificuldades e por estar do meu lado nas diversas decisões e atitudes, demonstrando todo seu amor.

Você me completa !

## Agradecimentos

Ao meu orientador Prof. Dr. Gildo Coelho Santos Júnior, um exemplo de competência; pelo incentivo e apoio a todas as minhas iniciativas, pelas imensuráveis oportunidades de crescimento profissional e pela grande influência na minha decisão de trilhar este caminho. A você Gildo, o meu muito obrigado!

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Anderson Pinheiro de Freitas, um exemplo de força e determinação. Pelos ensinamentos, oportunidades, exemplos e principalmente pela sincera amizade. Você é simplesmente brilhante, um exemplo a ser seguido!

Ao Prof. Dr. Roberto Paulo Correia de Araújo, sempre disposto a ajudar de forma educada e elegante, pela sua dedicação à odontologia e pela sua forma produtiva de ensinar.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria Cristina Teixeira Cangussu, pela grande ajuda na realização da análise estatística deste trabalho.

Ao Prof. Getúlio Batista de Oliveira pela amizade. Por ter se demonstrado um grande parceiro tanto nos momentos de trabalho quanto de lazer.

Ao Prof. Francisco de Souza Barreto pelas oportunidades e ensinamentos. Por demonstrar um carinho verdadeiro e recíproco, e, principalmente, por ser um grande amigo.

Ao Prof. José Flávio Wanderlei Cruz pelas contribuições com este trabalho, enquanto ainda estava em fase de projeto de pesquisa.

Aos meus colegas de turma do curso de Mestrado em Clínica Odontológica: Ana Rita, Caroline, Cinthia, Christiano, Daniele, Fernanda, Glauber, Ianderlei, Joaquim, Kátia e Vita , pela amizade e companheirismo durante estes anos.

À Sueli, secretária do Mestrado, por estar sempre disponível para ajudar.

Aos amigos Ian, Ohara e Julival, por me ajudarem a ver a vida de uma forma muito especial e pela presença em importantes momentos de lazer.

À 3M – ESPE e Dental Baiana nas pessoas de Rogério e Mueller, respectivamente, pelo fornecimento de parte do material utilizado nesta pesquisa.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, pela grande oportunidade de crescimento profissional e por todo o conhecimento que me foi disponibilizado.

À CAPES, pelo auxílio financeiro através da concessão da bolsa.

À minha família, que me incentivou e apoiou no caminho escolhido, sempre me proporcionando muitos momentos de grande alegria.

A todos que me auxiliaram na elaboração deste trabalho e que por ventura não tenham sido citados.

## Sumário

Lista de figuras _____	vii
Lista de tabelas _____	viii
Resumo _____	ix
1- Introdução _____	01
2- Revisão de literatura _____	09
2.1 Pinos Intra-radiculares _____	10
2.2 Sistemas de Cimentação _____	22
2.3 Fontes de Luz _____	27
3- Proposição _____	37
4- Material e métodos _____	39
4.1 Materiais Empregados _____	40
4.2 Métodos utilizados _____	43
4.2.1 Obtenção dos cilindros de resina _____	43
4.2.2 Obtenção dos corpos de prova _____	44
4.2.3 Teste de Resistência à Tração Diametral _____	45
4.2.6 Análise de Variância _____	45
4.3 Figuras _____	46
5- Resultados _____	49
5.1 Resistência à Tração Diametral _____	50
6- Discussão _____	54
6.1 Dos Materiais e Métodos Utilizados _____	55
6.2 Dos Resultados Encontrados _____	63
7- Conclusões _____	66
8- Referências _____	68
9- Abstract _____	81



## Lista de figuras

<b>Figura 4.0A</b> – Quadro com especificações do adesivo utilizado_____	40
<b>Figura 4.0B</b> – Quadro com especificações da resina composta utilizada _____	40
<b>Figura 4.0C</b> – Quadro com especificações do cimento utilizado_____	41
<b>Figura 4.0D</b> – Quadro com especificações do pino utilizado_____	41
<b>Figura 4.0E</b> – Quadro com especificações do aparelho LED utilizado_____	41
<b>Figura 4.0F</b> – Quadro com especificações do aparelho LED utilizado_____	42
<b>Figura 4.0G</b> – Quadro com especificações do aparelho LH utilizado_____	42
<b>Figura 4.2 1</b> – Quadro com a formação dos grupos estudados_____	45
<b>Figura 4.1 A</b> – Resina composta (Filtek Z250 – 3M)._____	46
<b>Figura 4.1 B</b> - Adesivo (Single Bond-3M)_____	46
<b>Figura 4.1 C</b> - Pinos de fibra de vidro pré-fabricados (ReforPost) N03 _____	46
<b>Figura 4.1 D</b> - Cimento Resinoso (RelyX – 3M)_____	46
<b>Figura 4.2 A</b> - Cilindros, de acrílico transparente_____	46
<b>Figura 4.2 B</b> - Preenchimento dos cilindros com resina _____	46
<b>Figura 4.2 C</b> - Fio de aço de 1,6mm de espessura _____	46
<b>Figura 4.2 D</b> - Delineador (paralelômetro) BioArt_____	46
<b>Figura 4.2 E e F</b> - Fio de aço centralizado com o auxílio do paralelômetro__	46
<b>Figura 4.2 G</b> - Fotopolimerizador - LED – RADII (SDI)_____	47
<b>Figura 4.2 H</b> - Fotopolimerizador - LH – Optilight Plus (GNATUS)_____	47
<b>Figura 4.2 I</b> - Fotopolimerizador LED – ELIPAR FREE-LIGHT 2 (3M)_____	47
<b>Figura 4.2 J, K e L</b> - Condicionamento, lavagem e secagem do conduto_____	47
<b>Figura 4.2 M e N</b> – Mascara de polimerização_____	47
<b>Figura 4.2 O e P</b> - Remoção do molde de acrílico _____	47
<b>Figura 4.2 Q</b> - Cilindros sendo cortados _____	48
<b>Figura 4.2 R e S</b> - Discos formados cortados em terços (corpos de prova)_____	48
<b>Figura 4.2T</b> Máquina de ensaios universal – EMIC 2000_____	48
<b>Figura 4.2 U</b> - Teste de tração diametral_____	48
<b>Figura. 5.1A</b> – Teste de Tukey - comparação múltipla entre os grupos_____	52
<b>Figura 5.1B</b> – Médias (em MPa) dos espécimes classificados por terços _____	52
<b>Figura 5.1C</b> – Gráfico dos valores médios da resistência à tração diametral _	53

Lista de tabelas

<b>Tabela 5.1.1</b> – Média - Resistência à tração diametral dos grupos_____	50
<b>Tabela 5.1.2</b> – Valores individuais (espécimes/grupo)_____	51

*Resumo*

---

**RESUMO**

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência de união entre um pino de fibra de vidro e um cimento resinoso. Trinta cilindros de resina composta foram confeccionados e pinos de fibra de vidro (ReforPost - Angellus) cimentados em seu interior com um cimento resinoso dual (RELY-X – 3M). A fotoativação do cimento foi feita variando-se as fontes de luz (Halógena e LED). Cada um dos 30 cilindros foi cortado em três partes (terço cervical, médio e apical), resultando 90 discos que foram divididos em 09 grupos (n=10): **Grupo 1-Oc:** Optlight Plus – GNATUS, terço cervical; **Grupo 2-Om:** Optlight Plus – GNATUS, médio; **Grupo 3-Oa:** Optlight Plus – GNATUS, apical; **Grupo 4-RC:** RADII – SDI, cervical; **Grupo 5-Rm:** RADII – SDI, médio; **Grupo 6-RC:** RADII – SDI, apical; **Grupo 7-Ec:** Elipar Freelight2 – 3M, cervical; **Grupo 8-Em:** Elipar Freelight2 – 3M, médio; **Grupo 9-Ea:** Elipar Freelight2 – 3M, apical. Todos os grupos foram submetidos ao ensaio de tração diametral (DTS) em uma máquina de ensaios (EMIC 2000) até a fratura. As médias dos grupos em Mpa foram: **G1-Oc:** 25,08 (4,20); **G2-Om:** 23,44 (4,64); **G3-Oa:** 20,88 (3,62) **G4-Rc:** 22,86 (5,93); **G5-Rm:** 22,12 (6,72); **G6-Ra:** 22,04 (5,61); **G7-Ec:** 26,01 (3,33); **G8-Em:** 19,81 (6,09); **G9-Ea:** 17,74 (4,14). A análise estatística dos dados permitiu concluir que, o grupo **G 9–Ea** apresentou a menor resistência à tração diametral demonstrando diferença estatisticamente significativa quando comparado com os grupos **G7-Ec** e **G1-Oc** e não houve influência das diferentes fontes de luz. Com base nestes resultados também podemos afirmar que o aparelho LED (RADII – SDI) apresentou valores de DTS constantes em todos os terços analisados.

**PALAVRAS-CHAVE:** pino de fibra de vidro; cimento resinoso; fotopolimerizadores

## *Introdução*

---

## **1- INTRODUÇÃO**

O elemento dental, quando perde sua parte coronária, seja por cárie ou fratura, normalmente é restaurado utilizando-se pinos intra-radulares. Segundo STEWARDSON (2001), esses retentores são utilizados principalmente na restauração de dentes tratados endodonticamente para aumentar sua resistência e retenção. No entanto, estudos demonstram que não há fortalecimento da estrutura dental, podendo até mesmo ocorrer fraturas ou perfurações radiculares (SOARES et al. 2003), sendo a retenção de restaurações ou coroas a principal função dos pinos intra-radulares (STOCKTON e WILLIAMS, 1999; SANTIS et al., 2000; SANTOS e SOUZA JR, 2002).

Há controvérsias, na literatura, quanto ao comprimento do espaço para pinos em dentes tratados endodonticamente. Entretanto algumas recomendações são comuns: o pino deve ser igual ou maior do que o comprimento da coroa clínica; preservar 3 a 4 mm de selamento apical; ter 2/3 do comprimento radicular; ultrapassar a metade da altura óssea de suporte do dente (COELHO FILHO e MIRANZI, 2001; DIAS et al., 2001; HELING et al., 2002; VENÂNCIO, SOUZA e ADABO, 2003; ZITTO, PIRES e MEZZOMO, 1997).

O diâmetro do pino intra-radicular também é importante para a retenção da restauração e na habilidade para resistir aos esforços transmitidos durante a mastigação. Sabe-se que quanto maior o diâmetro do pino maior será a sua resistência e retenção, porém deve-se considerar também o possível enfraquecimento da raiz remanescente. Conseqüentemente tem sido sugerido que o diâmetro do pino deve apresentar até 1/3 do diâmetro total da raiz e no terço apical, apresentar no mínimo 1mm de estrutura dentinária, ao redor do retentor (VENÂNCIO, SOUZA e ADABO, 2003).

Os pinos intra-radulares com paredes inclinadas apresentam menor retenção que os paralelos e também desenvolvem grande concentração de esforços em suas paredes circundantes podendo gerar efeito de cunha e conseqüentemente desenvolverem fraturas (ZITTO, PIRES e MEZZOMO, 1997).

Uma grande demanda de restaurações estéticas tem impulsionado o desenvolvimento de sistemas intra-radulares com pinos livres de metal. Nas restaurações de dentes tratados endodonticamente, utiliza-se materiais que possuem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina. Resinas compostas, cimentos resinosos e pinos de fibra de vidro possuem essa característica. A presença de fibras em um material permite uma melhor distribuição do estresse, melhorando a resistência ao impacto, atenuando a resistência à fadiga. Os pinos pré-fabricados têm ampla aceitação, dentre outros motivos, por causa do baixo custo, velocidade e simplicidade de utilização.

Sobre os pinos de fibra, STERWARDSON (2001) enfatiza que apesar de existir uma diversidade de pinos estéticos, a principal vantagem desse sistema é o módulo de elasticidade próximo ao da dentina, diminuindo a incidência de fratura. Considera-se vantagem ainda, a adesão à estrutura dental e ao material de preenchimento, a resistência à corrosão, a facilidade de remoção com brocas e solventes. Além disso, deve ser considerada a conservação estrutural durante o preparo do dente.

Os pinos de fibra de vidro são compostos por 42% de fibra de vidro, 29% de matriz resinosa e 29% de partículas inorgânicas (QUINTAS, DINATO e BOTINO, 2000). As fibras mais comuns são à base de sílica e contêm outros óxidos como o cálcio, boro, sódio, alumínio e ferro (SCOTTI e FERRARI, 2003).

Por essa composição, o pino prevê refração e transmissão das cores internas através da estrutura dental, porcelana ou resina, sem a necessidade do uso de opacos ou modificadores (BARATIERI et al., 2000). Isso faz com que a transmissão de luz seja similar à de um dente

vivo (MARTELLI, 2000). Além disso, o pino de fibra de vidro adere-se quimicamente às resinas para uso odontológico, não necessitando de qualquer tratamento de superfície (BARATIERI et al., 2000), e apresenta propriedades físico-mecânicas similares a estrutura dental além de ser estético (CONCEIÇÃO, et al., 2002).

Seus sistemas incluem suas próprias pontas para preparo intra-radicular o que promove o mínimo espaço para assentamento do cimento na interface dentina-pino (QUINTAS, DINATO e BOTINO, 2000).

Existem três grupos principais de agentes utilizados na cimentação de pinos intraradiculares: o cimento de fosfato de zinco, o cimento de ionômero de vidro e o cimento resinoso (GOMES et al., 2002). Apesar da variedade de cimentos disponíveis atualmente, não há um cimento ideal a todas as situações clínicas. Assim, a escolha do agente de cimentação deve basear-se nas suas propriedades físicas, biológicas e de manipulação, somadas às características do remanescente dentário preparado e da peça protética (ROSENSTIEL, LAND e CRISPIN, 1998; FEDERLIN et al., 2004; FEDERLIN et al., 2005).

A utilização de cimentos resinosos vem crescendo com a odontologia estética. A maioria das restaurações não-metálicas, muito utilizadas atualmente, tem indicação para cimentação resinosa devido a suas propriedades mecânicas e compatibilidade com os sistemas estéticos. Os cimentos auto-polimerizáveis, tais como os cimentos de fosfato de zinco, geralmente não podem ligar-se à estrutura do dente ou à superfície tratada da restauração. Uma exceção é o cimento de ionômero de vidro (CIV), que pode ligar-se quimicamente à dentina e ao esmalte; entretanto a força de ligação é menor quando comparada àquela que pode ser conseguida com cimentos resinosos. Tipicamente, os cimentos resinosos são usados conjuntamente com agentes de ligação ao esmalte e à dentina, em conseqüência, são capazes de ligar-se micromecanicamente a ambas as estruturas (El-MOWAFY, 2001).



Devido à característica dos cimentos resinosos de adesão tanto ao pino de fibra quanto à estrutura dentária, presume-se que a resistência à tensão seja maior na adesão resinosa do que na adesão de um pino metálico com cimento não-resinoso (EL-MOWAFY, 2001; CHEYLAN, GONTHIER e DEGRANGE, 2002; GALLO et al., 2002).

Os cimentos resinosos, quando comparados com os cimentos convencionais, apresentam maior durabilidade (CHEYLAN, GONTHIER e DEGRANGE, 2002). Para tanto, é importante que os cimentos resinosos duais sejam formulados de tal maneira que sejam capazes de conseguir um grau suficiente de endurecimento com e sem luz, para assegurar a polimerização adequada do cimento nas áreas que não são prontamente acessíveis à luz (EL-MOWAFY e RUBO, 2000).

A polimerização incompleta pode ser atribuída a fatores como: penetração insuficiente da luz incidente; tempo de exposição à luz; distância entre a superfície e a fonte de luz; direcionamento da luz; condições do aparelho fotopolimerizador e a intensidade de luz do aparelho (PEREIRA et al., 1997).

O estudo de TANGO (2006) mostrou que houve diminuição dos valores de dureza Knoop com o aumento da profundidade de polimerização, mesmo para o cimento dual. Estes dados mostram que a polimerização química do cimento dual não é capaz de complementar uma fotoativação deficiente, como alegado por HOFMANN et al., em 2001. Assim, da mesma forma que nos compósitos restauradores diretos, ocorre diminuição dos valores de dureza em regiões em que há menor exposição à luz de fotoativação (CORRER et al., 2005; MENDES et al., 2005).

Para a polimerização desses tipos de cimentos, de forma adequada e completa, é imprescindível a utilização de aparelhos fotoativadores. No mercado odontológico existem alguns tipos de aparelhos que têm a função de polimerizar resinas e cimentos resinosos. Os

mais utilizados clinicamente são os aparelhos de luz halógena (LH), consagrados clinicamente, e os aparelhos LED (Light-Emitting Diode).

Lâmpadas de luz halógenas geram luz quando energia elétrica aquece um pequeno filamento de tungstênio a temperaturas extremamente altas. A maioria da energia é convertida em calor, mas uma pequena porção é transformada em energia luminosa. Filtros seletivos fazem com que somente luz azul seja emitida. Então, moléculas sensíveis a esse tipo de luz são ativadas deixando radicais livres para iniciar o processo de polimerização (DUNN e BUSH, 2002).

Os sistemas resinosos ativados por luz visível atuam sobre a canforoquinona a fim de originar radicais livres que iniciam a polimerização. A máxima absorção se dá na região azul do espectro de luz visível cujo comprimento de onda é de 470nm. Para tal, a fonte mais popular de luz azul vem sendo o aparelho fotoativador de luz halógena (PEREIRA et al., 1997; DUNN e BUSH, 2002).

Desde 1995 a energia diodo (LED) vem sendo introduzida no mercado odontológico, no que diz respeito à polimerização de materiais dentários ativados por luz. No lugar do filamento de tungstênio existem junções de semicondutores que geram a luz. Eles não necessitam de filtros para que a luz seja azul, são resistentes ao choque e vibrações, além de consumirem menos energia. Eles produzem um estreito espectro de luz variando entre 400-500 nm, o qual está dentro dos limites da variação de absorção da canforoquinona. No entanto, o tempo de polimerização dos LEDs e a habilidade deles para polimerizar ainda estão sendo estudados (DUNN e BUSH, 2002).

Os aparelhos LED apresentam vantagens sobre os aparelhos convencionais devido ao tempo de vida útil de aproximadamente 10.000 horas, altamente superior à variação de 50 a 100 horas das lâmpadas halógenas (DUNN e BUSH,2002). Contudo, a eficiência de

fotoativação de resinas compostas e cimentos resinosos mediante o uso dos LEDs ainda não foi exaustivamente investigada (SANTOS JÚNIOR et al., 2004).

A primeira geração dos aparelhos LED era composta por diodos de baixa potência que, para alcançar o desempenho dos aparelhos de luz halógena, precisavam de um maior tempo de exposição, embora gerassem menos calor. A segunda geração teve seu desempenho melhorado utilizando um único chip com maior área de superfície, a qual emitia um único espectro de luz, o que promovia o aumento da sua potência. Isso favoreceu que muitos aparelhos tivessem desempenho semelhante aos aparelhos de luz halógena, mas suas temperaturas eram mais elevadas. A terceira geração utilizou o mesmo LED da segunda e incorporou mais LEDs de baixa potência que emitem uma segunda frequência de espectro violeta. Para minimizar as altas temperaturas, os fabricantes desenvolveram mecanismos para resfriamento como ventiladores e dissipadores de calor o que viabilizou o uso desses aparelhos (RUEGBERG, BLALOCK e CALLAN, 2005).

De acordo com o CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES, o valor mínimo de intensidade de luz para proporcionar uma polimerização adequada é  $300\text{mW}/\text{cm}^2$  (PEREIRA, et al., 1997; DUNN e BUSH, 2002). Essa intensidade de luz pode ser influenciada por alterações em componentes do aparelho como: bulbo, refletor, filtro ou fibra ótica (DUNN, DAVIES e MILLAR, 1996). Além disso, é essencial para o processo de polimerização que as lâmpadas estejam em bom estado e que os aparelhos sejam mantidos em local seguro (MONTENEGRO et al. 2003). Por ser sensível a fraturas, a fibra ótica tem que ser mantida intacta, já que quando não se apresenta em condições ideais, a intensidade de luz é reduzida de maneira significativa (PEREIRA, PASCOTTO e CARNEIRO, 2003).

Os aparelhos LED produzem um estreito espectro de luz variando entre 400-500 nm, o qual está dentro dos limites da variação de absorção da canforoquinona. Em contrapartida, as lâmpadas halógenas (LH) têm demonstrado maior poder de densidades nos valores de

---

irradiância do que os LEDs. O espectro de emissão de luz desses últimos é limitado e localizado perto da máxima absorção da canforoquinona. Entretanto, autores ainda questionam a capacidade do LED em substituir os aparelhos LH (DUNN e BUSH, 2002), apesar de alguns trabalhos demonstrarem que os valores de dureza em cimentos fotoativados por LEDs são similares àqueles fotoativados por lâmpadas convencionais, tanto para presa dual, quanto para fotopolimerização (SANTOS JÚNIOR, et al. 2004).

Os sistemas de fotoativação sofreram e sofrerão modificações e sua utilização tem se difundido cada vez mais. Dúvidas permanecem quanto à efetividade da polimerização de cimentos resinosos ativados com estes aparelhos. Assim, a observação do comportamento desses materiais *in vitro* é importante, já que pode fornecer informações relevantes sobre as técnicas e os materiais empregados e prever o comportamento clínico resultando numa melhora do desempenho e longevidade das restaurações de dentes tratados endodonticamente.

Diante desse contexto, esse trabalho pretende avaliar, pela técnica da tração diametral, a influência de diferentes fontes de luz para fotoativação sobre a resistência adesiva entre um pino de fibra de vidro e um cimento resinoso, em diferentes profundidades

*Revisão de literatura*

---

## **2- REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Pinos Intra-radiculares**

Estudando técnicas para a restauração de dentes despulpados, KANTOR e PINES (1977) utilizaram dentes unirradiculares reunidos em quatro grupos: 1) grupo controle-preparo dental padrão, sem reforço; 2) dente reforçado com pino de aço inoxidável, fixado ao conduto com cimento de poliacrilato; 3) Núcleo metálico fundido de ouro e cimentado com cimento de poliacrilato; 4) pino de aço inoxidável cimentado com poliacrilato e porção coronária em resina composta. Estes pinos foram submetidos a uma força de compressão em 45° na superfície vestibular, até que ocorresse a fratura. Concluíram que em dentes com a porção coronária intacta devido a uma boa terapia endodôntica, um pino cimentado dentro do conduto seria o tratamento de escolha, acreditando que a resistência do dente seria dobrada. Indicaram o uso de pinos metálicos fundidos para tratamentos complexos protéticos e periodontais.

DEUTSCH et.al (1983) publicaram uma revisão de literatura avaliando os pinos intra-radiculares pré-fabricados disponíveis no início daquela década. Os estudos demonstraram que os núcleos intra-radiculares apresentam duas principais funções: primeira, a de reforçar a porção coronária e a porção radicular do dente contra a fratura, no caso de existência da estrutura coronária, e a segunda é que na falta de uma quantidade considerável de estrutura coronária, o núcleo é utilizado para repor esta falta, além de reter e suportar a restauração protética subsequente.

EL-MOWAFY e MILENKOVIC, em 1994, trabalharam com 42 dentes divididos em seis grupos preparando-os para receber um pino (ParaPost) de 8 mm de profundidade, e cimentando-os com cimento de fosfato de zinco, como o grupo controle, e com 5 tipos de

cimentos resinosos. Concluíram que os cimentos resinosos necessitaram de uma força maior para serem removidos (32,9; 47; 34,9; 38,1; 45,5 kilograma-força [ kgf]) do que o cimento de fosfato de zinco (30,1 kgf).

ISHIKIRIAMA et al. (1995), fizeram uma pesquisa para verificar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, com e sem pinos intra-radulares, restaurados com Scotchbond 2 e resina composta P50. Utilizaram-se dentes com o remanescente coronário, onde a perda de estrutura foi somente a abertura coronária para tratamento endodôntico. Selecionaram incisivos centrais superiores de dimensões semelhantes, os quais constituíram quatro grupos experimentais e 20 corpos de prova, com e sem pino intracanal, de aço inoxidável, de 1 mm de diâmetro. Os pinos foram posicionados a 7 mm aquém do ápice, sendo cimentados com fosfato de zinco. Cargas oblíquas foram aplicadas com ângulo aproximadamente de 130° em relação ao longo eixo dentário, em dois locais distintos: centro da porção linguoincisoral e no centro da restauração de resina composta da face lingual. Encontraram diferenças numéricas entre as resistências à fratura dos dentes nas diferentes condições experimentais, mas apenas os diferentes locais da força se mostraram estatisticamente significativos. Quando aplicaram carga linguoincisoral, a média de fratura no grupo com pino foi de 19,17 kg e de 17,04 kg sem pino; com carga no centro da restauração, a presença do pino ofereceu média de 59,39kg e sem ele, 64,16kg. Seus achados permitiram concluir que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência à fratura quando os dentes eram tratados endodonticamente, com ou sem pino intra-canal, e que esses resultados decorreram do local da aplicação da força, salientando que o uso de pino intracanal não foi capaz de reforçar os dentes.

CHRISTENSEN (1996) realizou um trabalho onde analisou a necessidade de colocação de pinos intra-radulares em dentes tratados endodonticamente e, se realmente aqueles, quando cimentados no canal, eram capazes de fortalecê-los. Afirmou que a principal função

dos pinos é promover a retenção para a restauração protética em dentes onde o tecido coronário foi parcialmente perdido. Nos dentes tratados endodonticamente, com perda mínima de estrutura dental, o autor recomendou a restauração com materiais ionoméricos, resinosos ou com amálgama de prata, sem a instalação de pinos no interior do canal. A restauração protética com pinos e núcleos só deve ser utilizada em casos extremos, como em dentes que perderam mais da metade da coroa dental. Nesta situação, pinos pré-fabricados e núcleos de preenchimento tornam-se os mais indicados.

Em 1996, KHAN et.al, selecionaram 60 pré-molares entre 100 dentes extraídos que apresentavam tamanho e forma de canal semelhantes, esterilizado em solução de Cidex por 48 horas (h) e conservados em água destilada e estéril. Os canais foram instrumentados até a lima K-file número n) 35 e obturados com guta-percha pela técnica de condensação lateral. Três tipos de pinos pré-fabricados foram usados para este experimento, Cytco Post (L.D. Caulk Co.), Vlock Active (Brasseler USA, Savannah, Ga.) e Flexi-Post (Essential Dental Systems). Como não havia correlação de tamanho e espessura entre os diversos sistemas, foi utilizado tamanhos próximos um do outro. Os dentes foram divididos em quatro grupos de quinze dentes: 1 – Cytco; 2- Vlock; 3- Flexi-Post e 4-Controle. Todos foram cortados com broca diamantada na junção esmalte/cimento deixando uma estrutura remanescente de 13 mm, a exceção do grupo 4 que foi cortado deixando 17 mm. Cada grupo recebeu o tratamento indicado pelo fabricante, sendo os pinos pré-fabricados fixados com cimento de fosfato de zinco e o núcleo de preenchimento com amálgama feito para completar a altura de 17mm das unidades. O grupo 4 apenas recebeu o preenchimento com amálgama na sua porção coronária, com profundidade de 4 mm.

As unidades foram preparadas deixando o termino do preparo em dentina sadia fazendo um colar de 1 mm além do amálgama. As coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco, termocicladas por 100 vezes, variando de 5° centígrados (°C) a 50°C. Os conjuntos



foram envolvidos por gesso em um cilindro de até 2,5 mm abaixo da restauração. Uma carga foi aplicada em uma máquina universal Instron de testes no ângulo de 45° na face vestibular. Todos os grupos apresentaram índice de fraturas semelhantes o que levou os autores a concluir que os tipos de pinos utilizados não influenciam na fatura das unidades vitais e nem colaboram para o aumento de resistência das raízes. Isto significa que, se o dente tratado endodonticamente possuir estrutura dental remanescente suficiente, não se faz necessária a colocação de pino intra-radicular para aumentar sua resistência.

De acordo com MONDELLI et al. (1998), um pino intracanal pode ser definido como o segmento da reconstrução e/ou restauração inserido no conduto para reter ou estabilizar um componente coronário. O núcleo coronário pode ser construído para ser a restauração definitiva direta ou para se tornar o preparo de uma restauração indireta, formando um monobloco. A função de um pino, todavia, é mais que meramente de retenção do segmento coronário. O uso de pino ajuda a prevenir a fratura do dente após terapia endodôntica, por proporcionar apoio e resistência interna.

O pino intra-radicular é utilizado em dentes severamente injuriados e desvitalizados, aumentando a resistência do dente contra fratura, distribuindo as forças ao longo da raiz, propiciando a retenção para material de núcleos que substituem a estrutura dental coronária e aumenta a retenção para posterior instalação da restauração protética. Os sistemas de pinos intra-radulares e de núcleos coronários metálicos podem ser criticados por razões de estética e biocompatibilidade, pois os produtos da corrosão das ligas metálicas podem promover pigmentação nos tecidos duros e moles e causar irritações gengivais (KAKEHASHI, 1998; PORTO NETO, 1998).

Com a finalidade de reverter este quadro, buscou-se a evolução dos pinos intra-radulares estéticos, que podem ser fabricados com materiais como o dióxido de zircônio, fibra de vidro, fibra de carbono revestido, tornando-o estético. Estes pinos proporcionam

retenção máxima ao canal radicular através do uso de sistemas adesivos e cimentos resinosos; são resistentes à fratura, pois possuem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina e remove uma quantidade mínima de estrutura dental; são estéticos e não sofrem corrosão. (AHAMAD, 1998).

CHRISTENSEN, em 1998, traçou diretrizes para a escolha da confecção ou não de um pino, afirmando que, se o dente estiver com mais do que metade da estrutura coronária íntegra, não é necessário a colocação de pino a menos que o dente seja retentor de prótese fixa ou haja trincas visíveis. Se tiver mais da metade de sua estrutura comprometida, então se recomenda a colocação do pino, sendo o tipo pré-fabricado o mais utilizado atualmente. Entre os tipos de pinos pré-fabricados, o sistema ParaPost é o mais utilizado e, quando o dente for receber uma coroa oca de cerâmica, o pino deve ser estético

Em 1999, SIRIMAI, RIIS e MORGANO pesquisaram a resistência à fratura de dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos fixados com cimento de fosfato de zinco e pinos pré-fabricados fixados com cimento resinoso Variolink. Verificaram que os com núcleos metálicos fundidos cimentados com cimento de fosfato de zinco apresentavam uma maior resistência à falha ou fratura do que os pinos fixados com cimentos resinosos, porém, quando esta ocorria, era no sentido vertical da raiz. Concluíram que, os pinos pré-fabricados fixados com cimento resinoso falharam com uma carga menor, porém, reduziram significativamente as fraturas verticais nas raízes.

STOCKTON (1999) fez um trabalho de revisão bibliográfica procurando estabelecer critérios, que podem ser seguidos na restauração de dentes tratados endodonticamente, com o objetivo de melhorar a retenção e diminuir o risco de fraturas. Ele sugeriu que o primeiro passo é o diagnóstico radiográfico detalhado da raiz para o sucesso do tratamento. A estrutura dentária deve ser preservada ao máximo, levando em consideração que canais amplos são mais propensos à fratura. Com relação aos pinos, itens como comprimento, diâmetro e

desenho do núcleo devem ser escolhidos conforme a necessidade do paciente. O autor enfatizou que a técnica de cimentação deve ser levada em consideração, por que os cimentos geralmente apresentam o mesmo padrão de comportamento. Aconselhou que cada situação devesse ser analisada de acordo com a necessidade de cada caso.

BROWN em 2000 relatou que o mundo dos materiais é dividido em três classes básicas: cerâmicas, metais e polímeros. A mistura de dois ou mais classes gera o compósito. Por mais de trinta anos os compósitos são utilizados na a odontologia e a combinação de polímeros e cerâmicas tem levado à melhoria das propriedades dos materiais restauradores. Relatou o autor que, atualmente, fibras provenientes dessas três classes de materiais estão sendo incorporadas no uso odontológico melhorando ainda mais as propriedades dos materiais. Essas fibras têm diâmetros variando de 3 a 300.000 micrômetros e, para que o reforço seja efetivo, precisam ter união química com material da matriz. O método que tem sido empregado para propiciar a adesão de fibras cerâmicas à resina (polímero) consiste em cobrir a fibra com partículas de sílica fundida à alta temperatura e então sinalizar a superfície para que apresente união química com a matriz. Relatou também que as fibras de carbono ou quartzo têm sido empregadas na confecção de pinos intra-radulares, produzido pinos com dureza semelhante à da dentina.

GOMEZ et al. (2000) publicaram um artigo citando que a reconstrução de dentes tratados endodonticamente é, sem dúvida, uma das principais referências para ilustrar o avanço de novas técnicas e novos materiais, já que esse é um dos desafios da odontologia, pelo fato de que geralmente a maior parte ou toda a estrutura coronária dos dentes nessa condição apresenta-se destruída, dificultando sobremaneira a retenção do material restaurador, além de comprometer a resistência do remanescente dental. Salientaram os autores que, se em tempos remotos, o comprometimento pulpar implicava perda do elemento dental, a endodontia

proporciona, nos dias atuais, situações favoráveis que permitem a utilização de materiais adesivos no interior dos condutos e também para núcleo de preenchimento coronário.

FERRARI et. al (2000) desenvolveram um trabalho que faz uma retrospectiva clínica e radiográfica avaliando a performance do C-Post, *Æstheti Post*, *Æstheti Plus Post*, depois de 1-6 anos de serviço clínico. Nesse estudo 1314 pinos foram utilizados: 840 C-Post, 215 *Æstheti Post* e 249 *Æstheti Plus Post*. Os pinos foram cimentados com diferentes combinações entre adesivos dentinários e cimentos resinosos, formando quatro grupos distintos. Não menos de 48 horas após o tratamento endodôntico, os canais foram preparados para receber os pinos. Os pacientes eram avaliados a cada 6 meses, quando eram radiografados e examinados clinicamente. Os resultados endodôntico e protético foram armazenados para posterior análise estatística. Ocorreram falhas em 3,2% da amostra que foram atribuídas a duas razões: 25 pinos descolaram durante a remoção dos provisórios e 16 dentes mostraram lesões periapicais no exame radiográfico. Todos os pinos descolados tinham sido cimentados com menos de 2mm de remanescente coronal de dentina. Já aqueles com lesões tinham sido tratados com C-Post e as lesões eram assintomáticas. Não foram vistas diferenças significativas entre os quatro grupos.

Os pinos de fibra podem ser usados na prática diária para dentes tratados endodonticamente e falhas como fraturas de raízes não podem ser correlacionadas com esses tipos de pino (FERRARI, M. et al., 2000).

Um estudo objetivando medir a resistência adesiva in vitro de três tipos de cimentos resinosos (Panavia 21, da Kuraray; C&B Metabond, da Parkell e Bis-Core, da Bisco), a quatro tipos de pinos: pinos de aço inoxidável, titânio, fibra de carbono reforçada com resina e de zircônia foi realizado por O'KEEFE, MILLER E POWERS (2000). Como resultado desse trabalho os autores observaram que, para todos os materiais, exceto para o aço inox, o cimento Panavia 21 teve maior resistência adesiva que os outros dois cimentos e em todos os

casos, o sistema Bis-Core obteve as mais baixas resistências adesivas. Para Panavia 21 as falhas eram principalmente coesivas com os materiais, exceto para a Fibra de Carbono, onde falhou 100% adesivamente. Foi demonstrado que resistências adesivas superiores a 20 Mpa são necessárias para vencer as forças de contração de polimerização e produzir uma relativa adesividade duradoura entre os dois substratos.

Para BARATIERI et al. (2001), sistemas de pinos pré-fabricados tornaram-se muito populares entre os profissionais principalmente pela sua facilidade de uso e o baixo custo. Dispensam moldagem e fase laboratorial. Permitem preparos mais conservadores e estão disponíveis em várias formas, tamanhos e materiais (metais, cerâmicas e fibras). Os autores argumentaram que os pinos de fibra de vidro apresentam muitas vantagens em relação aos pinos metálicos. Não apresenta corrosão, apresentam cor favorável, possibilitam a refração e transmissão de cores internas através da estrutura dental, porcelana ou resina, sem a necessidade de opacos e modificadores de cores; possuem alta resolução estética por não interferir na passagem de Luz, apresentam módulo de elasticidade mais próximos da estrutura do dente, são flexíveis e ainda resistentes. Tem um custo acessível, apresentam radiopacidade próxima à da dentina e, além disso, apresenta técnica de conduta única e fácil remoção, se necessário.

Compósitos reforçados por fibras, especialmente fibras de vidro e de carbono, estão rotineiramente substituindo metais em um número crescente de aplicações na engenharia civil, indústria naval, aeroespacial, automobilística e esportiva. Esses materiais possuem alta resistência, propriedades não corrosivas, potencial de translucidez, adequadas propriedades adesivas e facilidades de reparo em relação aos metais (FELIPPE et al., 2001). Pinos a base de compósitos reforçados com fibras associam um elemento de alta resistência (fibra de carbono, de polietileno, de vidro ou fibras de quartzo) a matrizes resinosas, geralmente epóxicas.

Durante a mastigação normal, tanto os dentes naturais como os restaurados, suportam centenas de estresse cíclico por dia. Na solicitação de fadiga, como por exemplo, um ato mastigatório repetido, a carga passa de um valor mínimo (K min) a um valor máximo (K max), para depois retornar ao mínimo. Os pinos de fibra comportam-se melhor do que os metálicos graças às suas propriedades mecânicas mais próximas às propriedades dos tecidos dentais. A sua rigidez (módulo elástico) com os diâmetros usuais deveriam ser no máximo 4 – 5 vezes a da dentina, que é cerca de 18 GPa (GigaPascal). O cimento deve funcionar como “amortecedor” de forças e redistribuir os estresses sobre a dentina radicular. Deve ser o componente mais resiliente e menos rígido no sistema pino/ raiz/ núcleo. A adesão cimento/pino é melhor do que aquela que pode ser obtida na dentina. Isto permite eliminar uma inútil manobra de aposição e sucessiva remoção de guta-percha, reduzir o tempo de operação e obter uma melhor adesão entre o pino de fibra e as paredes radiculares (SORENSEN et al., 2001).

SÁBIO (2001) relatou que em função dos materiais empregados (tipo de pino, materiais de cimentação e de preenchimento coronário), a resistência do remanescente coronário e a característica da transmissão dos esforços para o remanescente radicular podem apresentar algumas diferenças. Neste caso, os pinos com menor módulo de elasticidade (fibra de vidro e fibra de carbono) levam vantagem, por transmitirem bem os esforços de maneira mais elástica do que os pinos rígidos, como os metálicos, cerâmicos e também os núcleos metálicos fundidos.

No estudo realizado por GALLO et al. (2002) foram utilizadas 40 unidades de dentes humanos (1<sup>os</sup> pré-molares isentos de cáries), 10 dentes foram separados aleatoriamente em cada um dos quatro grupos. Suas coroas clínicas foram removidas, restando 1mm coronal à junção cimento-esmalte. Para os pinos reforçados por fibra (FibreKor), 3 diferentes diâmetros foram utilizados: 1,0mm; 1,25mm; 1,50mm sendo 10 amostras para cada diâmetro. O sistema

adesivo utilizado foi Bond-It! - Jeneric/Pentron e o cimento resinoso Cement-It! - Jeneric/Pentron. As amostras eram fixadas na máquina 801 do sistema de testes de materiais (MTS Systems Corp, Minneapolis, MN) e lidos as tensões antes da falha. Os métodos de falha eram visualmente determinados e categorizados como falha adesiva ou coesiva. O grupo de pinos metálicos cimentados com fosfato de zinco foi o que apresentou resultados significativamente mais retentivo que os outros grupos ( $p < 0,05$ ), além disso, o pino de fibra de 1,0mm foi significativamente menos retentivo do que qualquer outro grupo. Não teve diferença significativa entre os grupos de pino de fibra de 1,25mm e 1,50mm. Os pinos cimentados com resina tiveram exclusivamente falhas adesivas que ocorreram na estrutura dentária. Vale ressaltar que, nesse estudo, foi utilizado apenas um tipo de cimento resinoso, havendo necessidade de mais estudos para obterem-se conclusões mais precisas.

Segundo SCOTTI e FERRARI (2003), o desenvolvimento de pinos em fibras deve-se principalmente a Duret, que introduziu em 1988 os pinos de resina reforçados com fibras de carbono, propondo um procedimento inovador. Essa filosofia orientou a pesquisa nos últimos 14 anos. Posteriormente, foram introduzidos pinos de carbono com morfologia definida como “endodôntica”, com conicidade fixa, para melhor responder às exigências clínicas restauradoras ligadas à morfologia dos instrumentos endodônticos e do canal preparado. Uma posterior modificação levou à produção de pinos com características principalmente estéticas construídas por núcleo de fibra de carbono recoberto por fibras brancas de quartzo. Esses pinos apresentavam morfologia protética e foram denominados híbridos, pela sua composição. A tentativa de combinar requisitos estéticos às promissoras características mecânicas, orientou os fabricantes a projetar pinos de fibra que apresentassem morfologias compatíveis com as preparações endodônticas e ao mesmo tempo fornecessem as melhores características mecânicas. Foram então disponibilizados pinos brancos, compostos integralmente por fibras de quartzo ou de vidro, com morfologia protética, e posteriormente

pinos construídos por fibras de quartzo de aspecto translúcido. Salientaram os autores que a característica física peculiar dos pinos de fibra, desde aqueles de carbono até as realizações mais recentes (pino de fibra de vidro), é o seu módulo de elasticidade muito próximo do dente. Este parâmetro determina para o pino de fibra um comportamento muito similar ao da estrutura dental, reduzindo assim a transmissão de tensões sobre as paredes radiculares e evitando uma possível fratura.

CONCEIÇÃO, CONCEIÇÃO e BRAZ (2005) afirmaram que quando um dente é responsável pela guia de desocclusão, como ocorre com frequência nos caninos, é recomendado colocar um pino intra-radicular para dissipar as forças, tanto na porção coronal, quanto radicular do dente. Nos pacientes que apresentam guia de desocclusão em grupo, os dentes posteriores, que recebem incidência de forças de cisalhamento, podem ser candidatos à colocação de pinos intra-radulares. Os incisivos superiores, devido à função de corte e ao “efeito alavanca”, proporcionados pela interposição dos incisivos inferiores, são candidatos para a indicação de pinos, independentemente da localização do dente no arco. Se o paciente apresenta hábitos parafuncionais ou bruxismo e os dentes sofrem forças de cisalhamento constantemente e de magnitude considerável, isso contribui para a indicação de pino intra-radicular para dissipar o estresse sobre a estrutura coronal e radicular. Pessoas que apresentam *overbite* muito acentuado e ainda tem dentes longos e/ou cúspides altas, têm maior propensão à deflexão quando incidem forças de cisalhamento. Nessa situação, os pinos radiculares são indicados com maior frequência.

Os pinos pré-fabricados de fibra de carbono foram introduzidos no início dos anos 90, devido à necessidade de uma alternativa aos pinos metálicos que apresentavam problema. Esses pinos são constituídos em 64% de sua estrutura por fibras de carbono, arranjadas longitudinalmente e envelopadas por uma matriz de resina epóxica, o que lhes confere alta resistência mecânica. Uma característica dos pinos de fibra de carbono é sua flexibilidade, a



qual é divulgada pelo fabricante como sendo similar à da estrutura dentinária e, por conseqüência, como uma grande vantagem (MORO, AGOSTINHO e MATSMOTO, 2005).

## **2.2 Sistemas de Cimentação**

De acordo com MENDES e BONFANTE (1996), para cimentação efetiva é indispensável que o conduto seja adequadamente limpo de restos de cimentos provisórios, guta percha ou qualquer outro agente contaminante. O uso de substâncias próprias e mesmo de ácido fosfórico para promover a limpeza contribui de maneira acentuada para aumento da capacidade retentiva dos pinos. A secagem do conduto deve ser feita com cones e papel absorvente e não somente com jatos de ar. A persistência de água ou saliva na porção apical do conduto é a causa mais freqüência de deslocamentos posteriores dos pinos, pois a umidade se distribui por toda a superfície interna durante a cimentação, enfraquecendo a união.

MORGANO e BRACKET (1999) fizeram uma ampla revisão de literatura que teve como objetivo analisar os melhores métodos de retenção para dentes tratados endodonticamente. Um dos fatores mais destacados para o sucesso destas restaurações foram os cimentos utilizados. Afirmaram esses pesquisadores que o fosfato de zinco é ainda o cimento de utilização de uma grande maioria de profissionais, tendo como desvantagem a grande solubilidade que sofre diante dos fluidos bucais. Cimentos de poliacarboxilato e ionômeros de vidro têm sido relatados como fracos quanto a sua união à dentina. Cimentos resinosos, com seus adesivos, são insolúveis no meio bucal e são bem retentivos. Cuidados especiais devem ser previstos em condutos contaminados com eugenol, que pode alterar sua presa. O cimento resinoso deve ser colocado somente no pino e nunca no conduto, pois a falta de oxigenação pode levar a uma presa prematura do cimento. Os autores sustentam que o espaço intra-radicular para a colocação do pino deve oferecer resistência à rotação deste. Destacam

como desvantagem dos núcleos metálicos fundidos, o fato de necessitarem duas visitas ao consultório. Materiais restauradores devem suportar o estresse induzido por forças mastigatórias. Outros fatores, tais como a quantidade de tecido dental residual, tempo de consulta clínica e facilidade de manipulação, devem ser considerados quando se está selecionando o sistema de pinos intra-radiculares/núcleo de preenchimento. Considerações econômicas também podem afetar a escolha de uma técnica. Os autores verificaram, ainda, que o uso de pinos pré-fabricados tem se tornado muito popular entre os dentistas dos EUA. Constataram que 40% dos dentistas generalistas usam pinos pré-fabricados.

Para BARATIERI et al. (2001), um dos procedimentos mais importantes na restauração de dentes tratados endodonticamente é a fixação de pino dentro do canal, procedimento este feito para aumentar a retenção da restauração, distribuição de tensões ao longo do dente e propiciar a criação de selamento ao longo do canal. O agente de fixação deve, idealmente, possuir as seguintes características: alta resistência mecânica (flexível); pequena espessura de película; a adesão às estruturas de contato; baixa solubilidade; fácil manipulação e selamento marginal. Os cimentos rotineiramente mais usados para cimentar pinos metálicos são os de fosfato de zinco, ionômero de vidro e cimento resinoso. Recomendaram os sistemas adesivos duais ou quimicamente ativados, para serem usados com os cimentos resinosos. No que tange à técnica, o profissional executa o preparo do canal com uma broca padronizada, procede a aplicação do ácido, do sistema adesivo e leva o cimento resinoso dual para dentro do canal, juntamente com pino pré-fabricado.

SOUZA JÚNIOR et al. (2001) enfatizaram que o uso de cimento resinoso quimicamente ativado ou de presa dual, associado ao sistema adesivo que emprega a técnica de condicionamento ácido total, confere um reforço à raiz do dente tratado endodonticamente, propiciando um efeito de união entre o pino e as paredes radiculares. Esses cimentos apresentam características físicas e mecânicas superiores aos demais.

---

CHEYLAN, GONTHIER e DEGRANGE, (2002) em um estudo *in vitro* avaliaram a resistência de união entre sete agentes cimentantes e a dentina. O objetivo do estudo foi comparar a retenção de novos materiais adesivos em relação aos cimentos convencionais. Foram utilizados 90 dentes humanos divididos em nove grupos. Os dentes eram preparados e eram cimentadas in-lays de Ni-Cr previamente jateadas com óxido de alumínio. Os grupos eram separados de acordo com o tipo de cimento e o tratamento de superfície. Utilizado o método Push-out para realização dos testes concluiu-se que, comparando com os cimentos convencionais, os cimentos à base de resina apresentavam maior durabilidade.

Pode-se encontrar na literatura trabalhos científicos comparando tipos de cimentos resinosos. GOMES et al.. (2002) comparam dois tipos de cimentos resinosos, o Panaiva F e Enforce com flúor, quanto à resistência à tração de pinos cerâmicos cimentados com essas marcas de cimento. Foram realizados testes de tração com velocidade 1mm/min. Através da análise de Weibull mostrou que o cimento Panaiva F promoveu uma maior resistência à tração dos pinos pré-fabricados cerâmicos quando comparado ao cimento Enforce com flúor. Pode-se concluir que o Panaiva F, comparado ao Enforce com flúor deve ser o cimento de escolha para cimentação dos pinos CosmoPost (GOMES et al. 2002).

Em 2002, PEST et al., avaliaram a força de adesão entre materiais adesivos, dentina radicular e pinos de fibra pelo teste push-out, e examinou a integração entre esses três componentes através de varredura pelo microscópio eletrônico. A afinidade química entre diferentes componentes (materiais adesivos e pinos de fibra) é extremamente importante para promover um aumento na força de adesão. Os testes de resistência (push-out) e as observações em microscópio eletrônico mostraram que o grupo que utilizou resina composta como agente cimentante obteve melhores resultados em comparação ao do cimento resinoso. Os autores afirmam que resinas compostas são simples de usar e são vantajosas, pois o mesmo material pode ser utilizado para fixar o pino e restaurar a parte coronária. Uma maior

investigação se faz necessária para avaliar a utilização de resina composta em diferentes profundidades. Nesse estudo os autores utilizaram 50 dentes unirradiculares extraídos. A coroa foi seccionada na junção cimento-esmalte. Os dentes foram obturados e depois os primeiros 8mm do canal foram preparados com uma broca diamantada que possibilitasse uma boa espessura de cimento. Após totalmente preparados, as raízes foram seccionadas transversalmente em quatro partes de 2mm cada. Os testes push-out foram realizados utilizando uma máquina universal que aplica uma velocidade de 0,5mm/min.

Segundo SCOTTI e FERRARI (2003), a forma dos pinéis tradicionais não permite atingir as partes mais apicais do preparo do canal e sugere o uso de *microbrushs* como o aplicador da solução primer-adesivo para atingir as partes mais profundas do canal. Realçaram que recentemente foi introduzido no mercado um *microbrush* que apresenta partículas de auto-ativador químico enlaçadas nas suas extremidades, de modo a desencadear a reação de autopolimerização do adesivo no momento em que esse entre em contato com a ponta do *microbrush* que apresenta partículas de auto-ativador químico nas suas extremidades, de modo a desencadear a reação de autopolimerização do adesivo. Argumentaram que a cimentação adesiva tem ganhado muita popularidade. Essa é a denominação dada à fixação de peças, tais como os pinos intra-canais, utilizando-se de cimentos resinosos, os quais têm, na sua maioria, a capacidade de formar uma união efetiva com a dentina. Esse tipo de fixação vem obtendo aceitação em face de alguns estudos clínicos, os que demonstram reforçar a estrutura radicular fragilizada após tratamento endodôntico. Registram que os estudos laboratoriais têm demonstrado que a força necessária para se faturar uma raiz restaurada com um pino cimentado de forma convencional (fosfato de zinco), é notadamente menor que aquela necessária para faturar uma raiz restaurada com um pino fixado com um adesivo dental e um cimento resinoso. Salientaram, ainda, que o procedimento é muito sensível a erros, o que consiste em uma desvantagem. O primeiro erro,

e talvez o mais comum, é permitir que remanescentes de cimento de obturação do canal permaneçam na superfície radicular, prejudicando sensivelmente o condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo, além de comprometer a polimerização do cimento resinoso. Outro erro é utilizar agentes adesivos fotopolimerizáveis, enquanto o certo seria usar adesivos foto e autopolimerizáveis, devido à dificuldade de passagem de luz visível por toda a extensão do canal. Os mesmos autores argumentam que a combinação de pinos de fibras com cimento à base resina permite obter uma estrutura homogênea que se interpõe entre o pino e os tecidos dentários remanescentes. A espessura amortecedora da resina é capaz de unir as áreas intraradiculares preparadas e de substituir a dentina. O módulo de elasticidade da resina com carga Bis-GMA é de 20 GPa e isso torna um material de ligação ideal entre o pino e o tecido dentário.

CARVALHO et al. (2004) afirmaram que o procedimento adesivo onde mais se manifestam os inconvenientes da incompatibilidade entre adesivos e cimentos resinosos, ocorre durante a cimentação de núcleos e pinos intra-radiculares. Os problemas se iniciam durante o preparo do conduto para cimentação do pino e envolve todos os passos operatórios até a polimerização final do cimento. Enfatizaram os autores sobre a importância dos fatores a considerar para cimentação de pinos intra-radiculares com técnicas adesivas. O controle da umidade pode ser feito na região cervical, entretanto é deficiente e impossível de ser verificado da região apical. Durante a aplicação do adesivo, o controle da espessura da camada, a evaporação de solventes e brilho da superfície pode ser eficiente na região cervical, mas haverá a tendência de acúmulo de adesivo na região apical. O excesso de adesivo na região apical dificulta a evaporação do solvente e compromete a sua polimerização. Devido ao limitado acesso, a fotoativação do adesivo ficará comprometida, principalmente na distante região apical. O acesso da Luz ficará ainda mais limitado durante a fotoativação do cimento, determinando polimerização eficiente somente na região cervical. Mesmo com o emprego de

cimentos de polimerização dual, a porção do cimento localizado na região apical se polimerizará somente pela reação química, deixando essa porção de cimento suscetível às adversidades do contato com a eventual acidez do adesivo. Argumentaram os autores que eventuais vantagens da técnica de cimentação adesiva de pinos e núcleos, como o aumento da retenção e reforço da estrutura dentária, sejam, no mínimo, questionáveis. A retenção adicional proporcionada pela cimentação adesiva depende de uma interação eficiente entre adesivo e dentina radicular, adesivo cimentos e cimento e pino. Qualquer comprometimento em alguma dessas interfaces pode simplesmente eliminar as vantagens adicionais da cimentação adesiva. Considerando as limitações da técnica de cimentação adesiva de pinos intra-radulares, pode-se admitir a execução do procedimento empregando os cimentos tradicionais como ionômero de vidro.

### **2.3 Fontes de Luz**

McCABE e CARRICK em 1989, desenvolveram um método de monitorar a intensidade da radiação de oito unidades fotopolimerizadoras por meio do uso de uma fotocélula condutiva de sulfato de cádmio, cuja resistência elétrica varia conforme a quantidade de luz que incide sobre a mesma. Filtros de seleção de comprimento de onda de banda extensa permitiram medir a intensidade de Luz e filtros de banda estreita permitiram medir a intensidade de 460 a 480nm. A profundidade de polimerização de 4 resinas compostas foi avaliada nas diferentes condições de Luz. As unidades de Luz, com maior intensidade a 470nm geralmente produziram maior profundidade de cura, sendo que esta era inversamente proporcional à atenuação da luz dessa faixa de emissão. Os resultados indicaram que ambos, intensidade de luz e poder de atenuação do material, influenciaram na profundidade de cura.

HANSEN e ASMUSSEN, em 1993, estudaram a relação existente entre a dureza superficial da resina composta de micropartículas (Silux Plus) e a profundidade de polimerização obtida com dez aparelhos fotopolimerizadores de diferentes marcas comerciais. O teste de dureza Vickers foi realizado nas superfícies de base e de topo de corpos de prova confeccionados em matrizes de teflon com 3,6 mm de diâmetro. Após sete dias de armazenamento em uma temperatura de  $36,5 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$ , os corpos de prova foram analisados por meio de cinco impressões realizadas em cada superfície. A profundidade de polimerização foi determinada por meio do teste de raspagem da resina composta fotopolimerizada com dez aparelhos de Luz. Cavidades cilíndricas foram confeccionadas em dentes extraídos (molares humanos) com 4,5 mm de diâmetro e 8 a 10 mm de espessura. Após análise dos resultados, os autores relataram a inexistência de correlação entre a dureza superficial e a profundidade de polimerização, uma vez que o aparelho utilizado que apresentou mínima profundidade de polimerização foi capaz de proporcionar valores de dureza superficial semelhantes àqueles obtidos com o aparelho que promoveu maior profundidade de polimerização. Segundo os autores, a superfície externa da resina composta polimerizada omite, em alguns casos, porções de resina composta mal polimerizadas ou até mesmo não polimerizadas. Por este motivo, não se pode afirmar a qualidade de um fotopolimerizador baseando-se apenas nos resultados de dureza da superfície externa da resina composta.

Na superfície da restauração ocorre o endurecimento tanto com uma quantidade de luz intensa como suave. No entanto, quanto maior a profundidade da restauração há uma menor qualidade de cura na região interna. Um critério utilizado para avaliar a eficiência da dureza é o de que a superfície inferior deveria ter 85% da dureza da superior (FOWLER et al., 1994; RUEGGEBERG et al., 1994).

MILLS em 1995, cita o LED como uma alternativa de fonte polimerizadora que utiliza uma baixa voltagem e possui um longo tempo de vida útil, além de ser bem compacto, emitir

luz no específico comprimento de onda e ter maior resistência a choques e vibrações do que as lâmpadas incandescentes. Os LEDs verde e amarelo já estavam disponíveis há muitos anos e produziam luz pela passagem de eletricidade por uma junção de arsenato de gálio.

NAKAMURA et al., em 1995, por meio da colocação de uma fina camada de InGaN modificando a estrutura do LED azul, produziram 4,8mW a 20 mA com pico de emissão de comprimento de onda a 450nm, correspondendo à eficiência de 8,7%. Estes foram os primeiros LEDs azuis de alto brilho. Esses valores de proteção final e de eficiência quântica foram os maiores até então reportados para LEDs azuis. Era o início da geração dos LEDs com alta potência de luz azul em um estreito espectro de emissão.

PEREIRA et al. (1997), realizaram um trabalho onde pode-se observar uma relação direta entre dureza e intensidade de luz, além da possibilidade de se determinar, por meios de derivação, a intensidade de luz capaz de estabilizar a dureza em cada milímetro de profundidade da resina.

MILLS, JANDT e ASHWORTH, em 1999, testaram a hipótese de que o LED poderia produzir uma igual profundidade de polimerização da resina composta, assim como um aparelho de LH ajustado para irradiação de 300 mW/cm<sup>2</sup>. Os autores também determinaram a real potência desses aparelhos. Utilizaram-se as resinas Silux Plus cor U (partícula de 0,01 - 0,9 micrometro / 40% de partículas/vol.), P50 cor U (partícula de 0,2 - 6 micrometros / 77% de partículas/vol.) e Z100MP cor A3,5 (partícula de 0,01 - 3,5 micrometros / 66% de partículas/vol.), representando materiais usados rotineiramente em dentes anteriores e posteriores. Os tempos de polimerização foram recomendados pelo fabricante. Utilizaram-se os seguintes aparelhos: LH Coltolux 4 (Coltene/Whaledent Inc, Mahwah NJ, USA), com fonte de luz de 8 mm de diâmetro e um conjunto de 25 LEDs (Nichia Chemical Industries Ltd, Anan, Japão) com fonte de luz de 6 mm de diâmetro, tendo a potência de saída verificada pelo medidor de potência Coherent 210 (Coherent Ltd, Cambridge, UK). O espectro de Luz



dos aparelhos foi medido usando-se um espectro gráfico de imagens MS127i com um detector de irradiação Instaspec IV CCD (LOT Oriel, UK). Para a confecção dos espécimes utilizou-se uma matriz de aço inoxidável contendo 4 mm de diâmetro e 6 mm de espessura. Verificou-se a profundidade de cura por meio de um penetrômetro com uma agulha de 0,5 mm e peso de 1250 g. Os autores observaram que o fluxo espectral das unidades diferiu fortemente. O fluxo do LED ficou concentrado em uma banda bastante estreita do espectro, com pico de 460nm. O fluxo total de potência dos aparelhos, segundo o medidor científico, foi para o LED o de 82 mW e para a LH 229 mW. Na faixa de 410 -500nm do espectro, o fluxo foi de 78mW para o LED e 195 mW para a LH. Noventa e cinco por cento da potência irradiada pelo LED caiu na faixa de 410 -500nm. Na conversão para densidade de potência (intensidade de luz irradiada pelo diâmetro da ponta ativa do aparelho em  $\text{mW}/\text{cm}^2$ ) ocorreu em uma aparente mudança, já que o cálculo envolve o diâmetro da ponta ativa do aparelho (8mm para LH e 6mm para LED), sendo a irradiação efetiva (na faixa de 410 -500 nm) de  $276\text{mW}/\text{cm}^2$  para o LED e de  $388\text{mW}$  para a LH. O LED apresentou maior irradiação na região do pico de absorção para a canforoquinona (CQ) (468nm) o que pode explicar a maior profundidade de cura observada para as amostras polimerizadas com LED. A luz azul em diferentes partes do espectro de absorção da CQ possui diferentes efetividades e aquela mais próxima do pico de absorção da mesma é mais eficiente na polimerização. A fonte de Luz LED foi capaz de propiciar maior profundidade de cura para os três diferentes tipos de resina em comparação com a fonte de LH ajustada por um radiômetro comercial de irradiação de  $300\text{mW}/\text{cm}^2$ . No entanto, os autores complementam que a profundidade de cura é apenas um dos muitos testes que podem ser aplicados para as resinas compostas fotopolimerizáveis. Outros testes mecânicos devem ser realizados a fim de determinar se a resina composta, polimerizada com LED, comporta-se da mesma forma que a resina composta polimerizada com aparelhos convencionais.

EL-MOWAFY e RUBO (2000), realizaram um estudo que avalia a influência da espessura de restaurações indiretas na polimerização de cimentos resinosos duais. Quatorze espécimes em formas de discos, que medem 6 milímetros de diâmetro e 2,5 milímetro de espessura, foram preparados a partir de oito cimentos resinosos duais: Adheretice, Choice, Duolink, Enforce, Lute-it, Nexos, Resinomer e Variolink. Dois espécimes de cada material foram polimerizados diretamente pela luz enquanto o restante foi polimerizado através de espaçadores de resina, que variavam na espessura de 1 milímetro a 6 milímetros. A polimerização através dos espaçadores, resultou em uma diminuição constante no grau de dureza de Knoop. Para Adherence, o Duolink, Lute-it e o Variolink, os valores da dureza foram reduzidos em 50% ou mais quando a espessura do espaçador de resina era 4 milímetros ou mais. Os valores baixos da dureza indicam a presença de um mecanismo de polimerização fraco que pode comprometer a qualidade da cimentação nas cavidades não prontamente acessíveis à luz (EL-MOWAFY e RUBO, 2000)

TOLOSA et al., em 2002, avaliaram a resistência à tração diametral de 3 resinas compostas: de micropartícula (Filtek A110 – 3M); híbrida (Charisma-Heraeus Kulzer); compactável ( Filtek P60 – 3M), todas na cor A3. Além disso, compararam uma unidade de LH (Degulux – Degussa) com uma unidade LED (Ultrablue – DMC). As amostras foram confeccionadas utilizando-se uma matriz de teflon medindo 3 mm de profundidade e 6 mm de diâmetro interno. Os compósitos foram inseridos em dois incrementos e fotoativados por 20 segundos cada. Depois de armazenados por sete dias em água destilada, a 37°C num recipiente escuro, realizou-se o teste e a análise de variância, considerando-se as variáveis: material utilizado e fotopolimerizador. A análise mostrou efeito estatístico significativo apenas para material sendo que a resina compactável P60 apresentou a maior média de resistência à tração diametral. As fontes fotoativadoras apresentaram o mesmo comportamento.

GAUDET et al., em 2002, avaliaram a profundidade de polimerização do LED Luxomax e FreeLight em comparação com um aparelho LH Optilux 501. Prepararam-se espécimes retangulares, com 8 mm de profundidade e 4 mm de largura, com as mesmas resinas compostas Synergy, Sculpt-it ou Z250 (todos na cor A2) que foram polimerizadas por 20 segundos. As medidas de dureza Vickers foram tomadas no topo e lados do retângulo em cada milímetro em direção à resina não curada. As variáveis: tempo de exposição, compósito e unidades de luz foram significantes. O aparelho LH obteve profundidades de cura significativamente maiores do que o Luxomax. Concluiu-se que a maioria dos LED polimerizou 2 mm de incrementos de compósitos, porém estes aparelhos apresentaram menores profundidades de polimerização quando comparados ao aparelho de LH.

Em 2002, HOFMANN et al., quiseram avaliar se duas marcas comerciais de LED eram equivalentes à luz halógena convencional. Testaram a fotoativação da base de uma resina e suas temperaturas durante o processo de cura. A primeira variável foi avaliada através da técnica da deflexão modificada para a medida simultânea da temperatura e da contração de polimerização; a segunda variável foi determinada indiretamente pelo decréscimo de cura medindo a dureza Knoop das superfícies. Em seus resultados, foi constatado que a luz halógena apresentou maior irradiância e dureza do que as unidades LED.

Em outro trabalho realizado em 2002, DUNN e BUSH compararam a eficiência da polimerização de aparelhos de luz halógena e LEDs através da avaliação da dureza superficial. Eles concluíram que os LEDs avaliados demonstraram valores de dureza da superfície e da base dos corpos de prova mais baixos quando comparados aos valores das lâmpadas halógenas. Concluíram também, que a geração comercial ainda não avaliava o LED como sendo capaz de substituir os aparelhos de lâmpadas halógenas, pois as lâmpadas halógenas demonstravam maior poder de densidades nos valores de irradiância do que os LEDs.

SANTOS JÚNIOR, EL-MOWAFY e RUBO, em 2004, pesquisaram os efeitos da intensidade de luz do aparelho de LH Visilux 2 (3M) a  $550\text{mW/cm}^2$ ; Optlux 501 (SDS/Kerr) a  $1.360\text{mW/cm}^2$  e do aparelho tipo LED Elipar Free-Light (3M ESPE) a  $320\text{ mW/cm}^2$  no número de dureza KNOOP (NDK) do cimento resinoso Rely-X (3M ESPE). As amostras foram confeccionadas com espaçadores de porcelana e de resina composta com 3 mm de espessura e as mesmas foram polimerizadas por 40 segundos. Observou-se que a fotopolimerização com  $1.360\text{mW/cm}^2$  resultou em um significativo aumento do NDK em todas as situações estudadas. Apesar da diferença na intensidade de luz entre o aparelho de luz halógena Visilux 2 ( $550\text{mW/cm}^2$ ) e o aparelho LED Elipar Free-Light ( $320\text{ mW/cm}^2$ ), nenhuma diferença estatística foi encontrada no NDK das amostras fotopolimerizada através de 3 mm de resina com estas unidades.

Estudos mais recentes com aparelhos mais modernos mostram resultados favoráveis ao LED, conotando uma evolução desses aparelhos. De acordo com SANTOS JÚNIOR et al. (2004), os valores de dureza em cimentos fotoativados por LEDs de alta potência são similares àqueles fotoativados por lâmpadas convencionais (halógenas), tanto para os de presa dual, quanto para os fotoativados.

Ainda em 2004, LOPES et al., apresentaram um estudo com o objetivo de observar a influência das fontes de luz, LED e halógena (LH), na efetividade de polimerização do cimento resinoso dual Enforce fotoativado sob um disco de porcelana. Três tempos de exposição (60, 80 e 120 segundos) foram também avaliados. Dois grupos experimentais, para os quais a polimerização do cimento resinoso foi feita através de um disco cerâmico, e dois controles com polimerização direta do cimento, sem presença do disco cerâmico. Cada grupo foi subdividido em três subgrupos, com cinco amostras em cada: G1A- LH 60s; G1B- LH 80s; G1CLH 120s; G2A- LED 60s; G2B- LED 80s; G2C- LED 120s; e grupos controles: G3A- LH 60s; G3B- LH 80s; G3C- LH 120s; G4A- LED 60s; G4BLED 80s e G4C- LED

120s. O cimento resinoso foi inserido em uma matriz de aço (4 mm de diâmetro e 1,2 mm de espessura). Nos grupos experimentais um disco de porcelana (6 mm de diâmetro por 2 mm de espessura) foi colocado sobre o cimento. Este foi fotoativado através da porcelana pela lâmpada halógena e pelo LED, por outro lado nos grupos controles a luz foi aplicada sem o disco de porcelana. As amostras foram armazenadas em um frasco que impedia a passagem de luz a 37°C por 24 horas, para que depois a dureza Vickers fosse determinada. Os dados foram submetidos à análise de variância a quatro critérios, seguido pelo teste Tukey. Todas as amostras polimerizadas pelo LED por 60s mostraram valores inferiores quando comparadas com as do grupo da lâmpada halógena. Em geral, a fotoativação realizada por 80 e 120 s com o LED foi estatisticamente similar à fotoativação com a lâmpada halógena (60 e 80 s). A tecnologia LED pode ser viável para a fotoativação de restaurações indiretas de porcelana quando o tempo de polimerização é aumentado (LOPES, 2004)

HILGERT et al. (2004), procuraram investigar o grau de dureza de um cimento resinoso dual (Rely-X ARC - 3M ESPE) quando polimerizado sem o contato com a luz e quando fotoativado sob três diferentes materiais restauradores indiretos (Solidex – Shofu; Empress – Ivoclar; sistema In Ceram Alumina - Vita) e com dois tipos de fotopolimerizadores: luz halógena (XL 1500 - 3M) e LED (UltraLed - Dabi Atlante). Foram criados sete grupos experimentais: grupo SH (Solidex e Halógeno), grupo SL (Solidex e LED), grupo EH (Empress e Halógeno), grupo EL (Empress e LED), grupo IH (InCeram e Alumina Halógeno), grupo IL (InCeram e Alumina LED) e grupo SCL (sem contato com a luz). Para cada grupo foram confeccionados quatro discos de cimento resinoso dual fotopolimerizados por 40 segundos, sob o material restaurador indireto, exceto para o grupo CSL onde a polimerização se deu na ausência da luz. Após uma semana, imersos em água destilada a 37°C, os discos foram submetidos ao teste de microdureza, em microdurômetro Shimadzu, com a carga de 100g, por 15 segundos para a obtenção da dureza Vickers (VHN). Os

resultados foram submetidos aos testes estatísticos de ANOVA e Tukey que demonstraram uma maior dureza superficial do grupo SH em relação a todos os outros. Os grupos SL, EH, e EL não tiveram diferenças estatisticamente significativas entre si, porém obtiveram valores de dureza superiores aos dos grupos IH, IL e CSL que também não mostraram diferença estatisticamente significativa entre si.

FONSECA, SANTOS e ADABO em 2005 avaliaram a influência de métodos de ativação na resistência à tração diametral (RTD) de cimentos resinosos duais. Pastas base e catalisadora do Panavia F, Variolink II, Scotchbond Resin Cement, Rely X e Enforce foram espatuladas e inseridas em matrizes metálicas cilíndricas (4 x 2 mm). Os cimentos foram: 1) não fotoativados (ativação química = grupos quimicamente ativados) ou 2) fotoativados através de tira de poliéster (ativação química e foto = grupos duais) (n = 10). Após armazenamento por 24 horas em água destilada a 37°C, os espécimes foram submetidos a forças de compressão. Um cimento resinoso de ativação química (Cement-It) e um de fosfato de zinco serviram como grupos controle. Foram feitas as seguintes comparações: 1) entre os métodos de ativação (grupos quimicamente ativados e grupos duais), para cada cimento resinoso dual, por meio do teste t de Student; 2) entre os grupos quimicamente ativados dos cimentos resinosos duais e os grupos controle, empregando-se ANOVA e teste de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ). Os grupos duais do Scotchbond Resin Cement (53,3 MPa), Variolink II (48,4 MPa) e Rely X (51,6 MPa) tiveram maior RTD do que os seus grupos quimicamente ativados (44,6; 40,4 e 44,5 MPa, respectivamente) ( $p < 0,05$ ). Para o Enforce (48,5 e 47,8 MPa) e para o Panavia F (44,0 e 43,3 MPa), não houve diferença significativa entre os métodos de ativação ( $p > 0,05$ ). Os grupos quimicamente ativados dos cimentos duais apresentaram RTD estatisticamente semelhante à do Cement-It (44,1 MPa) ( $p > 0,05$ ), e maior que a do fosfato de zinco (4,2 MPa). Scotchbond Resin Cement, Variolink II e Rely X dependeram da fotoativação para alcançar valores máximos de RTD. Na ausência de luz, todos os cimentos

duais apresentaram maior RTD que a do fosfato de zinco, e RTD estatisticamente semelhante à do Cement-It ( $p > 0,05$ ).

TOLOSA et. al. 2005 avaliaram a resistência à tração diametral (RTD) de três compósitos fotoativados com dois aparelhos de fotoativação (LCU). Os compósitos utilizados neste estudo foram: resina de micropartículas A110 (3M Espe); P60 (3M Espe), indicada para restaurações posteriores, e micro-híbrida Charisma (Heraeus-Kulzer). As fontes de luz foram: halógena (HAL) - Degulux (Degussa) e luz emitida por diodos (LED) - Ultrablue (DMC). As amostras foram confeccionadas através de dois incrementos inseridos em uma matriz de Teflon bipartida medindo 3 mm de profundidade e 6 mm de diâmetro interno e foram fotoativadas pelas LCUs ( $n = 10$ ). As amostras foram armazenadas dentro de recipientes escuros contendo água destilada a 37°C por 7 dias. O ensaio de RTD foi realizado com a Máquina de Ensaio Universal Instron com velocidade de 0,5 mm/min. Os dados obtidos foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey. Os resultados foram (MPa): A110/HAL:  $276,50 \pm 62,94a$ ; A110/ LED:  $306,01 \pm 65,16a$ ; P60/HAL:  $568,29 \pm 60,77b$  e P60/LED:  $543,01 \pm 83,65b$ ; Charisma/HAL:  $430,94 \pm 67,28c$ ; Charisma/LED:  $435,52 \pm 105,12c$ . Desta forma, os resultados indicaram que não houve diferença significativa de RTD em relação aos aparelhos para uma mesma resina. Entretanto, entre os materiais ocorreram diferenças significativas nos valores de RTD.

*Proposição*

---



### **3 - PROPOSIÇÃO**

O presente estudo *in vitro* tem como objetivos:

1. Avaliar a influência de diferentes fontes de luz para fotoativação sobre a resistência de união entre um pino de fibra de vidro e um cimento resinoso;
2. Verificar a força de união (entre um pino de fibra de vidro e um cimento resinoso) em diferentes profundidades (terço cervical, médio e apical).
3. Avaliar de qual forma as combinações entre fonte de luz e profundidade se comportam frente ao ensaio de tração diametral.

## *Material e Métodos*

---

## 4 - MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Materiais empregados

Para a realização deste trabalho foram utilizados os seguintes materiais: uma resina composta na cor A3 (Z-250 / 3M) (Figura. 4.1.A); sistema adesivo – Single Bond (3M Dental Products, USA) (Figura. 4.1.B); pinos de fibra de vidro (ReforPost – Ângelus) n° 03 com 1,5mm de diâmetro (Figura. 4.1.C); cimento resinoso (Rely-X TM / 3M) (Figura.4.1.D).

As características dos principais materiais e aparelhos empregados estão descritas nos quadros a seguir:

#### 4.1.1 Adesivo – Single Bond / 3M Dental Products, USA.

<b>Composição</b>	HEMA, fotoiniciador, Bis-GMA, dimetacrilatos, copolímeros ácidos.		
<b>Solvente</b>	Água e álcool		
<b>Lote</b>	1105	<b>Validade</b>	10 / 2005
Tempo de fotopolimerização		20 segundos *	
Força de adesão ao esmalte		31 MPa	
Força de adesão à dentina		27 MPa	
Espessura de película		10 µm	

**Figura 4.0A** – Quadro com especificações do adesivo utilizado (segundo o fabricante)

#### 4.1.2 Resina Composta - Z-250 / 3M Dental Products, USA.

<b>Matriz</b>	Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato ( <b>Bis-GMA</b> ), Trietileno glicol dimetacrilato ( <b>TEGDMA</b> ), pigmentos e fotoiniciador		
<b>Carga</b>	Zircônia / sílica - 0.6 µm - 78 % p/ peso		
<b>Validade</b>	07 / 2007		
<b>Lote</b>	4AM		
<b>Tempo de fotopolimerização</b>		20 segundos *	

**Figura 4.0B** – Quadro com especificações da resina utilizada (segundo o fabricante)

#### 4.1.2 Cimento resinoso adesivo - Rely X TM / 3M Dental Products, USA.

<b>Composição</b>	Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato (Bis-GMA) Matriz - Trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA) Carga Zircônia / sílica - 1,5 µm Pasta A Matriz, 68% carga p/ massa, pigmentos, fotoiniciador e amina Pasta B Matriz, 67% carga p/ massa, peróxido de benzoíla		
<b>Lote</b>	EAEA8	<b>Validade</b>	09-05
Tempo de manipulação	10 segundos *		
Tempo de trabalho	1 a 3 minutos		
Tempo de limpeza	3 a 5 minutos		
Tempo de presa química	10 minutos		
Tempo de fotopolimerização	40 segundos		
Resistência à compressão após 24h	320 MPa		
Resistência à tração diametral após 24h	60 MPa		

**Figura 4.0C** – Quadro com especificações do cimento utilizado (segundo o fabricante)

#### 4.1.3 Pino de Fibra de Vidro – REFORPOST / ANGELUS, BRA.

<b>Composição</b>	70% - Fibra de vidro. 30% - Resina epóxi		
<b>Lote</b>	1888	<b>Validade</b>	09 / 2009
<b>Nº do Pino</b>	Nº 03	<b>Espessura</b>	1,5mm
<b>Módulo de flexão</b>	856,9 MPa	<b>Deformação</b>	Força máxima 5,1%

**Figura 4.0D** – Quadro com especificações do pino utilizado (segundo o fabricante)

#### 4.1.4 Aparelho fotopolimerizador - Elipar Freelight 2 / 3M ESPE.

<b>Produto</b>	Elipar Freelight 2		
<b>Marca</b>	3M ESPE	<b>Tipo</b>	LED
<b>Intensidade de luz</b>	1200 mW/cm <sup>2</sup>		
<b>Comprimento de onda</b>	430-480 nm		

**Figura 4.0E** – Quadro com especificações do aparelho LED utilizado (segundo o fabricante)

**4.1.5 Aparelho fotopolimerizador - Radian / SDI.**

<b>Produto</b>	Radian		
<b>Marca</b>	SDI	<b>Tipo</b>	LED
<b>Intensidade de luz</b>	1400 mW/cm <sup>2</sup> (pico)		
<b>Comprimento de onda</b>	440 nm - 480 nm		

**Figura 4.0F** – Quadro com especificações do aparelho LED utilizado (segundo o fabricante)**4.1.6 Aparelho fotopolimerizador - Optilight Plus / GNATUS.**

<b>Produto</b>	Optilight Plus		
<b>Marca</b>	GNATUS	<b>Tipo</b>	LH
<b>Intensidade de luz</b>	500 mW/cm <sup>2</sup>		
<b>Comprimento de onda</b>	400 a 500 nm		

**Figura 4.0G** – Quadro com especificações do aparelho LH utilizado (segundo o fabricante)

## **4.2 Métodos utilizados**

Trinta cilindros de resina composta, com um conduto central, obtidos conforme metodologia descrita a seguir, foram submetidos à cimentação de pinos de fibra de vidro, com um cimento resinoso de presa dual. Variou-se a fonte de luz para polimerização do cimento e cada cilindro foi dividido em terços formando-se noventa corpos de prova. Cada corpo foi então submetido ao teste de tração diametral (1,0 mm /min de velocidade). Para isso foi utilizada uma máquina de ensaios universal (EMIC 2000). Os resultados da resistência à tração diametral foram obtidos em Newtons (N) e convertidos para MegaPascal (MPa) para posterior avaliação.

### **4.2.1 Obtenção dos cilindros de resina (raízes artificiais)**

Foram confeccionados cilindros de resina composta com conduto central para simular a raiz de um dente tratado endodonticamente. Para a confecção dessas raízes artificiais foram utilizados 30 moldes, de acrílico transparente, com 14mm de comprimento e 6mm de diâmetro interno (Figura 4.2A). Os moldes foram preenchidos com resina fotopolimerizável (Filtek Z250 – 3M) na cor A3 (Figura 4.2B) a fim de simular a dentina radicular. Antes da polimerização da resina, foi introduzido um fio de aço, isolado com vaselina sólida, de 1,6mm de diâmetro no interior do cilindro, de forma centralizada, até uma marcação no fio de 12mm de profundidade (Figura 4.2C). Essa centralização foi obtida através da utilização de um delineador (paralelômetro) BioArt (Figura 4.2D, E e F). A partir daí a resina foi fotopolimerizada com uma luz halógena por quarenta segundos na porção superior e mais quarenta segundos na porção inferior. O fio foi então retirado e o espaço criado representará o conduto radicular. Cada cilindro foi submetido a uma polimerização adicional em um forno de fotopolimerização e posteriormente os cilindros foram acomodados em um recipiente à prova de luz a fim evitar interferências do meio externo.

#### 4.2.2 Obtenção dos corpos de prova

Cada grupo de dez cilindros de resina foi restaurado com pinos de fibra de vidro pré-fabricados (ReforPost) n03 com diâmetro de 1,5mm, cimentado com cimento resinoso (Rely-X – 3M) e polimerizado utilizando-se uma das três diferentes fontes de luz: aparelho QTH (Optilight Plus – GNATUS), aparelho LED (Elipar Freelight 2 – 3M) ou aparelho LED (RADII - SDI)( Figuras 4.2G; 4.2H e 4.2I).

Para a cimentação dos pinos foi seguida a seguinte seqüência: aplicação de ácido fosfórico a 37% no interior do conduto para promover o desengorduramento da superfície interna do conduto; lavagem abundante do conduto com jato de água; secagem do conduto com jato de ar e papel absorvente (Figuras 4.2 J, K e L); aplicação de adesivo (Single Bond-3M) no pino de fibra de vidro (ReforPost) e no interior do conduto com *michobrush* pequeno; secagem leve, durante cinco segundos, para evaporação do primer; introdução do cilindro numa máscara de polimerização que contém 4 marcações representando quatro faces (vestibular, mesial, lingual e distal) para promover polimerização apenas pela porção cervical da raiz artificial; manipulação de quantidades iguais de cimento resinoso (Rely-X – 3M) e aplicação na superfície do pino; introdução do pino no conduto com uma força leve e constante até a total introdução do mesmo; remoção dos excessos de cimento com uma espátula de incisão; fotopolimerização por 40 segundos em cada uma das quatro marcações (faces) da máscara de polimerização (Figuras 4.2M e N); armazenamento dos cilindros com os pinos cimentados, submersos em soro fisiológico, em recipiente à prova de luz, numa temperatura de 37°C (estufa) durante 07 dias.

Após o período de armazenamento, foi removido o cilindro de acrílico (molde) e cada cilindro de resina foi seccionado, com o auxílio de uma máquina de cortes, com disco diamantado, em três (03) partes de 3mm cada, simulando os terços cervical, médio e apical de

uma raiz dentária. Obteve-se 90 discos com 6mm de diâmetro e 3mm de espessura (Figuras 4.2O, P, Q, R e S).

Os 90 discos foram divididos em 09 grupos com dez discos cada: Grupo 1-Oc: Optlight Plus – GNATUS e terço cervical; Grupo 2-Om: Optlight Plus – GNATUS e médio; Grupo 3-Oa: Optlight Plus – GNATUS e apical; Grupo 4-Rc: RADII - SDI e cervical; Grupo 5-Rm: RADII - SDI e médio; Grupo 6-Ra: RADII - SDI e apical; Grupo 7-Ec: Elipar Freelight2 – 3M e cervical; Grupo 8-Em: Elipar Freelight2 – 3M e médio; Grupo 9-Ea: Elipar Freelight2 – 3M e apical, conforme quadro a seguir (Figura 4.2.1).

<b>Grupo:</b> Optlight Plus – GNATUS	<b>1-Oc</b> Terço Cervical	<b>2-Om</b> Terço Médio	<b>3-Oa</b> Terço Apical
<b>Grupo:</b> RADII – SDI	<b>4-Rc</b> Terço Cervical	<b>5-Rm</b> Terço Médio	<b>6-Ra</b> Terço Apical
<b>Grupo:</b> Elipar Freelight 2 – 3M	<b>7-Ec</b> Terço Cervical	<b>8-Em</b> Terço Médio	<b>9-Ea</b> Terço Apical

**Figura 4.2.1** – Quadro com a formação dos grupos estudados.

#### 4.2.3 Teste de Resistência à Tração Diametral

Cada corpo de prova foi submetido ao teste de tração diametral (1,0mm /min de velocidade). Para isso foi utilizada uma máquina de ensaios universal (EMIC 2000) (Figuras 4.2T e U). Os resultados da resistência à tração diametral foram obtidos em Newtons (N) e convertidos para Megapascal (MPa) para posterior avaliação.

#### 4.2.4 Análise de Variância

Os resultados obtidos nos testes de tração diametral foram submetidos à Análise de variância a um critério (ANOVA), para avaliar a existência de diferenças estatisticamente significantes entre as condições testadas. Por haver diferença estatisticamente significativa entre grupos testados, os dados foram submetidos ao teste de Tukey.



### 4.3 Figuras



**Figura 4.1A** – resina composta (Filtek Z250 – 3M).



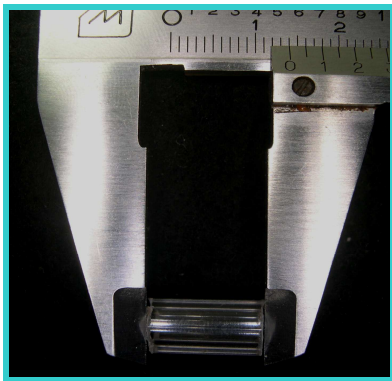
**Figura 4.1B.** Adesivo Single Bond-3M.



**Figura 4.1C** Pinos de fibra de vidro pré-fabricados (ReforPost) N°3 - possui 1,5mm de diâmetro.



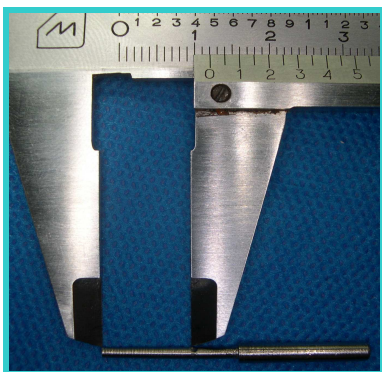
**Figura 4.1D** Cimento Resinoso RelyX – 3M



**Figura 4.2A.** Cilindros, de acrílico transparente 14mm de comprimento X 6mm de diâmetro interno.



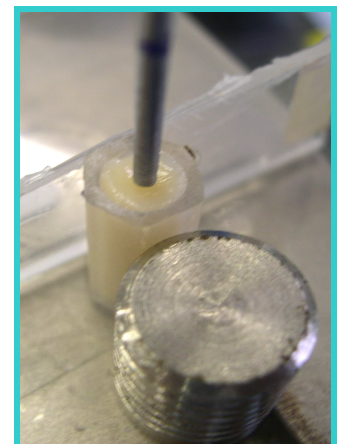
**Figura 4.2B.** Preenchimento dos cilindros com resina fotopolimerizável (Filtek Z250 – 3M) na cor A3.



**Figura 4.2C.** Fio de aço de 1,6mm de espessura, com marcação de 12mm em comprimento



**Figura 4.2D** Delineador (paralelômetro) BioArt.



**Figura 4.2E e F** Fio de aço centralizado com o auxílio do paralelômetro.



**Figura 4.2G** Aparelho fotopolimerizador Luz LED – RADII (SDI)



**Figura 4.2H** Aparelho fotopolimerizador Luz halógena – Optilight Plus (GNATUS)



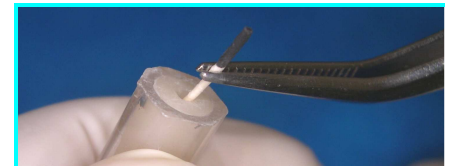
**Figura 4.2I** Aparelho fotopolimerizador Luz LED – ELIPAR FREE-LIGHT 2 (3M)



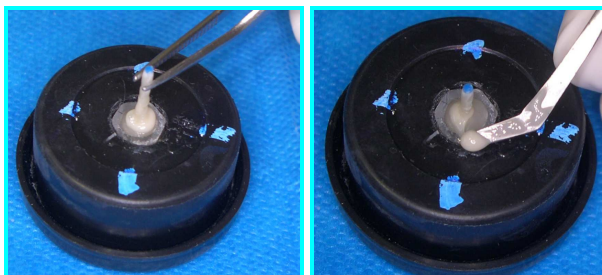
**Figura 4.2J** Condicionamento ácido.



**Figura 4.2K** Lavagem do conduto com jato de água.



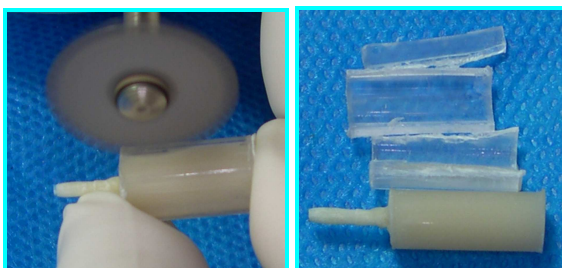
**Figura 4.2L** Secagem do conduto com cones de papel absorvente



**Figura 4.2M** Introdução do pino no conduto e remoção dos excessos de cimento



**Figura 4.2N** Polimerização por 40 segundos em cada marcação da máscara de polimerização



**Figura 4.2O** .Remoção do molde de acrílico



**Figura 4.2P.**Cilindro separado do molde de acrílico .

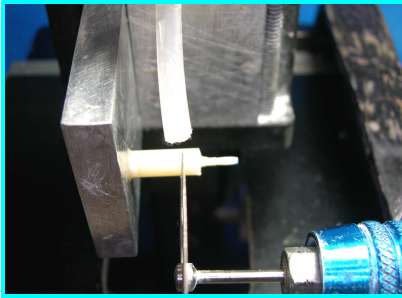


Figura 4.2Q Cilindros sendo cortados

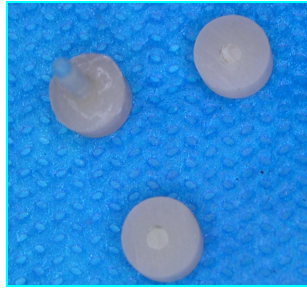


Figura 4.2R Discos formados após o corte. Simulação dos terços cervical, médio e apical (corpos de prova).

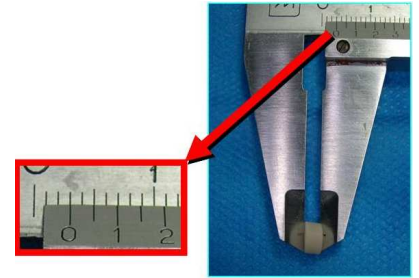


Figura 4.2S Discos sendo medidos para comprovação da espessura



Figura 4.2T Máquina de ensaios universal – EMC 2000.

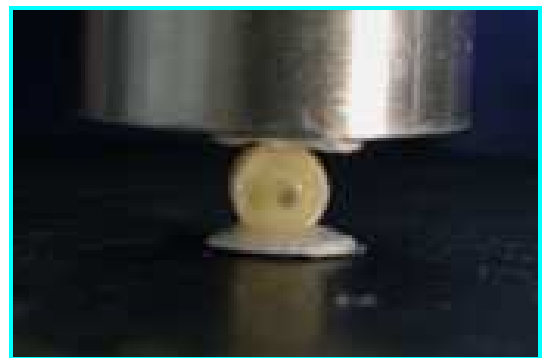


Figura 4.2U Teste de tração diametral

## *Resultados*

---

## 5 - RESULTADOS

### 5.1 Resistência à Tração Diametral

As medidas descritivas obtidas a partir dos ensaios mecânicos estão relacionadas abaixo. Os dados referem-se à resistência ao teste de tração diametral (MPa) para cada um dos nove grupos testados (Tabela 5.1.1).

**Tabela 5.1.1 – Média e desvio padrão dos resultados de resistência à tração diametral (MPa) dos grupos de 1 a 9. n=10.**

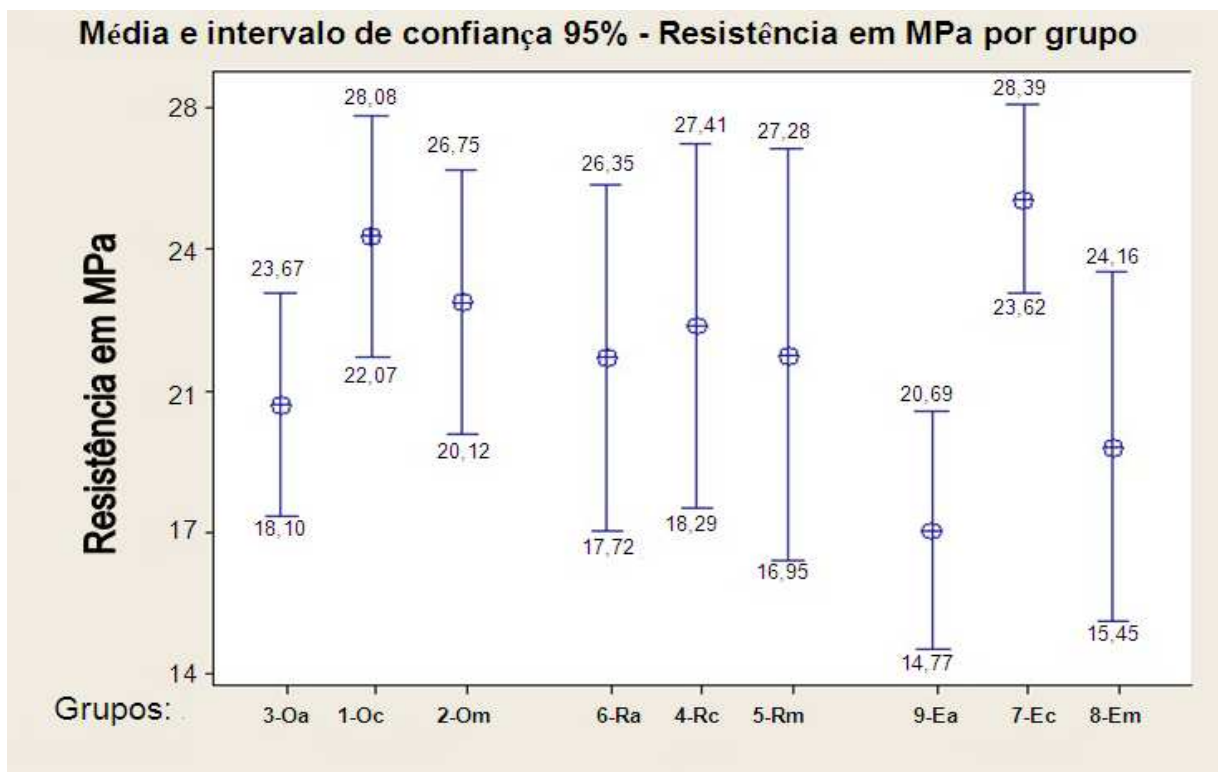
Grupos	MPa	
	Média	Desvio Padrão
<b>1-Oc</b>	25,08	4,20
<b>2-Om</b>	23,44	4,64
<b>3-Oa</b>	20,88	3,62
<b>4-Rc</b>	22,86	5,93
<b>5-Rm</b>	22,12	6,72
<b>6-Ra</b>	22,04	5,61
<b>7-Ec</b>	26,01	3,33
<b>8-Em</b>	19,81	6,09
<b>9-Ea</b>	17,74	4,14

A amostra total foi de 90 corpos de provas separados em 9 grupos com 10 cilindros cada. Quatro corpos de prova foram perdidos, sendo 01 em cada grupo a seguir: **3-Oa;4-Rc; 5-Rm; 6-Ra**. As amostras que falharam foram desprezadas. (tabela 5.1.2)

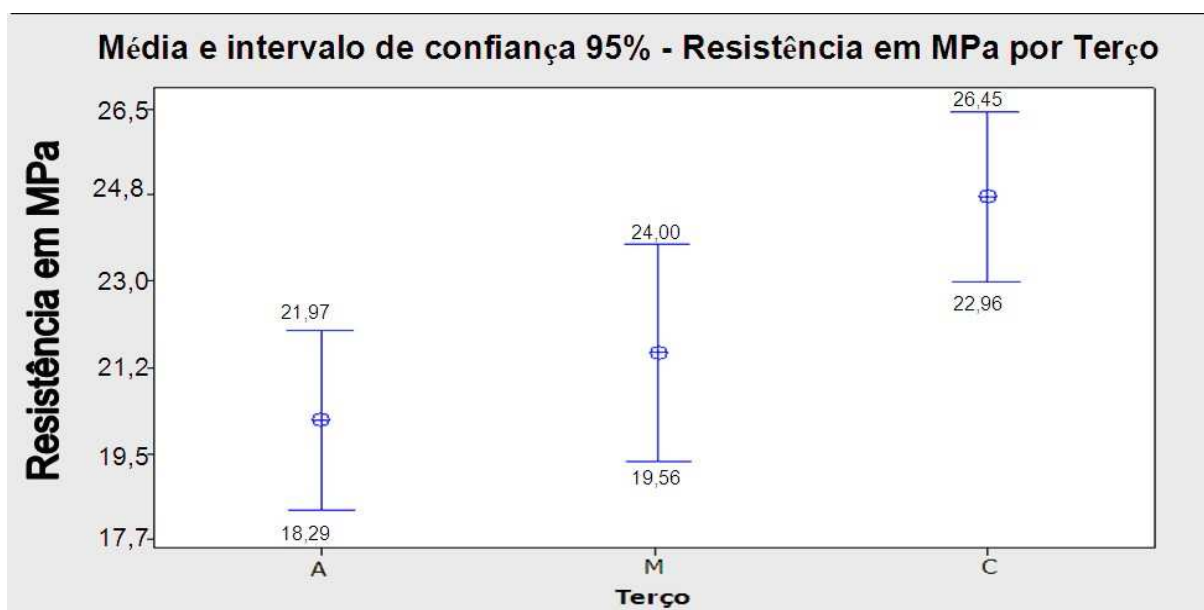
**Tabela 5.1.2 - Valores individuais (espécimes/grupo), expressos em MegaPascal (MPa), obtidos nos ensaios de tração diametral, com as respectivas médias e desvios-padrão.**

<b>Esp\grupo</b>	<b>1-Oc</b>	<b>2-Om</b>	<b>3-Oa</b>	<b>4-Rc</b>	<b>5-Rm</b>	<b>6-Ra</b>	<b>7-Ec</b>	<b>8-Em</b>	<b>9-Ea</b>
<b>01</b>	26,558	15,264	19,604	x	23,353	19,456	29,641	13,464	19,160
<b>02</b>	21,996	24,512	23,821	16,325	12,059	12,034	30,331	29,024	12,872
<b>03</b>	25,523	32,156	21,996	22,465	23,846	x	24,043	25,917	18,150
<b>04</b>	23,426	25,079	16,892	19,111	20,196	29,271	22,736	24,536	17,631
<b>05</b>	25,868	22,070	x	29,740	24,585	20,073	30,380	11,319	19,136
<b>06</b>	33,783	27,273	17,336	28,112	20,221	25,868	24,585	16,177	14,130
<b>07</b>	18,322	21,873	19,160	22,761	26,978	22,613	28,383	24,487	21,429
<b>08</b>	28,679	25,744	21,084	32,230	34,203	28,827	21,676	13,390	15,338
<b>09</b>	22,095	19,259	19,506	18,865	13,612	16,892	24,906	24,906	26,312
<b>10</b>	24,512	21,158	28,630	16,103	x	23,303	23,426	19,604	13,193
<b>Média</b>	<b>25,08</b>	<b>23,44</b>	<b>20,88</b>	<b>22,86</b>	<b>22,12</b>	<b>22,04</b>	<b>26,01</b>	<b>19,81</b>	<b>17,74</b>
<b>DesvPadr</b>	<b>4,20</b>	<b>4,64</b>	<b>3,62</b>	<b>5,93</b>	<b>6,72</b>	<b>5,61</b>	<b>3,33</b>	<b>6,09</b>	<b>4,14</b>

Os resultados obtidos nos testes de tração diametral descritos na tabela 5.1.2 foram submetidos à Análise de variância a um critério (ANOVA) para avaliar a possibilidade de diferenças estatisticamente significantes entre as condições testadas. Variou-se a fonte de luz e o terço do cilindro de resina. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as fontes de luz testadas, mas as diferenças existiram entre os terços testados ( $p < 0,05$ ). Os dados foram submetidos ao teste de Tukey a 5% (Figura. 5.1A e 5.1B).

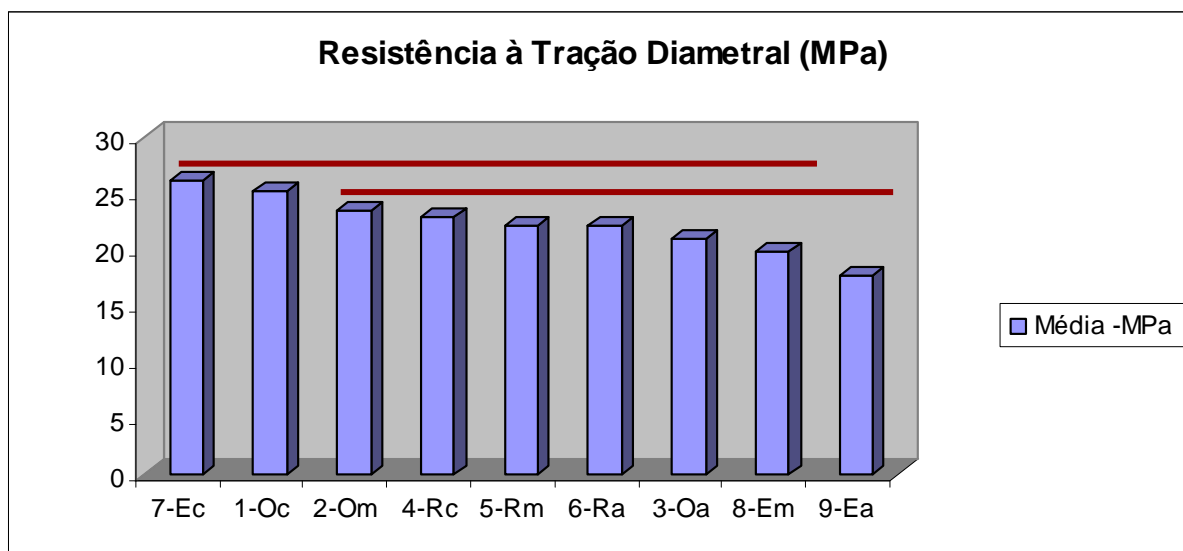


**Figura. 5.1A** – Gráfico mostrando resultados do Teste de Tukey para comparação múltipla entre os grupos testados. Nível de significância = 5,00% (intervalo de confiança = 95%). O grupo que utilizou o LED Elipar Freelight 2 da 3M, na porção apical (grupo 9 – Ea) apresentou a menor resistência à tração diametral demonstrando diferença estatisticamente significativa quando comparado com os grupos cervicais do próprio Elipar Freelight 2 – 3M e do Optlight – Gnatus (grupos 7-Ec e 1-Oc, respectivamente).



**Figura 5.1B** – Gráfico das médias (em MPa) dos espécimes classificados por terços. Verificou-se diferença estatisticamente significativa entre as médias dos terços Cervical e Apical.

Observa-se na figura 5.1C, em ordem decrescente de valores, as médias alcançadas pelos grupos, demonstrando as resistências dos diferentes grupos às cargas impostas em MPa (Figura 5.1C).



**Figura 5.1C** – Gráfico dos valores médios da resistência à tração diametral dos grupos em ordem decrescente e comparação estatística entre grupos. Os valores ligados por barras representam grupos sem diferença estatística.



*Discussão*

---

## 6 – DISCUSSÃO

### 6.1 Dos Materiais e Métodos Utilizados

Um pino intra-canal é definido como o segmento da reconstrução e/ou restauração inserido no conduto para reter ou estabilizar um componente coronário. Um núcleo coronário é construído para ser a restauração definitiva direta ou para se tornar o preparo de uma restauração indireta, formando um único bloco (MONDELLI et al., 1998). A função de um pino, todavia, é mais que meramente de retenção do segmento coronário, para alguns autores. Eles afirmam que o uso do pino ajuda a prevenir a fratura do dente após terapia endodôntica, por proporcionar apoio e resistência interna. (DEUTSCH et al., 1983; PIERRISNARD et al., 2002; WAGNILD e MUELLER, 2000).

O suposto aumento de resistência à fratura de um dente por meio da implantação de um pino intra-radicular, continua sendo objeto de discussões, uma vez que um grupo de pesquisadores confirma e sustenta essa hipótese (CONCEIÇÃO, CONCEIÇÃO e BRAZ, 2005; CHAN; BRYANT, 1982; DEUTSCH et al., 1983; KANTOR; PINES, 1977; KAKEHASHI et al., 1998; MONDELLI; CONEGLIAN, 2003; PIERRISNARD et al., 2002.), enquanto outro atesta que a instalação de tal dispositivo não influencia na resistência do dente (BARATIERI et. al, 2000; GUZY; NICHOLLS, 1979; ISHIKIRIAMA et. al, 1995) ou pode até mesmo diminuí-la (ASSIF; GORFIL, 1994; CHRISTENSEN, 1996; ESTRELA; FIGUEIREDO, 1999; TROPE, MALTZ e TROSTAD, 1985).

Tradicionalmente, dois sistemas de retenção intra-radicular têm sido recomendados. O primeiro reproduz a morfologia do espaço do canal radicular e a porção coronária do dente tratado através de um núcleo metálico fundido, enquanto o segundo utiliza um pino pré-fabricado cimentado dentro do canal e a porção coronária restaurada com um material para

preenchimento (ALBUQUERQUE, 2002; BARATIERI et al., 2001; CHAN e BRYANT, 1982; DINATO et al., 2000; FRAGA et al., 1998; MONDELLI et al., 1998; SCOTTI; FERRARI, 2003).

Com base na revisão de literatura pôde-se observar uma tendência ao uso de pinos pré-fabricados nos dias atuais. Com a crescente exigência estética, os pinos de fibra de vidro são os escolhidos por suas características ópticas e mecânicas. Pinos de fibra de vidro podem ser associados a cimentos resinosos. Esse tipo de pino apresenta módulo de elasticidade de 40 GPa, próximo ao da dentina (18,6 GPa) e dos cimentos resinosos (5 a 20 GPa). (MANNOCCI et al., 1999 e MARTELLI, 2000). Esses materiais permitem a obtenção de restaurações estéticas com sucesso, devendo ser a principal escolha quando este for um fator importante.

Os sistemas de pinos pré-fabricados tornaram-se muito populares entre os profissionais, principalmente pela sua facilidade de uso e baixo custo, pois dispensam moldagem e fase laboratorial, permitem preparos mais conservadores e estão disponíveis em várias formas, tamanhos e materiais (metais, cerâmicas e fibras) (BARATIERI et al., 2001; MORGANO e BRACKET, 1999).

Segundo QUINTAS, DINAT e BOTTINO (2000) a composição por peso dos pinos reforçados por fibras de vidro é: 42% de fibras de vidro, 29% de carga e 18% de resina. Estes pinos podem se apresentar em formato cônico ou paralelo e apresentam uma melhor estética final nas restaurações, quando comparados aos pinos metálicos. Os pinos são confeccionados com suas fibras posicionadas no sentido longitudinal, estas fibras apresentam como característica principal o reforço da estrutura dos pinos em relação aos esforços de dobramento. A composição dos pinos reforçados por fibras de quartzo é um pouco diferente, segundo FERRARI, VICHI e GARCÍA-GODOY (2000) estes pinos são compostos por 64% do seu peso de fibras e 36% de matriz de resina epóxica.

Os estudos de PEREIRA em 2003 mostraram que os pinos pré-fabricados não podem ser considerados mecanismos de reforço para dentes despolpados, quando estes possuírem pouco remanescente dentário coronal. Estes dados estão de acordo com outros autores, tais como ASSIF e GORFIL em 1994; CHRISTENSEN, 1996; MORGANO e BRACKET, 1999, que defendem a idéia de que a única função do pino é a de proporcionar retenção e que, por isso, devem ser utilizados somente quando houver quantidade suficiente de remanescente coronário para suportar uma futura restauração protética. Existe, no entanto, um consenso entre os autores, que é fundamental a preservação das estruturas radicular e coronária remanescentes para melhor prognóstico restaurador (BARATIERI et al., 2001; BALDISSARA, 2003; DINATO et al., 2000; PACHECO; CONCEIÇÃO, 2000; MONDELLI et al., 1980; SCOTTI e FERRARI, 2003; WAGNILD; MUELLER, 2000).

A busca por sistemas de núcleos intra-radiculares mais estéticos e com capacidade real de reforçar a estrutura dentária impulsionou a pesquisa de núcleos não metálicos. Surgiram os pinos cerâmicos que são estéticos, porém possuem um alto modulo de elasticidade e dificuldade de remoção em caso de necessidade de retratamento endodôntico. Como alternativa aos pinos cerâmicos, surgiram os pinos reforçados por fibra que procuram corrigir alguns problemas inerentes à natureza da cerâmica, conservando, no entanto, as propriedades estéticas (SANTOS-JÚNIOR, 2003). DE RIJK, 2000 afirmou que a necessidade de retratamento endodôntico tem sido estimada em 8 a 15% dos casos e os pinos de fibra são mais facilmente removidos em caso de retratamento endodôntico.

SÁBIO (2001) afirmou que os pinos com menor módulo de elasticidade (fibra de vidro e fibra de carbono) levam vantagem, por transmitirem bem os esforços de maneira mais elástica do que os pinos rígidos, como os metálicos, cerâmicos e também os núcleos metálicos fundidos. BALDISSARA (2003) confirma a hipótese de que pinos de fibra resistem muito melhor às solicitações de fadiga, já que se deformam de modo similar à dentina.

A utilização de pinos com materiais menos rígidos que a dentina gera menor transferência de estresse para as estruturas radiculares. Se o material do pino é levemente menos resistente que a dentina, é provável que o pino sofra a fratura antes da raiz (BARATIERI et al. , 2001; SÁBIO, 2001 ;SCOTTI e FERRARI,2003). Esta hipótese está de acordo com os estudos de ISIDOR, ODMAN e BRANDUM (1996), que analisaram a resistência à fratura de dentes bovinos restaurados com pinos de fibra de carbono comparativamente com dentes restaurados com pinos metálicos fundidos. Encontraram melhores resultados para os pinos de fibras, atribuindo maior resistência àqueles, devido ao módulo de elasticidade próximo ao da dentina (melhor distribuição de estresse ao longo do pino), a forma do pino (paredes paralelas) e ao preparo mais conservador do conduto em áreas críticas.

Para esse estudo, foram selecionados pinos de fibra de vidro serrilhados, cilíndricos, com 15 mm de comprimento e 1,5mm de diâmetro (Reforpost \_ Ângelus n°3). Estes pinos estão gerando muitas expectativas nos profissionais e pesquisadores desde que foram lançados no mercado.

Pinos de fibra de vidro proporcionam retenção máxima ao canal radicular através do uso de sistemas adesivos e cimentos resinosos; são resistentes à fratura, pois possuem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina; remove uma quantidade mínima de estrutura dental; são estéticos e não sofrem corrosão. (AHAMAD, 1998).

Ao escolher o agente cimentante deve-se ter em mente que ele deve funcionar como “amortecedor” de forças e redistribuir os estresses sobre a dentina radicular (SORENSEN et al., 2001).

Cimentos resinosos, com seus adesivos, são insolúveis no meio bucal e são bem retentivos. Porém para uma cimentação efetiva é indispensável que o conduto seja adequadamente limpo de restos de cimentos provisórios, guta percha, eugenol ou qualquer outro agente contaminante. De acordo com MENDES e BONFANTE (1996) o uso de

substâncias próprias e mesmo de ácido fosfórico para promover a limpeza contribui de maneira acentuada para aumento da capacidade retentiva dos pinos. A secagem do conduto deve ser feita com cones e papel absorvente e não somente com jatos de ar. A persistência de água ou saliva na porção apical do conduto é a causa mais freqüência de deslocamentos posteriores dos pinos, pois a umidade se distribui por toda a superfície interna durante a cimentação, enfraquecendo a união.

No presente trabalho utilizou-se o ácido fosfórico para promover a limpeza dos condutos e após a lavagem, utilizou-se jato de ar e cones de papel absorventes. Em seguida, foram utilizados *microbrushs* de tamanho reduzido, para possibilitar a aplicação do adesivo no terço apical da raiz artificial e conseqüentemente a sua distribuição uniforme em toda extensão do conduto, como observado nos estudos de VICHI, GRANDINI e FERRARI (2001). Na técnica de cimentação utilizada no presente trabalho, após a manipulação do cimento, ele foi levado ao interior do conduto com o auxílio do próprio pino. Concordando com autores como MORGANO e BRACKET (1999) que afirmam que o cimento resinoso deve ser colocado somente no pino e nunca no conduto, pois a falta de oxigenação pode levar a uma presa prematura do cimento. Para BARATIERI et al. (2001), no que tange à técnica, o profissional executa o preparo do canal com uma broca padronizada, procede a aplicação do ácido, do sistema adesivo e leva o cimento resinoso dual para dentro do canal, juntamente com pino pré-fabricado.

Segundo FRADEANI, AQUILANO e BARDUCCI (1999) e FERRARI, VICHI e GARCÍA-GODOY (2000) a matriz resinosa que envolve as fibras dos pinos permite uma adesividade tanto ao cimento resinoso, quanto ao material restaurador da porção coronária. Este tipo de pino pode ser colocado com o uso de agentes de união e cimentos resinosos com flexibilidade semelhante, transmitindo de maneira mais efetiva os esforços entre o pino e a estrutura radicular, reduzindo com isso a concentração de estresse.

SOUZA JR et al. (2001) enfatizaram que o uso do cimento resinoso quimicamente ativado ou de presa dual (como o utilizado no presente trabalho), associado ao sistema adesivo, confere um reforço da raiz do dente tratado endodonticamente, propiciando um efeito de união entre o pino e as paredes radiculares. Esses cimentos apresentam características físicas e mecânicas superiores aos demais, no que concordam VICHI, GRANDINI e FERRARI (2001) e SCOTTI e FERRARI (2003).

A retenção adicional proporcionada pela cimentação adesiva depende de uma interação eficiente entre adesivo e dentina radicular, adesivo e cimento, cimento e pino, assim como da efetividade da polimerização total do cimento em questão. Qualquer comprometimento em alguma dessas interfaces pode simplesmente eliminar as vantagens adicionais da cimentação adesiva (CARVALHO et al., 2004; SCOTTI e FERRARI, 2003; SORENSEN et al., 2001; VICHI GRANDINI e FERRARI, 2001).

A deficiência na fotoativação dos cimentos duais, também pode comprometer significativamente o sucesso e longevidade de um tratamento.

Pesquisas estão sendo desenvolvidas com o intuito de avaliar a viabilidade do uso de novos aparelhos fotoativadores, como o LED, para a polimerização de resinas e cimentos resinosos.

Desde 1995 a energia diodo (LED) vem sendo introduzida no mercado odontológico, no que diz respeito à polimerização de materiais dentários ativados por luz.

MILLS, JANDT e ASHWORTH, em 1999, testaram a hipótese de que o LED poderia produzir uma igual profundidade de polimerização da resina composta, assim como um aparelho de LH. A fonte de Luz LED foi capaz de propiciar maior profundidade de cura para os três diferentes tipos de resina em comparação a fonte de LH ajustada por um radiômetro comercial de irradiação de  $300\text{mW/cm}^2$ . No entanto, os autores complementam que a profundidade de cura é apenas um dos muitos testes que podem ser aplicados para as resinas

compostas fotopolimerizáveis. Outros testes mecânicos devem ser realizados a fim de determinar se a resina composta, polimerizada com LED, comporta-se da mesma forma que a resina composta polimerizada com aparelhos convencionais.

DUNN e BUSH. 2002 afirmaram que lâmpadas halógenas têm demonstrado maior poder de densidades nos valores de irradiância do que os LEDs. O espectro de emissão de luz desses últimos é limitado. Eles ainda questionam a capacidade do LED em substituir os aparelhos de lâmpadas halógenas. Apesar de alguns trabalhos mais recentes, com aparelhos mais modernos, demonstrarem que os valores de dureza em cimentos fotoativados por LEDs são similares àqueles fotoativados por lâmpadas convencionais, tanto para presa dual, quanto para fotopolimerização (SANTOS JÚNIOR, et al. 2004).

TOLOSA et al. 2005 avaliaram a resistência à tração diametral (DTS) de três compósitos fotoativados com dois aparelhos de fotoativação (LCU). As fontes de luz foram: halógena (HAL) - Degulux (Degussa) e luz emitida por diodos (LED) - Ultrablue (DMC). As amostras foram confeccionadas através de dois incrementos inseridos em uma matriz de Teflon bipartida medindo 3 mm de profundidade e 6 mm de diâmetro interno e foram fotoativadas pelas LCUs (n = 10). Após os ensaios de tração diametral (DTS), os resultados indicaram que não houve diferença significativa em relação aos aparelhos para uma mesma resina.

Contudo, a eficiência de fotopolimerização de resinas compostas e cimentos resinosos mediante o uso dos LEDs ainda não foi exaustivamente investigada (SANTOS JÚNIOR et al., 2004).

No presente trabalho buscamos avaliar, pela técnica da tração diametral, a resistência de união entre um pino de fibra de vidro (ReforPost) e um cimento resinoso (Rely-X – 3M) acompanhado de seu respectivo adesivo fotopolimerizável (Single Bond – 3M) submetidos a diferentes fontes de luz (Halógena e LED) em três profundidades. Foram avaliados se os



sistemas de fotoativação apresentavam resultados semelhantes, e se havia diferença entre os terços polimerizados.

A disposição das fibras não permite que os pinos sejam comprimidos. Segundo os fabricantes, devemos evitar, por exemplo, corta-los com alicates ou tesouras, pois isto danifica a estrutura do material. No projeto piloto deste estudo, ao tentarmos utilizar o método PUSH OUT para avaliarmos a adesão do pino ao cimento, não obtivemos êxito, pois a porção do pino que era comprimida danificava-se, sem separar o pino da raiz artificial. Os danos causados aos pinos inviabilizaram a realização desse tipo de teste, o que nos fez procurar outro método de avaliação para a nossa pesquisa.

A escolha pelo teste de tração diametral serviu para contornar os problemas de destruição do pino. Esse tipo de ensaio é um método tradicional de teste para materiais friáveis, sendo recomendado pela AMERICAN DENTAL ASSOCIATION (ADA). Neste tipo de ensaio a força de compressão aplicada sobre um corpo gera uma pressão interna fazendo com que o corpo se deforme. Esta deformação tende a separar o corpo de prova em duas metades criando um momento de tração interna no corpo de prova. A força gerada é denominada de tração diametral. Desta forma, os pinos puderam ser testados sem comprometer sua característica estrutural. A norma nº 27 da ADA determina a fórmula de cálculo e MPa para o ensaio de tração diametral. Esta fórmula é descrita como:  $TD = \frac{2P}{\pi \cdot d \cdot l}$  onde P = carga, d = diâmetro da mostra e l = comprimento da amostra.

Dentre os aparelhos utilizados para polimerização foram escolhidos um QTH e 2 LED. A escassa literatura com o mesmo método e o crescente uso dos aparelhos de fotopolimerização do tipo LED estimularam a execução deste projeto, porém, não encontramos trabalhos com a mesma técnica empregada. Isto dificultou a comparação dos resultados.

## **Dos Resultados Encontrados**

Verificamos que o aparelho LED Elipar FreeLight 2 (3M) apresentou o maior (terço cervical) e o menor (terço apical) resultado de resistência à tração diametral (grupos 7-Ec e 9-Ea, respectivamente), confirmado pela análise estatística representada graficamente na figura 5.1 C.

Quando comparadas as médias dos terços de todos os aparelhos, houve uma diminuição dos valores médios de resistência à tração diametral. Esta diminuição ocorreu na medida em que se distanciava da fonte de luz: terço cervical, terço médio e terço apical. Apesar disso, apresentaram diferenças estatisticamente significantes apenas os valores dos terços apical e cervical entre si, como se pode verificar na figura 5.1B. Resultados que corroboram com ARAVAMUDHAN, RAKOWSKI e FAN (2006) que afirmam que há uma redução da intensidade de luz à medida que se aumenta a distância entre a ponteira e o material a ser fotoativado.

Quando comparados os terços de cada um dos aparelhos, houve da mesma forma uma diminuição dos valores médios de resistência à tração diametral, sendo que as diferenças só foram estatisticamente significantes no grupo que utilizou o LED Elipar Freelight 2 - 3M, entre o terço cervical e o apical (grupos 7-Ec e 9-Ea, respectivamente). A porção apical (grupo 9 - Ea) demonstrou diferença estatisticamente significativa também, quando comparado com o grupo 1-Oc (Optlight - Gnatus).

Existiram diferenças significativas entre os terços, mas não entre os aparelhos fotoativadores estudados.

Foi observado neste estudo que os aparelhos LED se mostraram tão eficientes para a fotoativação dos cimentos quanto o aparelho QTH. Este resultado corrobora com dados encontrados na literatura quanto à eficiência deste tipo de aparelho para a fotoativação de

materiais resinosos que contém canforoquinona como ativador (NEUMANN et al., 2005; SCHNEIDER et al., 2006).

Para que se tenha êxito no procedimento de cimentação adesiva é necessário utilizar um sistema resinoso que apresente compatibilidade entre todos seus componentes (CARVALHO, 1998).

CARVALHO et al. (2004) afirmaram que o procedimento adesivo onde mais se manifestam os inconvenientes da incompatibilidade entre adesivos e cimentos resinosos, ocorre durante a cimentação de núcleos e pinos intra-radiculares. O controle da umidade pode ser feito na região cervical, entretanto é deficiente e impossível de ser verificado na região apical. Durante a aplicação do adesivo, o controle da espessura da camada, a evaporação de solventes e brilho da superfície pode ser eficiente na região cervical, mas haverá a tendência de acúmulo de adesivo na região apical. O excesso de adesivo na região apical dificulta a evaporação do solvente e compromete a sua polimerização. Devido ao limitado acesso, a fotoativação do adesivo ficará comprometida, principalmente na distante região apical. O acesso da Luz ficará ainda mais limitado durante a fotoativação do cimento, determinando polimerização eficiente somente na região cervical. Isso pode explicar a diferença que existiu entre os terços testados no nosso trabalho.

CARVALHO et al. (2004) ainda afirmam que, mesmo com o emprego de cimentos de polimerização dual, a porção do cimento localizada na região apical se polimerizará somente pela reação química, deixando essa porção de cimento suscetível para as adversidades do contato com a eventual acidez do adesivo. Este pode ter sido outro fator que interferiu na polimerização dos terços apicais dos grupos estudados no presente trabalho.

As eventuais vantagens da técnica de cimentação adesiva de pinos e núcleos, como o aumento da retenção e reforço da estrutura dentária, são, no mínimo, questionáveis. A retenção adicional proporcionada pela cimentação adesiva depende de uma interação eficiente

entre adesivo/dentina radicular, adesivo/cimentos e cimento/pino. Qualquer comprometimento em alguma dessas interfaces pode simplesmente eliminar as vantagens adicionais da cimentação adesiva. Considerando as limitações da técnica de cimentação adesiva de pinos intra-radiculares, pode-se admitir a execução do procedimento empregando os cimentos tradicionais como ionômero de vidro. A adesão nos canais radiculares é provavelmente a situação mais inconveniente para a utilização clínica dos modernos sistemas de cimentos resinosos. Os problemas envolvem todos os passos operatórios até a polimerização final do cimento (CARVALHO et al., 2004; SCOTTI e FERRARI, 2003).

Os ensaios laboratoriais apresentam como desvantagem a não reprodução de todos os fatores inerentes à clínica. Avaliações clínicas de longo prazo com esses aparelhos fotoativadores serão úteis para confirmar a previsibilidade da utilização dos LEDs para fotoativação de cimentos resinosos, permitindo uma análise mais criteriosa, consolidando as bases para indicações e limitações destes aparelho.

Neste trabalho, os resultados obtidos e discutidos nos permitem afirmar que os aparelhos fotoativadores LED e LH estudados comportam-se de maneira semelhante, e o LED é uma alternativa viável para a fotoativação de cimentos resinosos. Do ponto de vista clínico, sabemos que podem haver falhas na polimerização de cimentos resinosos polimerizados com os aparelhos LEDs testados, principalmente na porção cervical. Essas possíveis falhas, porém, não poderão ser associadas a esses aparelhos.

*Conclusões*

---

## **7 - CONCLUSÕES**

Com base nos resultados obtidos e após a análise estatística e discussão dos resultados, podemos concluir que:

1. Não houve diferença significativa entre os LEDs e o LH.
2. O aparelho LED Elipar FreeLight 2 (3M) apresentou o maior e o menor resultado de resistência à tração diametral (grupos 7-Ec e 9-Ea, respectivamente).
3. Quando comparadas, as médias dos terços de todos os aparelhos demonstraram diferenças estatisticamente significante entre os valores dos terços apical e cervical entre si.
4. O grupo que utilizou o LED Elipar Freelight 2 (3M), na porção apical (grupo 9 – Ea) apresentou diferença estatisticamente significante quando comparado com os grupos cervicais do próprio Elipar Freelight 2 – 3M e do Optlight – Gnatus (grupos 7-Ec e 1-Oc, respectivamente).
5. O aparelho LED Raddi apresentou valores de DTS constantes em todos os terços analisados.
6. Existiram diferenças significantes entre os terços, mas não entre os aparelhos fotoativadores.

## *Referências Bibliográficas*

---

## 8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AHAMAD, J. Yttrium-partially stabilizes zirconium dioxide post: na approach to restoring coronally compromised nonvital teeth. **Int. J. Periodont. Restorat. Dent.** v.18, n.5, p.454-65, Oct. 1998.
2. ALBUQUERQUE, R.C. Pinos intra-radulares pré-fabricados. In: CARDOSO, R.J.A; GONÇALVES, E.A.N. **Oclusão/ATM: prótese sobre implantes e prótese bucomaxilofacial.** São Paulo: Artes Médicas, 2002. cap. 19, p.442-452.
3. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION CERTIFICATION. PROGRAMS OF THE COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPAMENTS. **American National Standards Institution/American Dental Association Specification 27 for direct filling resins.** Chicago: American National Standards Institution/American Dental Association; 1977.
4. ARAVAMUDHAN K, RAKOWSKI D, FAN PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. **Dent Mater.** 2006. 22(11):988-94.
5. ASSIF, D; GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J. Prosth. Dent.** V.71, n.6, p.565-7, June, 1994.
6. BALDISSARA, P. Propriedades mecânicas e avaliação *in vitro*. In: SCOTTI, R; FERRARI, M. **Pinos de Fibra: Considerações teóricas e aplicações clínicas.** São Paulo: Artes Médicas, 2003.cap5, p.39-50.
7. BARATIERI et al. Influence of post placement em the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. **J Prosthet Dent,** v. 84, n. 2, p. 180-184, Aug. 2000.



8. BARATIERI, L. N et.al. **Odontologia Restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo: Santos, 2001. cap.16. p.622-654.
9. BROWN, D. Fiber-reinforced materials. **Dent. Update**, v.27, n.9, p.442-8, Nov. 2000.
10. CARVALHO, R.M. Adesivos dentinarios: fundamentos para aplicação clínica. **Rev. Dent. Rest.** Bauru, v.1, n.2, p. 62-96, mai/jun. 1998.
11. CARVALHO, R.M. et. al. Dentística e estetica: sistemas adesivos, fundamentos para aplicação clínica. **Biodonto**, Bauru, v.2, n.1, p.9-63, jan/fev. 2004.
12. CHAN, R.W; BRYANT, R.W. Post-core fundations for endodontically treated posterior teeth. **J. Prosth. Dent.**, Orlando, v.48, n.4, p.401-3, Oct. 1982.
13. CHEYLAN, J. M.; GONTHIER, S.; DEGRANGE, M. In vitro Push-out Strength of Seven Luting Agents to Dentin. *The International Journal of Prosthodontics*. v. 15, n. 4, p. 365-370, 2002.
14. CHO, G.C. et. al. Diametral and compressive strenght of dental core materials. **J. Prosth. Dent.**, v.82, n.3, p.272-6, Sept. 1999.
15. CHRISTENSEN, G.J. Post and cores state of the art. **J. Amer. Dent. Assoc.**, v.129, p.96-7, Jan. 1998.
16. CHRISTENSEN, G.J. Posts: necessary or unnecessary? **J. Amer. Dent. Assoc.**, v.127, n.7, p.1522-28, Oct. 1996.
17. COELHO FILHO, E.S.; MIRANZI, M.A.S. Retentores pré-fabricados:revisão da literatura: conceitos atuais. *Rev Odontol Univ Uber*. v. 1, n.1, p. 11-15, maio/jul. 2001.

18. CONCEIÇÃO, E.N. et al. Dentística: restaurações estéticas. São Paulo: Artes Médicas, 2002. cap. 20, p. 297-310.
19. CONCEIÇÃO, E.N; CONCEIÇÃO, A.B; BRAZ, R. Pinos inte-radiculares diretos estéticos. In: CONCEIÇÃO, E.N. et al. **Restaurações estéticas: compósitos, cerâmicas e implantes**. Porto Alegre: Artes Médicas, 2005. cap.7. p.175-196.
20. CORRER A.B. et al. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and Xenon Plasma Arc. **Braz Dent J.** 2005; 16(3):218-24.
21. DE RIJK, W.G. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. **Amer. J. Dent.**, v.13, p.19B-21B, May. 2000. Special insue.
22. DEUTSCH, A.S. et. Al. Prefabricated dowels: a literature review. **J. Prosth. Dent.** v.49, n.1, p.498-503, Apr. 1983.
23. DIAS, A.H.M. et al. Inter-relação Endo/Prótese (Preparo do Canal para Receber o Pino). **PCL**, v. 3, n. 14, p. 321-328, jul./ago. 2001.
24. DINATO, J.C. et. al. Restaurações de dentes tratados endodonticamente com pinos pré-fabricados. In: FELLER, C; GORAB, R. **Atualização na clínica odontológica**. Artes Médicas, São Paulo. 2000. cap.14. p.412-440.
25. DUNN, W. J.; BUSH, A C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **J Am Dent Assoc.** v.133, n.3, p. 335-41, 2002.
26. DUNNE SM, DAVIES BR, MILLAR, BJ. A survey of the effectiveness of dental light curing units and a comparison of light testing devices. **British Dental Journal.** 1996.18(11).

27. EL-MOWAFY OM. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal of the Canadian Dental Association*, 67: 97- 102, 2001.
28. EL-MOWAFY, O; MILENKOVIC, M. Retention of paraposts cemented with dentin-bonded resin cements. **Oper. Dent.**, v.19, n.4, p.176-82, July/Aug. 1994.
29. EL-MOWAFY,O; RUBO, JH. Influence of Composite Inlay/Onlay Thickness on Hardening of Dual-cured Resin Cements©. *Journal of Canadian Dental Association*, , Vol. 66, N o 3, Mars 2000
30. ESTRELA, C; FIGUEIREDO, J.A.P. **Endodontia: princípios biológicos e mecânicos**. São Paulo: Artes Médicas, 1999. p.741-57.
31. FEDERLIN M. et al. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. **Oper Dent.** 2004; 29(5):560-70.;
32. FEDERLIN, M. et al. Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity-a scanning electron microscopic study. **Clin Oral Investig.** v.9, n.1, p.8 -17. 2005.
33. FELIPPE, L.A. et al. Fibras de reforço para uso odontológico: fundamentos básicos e aplicações clínicas. **Rev. APCD**, São Paulo, v.55, n.4, p.245-50, jul/ago. 2001.
34. FERRARI, M. et al. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *American Journal of Dentistry*. v.13, Special Issue, p. 9B-13B, May, 2000.
35. FERRARI, M; VICHI, A; GARCÍA-GODOY, F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. **Amer. J. Dent.**, v.13, p.15B-18B, May. 2000. Special issue.

36. FONSECA, R.S; SANTOS, J.G; ADABO, G.L. Influence of activation modes on diametral tensile strength of dual-curing resin cements. **Dental Materials** v.19, n.4, p.267-71. 2005.
37. FOWLER, C. S. et al. Efficacy testing of visible light-curing units. *Oper Dent*, 19:47-52, 1994.
38. FRADEANI, M; AQUILANO, A; BARDUCCI, G. Aesthetic restoration of endodontically treated teeth. **Pract. Periodont. Aesthet. Dent.**, v.11, n.7, p.761-8, Sept. 1999.
39. FRAGA et. al. Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. **J. Oral Rehabil.**, v.25, n.11, p.809-13, Nov. 1998.
40. GALLO, J. R. et al. *In vitro* Evaluation of the Retention of Composite Fiber and Stainless Steel Posts. *Journal of Prosthodontics*. v. 11, n. 1, p. 25-29, Mar., 2002.
41. GAUDET, S; BURGESS, J.O; LSUHSC, L.L.I. Depth of cure of three composites cured with three curing lights at three times. **J. Dent. Res.** v.81, p.85A. Mar. 2002. Especial insuue A / Abstract n.0482/.
42. GOMES, A.P.M. et al. Avaliação da Resistência à tração de Pino Cerâmico Cosmopost Cimentados Com dois Diferentes Cimentos Resinosos. *Rev. Odontológica, UNESP, SP*, V.31, Nº 01, 127-139, 2002
43. GOMEZ, J.C et al. Reabilitação estética na dentística: uso de pinos não metálicos e cerâmicas puras. **JBC**, v.4, n.21, p.20-25, out/nov. 2000.
44. GUZY, G.E.; NICHOLLS, J.I. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **J. Prosth. Dent.**, v.42, n.1, p.39-44, July. 1979.

45. HANSEN, E.K; ASMUSSEN, E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand. J. Dent. Res.*, v.101, n.1, p.62-64, Feb. 1993.
46. HELING, I. et al. Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: Review and treatment recommendations. *J Prosth Dentist*, v. 87, n.6, p. 674-677, June. 2002.
47. HILGERT, L.A. et. al. Influência da fonte de luz e do material restaurador sobre a dureza de um cimento resinoso dual cure. *Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre.*, v.45, n.2, p.31-34, dez. 2004.
48. 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 Rehabil.*, v.28, n.11, p.1022-8. 2001.
49. HOFMANN N. et.al.; Efeito do tipo de irradiação (LED ou QTH) na tensão de contração, elevação da temperatura e dureza de compósitos fotoativados. *Eur J Oral Sci* 110:471-479, 2002.
50. ISHIKIRIAMA, A. et al. Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com resina composta. *Rev. Fac. Odont. Bauru.* V.3, n.1, p.47-52. jan/dez. 1995.
51. ISIDOR, F; ODMAN, P; BRONDUM, K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int. J. Prosthodont.*, v.9, n.2, p.131-6, Mar/Apr. 1996.
52. KAKEHASHI, Y et. al. A new all-ceramic post and coresystem: clinical, thechnical and in vitro results. *Int. J. Periodont. Restorat. Dent.*, v.18, n.6., p.586-93, Dez. 1998.
53. KANTOR, M.E; PINES, M.S. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J. Prosth. Dent.*, v.38, n.4, p.405-12, Oct. 1977.

54. KHAN, F.H. et.al. Comparison of fatigue for three prefabricated threaded post systems. **J. Prosth. Dent.**, v.75, n.2, p.148-53, Feb. 1996.
55. LOPES, L.G et al. Polymerization of a dual-cured cement through ceramic: LED curing light vs halogen lamp. **J. Appl. Oral Sci.**, v.12, n.4, p.312-316, Oct.-Dec. 2004. ilus, tab.
56. MANNOCCI, F et. al. Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored using fiber posts, metal posts and composite resins. **J. Endod.**, v.25, n.1, p.789-94, Dec. 1999.
57. MARTELLI, R. Fourth-generation intra-radicular posts for the aesthetic restoration of anterior teeth. **Pract Periodontics Aesthet Dent.**, v.12, n.6, p.579-584, Aug. 2000.
58. MCCABE, JF; CARRICK, TE. Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites. **JDR**, v.68, p.1534-1539. 1989.
59. MENDES, L.C. et al. Determination of degree of conversion as function of depth of a photo- initiated dental restoration composite-II application to commercial SureFil™. **Polym. Test.** v.24, n.7, p.942-6. 2005.
60. MENDES, W.B; BONFANTE, G. **Fundamentos de estética em odontológica**. 2a ed. São Paulo: Santos, 1996.
61. MILLS, R.W. Blue light emitting diodes: another method of light curing. **Brit. Dent. J.**, v.178, n.5, p.169, Mar. 1995.
62. MILLS, R.W.; JANDT, K.D.; ASHWORTH, S.H. Dental composite depth of cure with halogens and blue light emitting diode technology. **Brit. Dent. J.**, v.186, n.8, p.388-91, Apr. 1999.

63. MONDELLI, J. et. al. Técnicas restauradoras para dentes com tratamento endodôntico. **RDR**, v.1, n.3, p.9-43, jul/ago/set. 1998.
64. MONDELLI, J. et.al. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **J. Prosth. Dent.** V.43, n.4, p.419-22, Apr. 1980.
65. MONDELLI, RFL; CONEGLIAN, EAC; MONDELLI, J. **Dentística e estética.** Biodonto, Bauru, v.1, n.5, p.28-30, set/out. 2003.
66. MONTENEGRO, G. et al. Descobrimo seu fotopolimerizador. **Rev. APCD.** v.57, n.1. 2003.
67. MORGANO, S.M; BRACKET, S.E. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J. Prosth. Dent.** v.82, n.6, p.643-57, Dec. 1999.
68. MORO, M.; AGOSTINHO, A.M.; MATSUMOTO, W. Núcleos metálicos fundidos X Pinos pré-fabricados. **PCL.** v. 7, n. 36, p. 167-172. 2005.
69. NAKAMURA, S. et al. High-power InGaN single-quantum-well-structure blue and violet light-emitting-diodes. **Appl. Phys. Lett.**, v.67, n.13, p.1868-70. 1995.
70. NEUMANN, M.G. et al. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. **J Dent.** v.33, n.6, p.525-32. 2005.
71. O'KEEFE, K.L.; MILLER, B.H.; POWERS, J.M. In Vitro Tensile Bond Strength of Adhesive Cements to New Post Materials. *Int J Prosthodont*, , 13(1): 47-51, 2000.
72. PACHECO, J.F.M; CONCEIÇÃO, E.N. Dentes com tratamento endodôntico: como e com o que restaurar? In: \_\_\_\_\_. **Dentística Saúde e Estética.** 2ª. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. cap.20. p.298-309.

73. PEREIRA, S.K. et al. Intensidade de luz e profundidade de polimerização de aparelhos fotopolimerizadores. **Rev. APCD.** v.51, p.257-60. 1997.
74. PEREIRA, S.K; PASCOTTO, R.C, CARNEIRO, F.P. Avaliação dos aparelhos fotopolimerizadores utilizados em clínicas odontológicas. **J. Bras. Dent. Estét.** v.2,p.29-35. 2003.
75. PEST, L. B.; CAVALLI, G.; BERTANI, P.; GAGLIANI, M. Adhesive post endodontic restorations with fiber posts: push –out tests and SEM observations. *Science Direct.* v. 18, n. 8, p. 596-602, December, 2002.
76. PIERRISNARD, L. et al. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth. A mechanical study using finite element analysis. **J. Prosth. Dent.** v.88, n.4, p.442-448, Oct. 2002.
77. PORTO NETO, S.T. et al. Reforço de dente anterior utilizando pinos estéticos cerâmicos associados com núcleo de resina composta. **J. Bras. Clin. Estet. Odonto.** v.3, n.18, p.11-16. 1998.
78. QUINTAS, A.F.; DINATO, J.C.; BOTINO, M.A. Aesthetic posts and cores for metal-free restoration of endodontically treated teeth. **Pract Periodontics Aesthet Dent.**, v.12, n.9, p.875-886, Nov/ Dez. 2000.
79. ROSENSTIEL, S.F; LAND, M.F; CRISPIN, B.J. Dental luting agents: A review of the current literature. **J Prosthet Dent.** v.80,n.3, p.280-301. 1998.
80. RUEGGER, F.A; BLALOCK, J.S; CALLAN, R.S. LED curing lights- What's new? **Compendium.** v.26, n.8, p.586-91. 2005.
81. RUEGGER, F. A; CAUGHMAN, W. F; CURTIS Jr, J. W. Effect of Light Intensity and Exposure Duration on Cure of Resin Composite. **Oper Dent,** 19:26-32, 1994.



- 
82. SÁBIO, S. **Avaliação da Resistência à fratura de raízes “reconstruídas” com diferentes sistemas de pinos intracanal pré-fabricados comparados com núcleos metálicos fundidos.** 2001. 136f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru, 2001.
83. SANTIS, R.; PRISCO, D.; APICELLA, A.; AMBROSIO, L.; RENGO, S.; NICOLAIS, L. Carbon fiber post adhesion to resin luting cement in the restoration of endodontically treated teeth. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine.** v. 11, p. 201-206, 2000.
84. SANTOS JÚNIOR GC, MOWAFY O, RUBO JH, SANTOS MJMC. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. **J Can Dent Assoc.** 2004. 70(5):323-28.
85. SANTOS JÚNIOR, G.C. **Resistência à tração diametral de uma resina composta associada a pinos intra-radulares pré-fabricados.** 2003.108f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.
86. SANTOS JÚNIOR, G.C; EL-MOWAFY,O; RUBO, JH. Diametral tensile strength of a resin composite core with non metallic prefabricated posts: An *in vitro* study. **Journal of Prosthetic Dentistry,** v. 91, n. 4, p. 372-378, 2004.
87. SANTOS, P.H.; SOUZA JR, J.A. Pinos pré-fabricados e sua cimentação – artigo de revisão. **Robrac.** v. 11, n. 32, p. 42-45. 2002
88. SCHNEIDER, L.F et al. Halogen and LED light curing of composite: temperature increase and Knoop hardness. **Clin Oral Investig.** v.10, n.1, p.1 -6. 2006.
89. SCOTTI, R; FERRARI, M. **Pinos de fibra: considerações teóricas e aplicações clínicas.** 1ª Edição – São Paulo: Artes Médicas, 2003.

90. SIRIMAI, S; RIIS, D.N; MORGANO, S.M. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with sic post-and core system. **JPD**. v.81, n.3, p.262-68. Mar. 1999.
91. SOARES et al. Coroas em cerâmica pura associadas a pinos intra-radiculares estéticos. **PCL**. v. 5, n. 25, p. 243-248. 2003
92. SORENSEN, J.A et.al, Selection criteria for post and core materials in the restoration of endodontically treated teeth. **Dent. Mater**. v.17, n.1, p.67-84, Jan/Feb. 2001.
93. SOUZA JÚNIOR, M.H et.al. A reconstrução de dentes tratados endodonticamente. In: \_\_\_\_\_. **Odontologia Estética: fundamentos e aplicações clínicas, restaurações indiretas sem metal, resinas compostas e cerâmica**. São Paulo: Santos, 2001. cap.4. p.29-46.
94. STEWARDSON, D.A. Non- metal Post Systems. **Dent Update**, v. 28, p. 326-332, 334, 336, Sept. 2001.
95. STOCKTON, L. W.; WILLIAMS, P. T. Retention and Shear Bond Strength of Two Post Systems. **Oper. Dent**. v. 24, p. 210-216, 1999.
96. STOCKTON, L.W. Factors affecting retention of posts systems: a literature review. **J. Prosth. Dent**. v.81, n.4, p.350-85, Apr. 1999.
97. TANGO, R. N. **Profundidade de polimerização de cimentos resinosos: efeito de aparelhos fotoativadores e de materiais restauradores indiretos**. 2006. 77f . Tese (Doutorado em Materiais Dentários)- Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas. Piracicaba. SP. 2006.

98. TOLOSA, M.C.C.G. et. al. Influence of composite restorative materials and light-curing units on diametrical tensile strength. **Braz. Oral. Res.** v.19, n.2, p.123-6. 2005.
99. TOLOSA, M.C.C.G. et. al. Influência da fonte ativadora do compósito odontológico na resistência à tração diametral. **Pesq. Odont. Bras.** v.81, p.55, 2002./ Resumo n.1a182/.
100. TROPE, M; MALTZ, D.O; TROSTAD, L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endod. Dent. Traumat.**, v.1, n.3, p.108-111, June. 1985.
101. VENÂNCIO, R.A.; SOUZA, R.F.; ADABO, G.L. Considerações gerias sobre pinos pré-fabricados. **ROBRAC**, v. 12, n.34, p. 10-14. 2003.
102. VICHI, A; GRANDINI, S; FERRARI, M. Clinical procedure for luting glass-fiber post. **J. Adhes. Dent.** v.3, n.4, p.353-59, Apr. 2001.
103. WAGNILD, W.G; MUELLER, I.K. Restauração do dente tratado endodonticamente. In: COHEN, B; BURNS, R,C. **Caminhos da polpa**. 7<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. cap.22, p.655-62.
104. ZITTO, L.; PIRES, L.A.G.; MEZZOMO, E. Tratamento endodôntico; um desafio para prótese fixa. **Stomatos**. n. 5, p. 30-36, jul./dez. 1997.

*Abstract*

---

## 9- ABSTRACT

### **Influence of the light source on the fracture strength of glass fiber post and resin cement in different depths.**

The objective of this study was to evaluate the bond strength between glass fiber post and resin cement. Thirty composite resin cylinders were manufactured and fiber posts (ReforPost – Angelus) cemented inside with dual-cure resin cement (RELY-X ARC– 3M). The light-curing of cement was made with three different light sources, Optlight Plus – GNATUS Quartz-Tungsten-Halogen (QTH), RADII - SDI (LED1), and Elipar Freelight2 – 3M (LED2). Each one of the 30 cylinders were sliced into 3 parts (cervical third, medium third and apical third), becoming 90 samples that were divided into 9 groups (n=10): **Group 1-Oc:** QTH and cervical third; **Group 2-Om:** QTH and medium third; **Group 3-Oa:** QTH and apical third; **Group 4-RC:** LED1 and cervical third; **Group 5-Rm:** LED1 and medium third; **Group 6-RC:** LED1 and apical third; **Group 7-EC:** LED2 and cervical third; **Group 8-Em:** LED2 and medium third; **Group 9-Ea:** LED2 and apical third. All groups were submitted to the Diametral Tensile Strength test (DTS), in a testing machine EMIC 2000, until failure occurred. The mean of groups in MPa was: **G1-Oc:** 25,08(4,20); **G2-Om:** 23,44(4,64); **G3-Oa:** 20,88(3,62) **G4-Rc:** 22,86(5,93); **G5-Rm:** 22,12(6,72); **G6-Ra:** 22,04(5,61); **G7-Ec:** 26,01(3,33); **G8-Em:** 19,81(6,09); **G9-Ea:** 17,74(4,14). The Statistical Analysis disclosed that the group **G9-Ea** presented statistically significant difference when compared with the groups **G7-Ec** and **G1-Oc**. There was no statistically significant difference between the light sources. Based on these results, we also could affirm the LED1 showed constant DTS data in all thirds.

**KEYWORDS:** Glass fiber post; resin cement, curing units.