

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: DENTÍSTICA RESTAURADORA**

ANNA LUIZA SZESZ

**EFEITO DA DENSIDADE DE ENERGIA DA LUZ NA ADESÃO ENTRE PINOS DE
FIBRA E DENTINA RADICULAR**

**PONTA GROSSA
2014**

ANNA LUIZA SZESZ

**EFEITO DA DENSIDADE DE ENERGIA DA LUZ NA ADESÃO ENTRE PINOS DE
FIBRA E DENTINA RADICULAR**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Dentística Restauradora.

Orientador Prof. Dr. Alessandro Dourado Loguercio.

**PONTA GROSSA
2014**

Ficha Catalográfica
Elaborada pelo Setor de Tratamento da Informação BICEN/UEPG

S997 Szesz, Anna Luiza
 Efeito da densidade de energia da luz
 na adesão entre pinos de fibra e dentina
 radicular/ Anna Luiza Szesz. Ponta Grossa,
 2014.
 111f.

 Dissertação (Mestrado em Odontologia -
 Área de Concentração: Clínica Integrada),
 Universidade Estadual de Ponta Grossa.
 Orientador: Prof. Dr. Alessandro
 Dourado Loguercio.

 1.Dentina de energia. 2.Dentina
 radicular. 3.Grau de conversão.
 4.Nanoinfiltração. 5.Pino de fibra de
 vidro. I.Loguercio, Alessandro Dourado.
 II. Universidade Estadual de Ponta Grossa.
 Mestrado em Odontologia. III. T.

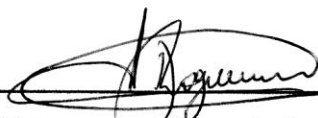
CDD: 617.6

ANNA LUIZA SZESZ

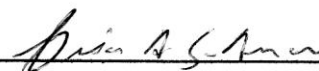
**EFEITO DA DENSIDADE DE ENERGIA DA LUZ NA ADESÃO ENTRE PINOS DE
FIBRA E DENTINA RADICULAR**

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Dentística Restauradora.

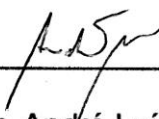
Ponta Grossa, 25 de Fevereiro de 2014.



Prof. Dr. Alessandro Dourado Loguercio
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dr. César Augusto Galvão Arrais
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dr. André Luís Faria e Silva
Universidade Federal de Sergipe

Dedico essa Dissertação a minha querida mãe Joseliane e ao meu melhor amigo e irmão Albino Jr. Foi graças ao apoio incondicional, confiança, incentivo e amor de vocês que consegui chegar até aqui. Essa conquista é nossa!

Agradecimentos

A Deus e Nossa Senhora Aparecida por me iluminar no momento que escolhi seguir a área da pesquisa e por me guiar durante toda essa trajetória, concedendo-me tantas oportunidades.

A minha mãe Joseliane pelo amor incondicional, por estar sempre presente me apoiando e incentivando nas minhas escolhas, por todas às vezes que acreditou mais em mim do que eu mesma, por sempre me dar esperança, força e em muitos momentos renunciando parte dos seus sonhos para que eu pudesse alcançar os meus. Muito obrigado mãe por acreditar no meu sucesso! TE AMO.

Ao meu irmão Albino Jr. por ser o meu porto seguro, por estar sempre ao meu lado, por me compreender, me dar forças e principalmente por não medir esforços para me ajudar em tudo que eu preciso, não importando a hora nem o dia. Muito obrigado por eu sempre poder contar com você! TE AMO.

Ao meu orientador Alessandro Dourado Loguercio pelas oportunidades proporcionadas, ensinamentos compartilhados, amizade adquirida, paciência concedida em todos os momentos e, sobretudo, obrigado por ser aquele que apontou a melhor direção a seguir, mas me deixou seguir com os meus próprios pés, foi por isso que cheguei até aqui. Professor, você é o exemplo que me inspira no caminho que eu busco.

A professora Osnara Maria Mongruel Gomes e ao professor João Carlos Gomes que foram grandes incentivadores para eu percorrer o caminho da pós-graduação.

Ao professor Gerson Kniphoff da Cruz do Departamento de Física da UEPG, por não medir esforços para tornar possível a parte experimental da mensuração de luz no pino. Obrigado pela compreensão, comprometimento e tempo que se dispôs a me auxiliar e compartilhar seus conhecimentos.

A Universidade Estadual de Ponta Grossa, por toda estrutura oferecida e pela oportunidade de realização do curso de mestrado.

A Coordenação do Curso de Mestrado em Odontologia da UEPG por toda a ajuda prestada, bem como por fornecer todo recurso e amparo necessário durante este período.

A todos os professores do Programa de Pós-Graduação da UEPG e da Graduação - em especial aos professores Alessandra Reis, Stella Kossatz Pereira e Fábio André dos Santos por contribuírem com a formação do meu conhecimento.

Aos técnicos Laboratoriais Milton Michél, Simone Sabino e Luiz Canteri, pela paciência e dedicação.

Aos funcionários da Universidade em especial Morgana, Cida (Tia Cida) e Carmem (Tia Carmem) pelo apoio e auxílio nos mais diversos momentos.

Aos meus colegas e amigos da turma de mestrado que sempre estiveram dispostos a me ajudar, tendo paciência em dividir seus conhecimentos auxiliando meu crescimento, também pelos ótimos momentos proporcionados pela convivência nestes dois anos, serão lembrados por toda minha vida. E em especial a amiga Johanna Cuadros Sanchez pela ajuda e companheirismo em toda a parte laboratorial, pelos momentos de sorriso, cansaço e desânimo compartilhados juntos, sempre uma apoiando a outra.

Aos colegas do Doutorado em Odontologia da UEPG pelo incentivo e companheirismo, Giovana Mongruel Gomes, Andrés Felipe Cartagena, e em especial aos amigos Issis Luque, Miguel Muñoz e Viviane Hass pela paciência, comprometimento e disposição em me ajudar sempre. Muito Obrigado!

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para realização desse trabalho.

Muito Obrigado!

*'Crê em tí mesmo, age e verá os resultados.
Quando te esforças, a vida também se esforça para te
ajudar.'*

(Francisco Cândido Xavier)

DADOS CURRICULARES

Anna Luiza Szesz

NASCIMENTO 28.03.1988

Ponta Grossa, PR - Brasil

FILIAÇÃO

Joseliane de Fátima Szesz

Albino Szesz

2007 – 2011

Curso de Graduação em Odontologia pela
Universidade Estadual de Ponta Grossa –
UEPG - Brasil

2012 – 2014

Curso de Pós-Graduação em Odontologia.
Universidade Estadual de Ponta
Grossa(UEPG) nível de Mestrado em
Odontologia – Área de Concentração
Dentística Restauradora. Ponta Grossa – PR
-Brasil

RESUMO

Szesz AL. **Efeito da densidade de energia da luz na adesão entre pinos de fibra e dentina radicular.** [Dissertação Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2014.

Este estudo avaliou, através de um sistema experimental, a intensidade de luz transmitida por um pino de fibra translúcido (Whitepost DC n°2) e o efeito de diferentes densidades de energia da luz nas propriedades adesivas: grau de conversão no interior da camada híbrida (GC), nanoinfiltração (NI) e resistência de união (RU) à dentina de dois sistemas adesivos (Ambar [AM] e Excite DSC [EX]). As raízes de 72 pré-molares humanos foram preparadas endodonticamente e divididas em grupos (n=6) de acordo com a combinação dos principais fatores: sistema adesivo (AM e EX), e densidade de energia (16, 48 e 288 J/cm²). Após cimentação dos pinos de fibra, foi testado a RU (*push-out*) (n=7) em uma máquina de ensaios universal (0,5 mm/min). A análise do GC (%) *in situ* (n=2) foi feita através da espectroscopia micro-Raman e a NI foi avaliada por MEV após a imersão das amostras em 50% em nitrato de prata (n=3). Os dados de RU, GC e NI de cada adesivo foram analisados por ANOVA de 3 fatores de medidas repetidas (adesivo vs. densidade de energia vs. terço radicular) e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Para mensuração da intensidade de luz transmitida pelo pino, o sistema era constituído por um feixe de luz laser pulsado incidindo perpendicularmente a superfície da base do pino, e na direção paralela ao eixo do pino um detector capaz de mensurar a luz espalhada no pino. Para simular a variação da intensidade de luz foram utilizados junto a esse sistema filtros de densidade óptica, variando a intensidade de luz em 100, 25 e 10%. Os resultados de RU (MPa) demonstraram diferença significativa para os terços médio e apical ($p < 0,05$) quando houve aumento da densidade de energia de 16 para 48 e 288 J/cm² respectivamente. O GC (%) aumentou significativamente na densidade de 288 J/cm² nos terços médio e apical quando comparado os mesmos terços com a menor densidade de energia 16 J/cm² ($p < 0,05$). A NI (%) diminuiu significativamente a partir da densidade de energia de 48 J/cm² nos terços médio e apical ($p < 0,05$) e se manteve constante para a densidade de 288 J/cm² ($p > 0,05$). Em geral, nenhum dos testes apresentaram resultados com diferença significativa quando o terço cervical foi avaliado. Em relação aos resultados da intensidade da luz espalhada pelo pino observamos que na região cervical a intensidade de luz reduz para 45,5 % no terço médio para 14,2 % e para apical 5,3%. Quanto a simulação da variação da intensidade da luz, foi possível observar que o aumento da intensidade de luz incidente na base cervical do pino proporciona um ganho de intensidade de luz que chega ao nível apical.

Palavras-chave: Densidade de energia; Dentina radicular; Grau de conversão; Nanoinfiltração; Pino de fibra de vidro; Resistência de união.

ABSTRACT

Szesz AL. **Effects of energy density of light-activation of adhesive systems on bonding fiber posts to root canals.** [Dissertação Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2014.

This study evaluated, the intensity of light transmitted through a translucent fiber post (Whitepost DC n° 2) using an experimental system and the effect of different densities of light energy in adhesive properties: degree of conversion within the hybrid layer (DC), nanoleakage (NL) and bond strength (μ TBS) of two adhesive systems to dentin (Ambar [AM] and Excite DSC [EX]). The roots of 72 human premolars were prepared endodontically and divided into groups (n=6) according to the combination of factors: adhesive system (AM and EX) and energy density (16, 48 and 288 J/cm²). After cementing fiber post the roots with fiber post were subjected to μ TBS (*push-out*) (n = 7) in a universal testing machine (0.5 mm/min). DC analysis (%) *in situ* (n = 2) was made by micro -Raman spectroscopy and NL was evaluated by SEM after immersing the samples in 50% silver nitrate (n=3). Data from the μ TBS, NL, and DC of each adhesive were analyzed by 3-way repeated measures ANOVA (adhesive vs. Energy density vs. root third) and Tukey test (α = 0.05) . To measure the intensity of light transmitted through the post, the measuring device consisted of a light beam pulsed laser focusing perpendicular to the bottom surface of the post, and in the direction parallel to the axis of the post detector capable of measuring the scattered light at the post. To simulate the variation of light intensity, filters were used in this system with optical density varying the light intensity of 100, 25 and 10%. The results of μ TBS (MPa) showed a significant difference for the middle and apical (p < 0.05) thirds when an increase in energy density from 16 to 48 and 288 J/cm² respectively. The DC (%) significantly increased the density of 288 J/cm² in the middle and apical thirds compared the same with the lower energy density of 16 J/cm² (p < 0.05). The NL (%) decreases significantly from the energy density of 48 J/cm² in the middle and apical (p thirds < 0.05) and remained constant for the density of 288 J/cm² (p > 0.05), in general, none of the tests results showed a significant difference when the cervical third was evaluated . Regarding the results of the intensity of light scattered by the post, light intensity reduced to 45,5% in the cervical region, to 14,2% and 5,3% in the middle and apical thirds, respectively. As for simulating the variation of light intensity, it was observed that the increase of the intensity of light incident on the base of the cervical post provides a gain of intensity of light reaching the apical level.

Keywords: Energy density; Bond strength; Nanoleakage; Degree of conversion; Fiber posts; Root dentin.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Dente selecionado seguindo os critérios de inclusão para o estudo.....	30
Figura 2	A - Dente sendo seccionado na JCE; B - Mensuração do comprimento da raiz após corte da coroa dentária.....	31
Figura 3	A - Preparo do canal (instrumentação da lima # 15 até a lima # 55). B - Irrigação com soro fisiológico e EDTA 17%; C – Secagem com ponta de papel absorvente; D – Prova do cone de guta-percha; E – Obturação do canal pela técnica de condensação vertical de Schilder ; F – Aspecto final da obturação.....	31
Figura 4	Radiografia periapical do canal radicular.....	32
Figura 5	A – LED com dispositivo diminuindo a intensidade do aparelho aferido com radiômetro medindo 400 mW/cm ² ; B – LED aferido com radiômetro medindo a máxima intensidade de 1200 mW/cm ²	34
Figura 6	A – Preparo mecânico do canal radicular; B – Prova do pino de fibra Whitepost DC; C–Aplicação do sistema adesivo; D – Pré-ativação do sistemas adesivo de acordo com cada fabricante; E- Cimentação do pino de fibra de vidro; F – Fotoativação do conjunto pino/adesivo/cimento conforme cada grupo experimental.....	36
Figura 7	Preparo dos espécimes – A e B – Raiz embutida com pino cimentado; C – Vista frontal do seccionamento da raiz; D - Fatias obtidas após o corte da raiz; E – Mensuração da espessura das fatias por meio de paquímetro digital.....	39
Figura 8	Teste de push-out – A – Atuador e dispositivo metálico, posicionado paralelo ao longo eixo do pino; B – Ponta ativa exercendo carga compressiva sob o pino - Vista aproximada do teste de push-out	41
Figura 9	A – Eppendorfs contendo as fatias submersos em nitrato de prata 50%; B – Eppendorfs armazenados em um frasco escuro fechado livre de iluminação por 24h a 37°C; C – Espécimes lavados separadamente por 2 minutos em cuba ultrassônica.....	43
Figura 10	Espécimes imersos em revelador sob fonte de luz branca	

	direta sobre os espécimes	43
Figura 11	A- Fatias coladas na base metálica previamente ao polimento; B – Polimento feito na superfície das fatias sobre a lixa com refrigeração; C – Aspecto após o polimento.....	44
Figura 12	A- Amostras fixadas em <i>stubs</i> , previamente preparadas para serem submetidas ao MEV; B – Imagens analisadas em quatro regiões.....	45
Figura 13	Esquema da estrutura básica do arranjo experimental utilizado na realização da mensuração da intensidade de luz espalhada pelo pino.....	46
Figura 14	Esquema representativo das definições consideradas para o desenvolvimento do equipamento.....	47
Figura 15	Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (35X) para o padrão de fratura – A e B – Fratura mista; C- Fratura adesiva entre dentina/cimento.....	50
Figura 16	Resultado medida realizada pelo sistema desenvolvido para um pino de 15 mm de comprimento.....	54
Figura 17	Resultado obtido para um pino de comprimento igual a 13 mm. Em pontilhado é acrescentado o melhor ajuste obtido para a curva utilizando-se a lei de Lambert-Beer.....	55
Figura 18	Comparação entre três resultados obtidos para um feixe de laser com diferentes intensidades de excitação.....	57
Figura 19	Fotografia do medidor de potência utilizado.....	59
Figura 20	Espectro da intensidade de luz espalhada por um pino odontológico em função da posição do ponto de espalhamento. A curva demonstra como é o perfil da variação de intensidade de luz espalhada pelo pino em mW...	59

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Figura, composição, descrição e lote dos pinos e brocas usadas no experimento.....	33
Quadro 2	Grupos de acordo com a intensidade e tempo de fotoativação, bem como a densidade de energia utilizada, e materiais usados durante a cimentação.....	34
Quadro 3	Materiais utilizados no estudo, fabricante, composição e lote.....	35
Quadro 4	Modo de aplicação dos materiais utilizados (sistemas adesivos e cimentos resinosos).....	37
Quadro 5	Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) dos grupos que utilizaram o sistema adesivo Ambar para cada condição experimental. A deposição de nitrato de prata ocorreu praticamente na base da camada híbrida e está sendo indicada pelas setas. MR: material resinoso; CA: camada adesiva; D: dentina.....	51
Quadro 6	Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) dos grupos que utilizaram o sistema adesivo Excite para cada condição experimental. A deposição de nitrato de prata ocorreu praticamente na base da camada híbrida e está sendo indicada pelas setas. MR: material resinoso; CA: camada adesiva; D: dentina.....	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Média do grau de conversão (%) e desvio padrão ($\pm$) da camada híbrida para cada grupo experimental, levando em consideração os sistemas adesivos utilizados e as diferentes regiões radiculares (terço cervical, médio e apical).....	49
Tabela 2	Média da resistência de união (MPa) e desvio padrão ($\pm$) entre pino de fibra e dentina radicular para cada grupo experimental, levando em consideração os sistemas adesivos utilizados e as diferentes regiões radiculares (terço coronário, médio e apical), com o respectivo modo de falha.....	50
Tabela 3	Médias de nanoinfiltração (%) e desvio padrão ($\pm$) da camada híbrida para cada grupo experimental, levando em consideração os sistemas adesivos utilizados e as diferentes regiões radiculares (terço cervical, médio e apical).....	53
Tabela 4	Resultados representativos da intensidade de luz quando houve variação do comprimento do pino de fibra.....	56
Tabela 5	Dados para simulação da variação da intensidade da fonte de luz.....	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AgNO ₃ NH ₄	Nitrato de Prata Amoniacal
ANOVA	Análise de variância
BDH	Banco de dentes humanos
Bis-GMA	Bisfenol A glicidilmetacrilato
cm	Centímetro
COEP	Comissão de Ética em Pesquisa
cp	Corpo de prova
CT	Comprimento de trabalho
EDTA	Ácido etilenodiaminotetracético
GPa	GigaPascal
h	Hora
<i>h</i>	Espessura
HEMA	2- Hidroxietilmetacrilato
H ₃ PO ₄	Ácido fosfórico
ISO	Organização Internacional para Padronização (International Organization for Standardization)
Kg	Quilograma
JCE	Junção cimento-esmalte
MPa	MegaPascal
µm	Micrômetro
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MET	Microscopia Eletrônica de Transmissão
min	Minuto
mm	Milímetro
mm ²	Milímetros quadrado
mm/min	Milímetro por minuto
mL	Mililitros
n	Número amostral
N	Newton
NaOCl	Hipoclorito de sódio
PVC	Policloreto de vinila
<i>R</i>	Raio coronário
<i>r</i>	Raio apical
RC	Resina Composta
rpm	Rotações por minuto
RU	Resistência de união
s	Segundo
vs	Versus
ZIRD	Zona de inter-difusão resina dentina

LISTA DE SÍMBOLOS

#	Número
=	Igual
±	Mais ou menos
%	Porcentagem
&	E
<	Menor
≤	Menor ou igual
>	Maior
≥	Maior ou igual
X	Aumento de lente óptico
α	Alfa (nível de significância)
°C	Grau Célsius
n°	Número
p	Significância estatística
®	Registrado
™	Marca registrada
MR	Marca registrada
π	Constante 3,1416

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	19
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	22
3	PROPOSIÇÃO.....	29
3.1	Proposição geral.....	29
3.2	Proposição específica.....	29
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	30
4.1	Seleção dos dentes.....	30
4.2	Preparo dos dentes.....	30
4.2.1	Tratamento endodôntico.....	31
4.2.2	Preparo do canal radicular para receber o pino.....	33
4.3	Grupos experimentais.....	33
4.4	Cimentação dos pinos.....	35
4.5	Preparo dos espécimes para os diferentes testes.....	38
4.6	Análise do Grau de Conversão (GC) por espectroscopia de micro-Raman.....	39
4.7	Análise da resistência de união (RU).....	40
4.7.1	Análise do padrão de Fratura.....	42
4.8	Avaliação do grau de Nanoinfiltração.....	42
4.9	Análise estatística.....	45
4.10	Mensuração da densidade volumétrica de energia da luz no pino de fibra translúcido.....	45
5	RESULTADOS.....	49
5.1	Grau de conversão (%).....	49
5.2	Resistência de união (RU).....	49
5.3	Nanoinfiltração (NI).....	51
5.4	Mensuração da densidade volumétrica de energia da luz no pino de fibra translúcido.....	53
6	DISCUSSÃO.....	60
7	CONCLUSÃO.....	66
	REFERÊNCIAS.....	67
	ANEXO A - Aprovação do projeto pela COEP.....	75

ANEXO B - Relatório técnico do equipamento e análise dos resultados da mensuração da densidade volumétrica de energia em um pino de fibra translúcido.....	79
--	----

1 INTRODUÇÃO

A escolha do uso de pinos de fibra de vidro, é preferida em restaurações de dentes tratados endodonticamente, pois os pinos de fibra são estéticos, apresentam menor incidência de fratura radicular (Cagidiaco et al. ¹ 2008, Dietschi et al. ² 2008, Rasimick et al. ³ 2010), e módulo de elasticidade semelhante ao da dentina (Dietschi et al. ² 2008, Goracci et al. ⁴ 2011, Hayashi et al. ⁵ 2008).

No entanto, uma recente revisão de estudos clínicos demonstrou que a principal falha, em restaurações com pinos de fibra, é a perda de retenção (Cagidiaco et al. ¹ 2008, Goracci et al. ⁶ 2008, Hayashi et al. ⁵ 2008). Isto é confirmado por testes de resistência de união demonstrando que a maioria das falhas ocorre entre a camada adesiva e a dentina, tornando a adesão ainda um dos fatores mais críticos para o sucesso e desempenho clínico do tratamento endodôntico restaurador (Goracci et al. ⁴ 2011). Devido a isto, uma grande preocupação em relação aos pinos intrarradiculares está relacionada com a polimerização no interior do canal radicular, pois a penetração de luz dentro do canal é limitada, ocorrendo uma diminuição significativa na quantidade de luz que atinge a porção apical do canal (Goracci et al. ⁶ 2008, Ho et al. ⁷ 2011, Radovic et al. ⁸ 2009, Roberts et al. ⁹ 2004). Esta é a principal razão pela qual é recomendado uso de um cimento resinoso dual associado a um sistema adesivo simplificado dual, para que com a transmissão da luz pelo pino de fibra translúcido ocorra consequentemente a união com a dentina radicular (Breschi et al. ¹⁰ 2009, Mjor et al. ¹¹ 2001, Schwartz ¹² 2006, Tay et al. ¹³ 2005).

Com tudo vários estudos demonstraram que, mesmo na presença de pinos translúcidos, a quantidade de luz que atinge o terço apical do pino pode não ser suficiente (Dos Santos Alves Morgan et al. ¹⁴ 2008, Goracci et al. ⁶ 2008, Radovic et al. ⁸ 2009) para uma polimerização eficaz do cimento nesse terço, o que pode influenciar negativamente nas propriedades adesivas e mecânicas da restauração (Goracci et al. ⁴ 2011, Ho et al. ⁷ 2011, Radovic et al. ⁸ 2009, Roberts et al. ⁹ 2004).

A escolha do sistema adesivo e cimento resinoso, ambos duais tem o intuito de obter maior tempo de trabalho e capacidade de obtenção de alto grau de conversão mesmo na ausência de luz, quando comparado aos sistemas fotopolimerizáveis. Se espera com esta associação conciliar as vantagens da

fotopolimerização na região cervical e da ativação química na região apical (Dietschi et al.¹⁵ 2007, Goracci et al.⁴ 2011). No entanto, o desempenho adesivo não melhora quando comparado com a utilização de um adesivo fotopolimerizável (Hayashi et al.⁵ 2008). Isto ocorre porque, a união efetiva à porção apical pode ser severamente comprometida pelas interações entre o adesivo simplificado e o cimento resinoso devido à falta de exposição à luz. Sem ativação de luz, cimentos resinosos duais vão funcionar exclusivamente como cimentos quimicamente ativados. Deste modo, o cimento vai demorar mais tempo para polimerizar, e isto permite mais tempo para que ocorra uma reação adversa e transudação de água para dentina (Manso et al.¹⁶ 2011). Embora supostamente capaz de polimerizar, mesmo na ausência completa de luz, os cimentos resinosos duais desenvolvem melhores propriedades mecânicas quando na presença de luz irradiada (Manso et al.¹⁶ 2011, Pegoraro et al.¹⁷ 2007). Portanto, a fotoativação tem sido sugerida também para cimentos duais. (Breschi et al.¹⁰ 2009, Caughman et al.¹⁸ 2001, Goracci et al.⁶ 2008, Wu et al.¹⁹ 2009)

Além disso, sistemas adesivos simplificados são considerados incompatíveis com cimento resinoso quimicamente ativados (Sanarens et al.²⁰ 2001). A interação química entre os monômeros ácidos não-polimerizados com a amina terciária dos cimentos de ativação química foi considerada responsável por esta incompatibilidade (Ikemura et al.²¹ 2012). O segundo problema é que os sistemas adesivos simplificados são altamente hidrofílicos, o que associado a presença de solventes (Sanarens et al.²⁰ 2001), faz com que se comportem como membranas permeáveis (Tay et al.²² 2004, Tay et al.²³ 2003), permitindo o movimento rápido de água através do adesivo polimerizado (Tay et al.²² 2004). Este fenômeno, de permeabilidade da água, foi observado inclusive em dentes tratados endodonticamente (Chersoni et al.²⁴ 2005).

Para superar esses problemas e melhorar o desempenho do sistemas adesivos na interface com cimento resinoso (Breschi et al.¹⁰ 2009, Hayashi et al.⁵ 2008, Schwartz¹² 2006) os profissionais foram aconselhados a usar uma unidade de luz de alta intensidade e / ou prolongar o tempo de exposição à luz para sistemas adesivos e cimento resinoso a fim de melhorar a adesão em dentina radicular (Akgungor et al.²⁵ 2006, Miguel-Almeida et al.²⁶ 2012, Teixeira et al.²⁷ 2009). No entanto, a utilização de sistemas adesivos não-simplificados, ou seja, que apresentem um frasco de adesivo hidrófobo como última camada também ajudam a

diminuir a incompatibilidade e melhorar a resistência de união no terço apical (Faria-e-Silva et al. ²⁸ 2007). Além disso, a utilização de um dispositivo de transmissão de luz, pode ser considerado na prática clínica (Wu et al. ¹⁹ 2009), mas os resultados ainda são controversos.

Entretanto o mais importante, é a polimerização adequada do material resinoso e esta polimerização esta correlacionada diretamente com a fonte de energia e o tempo que é aplicado sobre o mesmo. A densidade de energia (J/cm^2) recebida pelo material resinoso é o produto matemático da irradiância (mW/cm^2) e do tempo de exposição. Assim, depois de 10 segundos de exposição, um fotopolimerizador comercial que fornece $1.000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ irá fornecer uma densidade de energia de $10 \text{ J}/\text{cm}^2$. Fabricantes de materiais resinosos fornecem tempos mínimos de fotopolimerização e níveis de irradiância e, assim, definem os requisitos mínimos de energia para seus materiais. Dependendo da composição e cor, estes têm sido relatados na faixa entre 6 a $24 \text{ J}/\text{cm}^2$ para um incremento de 2 mm de material resinoso (Lohbauer et al. ²⁹ 2005, Seth et al. ³⁰ 2012, Suh et al. ³¹ 2003, Xu et al. ³² 2006).

Porém, até a extensão do nosso conhecimento, nenhum estudo prévio estabeleceu uma correlação entre diferentes densidades de energia e propriedades adesivas no terço apical. Levando em consideração essa evidência, o objetivo do presente estudo foi comparar a resistência de união através do teste de push-out, nanoinfiltração e grau de conversão de adesivos convencionais simplificados ativados por luz com diferentes densidades de energia antes da cimentação de pinos de fibra.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Dentes tratados endodonticamente e com grande destruição coronária, necessitam de pinos intrarradiculares com objetivo principal de promover retenção a restauração (Schwartz et al. ³³ 2004). Porém, uma série de requisitos biomecânicos são necessários, a fim de garantir o sucesso no tratamento restaurador. Esses fatores envolvem: localização do dente na cavidade bucal, quantidade de tecido dental remanescente, condição da raiz remanescente, estética, oclusão, função do dente no arco, configuração do canal, comprimento do pino intrarradicular, diâmetro do pino, forma dos pinos, quantidade de suporte ósseo, condição periodontal, tipo de restauração e o efeito final que as coroas tem na distribuição de força aos tecidos remanescentes (Baba et al. ³⁴ 2009, Dietschi et al. ¹⁵ 2007, Dietschi et al. ² 2008).

Varias técnicas e materiais foram propostos para restaurações de dentes com tratamento endodôntico (Theodosopoulou et al. ³⁵ 2009). O profissional pode optar pela colocação de um pino metálicos fundido, o qual têm sido utilizado por décadas demonstrando eficiência para o uso clínico em restaurações de dentes despolpados com grande perda de estrutura dentária e em canais elípticos ou excessivamente cônicos (Moro ³⁶ 2005), pois é feito sob medida para se adaptar ao canal sendo sua porção coronária e radicular fundidas em conjunto, demonstrando bons resultados de longevidade (Ferrari et al. ³⁷ 2000) ou por um pino metálico pré-fabricado, onde apenas se testa um diâmetro do pino que preencha de forma adequada o canal radicular e o núcleo coronário é construído com um material aplicado diretamente sobre o pino e dente remanescente. Como estes pinos não tinham propriedades mecânicas semelhantes ao canal radicular, aumentavam o risco de fratura de raiz, eram de difícil remoção e, por serem metálicos, o resultado estético era insatisfatório, além de não proporcionar nenhuma transmissão de luz, fato fundamental para o ambiente intrarradicular. Dependendo da liga metálica a ser usada, problemas também poderiam ocorrer em relação a biocompatibilidade, devido a corrosão (Goracci et al. ⁴ 2011). Estas desvantagens levaram ao desenvolvimento de novos materiais que tivessem cor semelhante à da estrutura dental, e que permitissem alguma transmissão de luz, de modo a tornar o trabalho final ainda mais imperceptível.

Os pinos reforçados por fibras foram introduzidos no mercado odontológico no início da década de 90, propondo um novo conceito de sistema restaurador para dentes despulpados, composto por pino, cimento, material de reconstrução e dentina, formando o “monobloco”, um complexo estrutural e mecanicamente homogêneo, com a capacidade de aderirem mutuamente um ao outro (Tay et al.³⁸ 2007). A partir dessa época pinos não metálicos pré-fabricados tornaram-se populares e uma ampla variedade de sistemas tornaram-se disponíveis no mercado odontológico, entre eles destacam-se: pinos cerâmicos, fibra de carbono, fibra de vidro, fibra de quartzo, entre outros (Baba et al.³⁴ 2009).

Na tentativa de melhorar as propriedades dos pinos estéticos, foi desenvolvido o pino de fibra de vidro, estrutura composta de fibras de vidro longitudinais envoltas por matriz polimérica de resina epóxica e partículas inorgânicas (Baba et al.³⁴ 2009, Dietschi et al.¹⁵ 2007, Ferrari et al.³⁷ 2000, Naumann et al.³⁹ 2008). Esses pinos oferecem vantagens estéticas sem sacrificar a parte funcional o que levou a suprir certas limitações dos demais pinos como os cerâmicos que apresentam dificuldade de adesão, os de fibra de carbono que são opacos e os de fibra de quartzo que tinha um custo elevado (Baba et al.³⁴ 2009, Barjau-Escribano et al.⁴⁰ 2006).

Os pinos de fibra de vidro podem ser feitos de diferentes tipos de vidro, possuem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, distribuindo as tensões de forma homogênea pelo conjunto restaurador (Santos et al.⁴¹ 2010, Ferrari et al.³⁷ 2000, Goracci et al.⁴ 2011), facilidade de remoção (Mannocci et al.⁴² 2003), menor tempo de trabalho (Albashaireh et al.⁴³ 2009), capacidade de ser cimentado adesivamente (Giachetti et al.⁴⁴ 2004) e resistência à fratura compatível com a do dente (Ho et al.⁷ 2011). Podem ser classificados basicamente pelo tipo de fibra que os compõe, configuração superficial, formato e translucidez (Bitter et al.⁴⁵ 2007, Galhano et al.⁴⁶ 2009, Goracci et al.⁴ 2011). Apesar de todas estas características, os primeiros pinos de fibra de vidro desenvolvidos não eram translúcidos e, desta forma era necessário o uso de cimentos resinosos que polimerizassem na ausência de luz.

De acordo com o modo de polimerização, existem três tipos de cimentos resinosos: químico, fotopolimerizável ou de polimerização dual. O cimento químico garante a polimerização independente da profundidade do canal radicular, uma vez que independe da luz, contudo, apresenta piores características de

manipulação devido à ausência de controle do tempo de polimerização, que pode ser prejudicial no caso de cimentação de pinos. O cimento fotopolimerizável não apresenta esta desvantagem, porém, necessita da luz para sua completa polimerização. Com isso, foram desenvolvidos os cimentos duais, no intuito de obter um material com melhor controle e maior tempo de trabalho e capacidade de obtenção de alto grau de conversão mesmo na ausência de luz, conciliando assim, as vantagens de ambos os cimentos (Ceballos et al. ⁴⁷ 2007)

Basicamente, nos cimentos duais, a reação de presa ocorre por meio de um processo químico entre as pastas base e catalisadora, e, pode ser acelerada na presença de luz, portanto é mais segura em casos onde existem áreas profundas, nas quais o acesso de luz é comprometido (Radovic et al. ⁴⁸ 2008), mas também garante a polimerização imediata no terço cervical, criando um embricamento imediato do pino com o canal radicular.

Quanto a cimentação dos pinos de fibra de vidro deve ser realizada por técnica adesiva, com sistema adesivo associado a cimento resinoso. (Naumann et al. ³⁹ 2008) sendo utilizado os sistemas adesivos convencionais ou autocondicionantes (De Munck et al. ⁴⁹ 2005). No entanto em revisão de literatura recente (Goracci et al. ⁴ 2011), os autores indicam que os resultados mais confiáveis em relação a cimentação de pinos de fibra de vidro são obtidos pela combinação de sistemas adesivos convencionais com cimento resinoso dual (Dietschi et al. ² 2008, Goracci et al. ⁴ 2011).

Mas da mesma forma que para os cimentos, adesivos duais tem sido a recomendação mais frequente. Contudo, os adesivos mais utilizados no mercado brasileiro são os adesivos convencionais simplificados e, infelizmente, estes materiais possuem incompatibilidade (química e física) (Breschi et al. ¹⁰ 2009, Manso et al. ¹⁶ 2011) e consequente falha de adesão de pinos estéticos ocasionando, clinicamente, falhas prematuras (Ferrari et al. ⁵⁰ 2007, Ferrari et al. ³⁷ 2000) .

A incompatibilidade química entre os adesivos simplificados e os cimentos resinosos de presa dual ocorre devido a formação da camada inibida por oxigênio, comum a todos os materiais poliméricos, associada ao baixo pH de adesivos simplificados (Suh et al. ³¹ 2003). Os cimentos de ativação química e de dupla ativação que não tiveram contato com luz, polimerizam por uma reação ácido-base entre o peróxido de benzoíla e a amina terciária, através da formação de

radicais livres. Quando estes materiais entram em contato com a superfície dentária em que um sistema adesivo simplificado foi aplicado não há a polimerização adequada da camada de cimento resinoso em contato com o adesivo. (Sanares et al. ²⁰ 2001). A formação de uma camada inibida de oxigênio, rica em monômeros ácidos não-polimerizados que se tornam receptores de elétrons (Ruyter ⁵¹ 1981), estes monômeros ácidos interagem com a amina terciária que é doadora de elétrons, degradando-a por meio de uma reação ácido-base com formação de amônio quaternário (Tay et al. ²³ 2003). Além disso, os monômeros ácidos também reagem com o peróxido de benzoíla gerando CO₂. Desta forma, o mecanismo que guia a polimerização deste tipo de cimento é impedido e/ou diminuído.

A camada de monômeros sem reagir causada pelo oxigênio também tem influência no que se denomina de incompatibilidade física. A grande quantidade de íons não reagidos da camada superficial de adesivo (camada inibida) forma uma camada hipertônica em relação à dentina e esta, por diferença no gradiente osmótico, induz movimentação de água da dentina em direção à interface adesivo/cimento, ocasionando o enfraquecimento da interface de união entre estes dois materiais (Tay et al. ²³ 2003).

Além disso, a maior permeabilidade dos adesivos simplificados de dois passos, devido a alta quantidade de monômeros hidrófilos e a menor espessura da camada de adesivo formada, é o outro fator responsável pela incompatibilidade física de adesivos simplificados e cimentos resinosos de presa dual. A maior quantidade de monômeros ácidos e hidrófilos na composição dos adesivos simplificados leva a maior absorção de água do meio externo e da dentina. Estes fluidos são absorvidos pela película adesiva, ocasionando o que se convencionou chamar de canais de água (*water-trees*). Esta deposição de água na superfície do adesivo, transforma-se num impedimento físico que compromete a adesão à dentina (Chersoni et al. ²⁴ 2005, Tay et al. ²³ 2003). Este fenômeno é principalmente observado com os cimentos resinosos de presa dual, devido ao seu início lento de polimerização (2-3 minutos ocasionando uma fase pré-gel longa) ou quando a ativação inicial pela luz é retardada ou a luz do aparelho fotoativador é incapaz de atingir o material da maneira correta. (Cheong et al. ⁵² 2003, Suh et al. ³¹ 2003)

Mesmo que se tenha sugerido o uso de adesivos/cimentos apenas quimicamente ativados, alguns pesquisadores sugerem que apenas a polimerização química não basta para atingir o endurecimento máximo. Quando o cimento resinoso

não é adequadamente polimerizado, ambas as propriedades clínicas e biológicas da restauração e da cimentação podem ser afetadas. (Faria-e-Silva et al. ²⁸ 2007). Devido a todos estes problemas, vários fabricantes passaram a trabalhar no intuito de melhorar a polimerização do conjunto adesivo/cimento dentro do canal radicular, em especial, na região apical. Contudo, vale ressaltar que, a adesão estável a dentina intrarradicular, especialmente ao nível apical, é um desafio clínico, devido à influência negativa de vários medicamentos e irrigantes que podem afetar negativamente a cimentação adesiva, entre eles, o hipoclorito de sódio, EDTA, peróxido de hidrogênio, bem como hidróxido cálcio e eugenol, substâncias estas que alteram a estrutura da dentina ou interferem na polimerização. (Dietschi et al. ² 2008, Goracci et al. ⁴ 2011)

Outro fator que pode comprometer a adesão intra-radicular é o fator de configuração (fator C) (Monticelli et al. ⁵³ 2008). Tay et al. (Tay et al. ¹³ 2005) (2005) avaliaram o papel do fator de configuração cavitária (fator-C) na adesão dentinária no interior dos canais radiculares. Os autores concluíram que um fator-C elevado torna-se o maior obstáculo para adesões intrarradiculares livres de fendas, visto que as tensões geradas pela contração de polimerização podem exceder à resistência de união na dentina radicular, permitindo assim o rompimento de um dos lados a fim de relaxar as tensões, reduzindo a retenção e aumentando consequentemente a infiltração.

Em estudo recente, autores avaliaram as interfaces adesivas de pinos intrarradiculares de fibra de vidro e a dentina radicular utilizando sistemas adesivos de cura química, dual ou fotopolimerizável, associado com cimentos resinosos de polimerização química ou dual. O terço apical demonstrou ser o substrato mais crítico em relação aos critérios avaliados para todas as associações entre os materiais usados, sendo em geral, diretamente relacionados ao padrão de polimerização obtido, ou seja, a reação de polimerização dos adesivos e cimentos resinosos produzem efeitos diretos na qualidade da interface adesivo pino/dentina (Abou-Id et al. ⁵⁴ 2012). Carvalho et al. (Carvalho et al. ⁵⁵ 2004) mencionam alguns recursos a serem empregados para minimizar a limitação de acesso da luz, entre eles, dispositivos transmissores de luz, aparelhos de alta potência e tempo de exposição prolongado.

Sem dúvida, a técnica mais interessante tendo em vista a tentativa de polimerização dentro do ambiente intrarradicular foi o desenvolvimento de pinos

de fibra de vidro que permitiu a transmissão de luz até a região apical. Assim, foram criados os pinos translúcidos que, de acordo o fabricante, permitem a passagem de luz pelo seu interior, possibilitando que materiais fotoativados sejam polimerizados no interior do canal radicular (Galhano et al. ⁵⁶ 2008, Mallmann et al. ⁵⁷ 2007). Alguns estudos avaliaram a capacidade de transmissão de luz destes pinos e observaram que há uma melhor transmissão de luz dos pinos translúcidos quando comparados aos pinos opacos, contudo, há uma diminuição na quantidade de luz na direção apical (Boff et al. ⁵⁸ 2007, Galhano et al. ⁵⁶ 2008).

O uso de transmissão de luz pelo pino de fibra é necessária para ativação de agentes cimentantes fotoativados, recomendado com a utilização de alguns cimentos duais, que foram mencionados, por alcançar graus inadequados de conversão na ausência de luz (Braga et al. ⁵⁹ 2002, Caughman et al. ¹⁸ 2001, Dos Santos Alves Morgan et al. ¹⁴ 2008). Porém, a transmissão de luz por esse pino translúcido demonstra queda significativa na quantidade de luz que atinge a porção apical do canal, o que pode influenciar a eficácia da polimerização na profundidade do canal radicular (Dos Santos Alves Morgan et al. ¹⁴ 2008, Goracci et al. ⁶ 2008).

O aumento do tempo de polimerização é uma alternativa usada de forma corriqueira em restaurações de resina composta/sistema adesivo como forma de melhorar o grau de conversão da camada de adesivo/resina composta (Ye et al. ⁶⁰ 2007, Carvalho et al. ⁵⁵ 2004). No caso dos adesivos, o estudo mencionado observou que, o aumento do tempo de polimerização do adesivo de 20 para 60 segundos gerou uma melhoria significativa do grau de conversão da película adesiva.

Seguindo essa alternativa de aumentar o tempo de polimerização, diversos estudos avaliaram a polimerização de cimentos resinosos duais sob diferentes intensidades de luz (Miguel-Almeida et al. ²⁶ 2012, Moraes et al. ⁶¹ 2008) e tempos de ativação (Dos Santos Alves Morgan et al. ¹⁴ 2008, Fonseca et al. ⁶² 2005, Goracci et al. ⁶ 2008, Ho et al. ⁷ 2011) utilizando pinos translúcidos demonstrando aumento da quantidade de luz que chega até o ápice radicular inclusive melhorando as propriedades mecânicas, tais como o módulo de elasticidade (Radovic et al. ⁴⁸ 2008) e dureza (Teixeira et al. ⁶³ 2008), além da resistência de união (Teixeira et al. ²⁷ 2009).

Diante do exposto torna-se importante identificar, dentro da prática clínica, quanto a densidade de luz irradiada (intensidade de luz e tempo de

polimerização) podem influenciar nas propriedades adesivas dos diferentes terços radiculares em restaurações com pinos translúcidos em dentes despulpados.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 PROPOSIÇÃO GERAL

Avaliar o efeito da densidade de energia nas propriedades adesivas entre pino de fibra e dentina radicular, de adesivos com diferentes modos de polimerização

3.2 PROPOSIÇÃO ESPECÍFICA

1. Avaliar em cada terço radicular a resistência de união de diferentes adesivos/cimentos resinosos empregados na cimentação de pino de fibra de vidro à dentina radicular variando o tempo e a intensidade da luz.
2. Avaliar em cada terço radicular o grau de conversão dentro da camada híbrida de diferentes adesivos/cimentos resinosos empregados na cimentação de pino de fibra de vidro à dentina radicular variando o tempo e a intensidade da luz.
3. Avaliar em cada terço radicular o padrão de nanoinfiltração de diferentes adesivos/cimentos resinosos empregados na cimentação de pino de fibra de vidro à dentina radicular variando o tempo e a intensidade da luz.
4. Avaliar a densidade volumétrica de energia presente em cada região de um pino de fibra translúcido.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Seleção dos dentes

A realização de toda a parte experimental dessa dissertação foi aprovada por meio do parecer nº 270.010 pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa (COEP – UEPG), tendo sido protocolado sob o número 19183/2012. Para realização deste estudo foram selecionados 72 pré-molares inferiores, obtidos por meio do Banco de Dentes Humanos (BDH) da UEPG (Anexo A). Previamente ao estudo, os dentes foram limpos com curetas periodontais (Duflex, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e armazenados em água destilada à temperatura ambiente. Os dentes selecionados para o presente estudo obedeceram aos seguintes critérios de inclusão: ausência de cárie, dilacerações radiculares e tratamento endodôntico prévio, além de um comprimento radicular medido da junção cemento-esmalte (JCE) de pelo menos 14 mm (Figura 1).

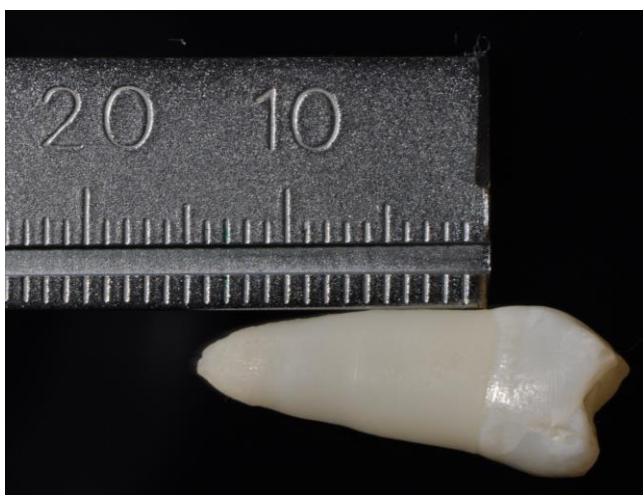


Figura 1 – Dente selecionado seguindo os critérios de inclusão (comprimento radicular) para o estudo.

4.2 Preparo dos dentes

Os dentes foram seccionados perpendicularmente em relação ao seu longo eixo, imediatamente abaixo da JCE, com auxílio de um disco de diamante montado em uma máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) a uma velocidade de 300 rpm sob refrigeração constante com água, de modo a criar

um acesso ao canal radicular. O comprimento das raízes foi então aferido com uma régua milimetrada (Figura 2-A e B).

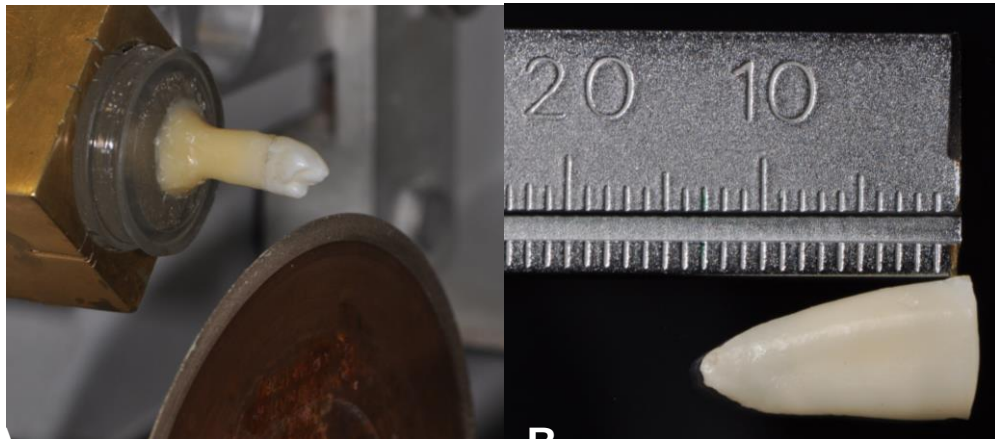


Figura 2 – A - Dente sendo sectionado na JCE; **B** - Mensuração do comprimento da raiz após corte da coroa dentária.

4.2.1 Tratamento endodôntico

Todos os canais radiculares foram preparados pelo mesmo operador. O esvaziamento dos condutos foi realizado com limas tipo K (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) # 15, associando solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) 1% para suspensão da matéria orgânica. A instrumentação dos canais foi realizada com hipoclorito de sódio 1%, sendo o preparo apical realizado até a lima # 40; e, em seguida, até lima # 55 pela técnica de escalonamento (Figura 3- A), padronizando-se assim o diâmetro dos condutos de todos os dentes.

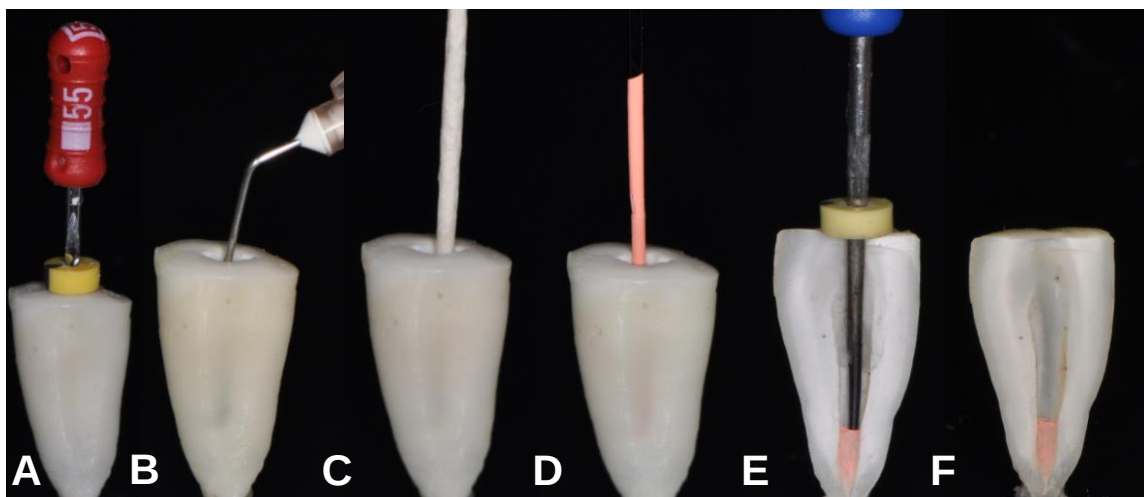


Figura 3 – A - Preparo do canal (instrumentação da lima # 15 até a lima # 55). **B** - Irrigação com soro fisiológico e EDTA 17%; **C** - Secagem com ponta de papel absorvente; **D** - Prova do cone de guta-

percha; **E** – Obturação do canal pela técnica de condensação vertical de Schilder ; **F** – Aspecto final da obturação.

Após esse procedimento, foi efetuada a neutralização dos canais com soro fisiológico, irrigação e aspiração final com solução de ácido etilenodiaminotetraacético (EDTA) 17% (Fórmula e Ação, São Paulo, SP, Brasil) durante 3 min seguidos de irrigação final com soro fisiológico (Figura 3 B). Terminada a instrumentação, os canais foram secos com pontas de papel absorvente (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) (Figura 3 C) e obturados somente os 4 mm apicais por meio do primeiro passo da técnica de condensação vertical de Schilder, utilizando cones de guta-percha aquecidos (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil) e cimento obturador à base de resina epóxica (AH Plus, Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil), o qual foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante (Figura 3 D-F).

Terminado o tratamento endodôntico foram realizadas tomadas radiográficas periapicais dos canais radiculares (películas radiográficas Kodak Ultra, Eastman Kodak, NY, EUA) para verificação da completa ausência de material obturador e verificação do mesmo nos 4 mm apicais dos canais (Figura 4). Em seguida, foi realizado um vedamento da entrada dos canais radiculares de todos os dentes com cimento de ionômero de vidro (CIV) Vitro Fil (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

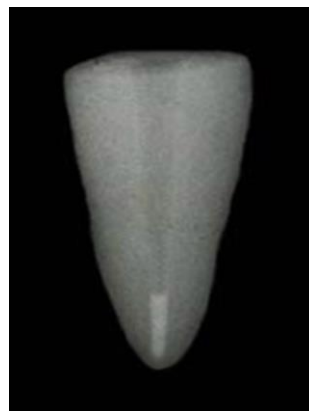


Figura 4 – Radiografia periapical do canal radicular

4.2.2 Preparo do canal radicular para receber o pino

Após uma semana de armazenamento em água destilada a $37^{\circ} \pm 1^{\circ}$ C, foi realizado os preparos dos condutos para posterior fixação de um pino intrarradicular duplo cônico translúcido Whitepost DC nº 2 (FGM, Joinville, SC, Brasil) cujas características estão especificadas no Quadro 1, a seguir.

Quadro 1 - Figura, composição, descrição e lote dos pinos e brocas usadas no experimento.

Figura	Composição	Descrição	Lote
	Fibra de vidro, resina Epóxi, carga inorgânica, silano, promotores de polimerização.	Diâmetro coronário 1,8 mm Diâmetro apical 1,05 mm Comprimento 20 mm	060812
	—		060812

O preparo dos canais radiculares foi realizado por um mesmo operador com o auxílio de brocas de preparos indicadas pelo fabricante dos pinos Whitepost DC, adaptadas em um aparelho de baixa rotação, para possibilitar a adaptação do pino de fibra de vidro nº 2. O comprimento de trabalho foi de 10 mm para todos os dentes, respeitando o limite apical do material obturador de 4 mm. A cada cinco preparos a broca de preparo dos canais era substituída.

4.3 Grupos experimentais

Inicialmente, foi realizado em um dispositivo especial para mensurar a intensidade de luz a ser transmitida pelo pino ao longo do canal, cuja finalidade foi selecionar as intensidades e tempos de polimerização a serem testados (Item 4.10). Em seguida, os dentes foram aleatoriamente divididos primeiramente em 06 grupos de acordo com a intensidade e o tempo de fotopolimerização conforme especificado no Quadro 2, sendo a técnica de polimerização testada polimerizando o adesivo (Ambar, [FGM Produtos Odontológicos – Joinville, SC, Brasil] e Excite DSC, [Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein]) associado aos seus respectivos cimentos (All

Cem [FGM Produtos Odontológicos – Joinville, SC, Brasil] e Variolink II, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)).

Quadro 2 – Grupos de acordo com a intensidade e tempo de fotoativação, bem como a densidade de energia utilizada, e materiais usados durante a cimentação.

Intensidade (mW/cm ²)	Tempo de fotoativação (s)	Densidade de energia (J/cm ²)	Materiais
400	40	16	Ambar + Allcem
1200	40	48	Ambar + Allcem
1200	240	288	Ambar +Allcem
400	40	16	Excite DSC + Variolink II
1200	40	48	Excite DSC + Variolink II
1200	240	288	Excite DSC + Variolink II

A fotoativação foi sempre realizada com um aparelho fotopolimerizador a base de LED (Raddi Call – SDI, Victoria, Austrália, AU) com intensidade inicial de 1.200 mW/cm², sendo que a intensidade foi monitorada durante o experimento com um radiômetro (Radiometro Led – Kondortech, Kondortech Equip. Odontológicos LTDA – São Carlos, São Paulo – Brasil). Para a variação da intensidade foi confeccionado um dispositivo a base de borracha preta, para que fosse totalmente livre da passagem de luz do ambiente, com diâmetro igual ao da ponta do aparelho fotopolimerizador utilizado. Esse dispositivo era acoplado a ponta do aparelho, o qual diminuía a intensidade de 1.200 mW/cm² para 400 mW/cm² através da distância de aproximadamente 1,5 cm (Figura 5-A).

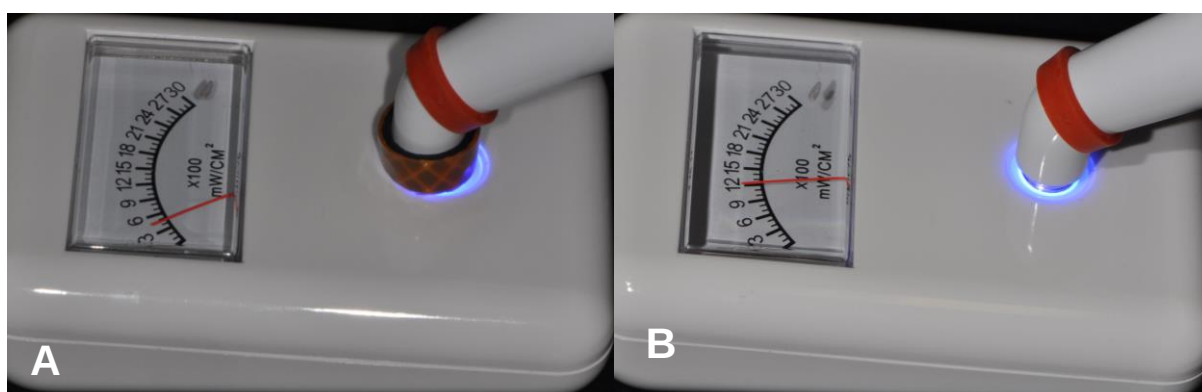


Figura 5 – **A** – LED com dispositivo diminuindo a intensidade do aparelho aferido com radiômetro medindo 400 mW/cm²; **B** – LED aferido com radiômetro medindo a máxima intensidade de 1200 mW/cm².

A composição dos materiais utilizados para o procedimento de cimentação está especificada no Quadro 3.

Quadro 3 – Materiais utilizados no estudo, fabricante, composição e lote.

Material/Fabricante	Composição*	Lote
Condac 37/ FGM	Ácido Fosfórico a 37%, espessante, corante e água deionizada.	210213
Ambar®/ FGM	MDP (10 – Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato), monômeros metacrilatos, fotoiniciadores, co-iniciadores e estabilizante; nanopartículas de sílica e etanol.	121212
Adesivo Excite® DSC / Ivoclar Vivadent	Excite® DSC contém HEMA, dimetacrilatos, acrilato do ácido fosfônico, dióxido de silício altamente disperso, iniciadores e estabilizadores em uma solução alcoólica. O pincel Excite® DSC é revestido com iniciadores.	M69564
Cimento Resinoso All Cem® /FGM	<u>Pasta A:</u> Bis-GMA, TEGDMA, zircônia e sílica, fotoiniciadores, amina e pigmentos. <u>Pasta B:</u> Bis-GMA, TEGDMA, peróxido de benzoíla, zircônia e sílica.	300113
Cimento resinoso Variolink® II / Ivoclar Vivadent	A matriz de monômero é composta de Bis-GMA, dimetacrilato de uretano e trietilenoglicoldimetacrilat. A carga inorgânica é constituída por vidro de bário e alumínio e óxidos mistos esféricos. Além disso, contém catalisadores, estabilizadores e pigmentos	R50396

Nota: * Composição de acordo com o fabricante

4.4 Cimentação dos pinos

Antes de iniciar os procedimentos de cimentação todos os pinos foram seccionados horizontalmente, por meio de um disco diamantado de dupla face (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) sob refrigeração em água constante,

resultando em 13 mm de comprimento, de uma maneira que 10 mm do pino atingisse o comprimento de trabalho radicular, e os outros 3 mm serviram como um guia para a distância do aparelho fotoativador durante os procedimentos de fotoativação dos espécimes (Figura 6-F), desta maneira, além de padronizar a distância da fotoativação, era possível verificar o completo assentamento dos pinos nos condutos preparados (10 mm).

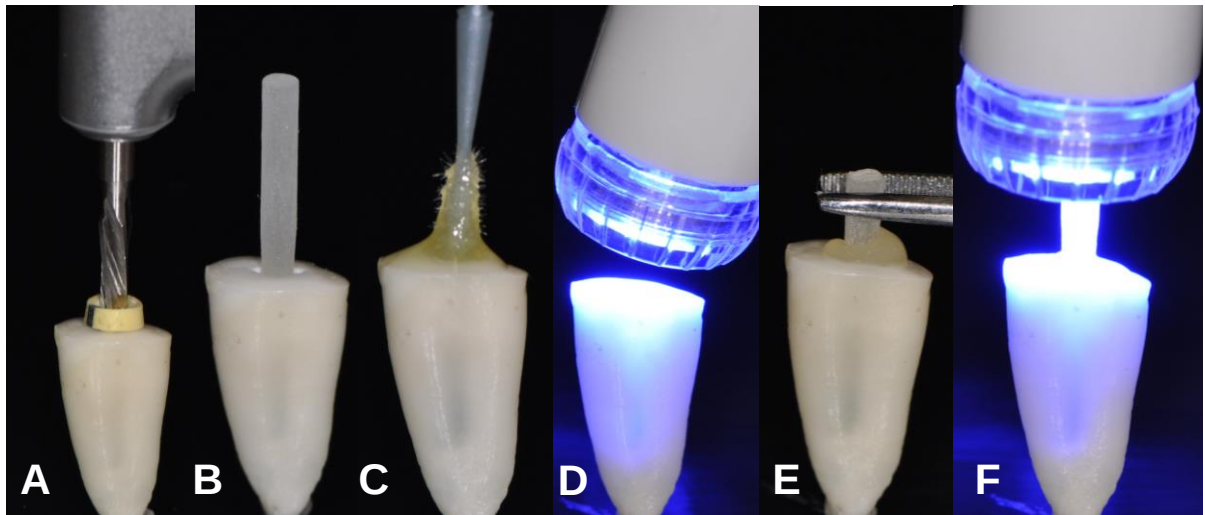


Figura 6 – **A** – Preparo mecânico do canal radicular; **B** – Prova do pino de fibra Whitepost DC; **C**– Aplicação do sistema adesivo; **D** – Pré-ativação do sistemas adesivo de acordo com cada fabricante; **E**- Cimentação do pino de fibra de vidro; **F** – Fotoativação do conjunto pino/adesivo/cimento conforme cada grupo experimental.

Previamente às cimentações, os pinos de fibra de vidro Whitepost DC foram limpos com álcool 70% durante 5 s. Após o preparo mecânico, os canais radiculares foram limpos com 10 mL de solução de NaOCl 1 % (Solução de Milton - Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil), sendo realizada uma irrigação final com 10 mL de água destilada (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil), a seguir, os canais foram secos durante 3 s de jato de ar e 2 pontas de papel absorvente calibre 80 (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil).

O processo de cimentação dos pinos de fibra de vidro foi então realizado, de acordo com os diferentes grupos experimentais (Quadro 2), seguindo as recomendações do fabricante (Quadro 4).

Primeiramente foi feito a aplicação ativa dos sistemas adesivos Ambar (FGM, Brasil) ou Excite DSC (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein) por 10 s, após jato de ar por 10 s, era então feita a pré-ativação do sistema adesivo com um

aparelho fotopolimerizador a base de LED (Raddi Call – SDI, Victoria, Austrália, AU) de acordo com a intensidade inicial designada para cada grupo experimental, mas pelo tempo designado por cada fabricante.

A seguir, era realizado o processo de cimentação dos pinos (Figura 6 C-F) com os cimentos AllCem (FGM, Joinville, SC, Brasil) ou Variolink II (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechnstein), seguindo as instruções determinadas pelo fabricante (Quadro 4). Depois da estabilização dos pinos com uma pressão leve dos dedos, em todos os grupos, o excesso de cimento era removido e fotopolimerizado todo o conjunto pino/adesivo/cimento conforme cada grupo experimental (Quadro 2). Após esses procedimentos de cimentação, todas as raízes eram armazenadas em água destilada a $37^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{C}$ durante uma semana.

Quadro 4 –Modo de aplicação dos materiais utilizados (sistemas adesivos e cimentos resinosos).

Sistema Adesivo/ Fabricante	Modo de Aplicação	Cimento Resinoso/ Fabricante	Modo de Aplicação
Ambar/ FGM	1-Aplicar gel de ácido fosfórico 37% (Condac 37, FGM) no interior do canal endodôntico por 15s, lavar abundantemente durante 15 s, e remover excessos de água com 1 jato de ar e 1 ponta de papel absorvente. Não desidratar a dentina. 2- Aplicar duas camadas do sistema adesivo convencional (Ambar® FGM) no interior do canal endodôntico durante 10 s, remover excesso com 1 jato de ar e 1 ponta de papel absorvente, em seguida fotopolimerizar por 20s.	All Cem /FGM	Aplicar o cimento no interior do canal endodôntico com auxílio de uma seringa de insulina, assentar o pino no interior do conduto, remover o excesso de cimento e fotoativar conforme cada grupo experimental através da superfície oclusal.

Excite DSC / Ivoclar Vivadent	1- Aplicar gel de ácido fosfórico 37% (Condac 37, FGM) no interior do canal endodôntico por 15 s, lavar abundantemente durante 15 s, e remover excessos de água com 1 jato de ar e 1 ponta de papel absorvente. Não desidratar a dentina. 2- Aplicar duas camadas do sistema adesivo convencional dual (Excite® DSC) no interior do canal endodôntico durante 10 s, remover excesso com 1 jato de ar e 1 ponta de papel absorvente. E em seguida fotopolimerizar por 10 s.	Variolink II / Ivoclar Vivadent	Sobre o bloco de mistura manipular as pastas base e catalisadora em mesma proporção durante 10 s, aplicar o cimento no interior do canal endodôntico com auxílio de uma seringa de insulina, assentar o pino no interior do conduto, remover o excesso de cimento e fotoativar conforme cada grupo experimental através da superfície oclusal.
-------------------------------------	--	---------------------------------------	--

4.5 Preparo dos espécimes para os diferentes testes

Decorrido uma semana dos procedimentos de cimentação, as raízes foram embutidas em tubos de PVC (policloreto de vinila), os quais foram preenchidos com resina acrílica Duralay (Reliance, Dental Mfg. Co., Worth, IL, EUA) (Figura 7-A e B). Em seguida, os espécimes foram seccionados perpendicularmente em relação ao seu longo eixo com o auxílio de um disco de diamante montado em uma máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) sob refrigeração com água constante (Figura 7-C). Fatias com espessura média de $1\text{ mm} \pm 0,1\text{ mm}$ (Figura 7- D) foram obtidas, as quais foram verificadas por meio de um paquímetro digital de precisão de 0,01 mm (Digimatic Caliper, Mitutoyo, Tóquio, Japão) (Figura 7-E). Secções seriadas foram feitas até o aparecimento da guta-percha na região apical. A primeira fatia coronária de todas as raízes foi descartada, devido ao fato de que o possível excesso de cimento resinoso nessa região poderia influenciar nos valores de resistência de união.

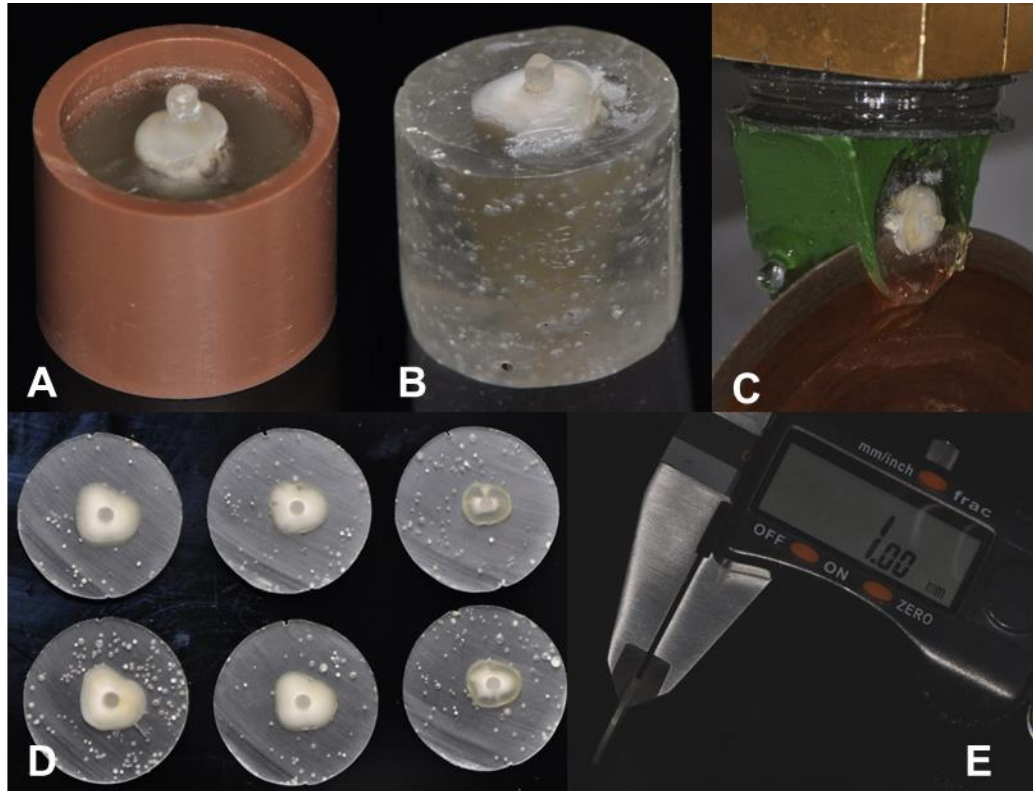


Figura 7 – Preparo dos espécimes – **A e B** – Raiz embutida com pino cimentado; **C** – Vista frontal do seccionamento da raiz; **D** - Fatias obtidas após o corte da raiz; **E** – Mensuração da espessura das fatias por meio de paquímetro digital.

Para cada raiz foram obtidos seis corpos-de-prova (fatias), os quais foram distribuídos da seguinte forma: terço coronário (duas fatias), terço médio (duas fatias) e terço apical (duas fatias).

De cada grupo experimental 2 raízes foram destinadas para análise do grau de conversão, 3 raízes para análise de nanoinfiltração e 7 raízes para o teste de resistência de união por push out.

4.6 Análise do Grau de Conversão por espectroscopia em micro-Raman

As fatias obtidas de duas raízes de cada grupo experimental foram usadas para avaliar o grau de conversão dentro da camada híbrida. Essas amostras foram submetidas a um leve polimento com lixas de granulação 1500 e 2000 (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA), por 30 s em cada lixa, sob constante irrigação com água e após lavagem com NaOCl a 5% para remover a smear layer. Em seguida, eram lavadas em cuba ultrassônica (Dabi Atlante – 3L, Ribeirão Preto, SP,

Brasil) por 30 min armazenadas em água destilada a 37° C por 24 h antes de serem submetidos a leitura em espectrofotômetro micro-Raman para análise do GC.

As amostras foram analisadas sob os seguintes parâmetros: um laser de Neônio com 532 nm de comprimento de onda a 20 mW de potência, uma resolução espacial de aproximadamente 3 µm, resolução espectral de aproximadamente 5 cm⁻¹, com 30 s de tempo de acumulação e 6 co-adições em magnificação de 100X (Olympus UK, Londres, UK) para um laser de aproximadamente 1 µm de diâmetro.

Os espectros foram obtidos em um intervalo de 1 – 1,5 µm da camada do cimento e em direção a camada intertubular dentina-adesivo de cada região. Uma imagem digital de cada leitura foi obtida antes de cada aquisição. Três leituras eram examinadas em camada híbrida para cada amostra. Depois da leitura dos espectros, os dados eram trabalhados utilizando o software Opus Spectroscopy (version 6.5, BrukerOptikGmbH, Ettingen, Baden-Wurtemberg, Alemanha) para determinação dos valores da área integrada dos picos registrados. O grau de conversão de duplas ligações do monômero em polímero foram calculado de acordo com a seguinte fórmula:

$$GC \% = 1 - \left\{ \frac{I_{reat}(p)/I_{ref}(p)}{I_{reat}(np)/I_{ref}(np)} \right\} \times 100\%$$

Onde “I reat” refere-se aos valores integrados do pico reativo e “I ref” refere-se aos valores integrados do pico de referência, “p” e “np” referem-se a polimerizados e não polimerizados respectivamente. Os picos alifáticos e aromáticos empregados foram os 1639 cm⁻¹ e 1609 cm⁻¹ respectivamente.

4.7 Análise da Resistência de União

As fatias obtidas de sete raízes de cada grupo experimental foram usadas para avaliar a resistência de união através do teste de push-out (Figura 8 A-B).

Previamente ao ensaio de push-out as fatias foram fotografadas nos dois lados, com aumento de 40 X, em microscópio óptico (Olympus, modelo BX 51, Olympus, Tokyo, Japão) para aferição dos diâmetros coronário e apical dos pinos, com o objetivo de calcular a área adesiva para cada fatia obtida. Esta

mensuração foi realizada com o auxílio do Software Image Tool (Universidade do Texas; San Antonio; Texas, EUA).

O corpo de prova era posicionado sobre um dispositivo metálico com uma pequena abertura central (Figura 8-A), com sua porção mais coronária posicionada para baixo, de tal forma que a carga exercesse uma força compressiva constante, no sentido apico-coronal do pino intrarradicular até seu deslocamento. Foram elaboradas pontas metálicas cilíndricas (atuador) correspondentes ao diâmetro do pino que estava sendo ensaiado. O atuador foi posicionado no centro de cada fragmento de pino, de modo que a ponta aplicadora da carga tocasse somente a área dos pinos, sem estressar as paredes laterais dos canais radiculares (Figura 8-B). O conjunto foi ensaiado em uma máquina de ensaio universal (INSTRON Corp, Canton, MA, EUA) com uma célula de carga de 50 Kg a uma velocidade de 0,5 mm/min até o deslocamento do pino.

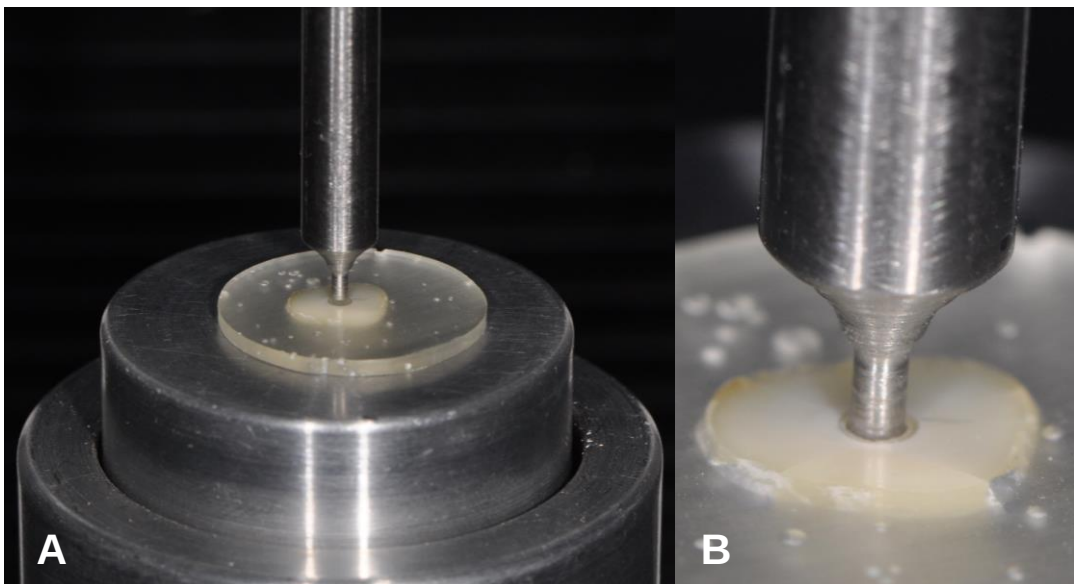


Figura 8 - Teste de *push-out* – **A** – Atuador e dispositivo metálico, posicionado paralelo ao longo eixo do pino; **B** – Ponta ativa exercendo carga compressiva sob o pino - Vista aproximada do teste de *push-out*

Em seguida, o valor da carga foi registrado em newtons (N) e foi calculado o valor da resistência de união em MPa dividindo o valor da carga (N) pelo valor da área adesiva (mm²).

A área adesiva (SL) foi estimada por meio da fórmula utilizada para calcular a área de superfície lateral de um cone truncado:

$$SL=\pi(R + r)[(h^2 + (R - r)^2)^{0.5}]$$

Onde:

π é a constante 3,1416;

R representa o raio coronário do pino (mm);

r representa o raio apical do pino (mm);

h representa a espessura dos corpos de prova (mm).

4.7.1 Padrão de fratura

Após o ensaio de push-out o padrão de fratura de todos os espécimes foi avaliado em um microscópio óptico (Olympus, model BX 51, Olympus, Tóquio, Japão) com ampliação de 40 X, onde foram classificados em: 1- fraturas adesivas entre dentina-cimento 2- fraturas coesivas de pino ou dentina 3- fraturas mista.

4.8 Análise do Padrão de Nanoinfiltração

As fatias obtidas de três raízes de cada grupo experimental foram usadas para avaliar a nanoinfiltração dentro da camada híbrida e adesiva. Estas fatias foram submersas em uma solução de Nitrato de Prata Amoniacal 50% (AgNO_3NH_4 – Laboratório de química inorgânica, UEPG, Ponta Grossa, Paraná, Brasil), permanecendo por 24 h a 37° C. Após este tempo foram lavadas em água destilada por 2 minutos (Cantoro et al. 2011) (Figura 9 A-C).

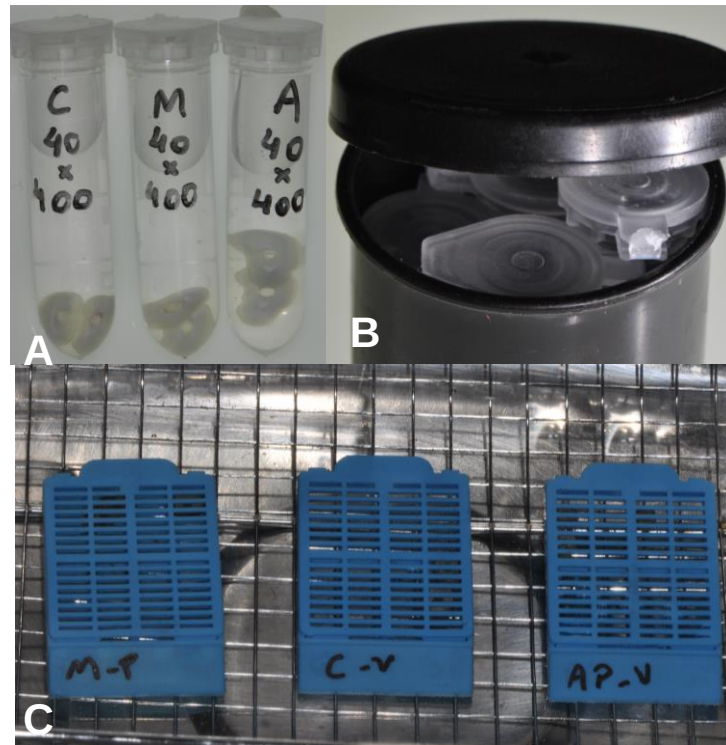


Figura 9 - A – Eppendorfs contendo as fatias submersos em nitrato de prata 50%; **B** – Eppendorfs armazenados em um frasco escuro fechado livre de iluminação por 24h a 37°C; **C** – Espécimes lavados separadamente por 2 minutos em cuba ultrassônica.

Após isso os espécimes foram imersos em uma solução reveladora (Kodak – Revelador D-76 – Kodak Brasileira, São José dos Campos, SP, Brasil) por 8 h, e expostas à iluminação fluorescente direta através de uma luminária e indireta através da iluminação do ambiente, após este tempo, foram lavados abundantemente em água corrente e em banhos ultrassônicos (Figura 10).



Figura 10 - Espécimes imersos em revelador sob fonte de luz branca direta sobre os espécimes.

Em seguida, os espécimes foram processados para que fosse possível a visualização, em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), dos espaços que estavam preenchidos pelo nitrato de prata no interior da camada híbrida e na interface desta com o cimento resinoso e da interface deste com o pino de fibra de vidro. Para tanto, eles foram incluídos em uma base metálica com parafina (Figura 11-A) e polidos sequencialmente com lixas de Carbetto de Silício # 600, 1200 e 2000 em lixadeira politriz (Aropol E – Arotec, Cotia, São Paulo, SP, Brasil) sob-refrigeração (Figura 11 – B). Na sequência cada espécime foi polido com discos de feltro e pasta diamantada em granulação decrescente (3,1 μm e 0,25 μm) (FGM – Joinville, Santa Catarina, Brasil). Entre cada granulação de lixa e de pasta, as amostras foram imersas em água destilada e colocadas em cuba ultra sônica (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) por 10 minutos para remoção de detritos. Terminada etapa de polimento, os espécimes foram mantidos em recipientes contendo sílica coloidal a $37^\circ \pm 1^\circ \text{C}$ por 48 horas. (Figura 11 C)

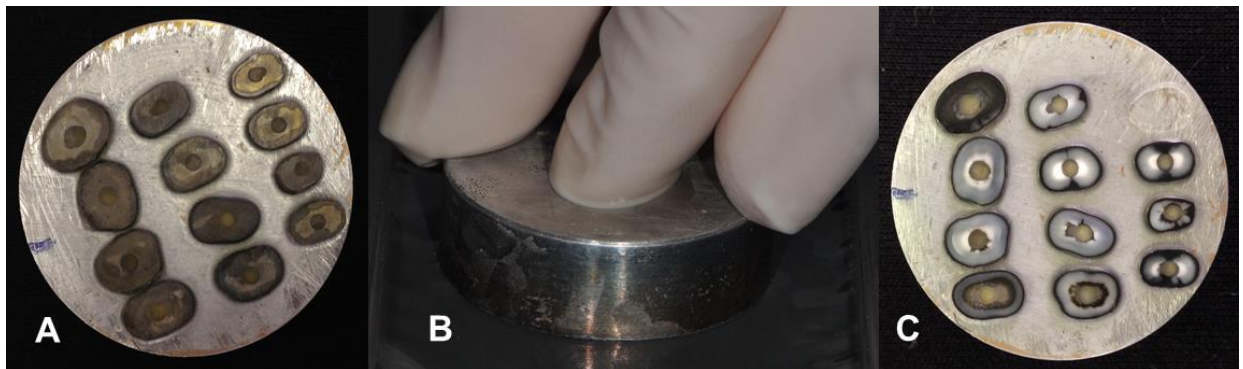


Figura 11 – A- Fatias coladas na base metálica previamente ao polimento; **B –** Polimento feito na superfície das fatias sobre a lixa com refrigeração; **C –** Aspecto após o polimento.

Finalizado este processo as amostras foram metalizadas com ouro (Balzers SCD 050 Sputter Coater, Bal-Tec, Alemanha) (Figura 12 A) para serem observadas sob microscopia eletrônica de varredura (SSX-550; Shimadzu, Tóquio, Japão) operando em alto vácuo numa potência de 15 kV de voltagem de aceleração, no qual foram obtidas imagens em elétrons retro espalhados. Para calcular o nível de nanoinfiltração, as imagens foram analisadas em quatro regiões (Figura 12 B) utilizando-se o Software Image Tool (Universidade do Texas; San Antonio; Texas, EUA).

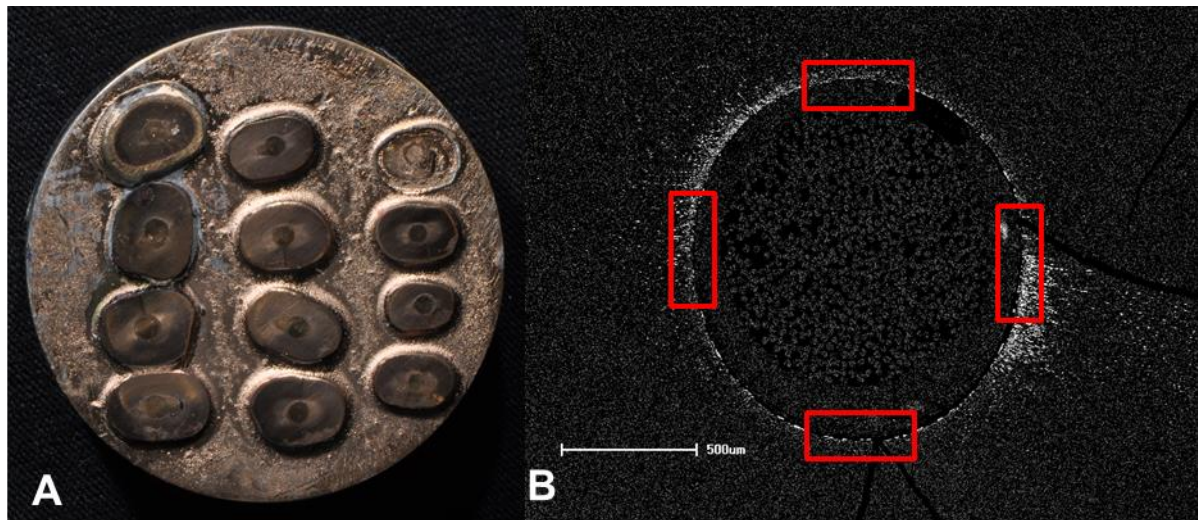


Figura 12 – A- Amostras fixadas em *stubs*, previamente preparadas para serem submetidas ao MEV; **B –** Imagens analisadas em quatro regiões.

4.9 Análise Estatística

Para análise dos dados foram utilizados modelos paramétricos (análise de variância), de medidas repetidas, considerando as variáveis, os seguintes fatores: densidade de energia, sistema adesivo e terço radicular. Sendo a medida repetida o terço radicular. A seguir foi aplicado o teste de Tukey para as comparações múltiplas. O nível de significância adotado foi de 5% ($\alpha=0,05$). Para a comparação entre os grupos, inicialmente foi testada a normalidade, utilizando o teste de Kolmogorov-Smirnov. A equivalência das variâncias foram testada com o teste de Levene. Caso não houvesse distribuição normal e/ou equivalência das variâncias era feita a transformação dos dados (logaritmo na base n ou raiz quadrada). Todos os cálculos foram realizados com o pacote estatístico SPSS® (Statistical Package for the Social Science) versão 17.0 (SPSS Inc Chigaco Illinois USA).

4.10 Mensuração da densidade volumétrica de energia da luz no pino de fibra translúcido

Para mensuração da intensidade de luz espalhada pelo pino de fibra de vidro foi desenvolvido um sistema experimental, em conjunto com o Professor Gerson Kniphoff da Cruz do departamento de Física da UEPG, sendo este submetido a pedido de patente junto a UEPG (ANEXO B).

O sistema (figura 13) é composto de um laser com potência de 200mW, com comprimento de onda 473 nm, posicionado na mesma base do suporte do pino, a base é fixa num micrômetro (0,01 mm de resolução) que é controlado por um motor de passos. O sistema mecânico é capaz de mover a base numa direção paralela ao eixo do pino translúcido em análise. Um amplificador tipo lock-in modelo SR830 (Stanford Research System) é utilizado para controlar o laser e ajustar sua frequência de pulso de 450 Hz. Na direção normal ao pino é fixado o sistema de detecção que é composto de três partes básicas: uma fenda de entrada de bloqueio lateral de 1 mm de altura e 0,8 mm de largura; um tubo linear composto de duas fendas variáveis (fenda de entrada e fenda de saída) ambas com 0,8 mm de altura e variável de 0- 2000 μ m de largura e; um tubo fotomultiplicador (PMT-Hamamatsu modelo R636).

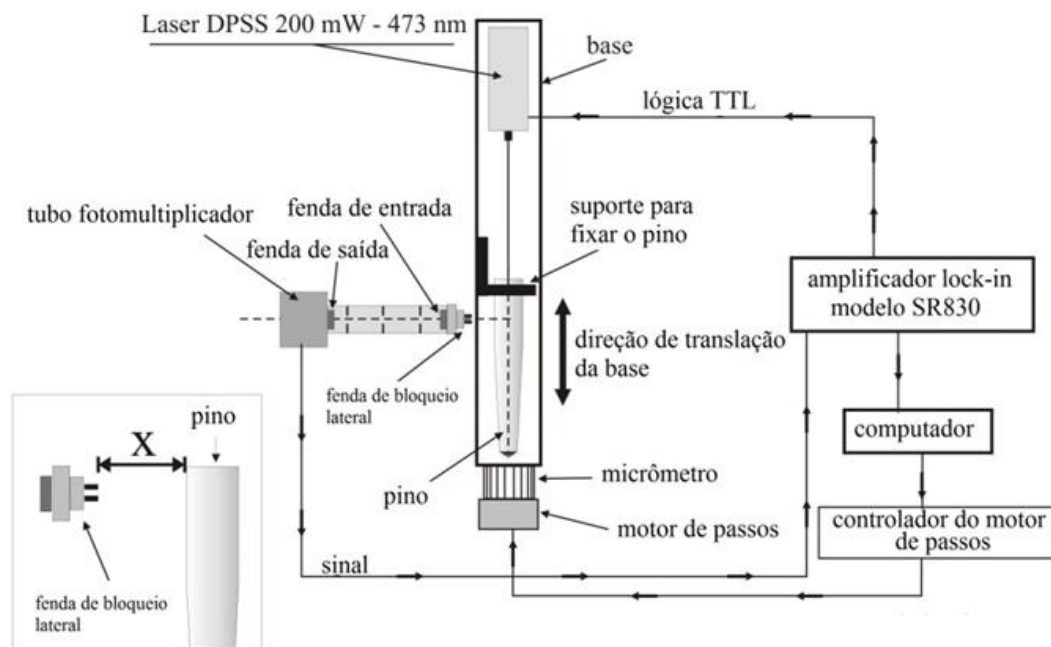


Figura 13 - Esquema da estrutura básica do arranjo experimental utilizado na realização da mensuração da intensidade de luz espalhada pelo pino.

O tubo fotomultiplicador é acoplado de uma fenda de saída que converte a intensidade de luz incidente (que é transmitida através do tubo) em um sinal elétrico proporcional a intensidade de luz incidente no tubo fotomultiplicador. O sinal elétrico gerado é enviado para o amplificador tipo lock-in para ser mensurado. O resultado é armazenado em um computador, por meio de um software desenvolvido

especificamente para realizar cada função de controle: armazenar os resultados e comandar o avanço do motor de passo que movimenta a base.

Para realizar a medida, o pino translúcido é posicionado no suporte próprio para o pino, então um feixe de laser pulsado controlado por lógica TTL (“transistor-transistor logic”) centrado em 473 nm de comprimento de onda é utilizado para iluminar o pino translúcido. Este feixe de laser incide na superfície da base do pino e na direção paralela a direção axial do pino. A luz espalhada é detectada numa direção normal a direção de excitação. O suporte do pino é construído de maneira que nenhuma luz proveniente do feixe de excitação seja detectada pelo sistema de detecção. Esta região é a região identificada como região escura. Na figura 14 identificamos as posições que são consideradas neste trabalho: o nível apical considerado a 2 mm distante da ponta do pino, a região média a 5 mm e a região coronal a 8 mm.

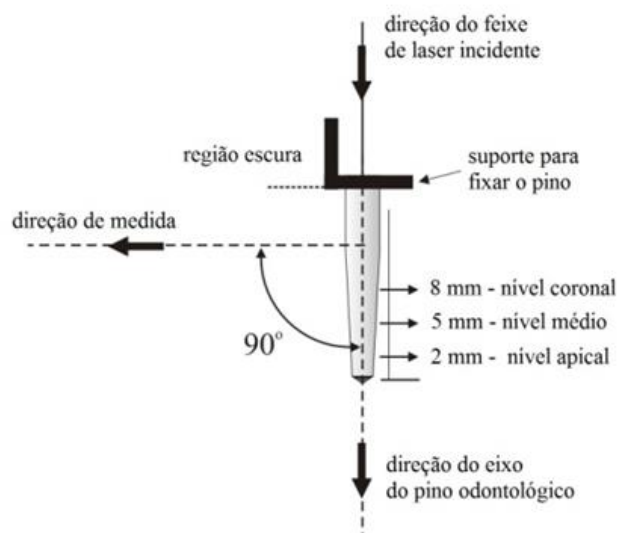


Figura 14 - Esquema representativo das definições consideradas para o desenvolvimento do equipamento.

Realizado o alinhamento do feixe a base é transladada até que se detecte o maior sinal elétrico que será mensurado pelo sistema eletrônico. Neste ponto é feito o ajuste do sistema eletrônico de forma a não obtermos um sinal elétrico maior do que o valor de fundo da escala seleccionada. Em seguida a base é

então transladada de modo que a fenda de entrada de bloqueio lateral atinja a região escura. O sistema está alinhado e preparado para a realização da medida.

5 RESULTADOS

5.1 Grau de conversão (%)

Os valores médios do grau de conversão (GC) e desvios padrões em função da variação da densidade de energia, sistema adesivo e terço radicular estão apresentados na Tabela 1. A interação tripla foi significativa ($p = 0,001$), e os fatores principais densidade de energia e terço radicular também foram estatisticamente significantes ($p = 0,000001$ e $p = 0,01$, respectivamente). O terço apical apresentou o menor GC e o terço cervical o maior GC, independentemente do sistema adesivo e densidade de energia testados. Porém com o aumento da densidade de energia, foi observado a partir de 48 J/cm^2 um aumento no GC nos terços médio e apical de todos os sistemas adesivos testados ($p < 0,05$).

Tabela 1 – Média do grau de conversão (%) e desvio padrão ($\pm$) da camada híbrida para cada grupo experimental, levando em consideração os sistemas adesivos utilizados e as diferentes regiões radiculares (terço cervical, médio e apical).

Condição experimental		Grau de conversão (%)		
Densidade de Energia (J/cm^2)		16	48	288
Ambar/All Cem	Cervical	70.5 $\pm$ 4.3 C	88.3 $\pm$ 4.1 A	90.8 $\pm$ 2.6 A
	Médio	61.3 $\pm$ 3.1 D	75.2 $\pm$ 3.6 C	77.2 $\pm$ 2.8 B,C
	Apical	46.3 $\pm$ 3.8 F	50.2 $\pm$ 3.0 E,F	67.2 $\pm$ 5.9 C
Excite DSC /Varilonk II	Cervical	73.9 $\pm$ 6.3 C	73.5 $\pm$ 4.6 C	84.5 $\pm$ 5.2 B
	Médio	56.0 $\pm$ 6.1 E	55.4 $\pm$ 5.1 E	75.9 $\pm$ 4.8 C
	Apical	43.6 $\pm$ 5.4 F	48.5 $\pm$ 6.1 F	72.4 $\pm$ 5.9 C

(*) Letras diferentes significam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5. 2 Resistência de União

Os valores médios de resistência de união em MPa (média $\pm$ desvio padrão) em função da variação da densidade de energia, sistema adesivo e terço radicular estão dispostos na Tabela 2. A interação tripla foi significativa ($p = 0,001$) e os fatores principais densidade de energia e terço radicular também foram

estatisticamente significantes ($p = 0,001$ e $p = 0,01$, respectivamente). Entretanto, para os terços médio e apical, houve aumento significativo da resistência de união com o aumento da densidade de energia ($p = 0,001$). A partir de 48 J/cm^2 não foi observado aumento da resistência de união entre os diferentes terços ($p > 0,05$). O mesmo padrão ocorreu tanto para o adesivo fotopolimerizável, como para o adesivo de presa dual, não havendo diferenças entre eles ($p > 0,05$).

Tabela 2 – Média da resistência de união (MPa) e desvio padrão ($\pm$) entre pino de fibra e dentina radicular para cada grupo experimental, levando em consideração os sistemas adesivos utilizados e as diferentes regiões radiculares (terço coronário, médio e apical), com o respectivo modo de falha.

Condição experimental		Resistência de união (MPa)			Padrão de fratura*		
Densidade de Energia (J/cm ²)		16	48	288	16	48	288
Ambar/All Cem	Cervical	14,4 $\pm$ 1,9 A	13,7 $\pm$ 3,4 A	15,1 $\pm$ 1,6 A	7/5/2	5/8/1	8/6/0
	Médio	9,6 $\pm$ 4,0 B,C	12,4 $\pm$ 5,5 A,B	14,2 $\pm$ 5,2 A	9/4/1	10/1/3	9/3/2
	Apical	4,2 $\pm$ 1,3 E	6,8 $\pm$ 2,7 C,D	8,1 $\pm$ 1,8 C	7/6/1	7/5/2	6/5/3
Excite DSC /Varilink II	Cervical	14,8 $\pm$ 3,3 A	13,5 $\pm$ 3,8 A	16,7 $\pm$ 3,0 A	7/6/1	11/3/0	7/4/3
	Médio	8,4 $\pm$ 2,3 C	11,1 $\pm$ 1,7 B	11,5 $\pm$ 4,7 B	8/5/1	10/3/1	7/6/1
	Apical	5,3 $\pm$ 0,6 D	8,4 $\pm$ 2,2 C	8,0 $\pm$ 2,8 C	9/4/1	10/2/2	8/2/4

(*) Adesiva dentina-cimento / mista / coesiva pino ou dentina

Em relação ao padrão de fratura apenas algumas fraturas coesivas foram observadas em dentina. O padrão de falha predominante foi adesiva (entre dentina/cimento) e mista (Figura 15). Não se observaram falhas adesivas entre o cimento e falha coesiva do pino.

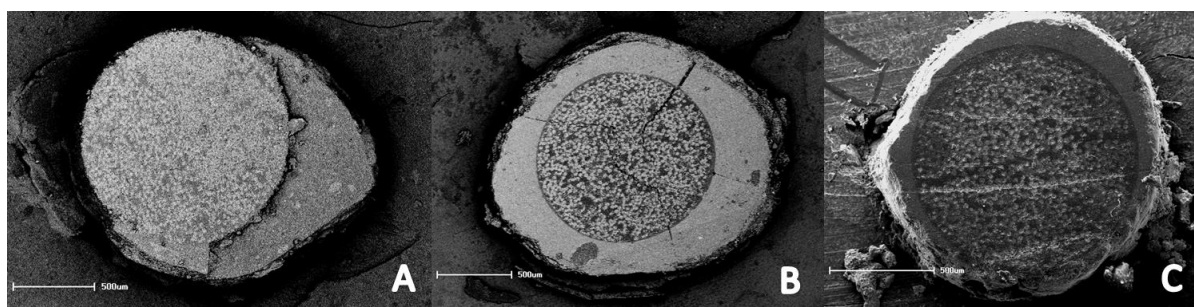
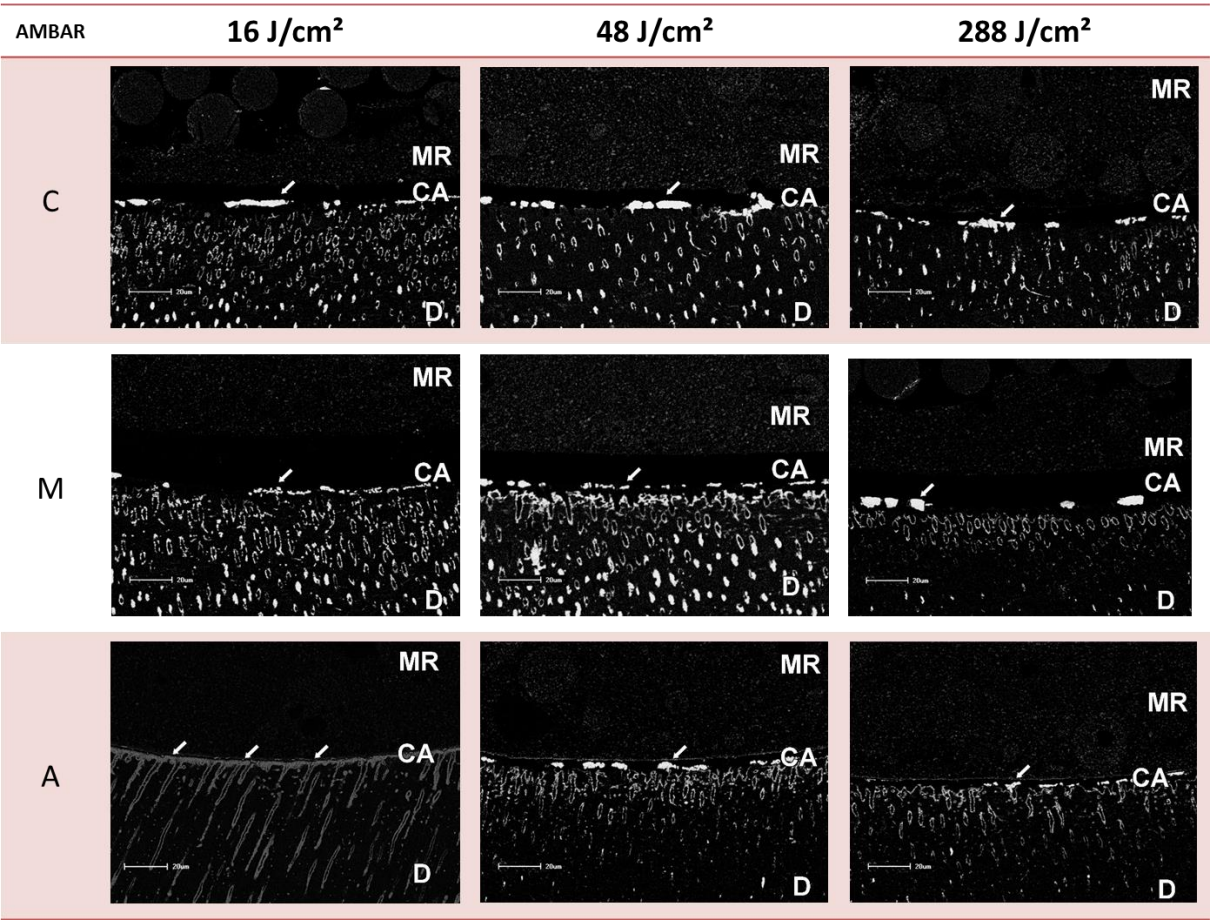


Figura 15 - Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (35X) para o padrão de fratura – **A e B** – Fratura mista; **C**– Fratura adesiva entre dentina/cimento.

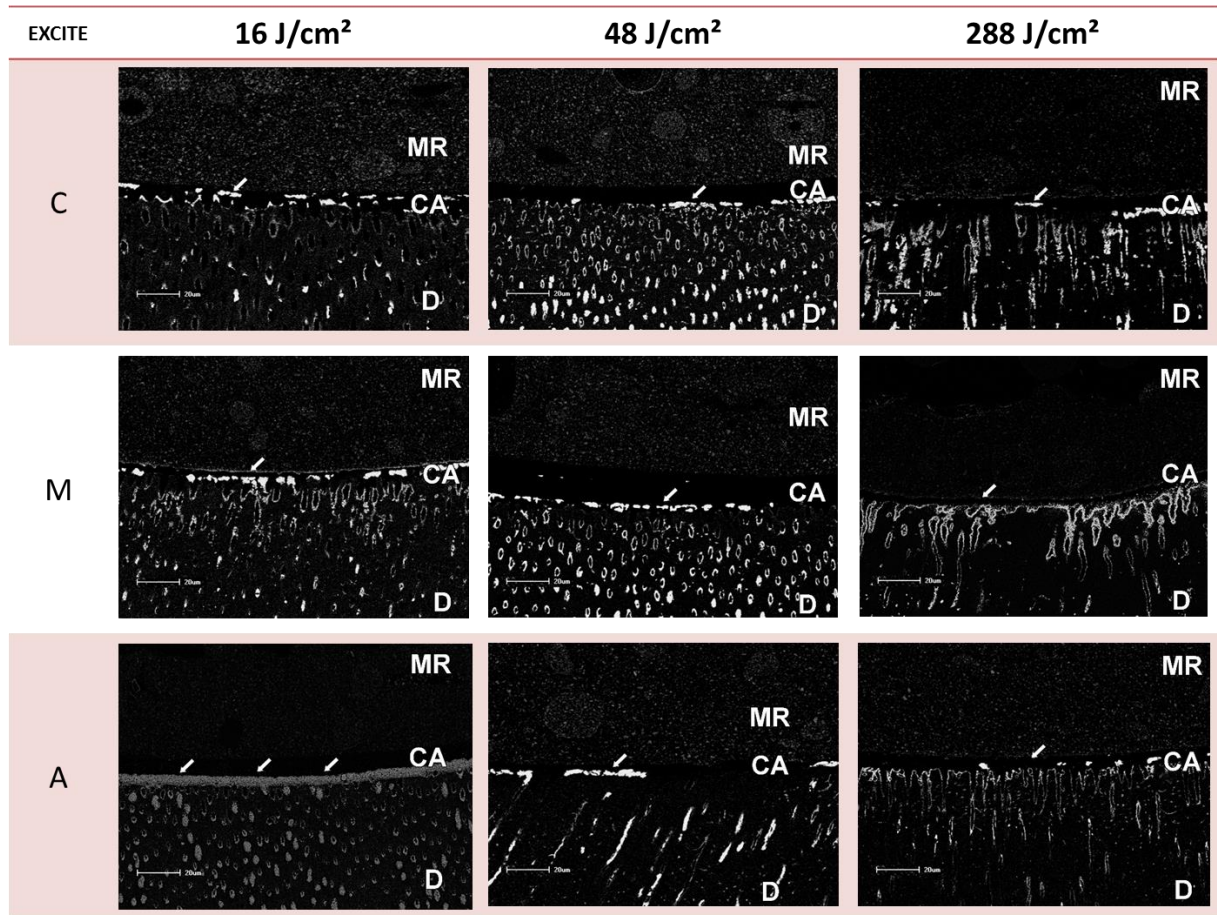
5.3 Nanoinfiltração (NI)

As fotomicrografias representativas de cada condição experimental, obtidas por MEV para análise da NI estão no quadro 5 e 6. Os dados das médias e desvio padrão (%) de NI para todos os grupos experimentais estão apresentados na tabela 3. A interação tripla foi significativa ($p = 0,001$) e os fatores principais densidade de energia e terço radicular também foram estatisticamente significantes ($p = 0,00001$ e $p = 0,001$, respectivamente).

Quadro 5 – Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) dos grupos que utilizaram o sistema adesivo Ambar para cada condição experimental. A deposição de nitrato de prata ocorreu praticamente na base da camada híbrida e está sendo indicada pelas setas. MR: material resinoso; CA: camada adesiva; D: dentina.



Quadro 6 – Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) dos grupos que utilizaram o sistema adesivo Excite para cada condição experimental. A deposição de nitrato de prata ocorreu praticamente na base da camada híbrida e está sendo indicada pelas setas. MR: material resinoso; CA: camada adesiva; D: dentina.



Os maiores valores em porcentagem para o grau de nanoinfiltração foram observados nos grupos com menor densidade de energia testado. Quando observado a variável entre os terços radiculares de cada grupo específico, os valores correspondentes ao terço apical se diferenciaram significativamente dos valores encontrados tanto para terço coronário como para terço médio ($p < 0,001$). De acordo com os resultados a partir do grupo com densidade de energia de 48 J/cm² apresentaram menor grau de nanoinfiltração tanto para o terço médio quanto para a terço apical ($p < 0,05$). Em relação aos sistemas adesivos utilizados, houve diferença estatística no padrão de nanoinfiltração ($p < 0,05$).

Tabela 3 – Médias de nanoinfiltração (%) e desvio padrão ($\pm$) da camada híbrida para cada grupo experimental, levando em consideração os sistemas adesivos utilizados e as diferentes regiões radiculares (terço cervical, médio e apical).

Condição experimental		Nanoinfiltração (%)		
Densidade de Energia (J/cm ²)		16	48	288
Ambar/All Cem	Cervical	10.2 $\pm$ 2.3 A,B	7.9 $\pm$ 3.7 A	7.2 $\pm$ 2.7 A
	Médio	12.1 $\pm$ 5.1 B	11.3 $\pm$ 2.9 B	7.0 $\pm$ 3.5 A
	Apical	26.4 $\pm$ 3.8 D	12.9 $\pm$ 3.3 B	9.7 $\pm$ 2.3 A,B
Excite DSC /Varilink II	Cervical	9.4 $\pm$ 2.7 A	7.2 $\pm$ 2.5 A	7.0 $\pm$ 2.2 A
	Médio	14.0 $\pm$ 4.5 B,C	7.1 $\pm$ 3.4 A	6.8 $\pm$ 2.1 A
	Apical	30.3 $\pm$ 6.8 D	8.1 $\pm$ 4.1 A	6.9 $\pm$ 3.1 A

(*) Letras diferentes significam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.4 Mensuração da densidade volumétrica de energia da luz no pino de fibra translúcido

O resultado da intensidade de luz, ponto-a-ponto do pino, é obtido quando a base é transladada de maneira a mover o pino em frente a fenda de entrada de bloqueio lateral no sentido da região escura (base do pino) até a ponta do pino. Na figura 15 está apresentado um resultado típico obtido pelo equipamento.

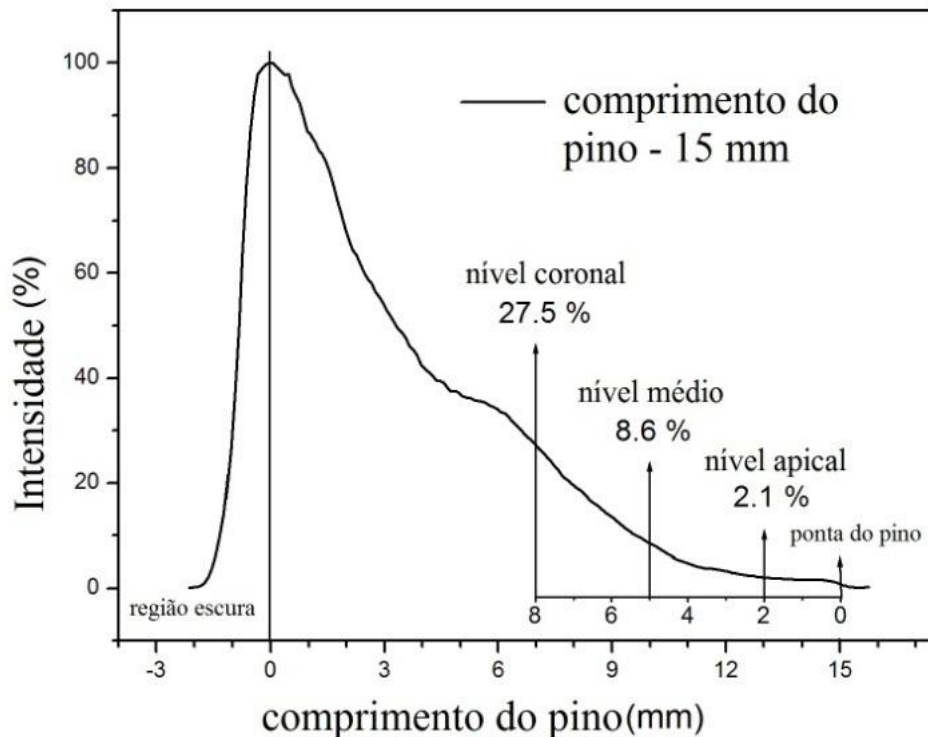


Figura 16 - Resultado medida realizada pelo sistema desenvolvido para um pino de 15 mm de comprimento

Neste trabalho foram usados pinos translúcidos (Whitepost DC nº2 da FGM) com diâmetro coronário de 1,80 mm e de diâmetro apical de 1,05 mm. Pinos de 20 mm, 18 mm e cortado na dimensão de 13 mm foram analisados. Para fixar o pino ao sistema são perdidos 3 mm do comprimento de pino. Em cada caso foram realizadas 10 medidas e comparadas entre si.

Na figura 16 observa-se que quando a fenda de entrada de bloqueio lateral está na posição da região escura nenhum sinal é mensurado. A partir daí o sinal aumenta até atingir seu valor máximo que ocorre quando o sistema sai da região escura e visualiza completamente a luz espalhada pelo pino. Nesta região o pino possui forma cilíndrica. O sinal decresce até que a forma do pino se altera de cilíndrica para cônica. Neste ponto ocorre um aumento na intensidade de luz espalhada e é medido pelo sistema. Depois deste ponto o sinal torna a decrescer até que atingimos a ponta do pino. O sinal cai novamente a zero.

Na figura 17 é apresentado o resultado da medida de um pino com 13 mm de comprimento. Observa-se uma alta atenuação da intensidade de luz espalhada pelo pino na medida em que caminhamos para a região apical. Na região

coronal observasse que a intensidade de luz reduz-se para 45,5 % em relação ao valor de referência no ponto inicial de medida. O valor decresce para 14,2 % no nível médio e decai para apenas 5,3% para a região apical.

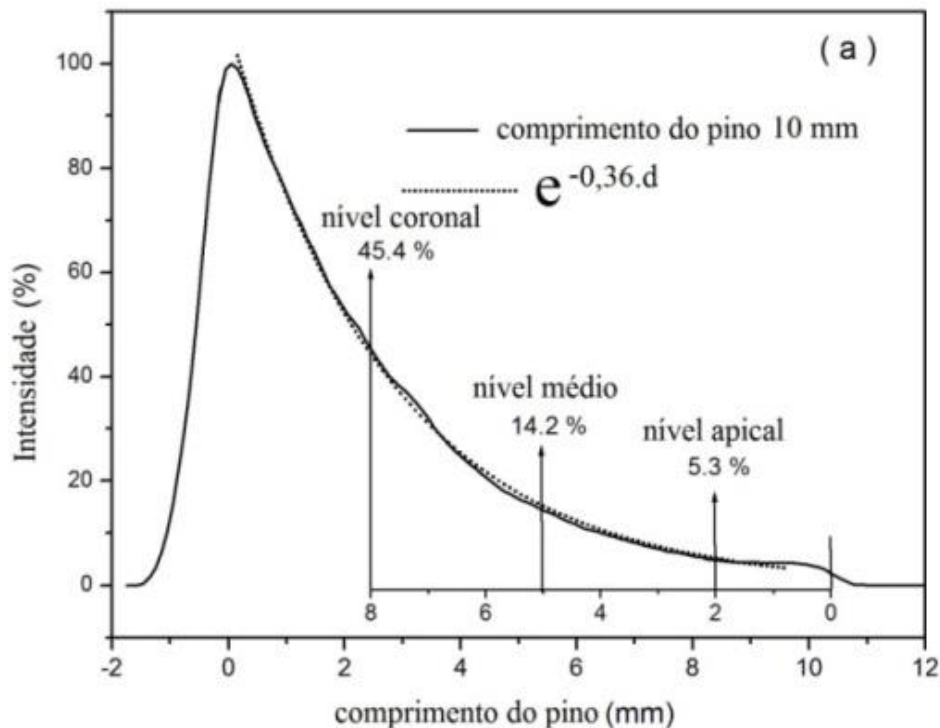


Figura 17 - Resultado obtido para um pino de comprimento igual a 13 mm. Em pontilhado é acrescentado o melhor ajuste obtido para a curva utilizando-se a lei de Lambert-Beer

Quando consideramos uma intensidade de luz de 1000 mW para interpretar os resultados obtidos no gráfico das figuras 16 e 17 respectivamente observamos que apenas 5,3% da luz incidente chegou a 8 mm da apical do pino de 10 mm.. Isto em relação ao feixe incidente corresponderia a 21 mW. Já no caso do pino de 13 mm de comprimento a quantidade de luz que atingiu a apical foi de 53 mW. Portanto, se compararmos os valores, observamos que ao reduzirmos o pino em 5 mm o ganho de intensidade luminosa na região apical é de 152%. (variando de 21 mW para 53 mW). Entretanto vale lembrar que a quantidade de luz que chega no nível apical em relação a quantidade de luz que incide na base do pino é sempre muito pequena. No exemplo a intensidade variou de 1000 mW à 21 mW e de 1000 mW à 53 mW (Tabela 4).

Tabela 4 – Resultados representativos da intensidade de luz quando houve variação do comprimento do pino de fibra.

	13 mm	18 mm	I (mW) 13 mm	I (mW) 18 mm
cervical	45,5%	27,5%	455	275
média	14,2%	8,6%	142	86
apical	5,3%	2,1%	53	21

Dessa forma para obtermos uma correlação com os demais resultados obtidos para os testes de GC, RU e NI, foi realizado uma simulação do que seria esperado se mudássemos a intensidade de luz incidente na base do pino. A figura 18 apresenta um resultado em que se simula a variação de potência do feixe de excitação para um pino inteiro de 18 mm de comprimento. Para esta simulação foram utilizados dois filtros foram adotados: um com densidade ótica de 0,6 e outro de densidade ótica de 1,0. Lembremos que a densidade ótica do filtro é definida como $D = -\log_{10}(I_T/I_0)$ em que I_0 é a intensidade de luz incidente sobre o filtro e I_T é a intensidade da luz que foi transmitida pelo filtro. Nas condições de especificação utilizadas foram feitas reduções na intensidade do feixe de excitação de 100% (para o feixe sem o filtro) para 25% e 10% do valor inicial, respectivamente.

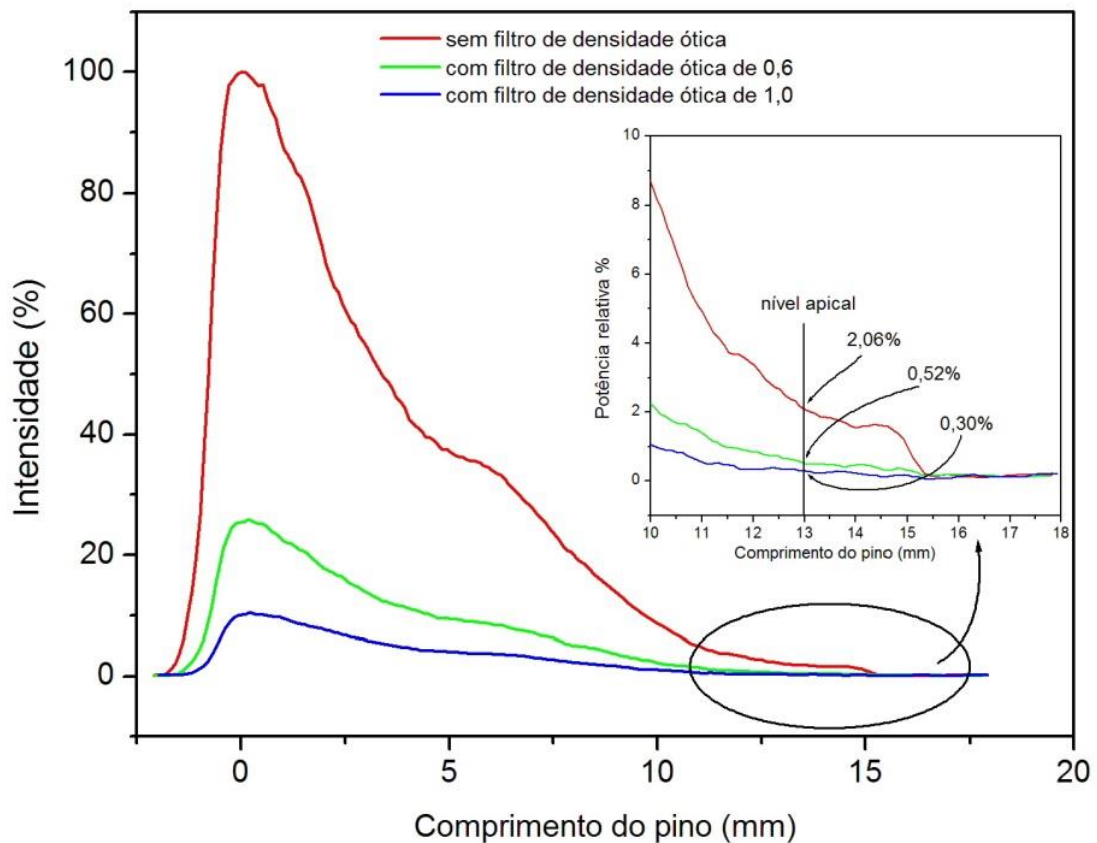


Figura 18 - Comparação entre três resultados obtidos para um feixe de laser com diferentes intensidades de excitação.

Como resultado percebe-se que a intensidade de luz espalhada na direção analisada mantém um perfil parecido em cada caso. A simulação mostra ainda que para um feixe de luz com intensidade igual a 1000 mW teríamos, de acordo com os dados da tabela 5, a redução de 1/4 do seu valor inicial com a presença do filtro de 0.6 O.D. O mesmo feixe de 1000 mW seria reduzido para um valor de 1/10 do seu valor inicial com a presença do filtro de 1.0 O.D.

Se tivéssemos um feixe de 100 mW teríamos um gráfico igual ao perfil da linha azul, ou seja quase não chegaria luz na apical. Apenas 0,30% da luz que ingressou na base do pino, ou seja, apenas 3 mW de intensidade de luz chegaria ao nível apical. Se aumentássemos a intensidade do feixe para 250 mW teríamos o perfil da linha em verde, não obtendo quase nenhum ganho, passaríamos a ter 5 mW (0,52%). Agora se aumentássemos a entrada para 1000 mW o perfil da linha seria o da linha vermelha, então passaríamos a ter 20 mW de intensidade de luz na apical (2,06% do valor incidente na base do pino).

Em relação a quantidade de luz na região apical com um feixe de 100 mW atingimos um montante de 3 mW de intensidade na região apical. Ao aumentarmos a potência da fonte emissora para 250 mW conseguimos um aumento para 5 mW na região apical, um aumento de 66 % de intensidade de luz. Entretanto temos que considerar que na fonte tivemos um aumento de 100 mW para 250 mW, ou seja um aumento de 150% na intensidade de luz emitida pela fonte de excitação. Para o caso de variarmos de 100 mW para 1000 mW teríamos um ganho de 566% na intensidade de luz que atinge a apical (passamos de 3 mW, para 20 mW), mas para uma variação de 900% de intensidade de luz na emissão da fonte.

Tabela 5 – Dados para simulação da variação da intensidade da fonte de luz.

	Sem filtro	Filtro 0.6 (O.D.)	Filtro 1.0 (O.D.)
LUZ	100%	25%	10%
	1	1/4	1/10
	1000 mW	250 mW	100 mW

O ganho de intensidade de luz no nível apical é obtido apenas com um aumento na intensidade de luz incidente na base do pino, em outras palavras, com o aumento da potência de luz emitida pela fonte de excitação.

Comprovando assim que o equipamento desenvolvido permite a obtenção do espectro de intensidade de luz espelhada em função da posição ao longo da direção perpendicular ao eixo do pino. Entretanto, esta é uma medida relativa pois estamos mensurando uma quantidade de luz que é convertida no tubo fotomultiplicador num sinal elétrico, mas que é diretamente proporcional a intensidade do sinal luminoso incidente na fotomultiplicadora. Este é o motivo que inicialmente obriga e permite escrevermos o gráfico da intensidade de luz espalhada em unidades arbitrárias (u.a.) ou mesmo em valores percentuais tomando como referencial o ponto de máxima intensidade. Porém para obter maiores informações sobre a intensidade de luz espalhada e para validarmos os resultados, precisamos converter os valores medidos numa grandeza física. Isto é, definir um valor e uma unidade de medida dentro do Sistema Internacional de Unidades (SI). Para isso foi utilizado um medidor de potência é posicionado no lado oposto ao de iluminação (Figura 19).



Figura 19 – Fotografia do medidor de potência utilizado

Primeiramente era feita a medição de potência inicial sem o pino acoplado, desta forma se determina a intensidade de luz que atravessa o orifício, e outra mensuração era feita com o pino acoplado ao dispositivo obtendo. Dessa forma podemos obter informações para converter os gráficos de unidade arbitrária ou de valores percentuais para unidade de potência (mW) como observado na figura 20.

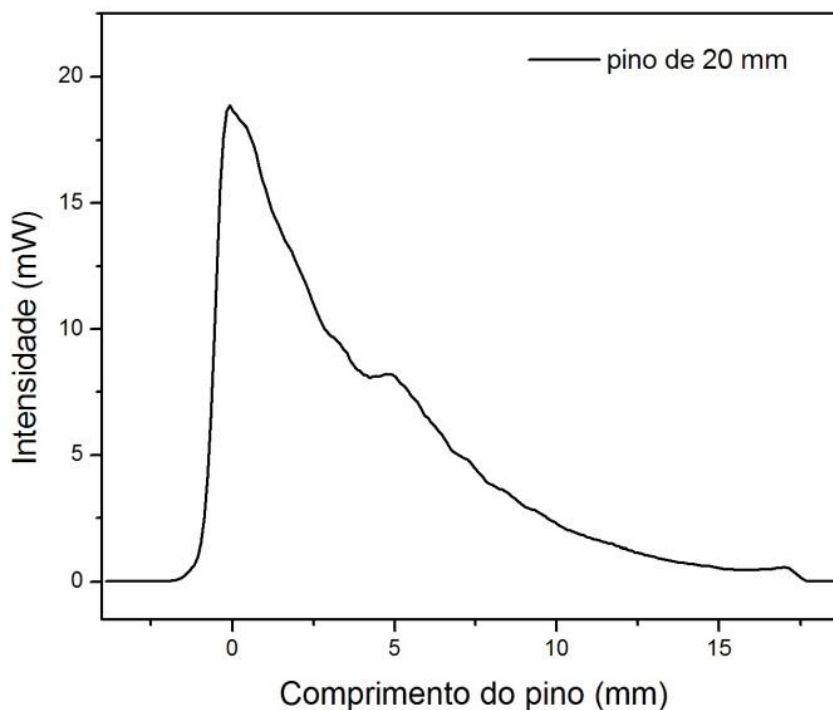


Figura 20 – Espectro da intensidade de luz espalhada por um pino odontológico em função da posição do ponto de espalhamento. A curva demonstra como é o perfil da variação de intensidade de luz espalhada pelo pino em mW.

Obtendo como resultado a potência inicial de 35,5 mW e a final sendo de 0,237 mW, confirmando assim que a intensidade do feixe do laser varia na medida em que ele cruza o interior do pino.

6 DISCUSSÃO

As características envolvidas no mecanismo de adesão entre pino, cimento e dentina radicular vêm sendo amplamente estudadas, abrangendo tratamentos na superfície do pino e/ou da dentina, características do pino intrarradicular e também dos materiais utilizados para sua cimentação (Abou-Id et al.⁵⁴ 2012, Balbosh et al.⁶⁴ 2006, D'arcangelo et al.⁶⁵ 2008, Goracci et al.⁴ 2011). Entretanto como exposto anteriormente a adesão continua sendo o elo mais importante dependendo diretamente da polimerização e do grau de conversão dos monômeros resinosos, os quais estão relacionados com a transmissão de luz através do conduto. Pesquisas que avaliaram a quantidade de energia luminosa transmitida para o conduto radicular encontraram redução significativa com o aumento da profundidade, onde mesmo sem o pino, a intensidade luminosa parece diminuir a níveis insuficientes para que ocorra adequada polimerização, especialmente no terço apical (Dos Santos Alves Morgan et al.¹⁴ 2008, Goracci et al.⁶ 2008).

Para superar esses problemas os profissionais foram aconselhados a usar uma unidade de luz de alta intensidade e/ou prolongar o tempo de exposição à luz (Akgungor et al.²⁵ 2006, Miguel-Almeida et al.²⁶ 2012, Teixeira et al.²⁷ 2009), entretanto os estudos prévios não consideraram uma avaliação da intensidade de luz conjugada com o tempo de polimerização e, por esse motivo, nosso estudo analisou os efeitos de diferentes densidades de energia na adesão de pinos de fibra de vidro a dentina radicular.

Em materiais restauradores à base de metacrilato, a espectroscopia Raman permite a avaliação do grau de conversão (isto é, a porcentagem de grupos vinil convertidos em alifáticos), comparando-se as bandas de vibração do metacrilato não-polimerizado (C=C) em 1640 cm^{-1} com a do aromático (1610 cm^{-1}), que é usado como referência porque não se altera com a polimerização (Soares et al.⁶⁶ 2004). Desta forma, esta consiste em uma metodologia adequada para avaliação da polimerização do conjunto cimento-sistema adesivo em diferentes profundidades da raiz.

Até a extensão do nosso conhecimento, este é um dos primeiros estudos que avaliaram o GC *in situ* em cimentação adesiva do canal radicular (Navarra et al.⁶⁷ 2012). O GC *in situ* é um fator importante na previsão de

desempenho adesivo *in vivo* (Navarra et al. ⁶⁷ 2012). Neste caso específico, através do uso da Espectroscopia micro-Raman, corroborou para caracterização da estrutura química das estruturas envolvidas na formação da camada híbrida (monômeros resinosos, colágeno e minerais), proporcionando uma medição direta da porcentagem de duplas ligações convertidas dentro da própria estrutura dentária (Navarra et al. ⁶⁷ 2012, Miletic et al. ⁶⁸ 2009, Hass et al. ⁶⁹ 2013).

Quando analisamos os resultados do grau de conversão em região de camada híbrida, observamos que os maiores valores encontrados independente do sistema adesivo utilizado foram no terço cervical, já para as regiões média e apical somente ocorreu um aumento significativo do grau de conversão a partir do grupo que utilizou densidade de energia igual ou superior a 48 J/cm².

A região cervical é que recebe a maior quantidade de energia, e por isto sempre altos graus de conversão foram observados nesta área, e assim promove a conversão instantânea de grande parte dos monômeros nas áreas atingidas pela luz. Na medida em que se penetra dentro do canal radicular, ocorre uma diminuição considerável da quantidade de luz, como demonstrado por estudos anteriores que investigaram a habilidade de transmissão de luz através dos pinos de fibra, observaram que independentemente da composição e do método utilizado no teste, há queda significativa da luz que atinge o ponto mais extremo do pino (Dos Santos Alves Morgan et al. ¹⁴ 2008, Goracci et al. ⁶ 2008, Ho et al. ⁷ 2011, Radovic et al. ⁸ 2009) e pelos resultados também observados neste estudo, o que impacta negativamente nos dados de grau de conversão. Por esta razão, o comportamento óptico dos pinos deve ser levado em consideração no momento da seleção do pino e do material de cimentação (Goracci et al. ⁶ 2008).

Quanto mais densidade de energia for dada, maior a quantidade de luz que chegou dentro do canal radicular, que conseqüentemente impactou no aumento do grau de conversão nas regiões do terço médio e apical. Obviamente, alguma diferença pode ocorrer entre os materiais avaliados, e isto se deve ao fato da polimerização tanto dos cimentos duais quanto dos sistemas adesivos estão diretamente relacionada à composição dos mesmos quanto a presença dos solventes e moléculas como Bis-GMA, TEGDMA e UDMA (Van Landuyt et al. ⁷⁰ 2007).

Alguns estudos na literatura analisaram as propriedades mecânicas de diversos tipos de cimentos duais com e sem fotoativação e observaram

resultados diferentes para cada marca comercial testada (Akgungor et al.²⁵ 2006, Boschian Pest et al.⁷¹ 2002, Caughman et al.¹⁸ 2001). Pode-se afirmar que para o conjunto cimento/adesivo testados em nosso estudo, o aumento da densidade de energia apresenta vantagens mecânicas para restaurações com pino de fibra de vidro.

Trabalhos sugerem que os pinos de fibra translúcidos permitem a transmissão de luz para dentro do canal radicular aumentando assim o grau de conversão dos cimentos resinosos com consequente melhora das propriedades mecânicas como modulo de elasticidade e dureza (Radovic et al.⁴⁸ 2008, Teixeira et al.⁶³ 2008). Contudo, é aceito que a polimerização da região apical dos pinos é insuficiente para uma ótima polimerização dos cimentos e adesivos fotopolimerizáveis (Goracci et al.⁷² 2007, Roberts et al.⁹ 2004).

A avaliação da resistência de união à dentina radicular foi feita através do teste de push out, pois estudos sugerem esse teste o mais confiável, permitindo a realização de medidas reais de pequenas áreas no interior do conduto radicular e ainda mensuração dos valores de resistência de união nos diferentes terços radiculares (Bouillaguet et al.⁷³ 2003, Goracci et al.⁷⁴ 2004). Os resultados do presente estudo demonstraram que entre os grupos não houve diferença quando o terço cervical foi avaliado, entretanto para os terços médio e apical, houve aumento da resistência de união com o aumento da densidade de energia, demonstrando que há uma correlação entre os resultados do grau de conversão com a resistência de união. Isto ocorre por duas razões: redução dos túbulos dentinários em mm² em direção apical e dificuldade da técnica devido ao acúmulo de fragmentos nas paredes do terço mais apical (Ferrari et al.³⁷ 2000).

As diferentes regiões radiculares apresentam diferentes distribuições e densidades de túbulos dentinários. Essas densidades diminuem significativamente da região coronal à região apical do canal radicular (D'arcangelo et al.⁶⁵ 2008, Ferrari et al.³⁷ 2000) bem como a acessibilidade aos diferentes terços radiculares durante o manejo dos materiais utilizados para o procedimento de cimentação (Ferrari et al.⁷⁵ 2001) e durante a fotopolimerização, essas características estão diretamente relacionadas aos valores de resistência de união. De acordo com Ferrari et al.⁷⁵ (2001), a formação de tags resinosos oriundos da penetração do adesivo no interior dos túbulos dentinários tem sido relatada como um importante fator na adesão adesivo-dentina, contribuindo cerca de 30% da

resistência de união total. Outra explicação para os valores mais altos de resistência de união no terço coronário seria uma melhor acessibilidade durante os procedimentos adesivos nesse terço, como uma maior facilidade de aplicação dos materiais (sistema adesivo e cimento resinoso), uma polimerização mais eficaz, uma vez que pode ocorrer um comprometimento da polimerização dos materiais adesivos no terço apical; além de que no terço apical é o local onde se concentra uma maior quantidade de smear layer, e remanescentes de cimento endodôntico e guta-percha após o preparo mecânico do pino e o condicionamento ácido (Akgungor et al.²⁵ 2006, Ferrari et al.³⁷ 2000, Vichi et al.⁷⁶ 2002).

De acordo com Ferrari et al.³⁷ (2000), diferentes áreas de um mesmo canal radicular não respondem igualmente ao condicionamento ácido, e assim a habilidade de adesão à dentina radicular pode ser diferente nas diferentes profundidades de um mesmo canal radicular. Porém, em alguns trabalhos (D'arcangelo et al.⁶⁵ 2008, Zicari et al.⁷⁷ 2008), os autores acreditam que não existe influência da região radicular na adesão de pinos intrarradiculares. Entretanto, valores de resistência de união mais altos no terço coronário são geralmente esperados, como observado no presente estudo, estando esse de acordo com a maioria dos estudos (Akgungor et al.²⁵ 2006, Faria-e-Silva et al.²⁸ 2007, Ho et al.⁷ 2011). Sendo assim, mesmo que os valores de resistência de união tenham sido melhorados no terço apical, estes não foram comparáveis ao terço cervical.

Novamente, a maior dificuldade de polimerização na região apical pode ocorrer pela dificuldade de transmissão e dispersão da luz através dos pinos de fibra de vidro utilizado, independentemente do nível de translucidez (Boff et al.⁵⁸ 2007, Dos Santos Alves Morgan et al.¹⁴ 2008). Essa dificuldade em obter a transmissão de luz para as regiões mais profundas do canal radicular parece ser a principal razão por menores valores de resistência de união nestas áreas (Cagidiaco et al.¹ 2008, Foxton et al.⁷⁸ 2003, Rasimick et al.³ 2010). Por isto, claramente, os resultados deste estudo demonstram que para os maiores valores de densidade de energia observados, maiores os valores de resistência de união.

Quanto ao padrão de fratura foram observadas maior número de falhas adesivas em dentina e mistas, não foram observadas fraturas coesivas de pino. Concordando com os resultados também encontrados por Radovic et al.⁴⁸ (2008), onde nenhuma fratura coesiva do pino foi encontrada. Estes dados, (Aksornmuang et al.⁷⁹ 2008) em estudo que também aumentou o tempo de

fotoativação, encontraram maior número de falhas adesivas na interface dentina/cimento resinoso ou coesiva no pino de fibra do que na interface pino/cimento resinoso.

A análise por MEV verificou que com o aumento da densidade de energia o terço apical demonstrou diminuição da nanoinfiltração no interior da camada híbrida correlacionando com os resultados obtidos também para o grau de conversão, obtendo a interface adesiva mais homogênea a partir do aumento da densidade de energia nos terços médio e apical.

O grupo de densidade de energia de 16 J/cm² obteve a menor resistência de união e maior nanoinfiltração, independentemente do sistema adesivo utilizado, diferindo estatisticamente de todos os outros grupos. Estes resultados podem ser atribuídos à falta de polimerização da camada hidrofóbica pelo menor tempo de ativação da luz e menor intensidade (Cheong et al. ⁵² 2003, Suh et al. ³¹ 2003). Isto gera uma grande quantidade de monómeros ácidos não polimerizados, devido à inibição pelo oxigênio na superfície (Suh et al. ³¹ 2003). Estes monómeros não polimerizados podem reagir com a amina de compósitos duais ou químicos, inibindo a polimerização do cimento resinoso com o sistema adesivo (Tay et al. ²³ 2003).

Isso também parece explicar os altos níveis de NL no terço apical. NL ocorre em camadas híbridas rica em solventes com polimerização inadequada e água (Chersoni et al. ²⁴ 2005, Tay et al. ²³ 2003). Infiltração imprópria do material resinoso ou deslocamento de água sob aplicação manual pode ter fornecido espaço para deposição de nitrato de prata nos espaços manométricos ao redor fibrilas de colágeno (Tay et al. ²³ 2003). Estas regiões porosas dentro da camada híbrida (De Munck et al. ⁴⁹ 2005), pode levar a consequente falta de adesão, obtendo valores de resistência de união baixos.

Independente da densidade de energia utilizada nesse estudo, os resultados obtidos para os testes de resistência de união, grau de conversão e nanoinfiltração obtidos, foram superiores para o terço cervical em relação aos terços médio e apical, concordando com resultados de vários estudos (Boff et al. ⁵⁸ 2007, Zhang et al. ⁸⁰ 2008).

Os resultados experimentais obtidos pelo sistema proposto nesse estudo para mensuração da luz no pino de fibra de vidro, revelou uma correlação com os resultados dos demais testes, comprovando que a região coronal recebe

maior intensidade de luz em função da alteração na geometria do pino devido a sua forma variar, em um determinado ponto, de cilíndrica para cônica. Outra possível explicação seria devido a constituição do pino ser por fibras, quando há essa mudança na forma geométrica há também um redirecionamento dessas fibras o que poderia causar a perda da dispersão da luz para região apical.

Nesse estudo também observamos que existe uma diferença na dispersão da luz quando pino é cortado, como o qual foi utilizado em nosso estudo, quando comparado a um pino inteiro. Revelando que na primeira situação temos 45,5% da intensidade da luz no nível coronal, 14,2% para o médio e 5,3%, o nível apical, e na segunda situação temos 27,5% da luz espalhada em nível coronal, 8,6% no nível médio e apenas 2,1% no nível apical, ou seja mesmo com a redução do pino a região apical teve apenas um ganho de 3,2% na intensidade de luz que chega a esta região. A explicação para o resultado acima que atribuímos a reflexão difusa na interface pino / ar, no ponto onde o pino de fibra altera a sua forma. O mesmo processo explica a crescente da intensidade de luz dispersa ao nível coronário, estando esses resultados de acordo com os demais trabalhos que também mensuraram a transmissão de luz pelo pino (Dos Santos Alves Morgan et al. ¹⁴ 2008, Goracci et al. ⁶ 2008, Ho et al. ⁷ 2011, Radovic et al. ⁸ 2009, Teixeira et al. ⁶³ 2008).

Os fatores relacionados a variação da intensidade da luz que incide no pino de fibra também foi verificado e comprovado que há correlação com o presente estudo, pois quando simulamos a diferentes intensidades de luz nesse experimento, foi demonstrado que se obtém um ganho na intensidade luminosa na região apical apenas com o aumento da intensidade de luz da fonte de excitação, sendo semelhante o perfil da variação de intensidade testada nesse estudo.

7. CONCLUSÃO

De acordo com a proposição do estudo e com os resultados obtidos pode-se concluir que:

- Os valores mais altos de resistência de união e de grau de conversão, bem como menores padrões de nanoinfiltração foram obtidos quando a maior densidade de energia foi utilizado, sendo em alguns casos igualado os valores dos terços apical e médio ao apical..
- Não foi observado influência do modo de polimerização do sistema adesivo (apenas fotopolimerizável ou dual) nas propriedades avaliadas, indicando que esta variável deve ter um efeito secundário.
- Com base nos resultados do teste de espalhamento de luz pelo pino é possível observar que ocorreu uma queda significativa da luz de cervical para apical, e isso pode estar relacionado tanto com a forma geométrica do pino, como com o seu comprimento. O aumento da intensidade da fonte luz, pode aumentar a quantidade de luz que atinge a porção apical do pino de fibra, justificando em parte os resultados encontrados nas propriedades adesivas avaliadas..

REFERENCIAS*

1. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont*. 2008 Jul-Aug;21(4):328-36.
2. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int*. 2008 Feb;39(2):117-29.
3. Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *J Prosthodont*. 2010 Dec;19(8):639-46.
4. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J*. 2011 Jun;56 Suppl 1:77-83.
5. Hayashi M, Ebisu S. Key factors in achieving firm adhesion in post–core restorations. *Japanese Dental Science Review*. 2008;44(1):22-28.
6. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res*. 2008 Dec;87(12):1122-6.
7. Ho YC, Lai YL, Chou IC, Yang SF, Lee SY. Effects of light attenuation by fibre posts on polymerization of a dual-cured resin cement and microleakage of post-restored teeth. *J Dent*. 2011 Apr;39(4):309-15.
8. Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vulicevic ZR, Ferrari M. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dent Mater*. 2009 Jul;25(7):837-44.
9. Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater*. 2004 Sep;20(7):617-22.
10. Breschi L, Mazzoni A, De Stefano ED, Ferrari M. Adhesion to Intraradicular Dentin: A Review. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2009;23(7-8):1053-83.

* De acordo com a norma do Programa de Pós-graduação em Odontologia Stricto-sensu da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o *Medline*.

11. Mjor IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int Endod J*. 2001 Jul;34(5):346-53.
12. Schwartz RS. Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root canal system-the promise and the problems: a review. *J Endod*. 2006 Dec;32(12):1125-34.
13. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod*. 2005 Aug;31(8):584-9.
14. dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Correa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod*. 2008 Mar;34(3):299-302.
15. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature-- Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int*. 2007 Oct;38(9):733-43.
16. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*. 2011 Apr;55(2):311-32, ix.
17. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am*. 2007 Apr;51(2):453-71, x.
18. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent*. 2001 Jul;86(1):101-6.
19. Wu H, Hayashi M, Okamura K, Koytchev EV, Imazato S, Tanaka S, Tanaka Y, Sano H, Ebisu S. Effects of light penetration and smear layer removal on adhesion of post-cores to root canal dentin by self-etching adhesives. *Dent Mater*. 2009 Dec;25(12):1484-92.
20. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater*. 2001 Nov;17(6):542-56.
21. Ikemura K, Endo T, Kadoma Y. A review of the developments of multi-purpose primers and adhesives comprising novel dithiooctanoate monomers and phosphonic acid monomers. *Dent Mater J*. 2012 Feb 3;31(1):1-25.

22. Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *Am J Dent*. 2004 Aug;17(4):271-8.
23. Tay FR, Pashley DH, Peters MC. Adhesive permeability affects composite coupling to dentin treated with a self-etch adhesive. *Oper Dent*. 2003 Sep-Oct;28(5):610-21.
24. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tay FR. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res*. 2005 Mar;84(3):223-7.
25. Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent*. 2006 May;95(5):368-78.
26. Miguel-Almeida ME, Azevedo ML, Rached-Junior FA, Oliveira CF, Silva RG, Messias DC. Effect of light-activation with different light-curing units and time intervals on resin cement bond strength to intraradicular dentin. *Braz Dent J*. 2012;23(4):362-6.
27. Teixeira CS, Silva-Sousa YT, Sousa-Neto MD. Bond strength of fiber posts to weakened roots after resin restoration with different light-curing times. *J Endod*. 2009 Jul;35(7):1034-9.
28. Faria-e-Silva AL, Arias VG, Soares LE, Martin AA, Martins LR. Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. *J Endod*. 2007 Mar;33(3):303-5.
29. Lohbauer U, Rahiotis C, Kramer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater*. 2005 Jul;21(7):608-15.
30. Seth S, Lee CJ, Ayer CD. Effect of instruction on dental students' ability to light-cure a simulated restoration. *J Can Dent Assoc*. 2012;78:c123.
31. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent*. 2003 Winter;5(4):267-82.
32. Xu X, Sandras DA, Burgess JO. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. *J Esthet Restor Dent*. 2006;18(1):19-27; discussion 28.

33. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004 May;30(5):289-301.
34. Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont.* 2009 Aug;18(6):527-36.
35. Theodosopoulou JN, Chochlidakis KM. A systematic review of dowel (post) and core materials and systems. *J Prosthodont.* 2009 Aug;18(6):464-72.
36. Moro MA, A.M.; Matsumoto, W. Núcleos Metálicos Fundidos x Pinos Pré-Fabricados. . *Revista Ibero-americana de Prótese Clínica e Laboratorial.* 2005;7:167-72.
37. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000 May;13(Spec No):9B-13B.
38. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod.* 2007 Apr;33(4):391-8.
39. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod.* 2008 Aug;34(8):1006-10.
40. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent.* 2006 Jan-Feb;31(1):47-54.
41. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, Pfeifer CS, Versluis A. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res.* 2010 Jun;89(6):587-91.
42. Mannocci F, Bertelli E, Watson TF, Ford TP. Resin-dentin interfaces of endodontically-treated restored teeth. *Am J Dent.* 2003 Feb;16(1):28-32.
43. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Effect of acid conditioning of root canal dentin on the retention of adhesively luted glass fiber-reinforced composite (FRC) posts. *Am J Dent.* 2009 Dec;22(6):376-80.

44. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bertini F, Giuliani V. Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent*. 2004 Nov;32(8):629-34.
45. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent*. 2007 Dec;20(6):353-60.
46. Galhano G, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Comparison of resin push-out strength to root dentin of bovine- and human-teeth. *Indian J Dent Res*. 2009 Jul-Sep;20(3):332-6.
47. Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodriguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater*. 2007 Jan;23(1):100-5.
48. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*. 2008 Aug;10(4):251-8.
49. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005 Feb;84(2):118-32.
50. Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *J Dent Res*. 2007 Aug;86(8):729-34.
51. Ruyter IE. Unpolymerized surface layers on sealants. *Acta Odontol Scand*. 1981;39(1):27-32.
52. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent*. 2003 Nov-Dec;28(6):747-55.
53. Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008 Mar;13(3):E214-21.
54. Abou-Id LR, Morgan LF, Silva GA, Poletto LT, Lanza LD, Albuquerque Rde C. Ultrastructural evaluation of the hybrid layer after cementation of fiber posts using adhesive systems with different curing modes. *Braz Dent J*. 2012;23(2):116-21.

55. Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquezini Jr L, Andrade e Silva SM, et al. Sistemas adesivos: fundamentos para a compreensão de sua aplicação e desempenho clínico. *Biodonto*. 2004; 2:1-85.
56. Galhano GA, de Melo RM, Barbosa SH, Zamboni SC, Bottino MA, Scotti R. Evaluation of light transmission through translucent and opaque posts. *Oper Dent*. 2008 May-Jun;33(3):321-4.
57. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Muench A. Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *J Prosthet Dent*. 2007 Mar;97(3):165-72.
58. Boff LL, Grossi ML, Prates LH, Burnett LH, Jr., Shinkai RS. Effect of the activation mode of post adhesive cementation on push-out bond strength to root canal dentin. *Quintessence Int*. 2007 May;38(5):387-94.
59. Braga RR, Ferracane JL, Condon JR. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. *J Dent*. 2002 Sep-Nov;30(7-8):333-40.
60. Ye Q, Wang Y, Williams K, Spencer P. Characterization of photopolymerization of dentin adhesives as a function of light source and irradiance. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007 Feb;80(2):440-6.
61. Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Puppim-Rontani RM, Ogliari FA, Piva E. Light-activation of resin cement through ceramic: relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Apr;85(1):160-5.
62. Fonseca RG, Santos JG, Adabo GL. Influence of activation modes on diametral tensile strength of dual-curing resin cements. *Braz Oral Res*. 2005 Oct-Dec;19(4):267-71.
63. Teixeira CS, Silva-Sousa YC, Sousa-Neto MD. Effects of light exposure time on composite resin hardness after root reinforcement using translucent fibre post. *J Dent*. 2008 Jul;36(7):520-8.
64. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent*. 2006 Mar;95(3):218-23.

65. D'Arcangelo C, D'Amario M, Vadini M, Zazzeroni S, De Angelis F, Caputi S. An evaluation of luting agent application technique effect on fibre post retention. *J Dent*. 2008 Apr;36(4):235-40.
66. Soares LE, Martin AA, Pinheiro AL, Pacheco MT. Vicker's hardness and Raman spectroscopy evaluation of a dental composite cured by an argon laser and a halogen lamp. *J Biomed Opt*. 2004 May-Jun;9(3):601-8.
67. Navarra CO, Breschi L, Turco G, Diolosa M, Fontanive L, Manzoli L. Degree of conversion of two-step etch-and-rinse adhesives: In situ micro-Raman analysis. *J Dent*. 2012 Sep;40(9):711-7.
68. Miletic V, santini A, Trkulja I. Quantification of monomer elution and carbon-carbon double bonds in dental adhesive systems using HPLC and micro-Raman spectroscopy. *J Dent*. 2009 Mar;37(3):177-84.
69. Hass V, Dobrovolski M, Zander-Grande C, Martins G, Arana A, Rodrigues M. Correlation between degree of conversion, resin-dentin bond strength and nanoleakage of simplifield etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2013 Sep;29(9):921-8.
70. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007 Sep;28(26):3757-85.
71. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater*. 2002 Dec;18(8):596-602.
72. Goracci C, Grandini S, Bossu M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Det*. 2007 Nov;35(11):827-35.
73. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater*. 2003 May;19(3):199-205.
74. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*. 2004 Aug;112(4):353-61.

75. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater.* 2001 Sep;17(5):422-9.
76. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod.* 2002 May;28(5):355-60.
77. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater.* 2008 Jul;24(7):967-77.
78. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent.* 2003 Sep-Oct;28(5):543-51.
79. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Panyayong W, Tagami J. Regional bond strengths and failure analysis of fiber posts bonded to root canal dentin. *Oper Dent.* 2008 Nov-Dec;33(6):636-43.
80. Zhang L, Magni E, Radovic I, Wang YJ, Chen JH, Ferrari M. Effect of curing modes of dual-curing luting systems and root regions on retention of translucent fiber posts in root canals. *J Adhes Dent.* 2008 Jun;10(3):219-26.

ANEXO A

Aprovação do projeto pela comissão de ética em pesquisa COEP em seres humanos da universidade estadual de ponta grossa UEPG

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito do tempo e da intensidade da luz na adesão entre pinos de fibra e dentina radicular

Pesquisador: Alessandro Dourado Loguercio

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 14368513.6.0000.0105

Instituição Proponente: Universidade Estadual de Ponta Grossa

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 270.010

Data da Relatoria: 23/05/2013

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo in vitro utilizando 200 dentes humanos (disponíveis no banco de dentes da UEPG) para avaliar o efeito do tempo, da intensidade da luz e do momento de fotoativação na adesão entre pino de fibra e dentina radicular. Esta terapêutica é adotada em casos de dentes que necessitam que restaurações amplas. Estes dentes serão divididos em 3 grupos (de acordo com o tempo de polimerização) e em dois grupos (de acordo com a intensidade de fotopolimerização), totalizando 5 grupos. Os testes analisados estatisticamente serão: push out, nanoinfiltração e Raman. Os próprios pesquisadores serão os patrocinadores na pesquisa sendo o orçamento compatível o trabalho a ser desenvolvido.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar o efeito do tempo e da intensidade da luz na adesão entre pino de fibra e dentina radicular polimerizando primeiramente o sistema adesivo convencional e polimerizando posteriormente o cimento resinoso em passos separados.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: para o operador no momento da confecção dos cortes com disco diamantado minimizados pelo uso de EPI's: jaleco, luvas, óculos de proteção;

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12

Bairro:

CEP: 84.030-900

UF: PR

Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42-)3220-3108

Fax: (42-)3220-3102

E-mail: seccoep@uepg.br

Continuação do Parecer: 270.010

Benefício: contribuição científica para os dentistas clínicos no momento da execução das restaurações com pino de fibra de vidro, referente à melhoria da adesão dentina-pino.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto de pesquisa está bem justificado com número de referências suficiente e atualizadas. A metodologia está descrita de forma detalhada, porém, com alguns detalhes. A hipótese poderia ser melhor descrita (está confuso).

De forma geral, apresenta erros de digitação que deveriam ser revistos antes da submissão ao COEP, pois compromete a interpretação de alguns pontos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha de rosto: adequadamente preenchido;

Declaração do banco de dentes: ok;

Recomendações:

Em equipe de pesquisa: acrescentar o número do CPF da pesquisadora Johanna Lizbeth Cuadros Sánchez;

Conferir se a hipótese está bem descrita;

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Apesar das mudanças acima solicitadas, o projeto será aprovado por não ferir a ética.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12

Bairro:

CEP: 84.030-900

UF: PR

Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42-)3220-3108

Fax: (42-)3220-3102

E-mail: seccoop@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 270.010

PONTA GROSSA, 13 de Maio de 2013

Assinador por:
ULISSES COELHO
(Coordenador)

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12
Bairro: CEP: 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42-)3220-3108 **Fax:** (42-)3220-3102 **E-mail:** seccoep@uepg.br

ANEXO B

Relatório técnico do equipamento e análise dos resultados da mensuração da densidade volumétrica de energia em um pino de fibra translúcido

RESOLUÇÃO CA Nº 663 DE 25 DE NOVEMBRO DE 2013.

a) Manifesta o interesse institucional no registro de Patente nº 12/2013, do invento “Medidor de Intensidade de luz espalhada por pinos odontológicos”;

b) aprova a liberação dos recursos financeiros para que a Agência de Inovação e Propriedade Intelectual gestione junto ao Instituto Nacional de Propriedade Intelectual – INPI o pedido de proteção dos direitos de invenção do referido produto.

O CONSELHO DE ADMINISTRAÇÃO, no uso de suas atribuições legais e estatutárias, na reunião do dia 25 de novembro de 2013, *considerando*

a Resolução UNIV nº 71, de 1º de dezembro de 2006;

o Regulamento da Agência de Inovação e Propriedade Intelectual da Universidade Estadual de Ponta Grossa, aprovado pela Resolução UNIV nº 31, de 27 de julho de 2011; e,

considerando mais, os termos do expediente protocolado no Protocolo Geral da Universidade Estadual de Ponta Grossa, onde se consubstanciou no *Processo nº 19.597/2013*, *aprovou* e eu, Reitor, sanciono a seguinte Resolução:

Art. 1º Fica manifestado o interesse institucional no registro da Patente nº 12/2013, do invento “Medidor de Intensidade de luz espalhada por pinos odontológicos”;

Parágrafo único. A autoria do referido invento é composta por:

		(contribuição) %
I -	Gerson Kniphoff da Cruz – Departamento de Física/UEPG	70%
II -	Alessandro Dourado Loguercio – Departamento de Odontologia/UEPG	15%
III -	Anna Luiza Szesz – Mestranda do Curso de Odontologia/UEPG	15%

Art. 2º Fica aprovada a liberação dos recursos financeiros, para que a Agência de Inovação e Propriedade Intelectual gestione junto ao Instituto Nacional de Propriedade Intelectual – INPI o pedido de proteção dos direitos de invenção do produto referido no *caput* do art. 1º, deste ato legal.

Art. 3º Esta Resolução entrará em vigor na data de sua publicação. Reitoria da Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Carlos Luciano Sant'Ana Vargas,
Reitor.

Universidade Estadual de Ponta Grossa
Laboratório de Espectroscopia Ótica – DEFIS

**RELATÓRIO TÉCNICO DE DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO E
ANÁLISE DE RESULTADO DA MENSURAÇÃO DA DENSIDADE
VOLUMÉTRICA DE ENERGIA EM UM PINO TRANSLÚCIDO DE
APLICAÇÃO EM RESTAURAÇÃO DENTÁRIA UTILIZADO EM
ODONTOLOGIA.**

Prof.Dr. Gerson Kniphoff da Cruz

Professor Associado – Departamento de Física – UEPG

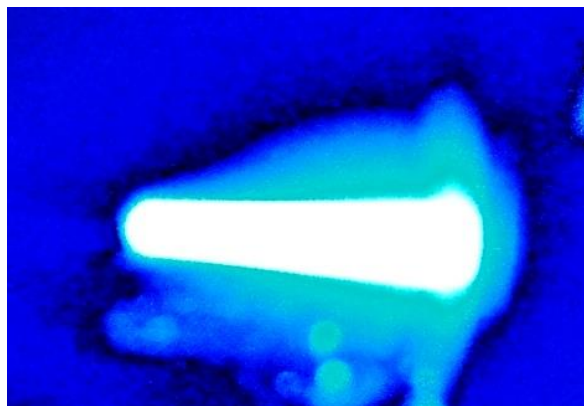
Anna Luiza Szesz

Cirurgiã Dentista

Mestranda em Dentística Restauradora - UEPG

Janeiro/2014

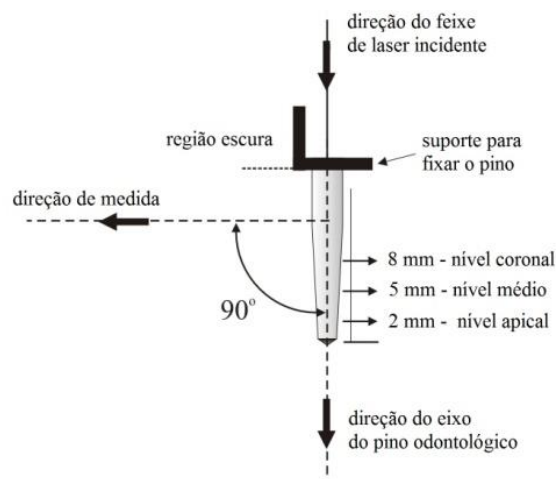
Este trabalho propõe a constituição de um equipamento e a definição de uma metodologia capaz de estimar a densidade volumétrica de energia da luz presente em regiões extremas de pinos de fibra translúcidos. O que pretendemos e traduzir em números o perfil de iluminação que podemos visualizar na fotografia apresentada na figura 1.



Fonte: G.K.Cruz

Figura 1 – Fotografia de um pino translúcido iluminado com um feixe de laser de comprimento de onda de 473 nm.

Para compor o equipamento algumas definições foram pré-estabelecidas e estão presentes na figura 2. O pino translúcido é fixo num suporte próprio para o pino. Um feixe de laser pulsado controlado por lógica TTL (“transistor-transistor logic”) e centrado em 473 nm é utilizado para iluminar o pino translúcido. Este feixe de laser incide na superfície da base do pino e na direção paralela a direção axial do pino. A luz espalhada é detectada em uma direção normal a direção de excitação. O suporte do pino é construído de maneira que nenhuma luz proveniente do feixe de excitação seja detectada pelo sistema de detecção, esta região é a região identificada como região escura. Na figura 2 identificamos as posições que são analisadas em publicações internacionais (Goracci et al. ¹⁰ 2008) e que são consideradas neste trabalho: o nível apical considerado a 2 mm distante da ponta do pino, a região média a 5 mm e a região coronal a 8 mm.



Fonte: G.K.Cruz

Figura 2 – Esquema representativo de algumas definições que são consideradas para o desenvolvimento do equipamento.

Um diagrama básico completo do sistema desenvolvido é apresentado na figura 4. O laser DPSS 200mW centrado em 473 nm está posicionado na mesma base do suporte de pinos. A base é fixa num micrômetro (0,01 mm de resolução) que é controlado por um motor de passos. Este sistema mecânico é capaz de mover a base numa direção paralela ao eixo do pino translúcido em análise. Um amplificador tipo lock-in modelo SR830 (Stanford Research System) é utilizado para controlar o laser e ajustar sua frequência de pulso na frequência de 450 Hz. Na direção normal ao pino é fixado o sistema de detecção que é composto de três partes básicas: uma fenda de entrada de bloqueio lateral de 1 mm de altura e 0,8 mm de largura; um tubo linear composto de duas fendas variáveis (fenda de entrada e fenda de saída) ambas com 0,8 mm de altura e variável de 0- 2000µm de largura e; um tubo fotomultiplicador (PMT-Hamamatsu modelo R636).

Figura 5 – Fotografia do tubo de detecção desenvolvido especialmente para a composição do equipamento

O procedimento de medida consiste em incidir sobre a base do pino translúcido o laser pulsado na frequência de modulação de 450 Hz. O pino irá espalhar luz na mesma frequência de modulação. Esta luz espalhada é detectada pelo tubo fotomultiplicador (PMT). O sinal elétrico gerado na conversão de luz no tubo fotomultiplicador é uma onda quadrada de igual frequência à de excitação ($\omega_r = 2\pi f$). O amplificador lock-in detecta e mede sua amplitude através da técnica de detecção de fase. Para realizar a tarefa o amplificador lock-in usa um detector sensível a fase (DSP) que gera uma saída de componente única na frequência de referência e em uma dada fase. Na técnica, se a frequência ω_r (frequência do sinal gerado no experimento) for igual a ω_L (sinal gerado internamente pelo lock-in na frequência de referência), o sinal de saída do DSP é obtido como:

$$V_{psd} = V_{sig} V_L \sin(\omega_r t + \theta_{sig}) \sin(\omega_L t + \theta_{ref}) \quad (1)$$

$$V_{psd} = \frac{1}{2} V_{sig} V_L \cos[(\omega_r - \omega_L)t + (\theta_{sig} - \theta_{ref})] - \frac{1}{2} V_{sig} V_L \cos[(\omega_r + \omega_L)t + (\theta_{sig} + \theta_{ref})]. \quad (2)$$

Chamando a atenção de que se $\omega_r = \omega_L$, o sinal gerado no DSP será um sinal de tensão contínua (DC) que depende da diferença das frequências entre a frequência de referência e a frequência do sinal elétrico gerado no experimento. Neste caso o sinal elétrico filtrado no DSP será dado por:

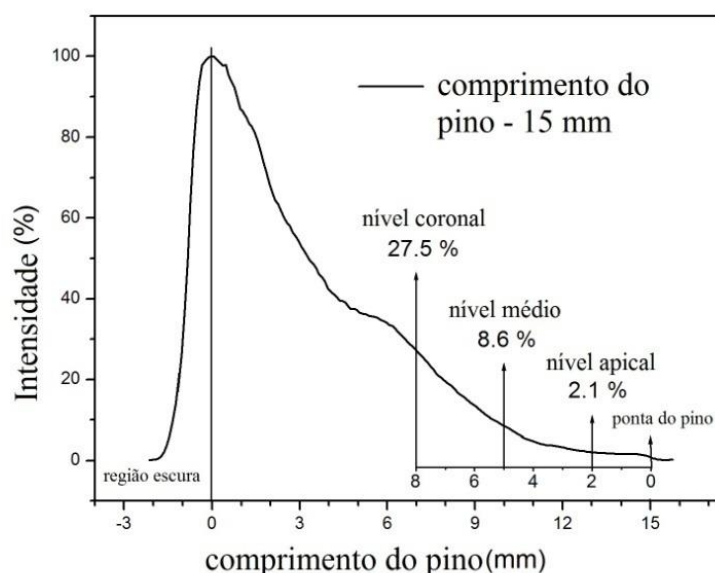
$$V_{psd} = \frac{1}{2} V_{sig} V_L \cos(\theta_{sig} - \theta_{ref}). \quad (3)$$

V_{sig} é a amplitude do sinal que se deseja determinar, $V_L = 1 V$ é amplitude do sinal internamente gerado pelo amplificador lock-in e que serve como referência para a medida. Sinais gerados em frequência diferentes daquela de referência são rejeitados pelo filtro no DSP e não afetam a medida de amplitude realizada pelo amplificador lock-in [15]. Em conclusão a saída V_{psd} é um sinal DC proporcional a amplitude do sinal elétrico gerado na conversão

de luz em sinal elétrico no tubo fotomultiplicador. Este é o sinal que se deseja mensurar.

Para realizar a medida o pino translúcido é posicionado no suporte de pinos do equipamento. O feixe de laser é alinhado e incide na base do pino conforme descrito anteriormente. Realizado o alinhamento do feixe a base é transladada até que se detecte o maior sinal elétrico que será mensurado pelo sistema eletrônico. Neste ponto é feito o ajuste do sistema eletrônico de forma a não obtermos um sinal elétrico maior do que o valor de fundo de escala da escala selecionada. Em seguida a base é então transladada de modo que a fenda de entrada de bloqueio lateral atinja a região escura. O sistema está alinhado e preparado para a realização da medida.

O resultado da intensidade de luz, ponto-a-ponto do pino, é obtido quando a base é transladada de maneira a mover o pino em frente a fenda de entrada de bloqueio lateral no sentido da região escura (base do pino) até a ponta do pino. Na figura 6 é apresentado um resultado típico obtido no equipamento.



Fonte: G.K.Cruz e A.L.Szesz

Figura 6 – Resultado típico de uma medida realizada pelo sistema desenvolvido

Neste trabalho foram usados pinos translúcidos (WhitePost DC nº 2 (FGM)) com diâmetro coronário de 1,80 mm e de diâmetro na apical de 1,05 mm. Pino de 20 mm, 18 mm e pino cortado na dimensão de 13 mm foram analisados. Para fixar o pino para a medida são utilizados 3 mm do comprimento de pino. Em cada caso foram realizadas 10 medidas e comparadas entre si.

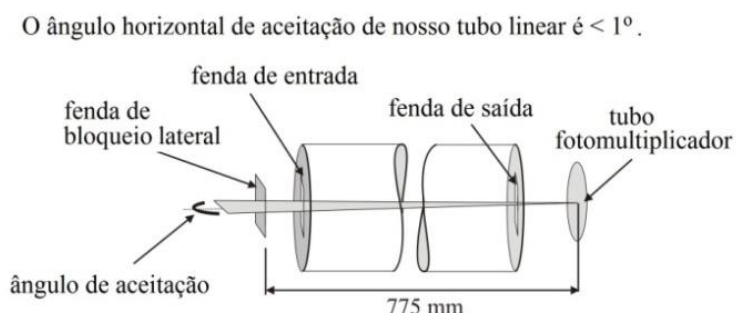
Na figura 6 foi apresentado um resultado típico obtido no sistema. Observa-se que quando a fenda de entrada de bloqueio lateral está na posição da região escura nenhum sinal é mensurado. A partir daí o sinal aumenta até atingir seu valor máximo que ocorre quando o sistema sai da região escura e visualiza completamente a luz espalhada pelo pino. Nesta região o pino possui forma cilíndrica. O sinal decresce até que a forma do pino se altera de cilíndrica para cônica. Neste ponto ocorre um aumento na intensidade de luz espalhada e é medido pelo sistema. Depois deste ponto o sinal torna a decrescer até que atingimos a ponta do pino. O sinal cai novamente a zero. Nesta figura acrescentamos uma régua para identificarmos os pontos de interesse na análise, medidos a partir da ponta do pino (ver figura 1).

Para garantir que nosso sistema meça apenas a componente na direção perpendicular ao eixo do pino, o equipamento recebeu uma fenda de entrada de bloqueio lateral (Figura 7). Para investigarmos o ângulo de aceitação lateral do tubo detector desenvolvido foi feita uma investigação específica para esta finalidade. Na figura 8 é apresentado um esquema representativo do tubo linear mostrando a definição e indicando que nosso equipamento possui um ângulo de abertura lateral menor do que 1° (medida realizada experimentalmente). Não nos preocupamos com o ângulo de abertura vertical pois como o pino possui somente 1,8 mm de diâmetro é muito difícil separar contribuições provenientes de cada ponto ao longo do diâmetro do pino.



Fonte: G.K.Cruz

Figura 7 – Uma fotografia mostrando em detalhe a fenda de entrada de bloqueio lateral.

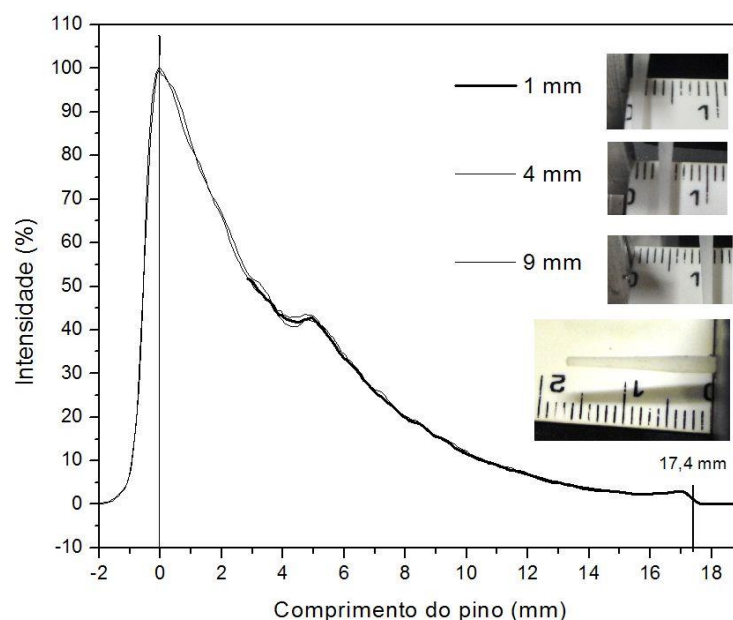


Fonte: G.K.Cruz

Figure 8 – Um esquema simplificado definido e indicando o valor do ângulo de aceitação lateral de nosso sistema.

Entretanto, para a abertura lateral é necessário um estudo detalhado. Os resultados obtidos para a investigação do ângulo de abertura lateral são apresentados na figura 9. Três pontos de separação “X” entre a fenda de entrada e a superfície lateral do pino foram investigados: 1, 4 e 9 mm (ver definição na figura 2)

Observa-se no resultado que independentemente da separação, exatamente o mesmo perfil de variação na intensidade de luz espalhada é obtido para a luz espalhada na direção normal a direção axial do pino. O resultado obtido para a separação de 1 mm foi registrado a partir de 4 mm porque nesta condição a fenda de entrada de bloqueio lateral não acessa a região escura. Porém o resultado possui pontos suficientes para demonstrar e permitir concluir que o resultado obtido é semelhante aos demais.

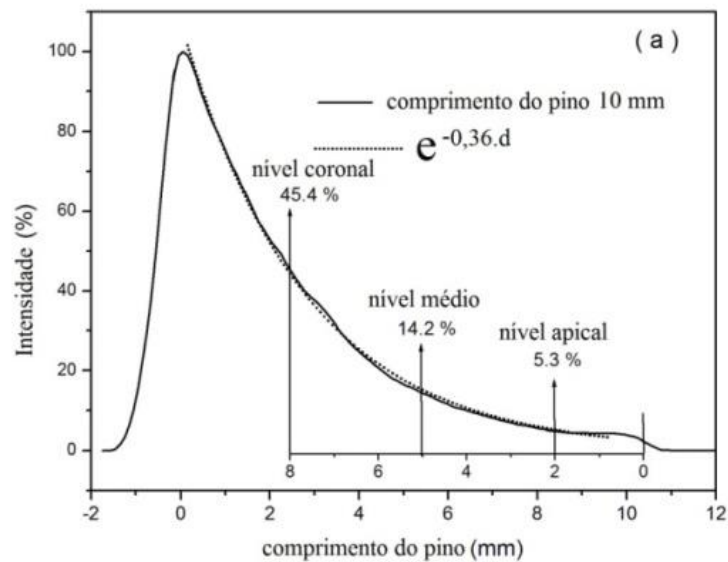


Fonte: G.K.Cruz

Figura 9 – Espectro da intensidade relativa de luz espalhada pelo pino translúcido em função da separação entre a fenda de entrada e a superfície lateral do pino. Foram inseridas fotografias para melhor entender como foram realizadas as medidas. No estudo foi utilizado um pino de 20 mm de comprimento.

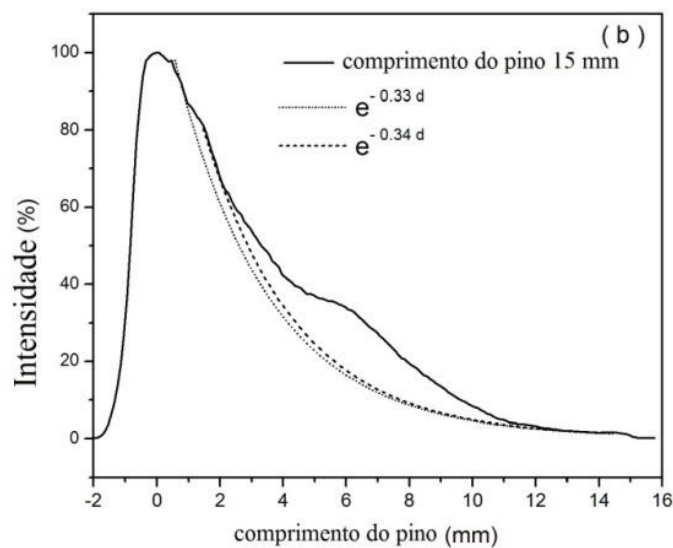
Na figura 10(a) é apresentado o resultado de uma medida típica para um pino de 13 mm de comprimento. Observasse uma alta atenuação da intensidade de luz espalhada pelo pino na medida em que caminhamos para a região apical. Na região coronal observasse que a intensidade de luz reduz-se para 45,5 % em relação ao valor de referência no ponto inicial de medida. O valor decresce para 14,2 % no nível médio e decai para apenas 5,3% para a região apical.

Na figura 10(a) apresentamos também uma simulação do resultado ajustado utilizando-se a lei de Lambert-Beer (linha pontilhada). Um bom ajuste é obtido quando consideramos o parâmetro de atenuação linear igual a $0,36 \text{ mm}^{-1}$. Este resultado está em comum acordo com aquele obtido por Yi-Ching Ho e colaboradores [13].



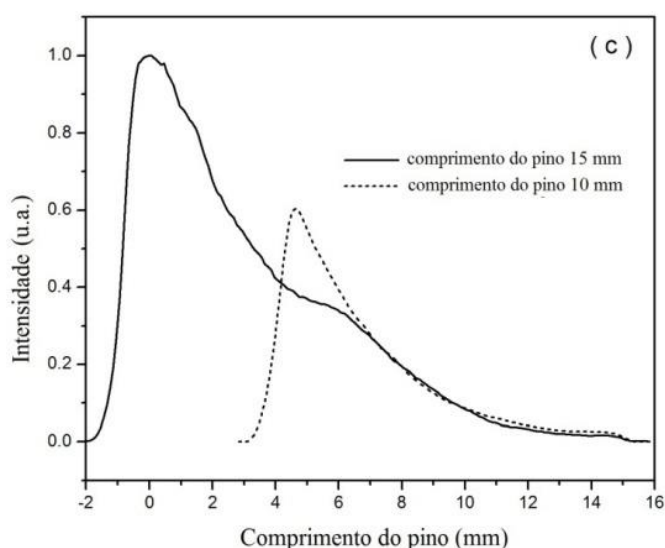
Fonte: G.K.Cruz e A.L.Szesz.

Figura 10(a) – Resultado obtido para um pino de comprimento igual a 13 mm. Em pontilhado é acrescentado o melhor ajuste obtido para a curva utilizando-se a lei de Lambert-Beer.



Fonte: G.K.Cruz

Figura 10(b) – Resultado experimental obtido para um pino de 18 mm de comprimento. Nele são acrescentadas duas simulações realizadas utilizando-se a lei de Lambert-Beer. Comprimento de observação 15 mm.



Fonte: G.K.Cruz

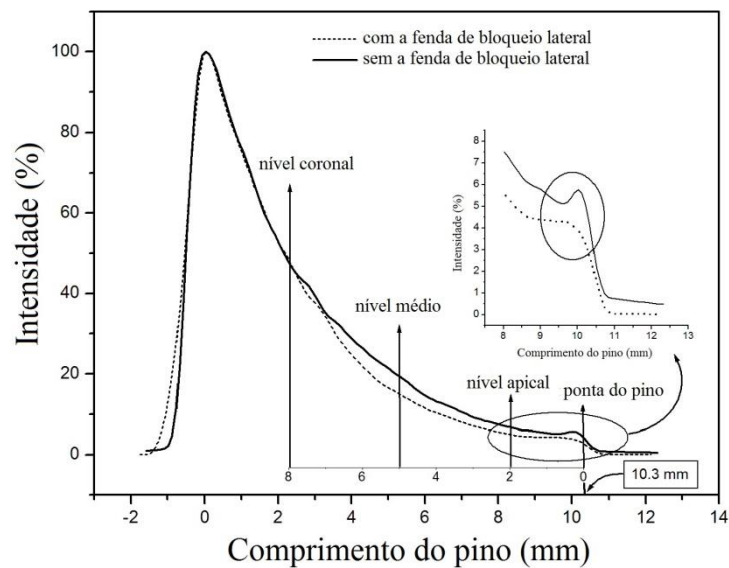
Figura 10(c) – Comparação dos resultados das figuras 10(a) e 10(b). O resultado revela que a variação de intensidade na região cônica do pino é semelhante.

Na figura 10(b) apresentamos um novo resultado para um pino de 18 mm de comprimento. Este resultado demonstra uma nova e interessante característica para o perfil de decaimento de atenuação da luz espalhada ao longo do pino. Para mostrar esta nova característica acrescentamos à figura simulações com coeficientes de atenuação linear na lei de Lambert-Beer nos valores de $0,33 \text{ mm}^{-1}$ (linha tracejada) e $0,34 \text{ mm}^{-1}$ (linha pontilhada). Esta comparação revela que existe outra contribuição que devem ser considerada para se definir o perfil de atenuação da intensidade de luz espalhada pelo pino translúcido. Não sendo, portanto, a lei de Lambert-Beer uma lei que nos dá a descrição correta de como ocorre a atenuação do feixe ao longo do pino.

Na figura 10(c) é apresentada uma comparação entre os resultados apresentados nas figuras 10(a) e 10(b). O resultado demonstra que existe um decréscimo na intensidade do feixe quando estamos na região coronal e caminhando para a direção da região apical, mas que este decréscimo apresenta a mesma variação de intensidade

Outro resultado importante obtido com a utilização do sistema desenvolvido é o registro da luz espalhada por reflexão na interface pino/ar na

ponta do pino. Para observá-lo precisamos comparar dois resultados obtidos em situações diferentes para o pino de 13 mm de comprimento (Figura 11). Na primeira medida o sistema é utilizado de forma completa e o resultado é mostrado na figura 11 em linha pontilhada. O segundo é a medida feita sem a fenda de entrada de bloqueio lateral (linha sólida na figura 11). Em ambas a distância entre a fenda de entrada e a superfície do pino foi mantida em 4 mm. Em inserção é acrescentado em detalhes a região do gráfico na região apical. Como pode ser visto a linha sólida na região da ponta do pino indica um aumento de intensidade naquela região. Este aumento de intensidade é atribuído ao processo de reflexão que ocorre quando a luz do feixe atravessa a interface pino/ar na ponta do pino.

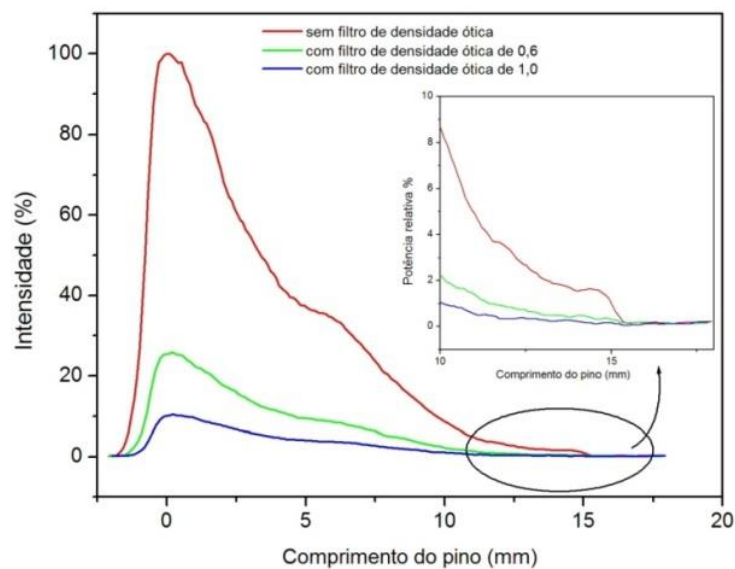


Fonte: G.K.Cruz

Figura 11 – Comparação de duas medidas realizadas para duas situações diferentes de ajuste do equipamento e para o pino de 13 mm de comprimento. Em pontilhado uma medida com o sistema utilizando a fenda de entrada de bloqueio lateral e em linha sólida a mesma medida porém sem a fenda de entrada de bloqueio lateral.

Por fim apresentamos uma simulação do que seria esperado se mudássemos a intensidade de luz incidente na base do pino. Na figura 12 é apresentado um resultado em que se simula a variação de potência do feixe de excitação para um pino inteiro de 18 mm de comprimento. Para esta simulação foram utilizados filtros neutros que atenuam o feixe por absorção óptica e que

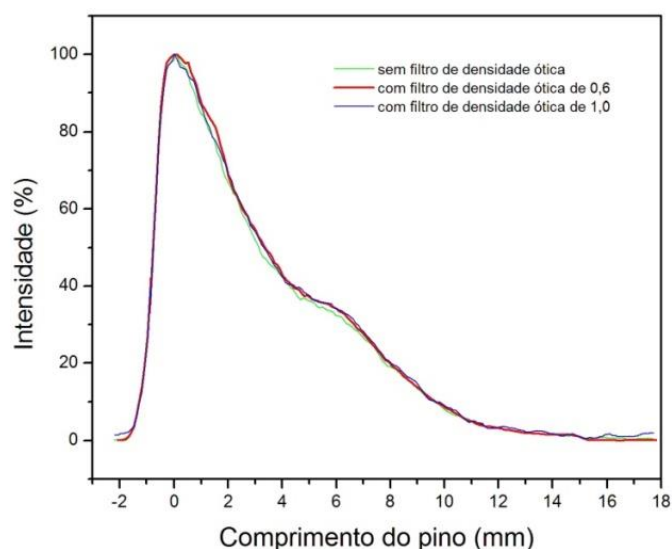
possuem densidade óptica conhecida. Dois filtros foram adotados: um com densidade óptica de 0,6 e outro de densidade óptica de 1,0. Lembremos que a densidade óptica do filtro é definida como $D = -\log_{10}(I_T/I_0)$ em que I_0 é a intensidade de luz incidente sobre o filtro e I_T é a intensidade da luz que foi transmitida pelo filtro. Nas condições de especificação utilizadas foram feitas reduções na intensidade do feixe de excitação de 100% (para o feixe sem o filtro) para 25% e 10% do valor inicial, respectivamente.



Fonte: G.K.Cruz e A.L. Szesz

Figura 12 – Comparação entre três resultados obtidos para um feixe de laser com diferentes intensidades de excitação.

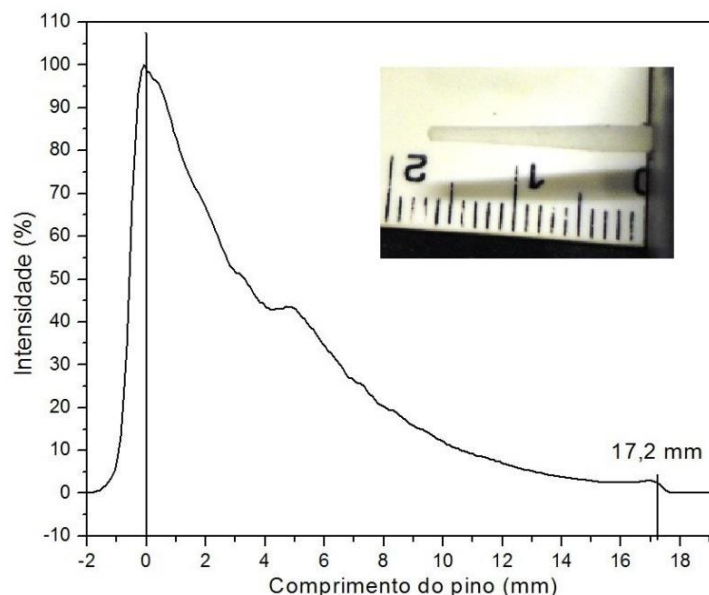
Como resultado percebe-se que a intensidade de luz espalhada na direção analisada mantém um perfil parecido em cada caso. A simulação mostra ainda que um ganho de intensidade de luz no nível apical é obtido apenas com um aumento na intensidade de luz incidente na base do pino, em outras palavras, com o aumento da potência de luz emitida pela fonte de excitação. Entretanto, o perfil de distribuição de intensidade se mantém o mesmo (Figura 13).



Fonte: G.K.Cruz e A.L. Szesz

Figura 13 – Uma normalização dos resultados obtidos para diferentes intensidades de excitação da figura 12.

Como ficou demonstrado o equipamento desenvolvido permite a obtenção do espectro de intensidade de luz espelhada em função da posição ao longo da direção perpendicular ao eixo do pino odontológico. Entretanto, esta é uma medida relativa pois estamos mensurando uma quantidade de luz que é convertida no tubo fotomultiplicador num sinal elétrico, mas que é diretamente proporcional a intensidade do sinal luminoso incidente na fotomultiplicadora. Este é o motivo que inicialmente obriga e permite escrevermos o gráfico da intensidade de luz espalhada em unidades arbitrárias (u.a.) ou mesmo em valores percentuais tomando como referencial o ponto de máxima intensidade. Na figura 14 apresentamos um novo resultado típico desta situação para um pino de 20 mm.

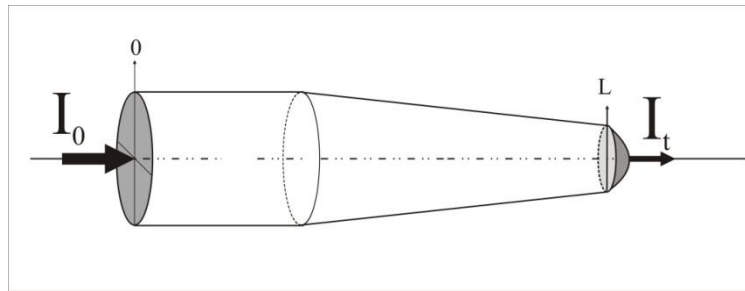


Fonte: G.K.Cruz e A.L. Szesz

Figura 14 – Espectro da intensidade de luz espalhada por um pino odontológico em função da posição do ponto de espalhamento. A curva demonstra com é o perfil da variação de intensidade de luz espalhada pelo pino. Em inserção está a fotografia do pino estudado mostrando a real dimensão do pino odontológico.

No gráfico temos uma visão clara do perfil de como a intensidade de luz espalhada muda em função da posição do pino analisado. Entretanto, para podermos obter maiores informações sobre a intensidade de luz espalhada e para validarmos os resultados, precisamos converter os valores medidos numa grandeza física. Isto é precisamos definir um valor e uma unidade de medida dentro do Sistema Internacional de Unidades (SI).

Para realizarmos esta tarefa precisamos calibrar nosso sistema de medida. Na figura 15 temos uma representação de um pino odontológico mostrando quais são as medidas necessárias para a calibração do sistema. Na figura é indicado que é necessária a mensuração da intensidade de luz que incide sobre a base do pino odontológico (I_0) bem como a mensuração da medida da intensidade de luz que atravessa completamente o pino odontológico (I_t).



Fonte: G.K.Cruz

Figura 15 – Uma representação esquemática de um pino odontológico indicando que necessitamos da mensuração da intensidade de luz que incide sobre a base do pino odontológico bem como da mensuração da intensidade de luz que atravessa completamente o pino.

Etapas necessárias para a calibração.

Etapas 1 – medida da potência I_0

Na figura 16 temos uma fotografia do suporte que mantém o pino em posição para a realização da medida. É indicado o feixe de laser incidindo sobre a base do pino odontológico.



Fonte: G.K.Cruz

Figura 16 – Fotografia do suporte que fixa e mantém o pino odontológico no alinhamento correto para a mensuração da intensidade de luz espalhada. É dada a indicação da direção do feixe de laser incidente.

Para realizarmos o ajuste para a medida de I_0 temos que remover o pino odontológico do suporte e manter o feixe do laser incidente na direção perpendicular ao orifício no qual é fixado o pino odontológico para a medida. Um medidor de potência é posicionado no lado oposto ao de iluminação. Desta forma se determina a intensidade de luz que atravessa pelo orifício e que é o

valor de I_0 em mW que se deseja determinar. Esta medida é a medida da intensidade de luz que irá incidir na base do pino isto porque o orifício possui exatamente o mesmo diâmetro do pino odontológico.

Para exemplificarmos faremos a calibração para um pino de 20 mm de comprimento. A medida realizada nesse caso foi feita com um “Laser Check” modelo 54-018 da empresa Edmund Optics (Figura 17). A medida realizada indicou um valor de 35,1 mW para o valor de I_0 .



Fonte: G.K.Cruz

Figura 17 – Fotografia do medidor de potência utilizado para a determinação de I_0 .

Etapas 2 – medida da potência I_t

Realizada a etapa anterior o pino é reposicionado no orifício para ser analisado. Agora posicionasse o medidor de potência a aproximadamente 20 mm da ponta do pino de forma a mensurarmos a intensidade de luz que foi transmitida através do pino. Para o pino de 20 mm foi medido um valor de 0,237 mW para o valor I_t .

Em outras palavras, a medida acima indica o valor da intensidade I_0 descontada o valor da energia que foi perdida ao longo do pino ΔI .

$$I_t = I_0 - \Delta I \quad (1)$$

Etapas 3 – Conversão dos gráficos.

Determinados os valores de I_0 e de I_t , pode-se converter o gráfico do perfil de intensidade de luz espalhada pelo pino de unidade arbitrária para unidade de potência. Na análise e estudo aqui realizado temos uma clara

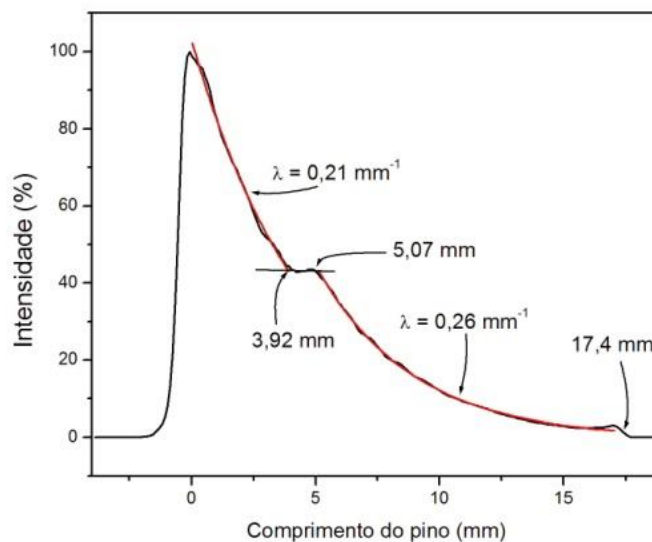
indicação de que o perfil da curva apresenta um decréscimo na forma exponencial.

É importante observarmos na análise do resultado que: (i) para fixarmos o pino para medida, em torno de 3 mm do pino são utilizados nesta fixação. De forma que as medidas realizadas sempre apresentarão o perfil de intensidade de luz com origem no ponto zero que está a 3 mm distante da base do pino. (ii) o pino deixa de possuir a forma cilíndrica para assumir a forma cônica. Esta alteração ocorrendo num ponto distante em torno de 8 mm da base do pino. De forma que temos a identificação de duas regiões claramente distintas a serem consideradas. Esta divisão pode ser visualizada na figura 1. (iii) assumiremos como premissa que o decréscimo na intensidade de luz ao longo do pino seja exponencial e que a análise deva ser feita distintamente para ambas as regiões acima descritas. A descrição da equação (2) segue a mesma descrição da lei de Lambert-Beer para a diminuição na intensidade de luz em um meio homogêneo e transparente.

$$I = I_0 \cdot e^{-\lambda \cdot d} \quad (2)$$

Entretanto, vale ressaltar que em nosso caso não estamos assumindo que a variável λ seja o coeficiente de atenuação linear do material formador do pino odontológico. Chamaremos λ apenas de coeficiente atenuador. Esta indicação é devido ao resultado já discutido em relação ao resultado apresentado na figura 10(b).

Como mencionamos acima duas regiões são bem definidas. Na figura 18 apresentamos o resultado do ajuste realizado, a partir da equação 2, para ambas as regiões.



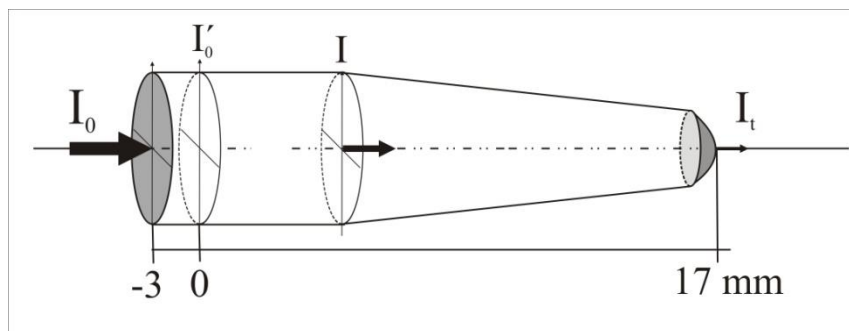
Fonte: G.K.Cruz

Figura 18 – Gráfico apresentando os ajustes realizados para a obtenção dos coeficientes de atenuação das duas regiões descritas: região cilíndrica do pino odontológico e região cônica do pino odontológico.

De posse de todas estas informações podemos agora converter os gráficos de unidade arbitrária ou de valores percentuais para unidade de potência (mW).

Na figura 19 é apresentado um esquema de um pino odontológico no qual são identificados os pontos importantes a serem considerados na análise e conversão. O ponto “-3 mm” indica que são utilizados 3,0 mm do pino para fixá-lo no suporte de pinos do equipamento. O ponto “0” será a origem do gráfico convertido. É a partir dele que obtemos experimentalmente o perfil de intensidade em função da posição no pino. Neste ponto teremos a intensidade I'_0 que é uma intensidade corrigida em relação ao valor mensurado na descrição anteriormente feita para a determinação de I_0 (Etapa 1).

No ponto de intensidade I teremos a posição em que o pino deixa de possuir a forma cilíndrica e passa para a forma cônica. E por fim temos a ponta do pino.



Fonte: G.K.Cruz

Figura 19 – Esquema de um pino odontológico identificando os pontos principais para a conversão do gráfico

Inicialmente temos uma intensidade $I_0 = 35,5 \text{ mW}$ incidindo sobre a base do pino odontológico. Este valor necessitar ser corrigido para um ponto no interior do pino que valerá:

$$I'_0 = 35,5 \text{ mW} \cdot e^{-0,21 \text{ mm}^{-1} \cdot 3,0 \text{ mm}} = 18,9 \text{ mW}$$

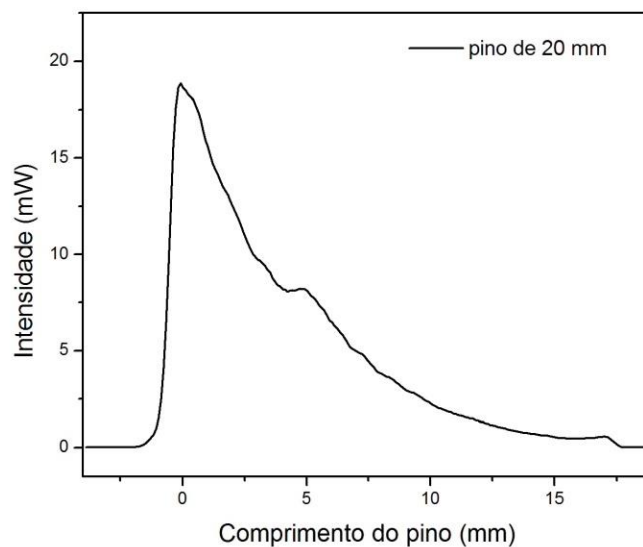
Este valor corrigido é o valor que corresponde ao valor de 100% indicado no gráfico da figura 14. O coeficiente de atenuação é o mesmo que aquele medido no ajuste do gráfico da figura 18 para a região cilíndrica. Isto porque a forma do pino nesta região é a mesma. Agora podemos calcular qual foi o decréscimo em intensidade desde o ponto 0 até o ponto 3,9 mm.

$$I = 18,9 \text{ mW} \cdot e^{-0,21 \text{ mm}^{-1} \cdot 3,9 \text{ mm}} = 8,3 \text{ mW}$$

Numa leitura rápida do gráfico vemos que neste ponto a intensidade em média se mantém constante até o ponto 5,0 mm. Deste ponto em diante podemos calcular a atenuação do feixe agora utilizando o novo coeficiente de atenuação. Na ponta do pino teremos então um feixe com intensidade igual a:

$$I_t = 8,3 \text{ mW} \cdot e^{-0,26 \text{ mm}^{-1} \cdot 12,4 \text{ mm}} = 0,330 \text{ mW}$$

Um valor bastante coerente com o valor medido com o medidor de potência na etapa 2 do procedimento acima descrito que era de $I_t = 0,237 \text{ mW}$. Concluído o cálculo, podemos reconstruir o gráfico da figura 14 agora em unidades de potência (Figura 20).

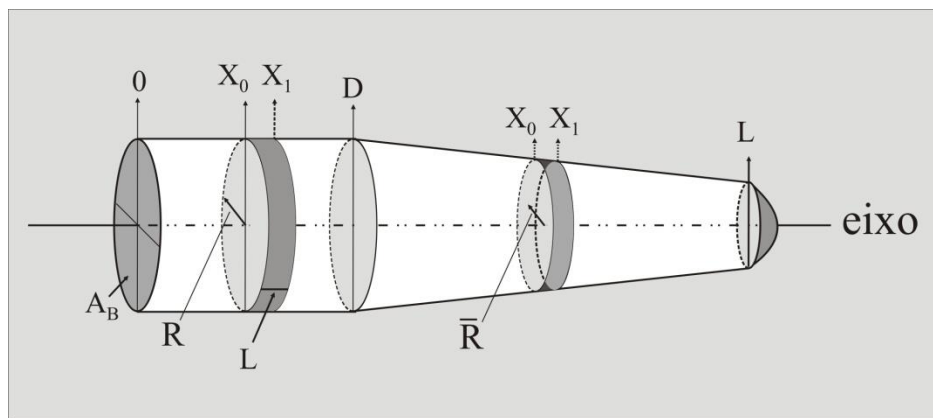


Fonte: G.K.Cruz

Figura 20 – Gráfico da figura 14, convertido para unidade de potência.

Na figura 20 temos a informação de como varia a intensidade do feixe do laser na medida em que ele cruza pelo interior do pino. É uma informação importante, mas que deve ser complementada em função da forma que as interpretações são dadas nos trabalhos científicos da área. Agora e a partir do gráfico da figura 20, somos capazes de estimar o valor da densidade volumétrica de energia local (ρ) em cada região do pino odontológico.

Na figura 21 apresentamos uma esquematização de um pino odontológico mostrando as informações importantes para o cálculo de ρ . Duas situações devem ser consideradas: a região em que o pino apresenta a forma cilíndrica na qual o raio se mantém constante e a região em que o pino apresenta a forma cônica. Neste caso, tomaremos o valor médio do raio para o cálculo da densidade de energia.



Fonte: G.K.Cruz

Figura 21 – Esquematização das informações para a realização do cálculo da densidade volumétrica de energia. R é o raio da região em que o pino apresenta forma cilíndrica e $\bar{R}$ é o valor do raio médio na região em que o pino apresenta a forma cônica. A_B é a área da base do pino e L é a altura do volume da superfície cilíndrica em que se deseja determinar a densidade volumétrica.

Desta forma, poderemos calcular a densidade volumétrica de energia com a seguinte expressão:

$$\rho = \frac{|I_{X_1} - I_{X_0}|}{V} \text{ sendo}$$

$$V = A_B \cdot L = \pi \cdot R^2 \cdot L$$

Na expressão acima I_{X_0} é a intensidade de luz medida no ponto inicial de medida do volume enquanto I_{X_1} é a intensidade de luz medida no ponto final de determinação do volume. Ou seja, o que estamos medindo é uma densidade de energia que foi perdida entre o ponto X_0 e o ponto X_1 . Não é possível afirmar como esta variação aconteceu, mas três processos podem contribuir para esta variação:

$$I_{X_1} = I_{X_0} - I_A - I_E - I_R \quad (3)$$

I_{X_0} é a intensidade no ponto X_0

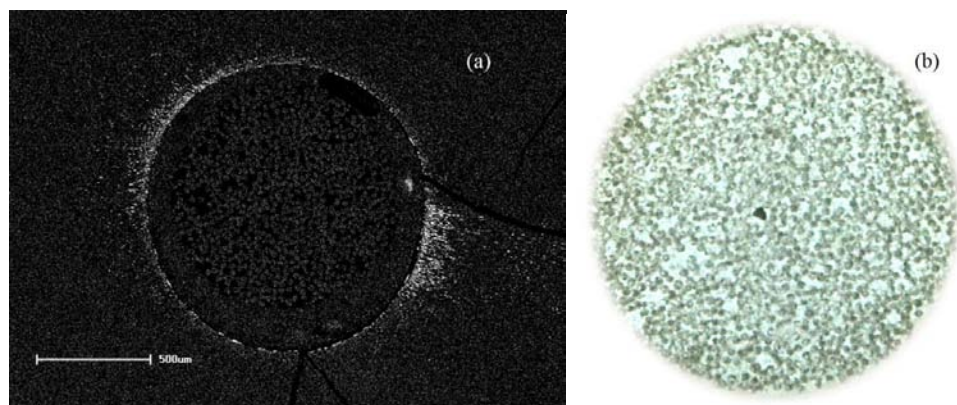
I_A é a intensidade que foi perdida por absorção da luz pelo material que compõe o pino.

I_E é a intensidade que foi perdida por espalhamento

I_R é a intensidade que é perdida por refração e/ou reflexão na interface pino/ar principalmente a partir do ponto em que o pino troca sua forma.

Importante é frisar que não estamos determinando qual é o processo mais eficiente para a perda de energia do feixe, mas sim estamos dizendo que ocorreu uma variação de energia na intensidade do feixe e que em princípio esta energia está dentro do volume considerado no cálculo. Por qual processo indicado acima esta energia deixa o volume do pino considerado no cálculo, é difícil afirmar.

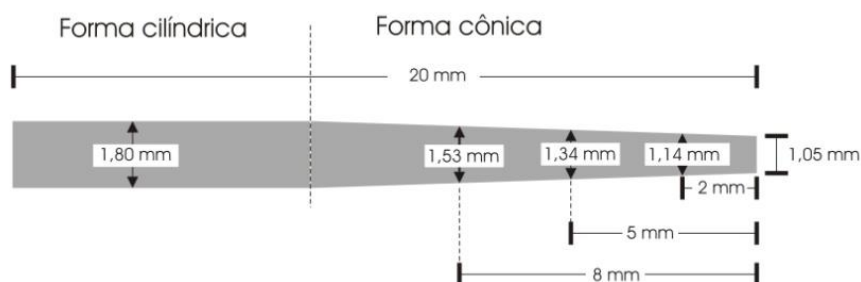
O fato é que se olharmos para as figuras 22(a) e 22(b) veremos que os pinos de fibras são compostos por fibras. Assim seremos levados a identificação de uma possível perda por direcionamento de caminhos gerados pelas fibras que compõem o pino translúcido a base de fibra de vidro. Este processo estaria sendo mais efetivo a partir do momento em que se transforma o pino da forma cilíndrica para a forma cônica. Neste caso as fibras mais exteriores estariam sendo cortadas criando pontos de escape de luz e aumentando os processos de refração e de reflexão nestas extremidades das fibras. Como consequência, teremos um processo de diminuição de intensidade do feixe de luz que não é considerado pela lei de Labmert-Beer, mas que se torna bastante eficaz para a perda de energia local.



Fonte: A.L.Szesz

Figura 22- Imagens de um pino a base de fibras obtidas por MEV(a) e microscópio óptico (b).

Na figura 23 temos uma representação do pino odontológico com suas dimensões reais. A partir desta representação é possível a determinação do raio médio para as regiões coronal, média e apical.



Fonte G.K.Cruz

Figura 23 – Representação das dimensões reais do pino odontológico e dos valores dos raios médios para as regiões de interesse.

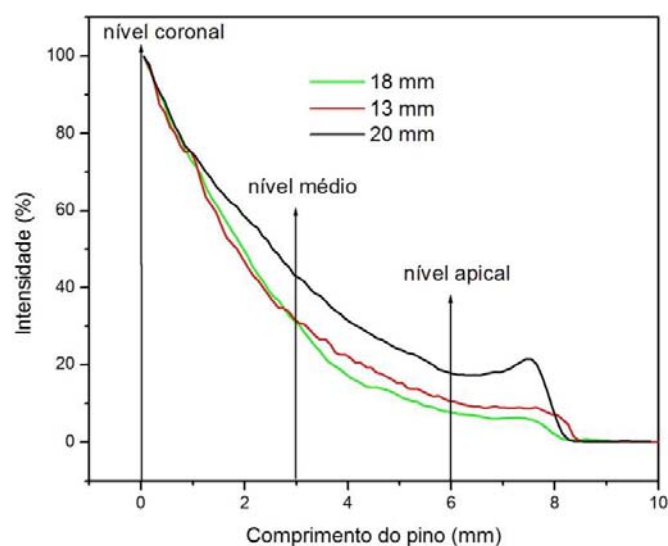
Na tabela 1 fazemos um resumo dos resultados importante para o cálculo. Em cada região consideraremos uma variação longitudinal de 1,0 mm de comprimento pino centrado no ponto de interesse segundo as definições apresentadas na figura 1. Na última linha acrescentamos também o valor calculado e/ou estimado para a densidade volumétrica de energia para cada região.

Tabela 1 – Resumo dos resultados necessários para o cálculo da densidade de energia. Na última coluna é acrescentado o valor estimado para a densidade volumétrica de energia.

Região	X_0 (mm)	X_1 (mm)	R (mm)	I_{X_0} (mW)	I_{X_1} (mW)	$\rho \left(\frac{mW}{mm^3} \right)$
Coronal	8,9	9,9	1,53	3,03	2,34	0,375
Média	11,9	12,9	1,34	1,38	1,00	0,269
Apical	14,9	15,9	1,14	0,567	0,459	0,106

Fonte: G.K.Cruz

Para atestar a validade de nossos resultados apresentamos na figura 24 os resultados obtidos neste trabalho normalizados para o ponto definido como nível coronal. São apresentados os valores para os pinos inteiros de 20 mm, de 18 mm bem como para o pino cortado para a dimensão de 13 mm.



Fonte: G.K. Cruz

Figura 24 – Normalização comparativa dos resultados obtidos para os pinos de 20, 18 e de 13 mm de comprimento. O ponto de referência foi tomado como o ponto do nível coronal.

A partir do gráfico podemos medir o percentual de luz espalhada nas regiões de estudo. Estes valores foram incluídos na tabela II que apresenta um comparativo entre os valores obtidos neste trabalho e os valores publicados por Goracci et al. ¹⁰ (2008). Os valores tabelados foram obtidos a partir da tabela 2 da página 1125 do trabalho publicado pelos autores. Para a comparação normalizamos os valores medidos por Goracci et al. ¹⁰ (2008) no nível coronal para 100% e calculamos os valores percentuais para os demais casos. A partir da tabela podemos concluir que nossos resultados estão em concordância com valores experimentais apresentados em revista internacional. Esta comparação pode ser realizada uma vez que já foi demonstrado que se obtém um ganho na intensidade luminosa na região apical apenas com o aumento da intensidade de luz da fonte de excitação (figura 12), sendo semelhante o perfil da variação de intensidade (figura 13).

Tabela II – Comparação dos resultados obtidos neste trabalho com os resultados publicados na referência de Goracci et al. ¹⁰ (2008).

	Coronal (*)	%	Médio (*)	%	Apical (*)	%
Dentin Post X	1459	100	579	39.7	297	20.4
FRC Postec Plus	1284	100	561	43.7	276	21.5
DT Light Post Illusion	1044	100	471	45.1	115	11.0
DT Light Post	891	100	386	43.3	203	22.8
DT Light SL	882	100	380	43.1	197	22.3
RelyX Fiber Post	816	100	211	25.9	110	13.5
GC	815	100	376	46.1	229	28.1
Radix Fiber Post	604	100	394	65.2	390	64.6
Macrolock Illusion	412	100	296	71.8	210	51.0
Snowpost	294	100	196	66.7	98	33.3
20 mm	X	100	X	43,2	X	17,6
18 mm	X	100	X	31,8	X	7,7
13 mm	X	100	X	31,8	X	10,9

(*) Valores médios para diferentes pinos

Tabela 2 - page 1125 - por C. Goracci, G. Corciolani, A. Vichi, and M. Ferrari;
J Dent Res 87(12) 2008.

Os resultados experimentais obtidos com o novo sistema de medida revelam algumas importantes características em relação a luz espalhada por um pino translúcido utilizado em restauração dentária. Uma primeira característica é o aumento da intensidade de luz quando a forma do pino é modificada.

Um outro resultado importante é observado quando comparamos o resultado experimental de um pino inteiro 18 mm (figura 7) com um resultado medido para um pino cortado de 13 mm (Figura 10a). Percebesse um aumento significativo na luz na região coronal de 27,5% para 45,5%, na região média um ganho de 8,6% para 14,2% mas um aumento quase que insignificante de 2,1% para 5,3% na região apical. Ou seja mesmo com a redução do pino a região apical teve apenas um ganho de 3,2% na intensidade de luz que chega a esta região.

A explicação para os resultados acima podem ser atribuídos ao terceiro processo de perda de energia envolvido no sistema estudado (já mencionado anteriormente). Este processo ocorre na interface pino/ar. Ali duas coisas podem acontecer: um processo de reflexão difusa e uma perda por refração na interface.

Na figura 10(a) e 10(b) incluímos simulações utilizando a lei de Lambert-Beer. Ela diz que a intensidade de luz de um feixe diminui com uma dependência logarítmica quando este feixe cruza através de uma substância homogênea e transparente sendo dada por $I = I_0 e^{-\lambda d}$ em que λ o coeficiente de atenuação linear e d a distância de penetração do feixe de luz no material. Entretanto, esta lei leva em consideração a atenuação do feixe na direção de propagação do feixe. Este não é o caso considerado aqui. Estamos mensurando uma intensidade de luz que é espalhada pelo volume do material em estudo e na direção normal a direção de propagação do feixe de luz.

No entanto, podemos aplicar a lei de Lambert-Beer porque dois processos são considerados na análise da atenuação do feixe de luz na direção de propagação: o processo de absorção e o processo de reflexão pelo volume do material homogêneo. O segundo processo está sendo considerado neste trabalho para realização da medida. Estamos mensurando a luz que é espalhada pelo volume do material em estudo. Ela permite obtermos uma avaliação de como o feixe de luz está variando sua intensidade na medida em que atravessa ao longo do pino. Este motivo nos levou a realizamos as simulações apresentadas na figura 10(a) e 10(b), e que demonstram que outras contribuições estão presentes na diminuição da intensidade do feixe.

Para explicarmos o terceiro processo que deve contribuir para a perda de energia devemos lembrar a equação de refração. Ela define como se relacionam o raio incidente e o raio refratado numa interface entre duas superfícies. A razão entre os senos dos ângulos de incidência e de refração é igual ao inverso da razão entre os índices de refração dos meios envolvidos: $\left(\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_r} = \frac{n_r}{n_i}\right)$. Este processo passa a acontecer quando o pino troca de forma cilíndrica para cônica. Inicialmente o feixe se propaga na direção do eixo do pino. Quando o feixe entra na região cônica ele passa e enxergar uma interface

pino/ar (para os raios mais exteriores). Agora ele pode ser parcialmente refratado para fora do pino e parcialmente refletido seguindo a lei da reflexão da ótica geométrica (a lei diz que: o ângulo de incidência é igual ao ângulo de reflexão para uma reflexão numa superfície especular).

Devemos considerar que a interface pino/ar não seja suficientemente polida para ser considerada como uma superfície refletora do tipo especular (figura 22). Assim sendo, não existe uma teoria completamente válida para explicar a reflexão difusa que deve estar ocorrendo na interface pino/ar. Existe a lei do cosseno de Lambert que diz que: a radiância de uma superfície é isotrópica, e proporcional a superfície irradiada e apresenta, para um raio de luz que incide na superfície de um meio não absorvedor e proveniente de uma dada direção, dependência com o cosseno do ângulo de incidência, $B = (I_o/\pi)\cos(\alpha)\cos(\beta)$ onde I_o é a intensidade do feixe incidente na superfície, $\cos(\alpha)$ é o ângulo interior formado entre a direção do feixe incidente e a direção normal a superfície e $\cos(\beta)$ é o ângulo de reflexão medido em relação a direção normal a superfície. Esta lei demonstra que não há relação entre o raio incidente e o raio refletido pela superfície refletora. Esta reflexão é que consideramos seja a principal causa do aumento de intensidade de luz espalhada quando o pino troca de forma.

Como outros pesquisadores mencionam, nos também queremos mencionar o fato de que nossas medidas são realizadas num ambiente sem qualquer preocupação com a iluminação externa. Esta é uma das grandes vantagens implementadas em nosso sistema com a aplicação da técnica de detecção de fase.

Outra vantagem é que a luz espalhada se propaga linearmente pelo ar até incidir no detector, após sair do interior do pino. Ela não cruza por nenhuma janela ótica ou meio material (fibra).

REFERENCIAS

- [1] Howard W. Roberts, Daniel L. Leonard, Kraig S. Vandewalle, Mark E. Cohen, David G. Charlton; The effect of a translucent post on resin composite depth of cure; *Dental Materials* (2004) 20, 617–622; doi:10.1016/j.dental.2003.10.004
- [2] Luca Giachetti, Simone Grandini, Paolo Calamai, Gabriele Fantini, Daniele Scaminaci Russo; Translucent fiber post cementation using light- and dualcuring adhesive techniques and a self-adhesive material: Push-out test; *journal of dentistry* 37 (2009) 638 – 642; doi:10.1016/j.jdent.2009.04.007
- [3] Yahya Orçun Zorba, Ali Erdemir, Ali Turkyilmaz, Ayce Ünverdi Eldeniz; Effects of Different Curing Units and Luting Agents on Push-out Bond Strength of translucent Posts; *JOE* 36, 9, (2010);1521-1525 doi:10.1016/j.joen.2010.04.026
- [4] L. Giachetti, D. Scaminaci Russo, M. Baldini, F. Bertini, L. Steier, M. Ferrari, Push-out strength of translucent fibre posts cemented using a dual-curing technique or a light-curing self-adhering material; *International Endodontic Journal*, 45, 249–256, 2012; doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01969.x
- [5] Yahya Orcun Zorba, Ali Erdemir, Fuat Ahmetoglu, Oguz Yoldas; Effect of different light sources in combination with a light-transmitting post on the degree of conversion of resin composite at different depths of simulated root canals; *Dental Traumatology* 2011; 27: 195–198; doi: 10.1111/j.1600-9657.2011.00987.x
- [6] F. Zicari, E. Coutinho, R. Scotti, B. Van Meerbeek, I. Naert; Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts; *Dental Materials* 29 (2013) e45–e52; doi:10.1016/j.dental.2012.11.001
- [7] E Baena, MV Fuentes, MA Garrido, J Rodríguez, L Ceballos; Influence of Post-cure Time on the Microhardness of Self-Adhesive Resin Cements Inside the Root Canal; *Operative Dentistry*, 2012, 37-5, 548-556; doi: 10.2341/11-079-L
- [8] A. Dogar¹, S. C. Altintas¹, S. Kavlak² & A. Guner; Determining the influence of fibre post light transmission on polymerization depth and viscoelastic behaviour of dual-cured resin cement; *International Endodontic Journal*, 45, 1135–1140, 2012; doi: 10.1111/j.1365-2591.2012.02085.x

- [9] Erica C.N. Teixeira, Fabricio B. Teixeira, Jeffrey R. Piasick and Jeffery Y. Thompson; An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems; *JADA* 2006;137(7):1006-1012
- [10] C. Goracci, G. Corciolani, A. Vichi, and M. Ferrari; Light-transmitting Ability of Marketed Fiber Posts; *J Dent Res* 87(12):1122-1126, 2008;
- [11] Luís Fernando dos Santos Alves Morgan, Rogéli Tiburcio Ribeiro da Cunha Peixoto, Rodrigo de Castro Albuquerque, Maurício Ferrari Santos Corrêa, Luiz Thadeu de Abreu Poletto, Marcos Barbosa Pinotti; Light Transmission through a Translucent Fiber Post; *JOE*, 34,3 (2008)299-302; doi: 10.1016/j.joen.2007.12.007
- [12] Ivana Radovic, Gabriele Corciolani, Elisa Magni, Goranka Krstanovic, Vladimir Pavlovic, Zoran R. Vulicevic, Marco Ferrari; Light transmission through fiber post: The effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement; *dental materials* 25 (2009) 837–844; doi:10.1016/j.dental.2009.01.004;
- [13] Yi-Ching Ho, Yu-Lin Lai, I-Chiang Chou, Shue-Fen Yang, Shyh-Yuan Lee; Effects of light attenuation by fibre posts on polymerization of a dual-cured resin cement and microleakage of post-restored teeth; *journal of dentistry* 39 (2011) 309 – 315; doi:10.1016/j.jdent.2011.01.009
- [14] Stefano Cattini, Luigi Rovati; An optical method for the analysis of the exitance diffused by light-transmitting fiber post; *Proc. of SPIE Vol. 7884* 78840M-1; doi: 10.1117/12.873822
- [15] User manual, Stanford Research System, MODEL SR830 DSP Lock-In Amplifier, Revision 2.5 (10/2011), www.thinkSRS.com.