

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Ciências da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Odontologia



Dissertação de Mestrado

**Pino de fibra condutor de luz: tecnologia para melhorar a microdureza e
resistência de união**

Gabriela Resende Allig

Brasília, 26 de setembro de 2023

Gabriela Resende Allig

**Pino de fibra condutor de luz: tecnologia para melhorar a microdureza e
resistência de união**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Fernandes da Cunha

Brasília, 2023

Gabriela Resende Allig

Pino de fibra condutor de luz: tecnologia para melhorar a microdureza e resistência de união

Dissertação aprovada, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Data da defesa: 26/09/2023

Banca examinadora:

Prof. Dr. Leonardo Fernandes da Cunha (Orientador)

Prof. Dra. Fernanda Cristina Pimentel Garcia

Prof. Dr. Carlos Eduardo Edwards Rezende (membro externo)

Prof. Dra. Liliana Vicente Melo de Lucas Rezende (membro suplente)

A todos que acreditaram em mim quando nem eu mesma acreditei!

AGRADECIMENTOS

Ao programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Brasília e a Capes pela oportunidade de pesquisa e aprendizado.

Ao professor Leonardo pela orientação e cuidado ao longo desta jornada, por todos os ensinamentos e apoio, meu profundo agradecimento.

À Deus por ter me guiado, sido minha fortaleza e iluminado meu caminho ao longo dessa trajetória.

Aos meus pais, irmão e ao Vitor sempre me apoiarem, estarem ao meu lado, me darem forças para vencer as batalhas diárias. Chegar até aqui é uma conquista nossa e não existem palavras suficientes para agradecer e demonstrar meu amor a vocês.

Aos profissionais da saúde que me ensinaram a como passar pelos percausos da vida e me ajudaram a ser uma pessoa melhor. Muito obrigada Lígia e Dra. Janaína.

Aos meus amigos, principalmente Vanessa, lury, Jessica, agradeço pelas conversas, pelo conforto e carinho, por sempre estarem presentes na minha vida, independente da distância física que nos separa.

À Carol, pela nossa identificação desde o início do mestrado, pela gentileza e acolhimento em todos os momentos. Juntamente com o Lucas e o Bernardo, vocês se tornaram minha família em Brasília.

Aos amigos que fiz neste período, a Rafa Nóbrega, Emerson, Uriel, Alexia, Rafa Cortes, Thiago, vocês tornaram todo o processo mais leve e feliz, o apoio de vocês foi fundamental.

Aos professores Fernanda, Carlos e Liliana por aceitarem participar da banca com alegria e brevidade.

Aos profissionais dos laboratórios em que a pesquisa foi feita, por toda solicitude e disposição em ajudar.

À Brasília, por ter me acolhido e mostrado as belezas que viver pode nos proporcionar.

Os meus mais sinceros agradecimentos.

“Só se vive o propósito quem suportar o processo”

Marcos Cruz Santos

RESUMO (PORTUGUÊS)

A utilização de pinos de fibra de vidro (PFV) é comum ao cotidiano do cirurgião-dentista devido a sua praticidade e bom desempenho em sua função de retentor intrarradicular. Diante disso, almeja-se aprimorar suas características, para que possa exercer seu papel ainda melhor. Dessa forma, o objetivo do trabalho é avaliar propriedades mecânicas e adesivas do complexo dentina-cimento resinoso-PFV. Para o estudo foram utilizados 50 dentes bovinos extraídos, os quais foram divididos entre os testes: microdureza Vickers (n=5) e *push-out* (n=20). Os grupos foram denominados de Comercial (pino Exacto – Angelus, Londrina – PR, BR) e Experimental (pino de fibra de vidro e quartzo patenteado – Angelus, Londrina – PR, BR) para os dois tipos de teste. A avaliação estatística de normalidade foi feita por meio do teste de Shapiro Wilk, seguido de Anova two-way para comparação das variáveis, com o nível de significância de 5%. O resultado obtido apontou que houve diferença estatisticamente significativa da resistência de união entre os mesmos terços dos diferentes PFV. Ao comparar a resistência de união no terço apical, o grupo comercial obteve um valor médio de 4,07 MPa, enquanto o grupo experimental apresentou média de 8,02 MPa. Diferentemente da microdureza Vickers que não apresentou este mesmo comportamento. Dessa forma, os maiores valores de resistência de união nos terços mais distantes da coroa foram obtidos nos espécimes em que se utilizou o pino de fibra de vidro e quartzo.

Palavras-chave: pino de fibra; resistência de união; microdureza Vickers.

RESUMO (INGLÊS)

The use of fiberglass posts (FP) is common in the daily routine of dental surgeons due to their practicality and good performance in their role as an intraradicular retainer. Therefore, improve its characteristics is always important, so that it can perform its role even better. Therefore, the aim of the study is to evaluate the mechanical and adhesive properties of the dentin-resin cement-PFV complex. It was evaluated two mechanical properties in the different thirds of two types of fiber post. For the study, 50 extracted bovine teeth were used, which were divided between tests: Vickers microhardness (n=5) and push-out (n=20). The groups were named Commercial (Exacto post – Angelus, Londrina – PR, BR) and Experimental (glass and quartz fiber post patented – Angelus, Londrina – PR, BR) for both types of tests. The statistical evaluation of normality was performed using the Shapiro Wilk test, followed by Anova two-way test for comparing the variables, with a significance level of 5%. The result obtained indicated that there was a statistically significant difference in bond strength between the same thirds of different FP. The commercial group obtained an average value of 4.07 MPa of bond strength on the apical third, while the experimental group presented an average of 8.02 MPa. Differentially, Vickers microhardness did not show this behavior. Thus, highest bond strength values in the most distant third from the crown were obtained in specimens in which glass and quartz fiber post was used.

Key words: fiber post; bond strength; Vickers microhardness.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Cortadora elétrica de precisão	30
Figura 2 - Foto detalhada do interior da máquina cortadeira.....	31
Figura 3 - Imagem ilustrativa das regiões de corte para o teste de push-out .	32
Figura 4 - Imagem ilustrativa da vista superior da amostra após corte para teste de push-out.....	32
Figura 5 - Imagem ilustrativa da região do corte da amostra para o teste de microdureza Vickers.....	33
Figura 6 - Imagem ilustrativa da amostra após corte para teste de microdureza Vickers	33
Figura 7 - Imagem da máquina EZ Test Compact table-top Universal tester preparada para a realização do teste de push-out.....	34
Figura 8 - Imagem de vista superior da base onde é posicionada a amostra para o teste de push-out.....	35
Figura 9 - Imagem da base de controle das informações de força, tempo, início e pausa do teste a ser executado.....	35
Figura 10 - Figura ilustrativa para exemplificar as medidas da amostra utilizadas para obtenção do valor de resistência de união. Fórmula para obtenção do valor de resistência de união.....	36
Figura 11 - Imagem do aparelho do teste de microdureza Vickers.....	37
Figura 12 - Imagem da amostra posicionada em seu suporte durante a realização da indentação pela ponta de diamante.....	38
Figura 13 - Fotografia da imagem microcópica gerada após a indentação	38
Figura 14 - Gráfico apresentando os valores da resistência de união (MPa) com seus respectivos valores de desvio padrão.....	40
Figura 15 - Gráfico apresentando os valores de microdureza Vickers (HV) com seus respectivos valores de desvio padrão.....	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Materiais utilizados na pesquisa	29
Tabela 2 - Valores médios de resistência de união (MPa) encontrados nos diferentes terços dos grupos e o desvio padrão (DV).....	41
Tabela 3 - Valor médio de todos os terços e desvio padrão da resistência de união (MPa)	41
Tabela 4 - Valores médios de dureza Vickers (HV) encontrados nos diferentes terços dos grupos e o desvio padrão (DV)	42
Tabela 5 - Valor médio de todos os terços e desvio padrão da microdureza Vickers (HV).....	42

SUMÁRIO

1	Introdução	11
1.1	Justificativa	13
1.2	Objetivos geral	14
1.3	Objetivos específicos.....	14
1.4	Hipótese	15
2	Revisão da literatura.....	16
2.1	Histórico dos retentores intrarradiculares	16
2.2	Classificação dos retentores	18
2.3	Características ideais dos pinos de fibra de vidro	19
2.4	Cimentação dos retentores e influência no seu desempenho .	20
2.5	Qualidade de fotoativação nos diferentes terços dos pinos de fibra de vidro	21
2.6	Avaliação laboratorial dos retentores.....	22
2.7	Teste de push-out.....	23
2.8	Teste de microdureza Vickers.....	24
2.9	Materiais e técnicas para melhorar a performance dos pinos de fibra de vidro	26
3	Materiais e métodos	27
3.1	Preparo das amostras	27
3.2	Segmentação das amostras.....	29
3.3	Teste de push-out.....	34
3.4	Microdureza Vickers	36
3.5	Análise estatística	39
4	Resultados	40
4.1	Resistência de União.....	40
4.2	Microdureza Vickers	41
5	Discussão	44
6	Conclusões	47
7	Referências.....	48
8	Press Release	52

1 INTRODUÇÃO

Os retentores ou pinos intrarradiculares estão presentes no mercado há algumas décadas. Inicialmente, houve o uso dos pinos metálicos, podendo estes serem customizados ou pré-fabricados sua criação foi baseada na necessidade de construir uma estrutura que oferecesse retenção para as restaurações de dentes tratados endodonticamente os quais possuíam grande destruição coronária[1]. O uso de materiais que ocupam espaço do conduto radicular e possuem a função de auxiliar na retenção do material restaurador da porção coronária é, até os dias atuais, colocado a prova em busca de melhorar seu desempenho[2].

A partir de estudos e desenvolvimento de novas tecnologias que beneficiaram a Odontologia, percebeu-se que havia características importantes e desejadas nos retentores intrarradiculares para que este pudesse exercer melhor sua função, as quais os pinos metálicos não atendiam completamente[3]. Dessa forma, foi possível utilizar um material com módulo de elasticidade mais próximo a dentina, diminuindo a possibilidade de fraturas catastróficas daquele substrato. Além disso, permitiu que fossem usado cimentos com adesividade ao substrato e ao retentor. Isso ocorreu pela capacidade de passagem de luz para polimerizar os cimentos resinosos. Ademais, com a comercialização de retentores pré-fabricados, simplificou-se as etapas clínicas do procedimento de instalação de pinos intrarradiculares, facilitando o cotidiano do cirurgião-dentista[4, 5].

Estas características ideais dos retentores intrarradiculares são para garantir que ele cumpra sua função de melhorar a retenção do material restaurador empregado para reabilitar o elemento com perda coronária extensa. Este material também é importante no papel de distribuir a tensão oclusal pela estrutura dentária remanescente[6].

Dessa forma, os materiais os quais os pinos pré-fabricados são feitos evoluíram de forma a melhorar as características desejadas. Surgindo então os pinos reforçados com fibra de carbono, de quartzo e de vidro, os quais possuem matriz resinosa (epoxy e metilacrilato) [7].

Contudo, sabe-se que ainda há características a serem aprimoradas em todos os retentores para que eles possam oferecer propriedades físicas e mecânicas ideais. Alguns destes retentores apresentam mais vantagens que os outros. Sabe-se que os

pinos de fibra de vidro (PFV) possuem características muito próximas ao ideal, tanto pelo fato de possuir módulo de elasticidade mais baixo do que os demais materiais utilizados quanto por este módulo ser próximo ao valor da dentina[8]. Além de se tratar de um material com matriz resinosa, que permite a adesão ao substrato por meio de cimento resinoso, por isso também apresenta uma coloração que favorece a transmissão da luz fotoativadora pelo pino e fazer com que o cimento resinoso que possui fotoiniciadores possa ser polimerizado devidamente[1].

Novas tecnologias são frequentemente empregadas tendo em vista sempre melhorar a qualidade dos materiais empregados na Odontologia. Isso porque, apesar do PFV já ser um retentor com boas características, ainda há pontos que podem ser aprimorados. Dentre estes aspectos, o principal se dá pelo fato que a luz fotoativadora não consegue chegar devidamente à região próxima ao ápice radicular. Assim, o cimento resinoso presente nesta região não é propriamente polimerizado, diminuindo as propriedades mecânicas do pino, situação que leva a falha mais precoce do procedimento[9].

1.1 JUSTIFICATIVA

O estudo das propriedades mecânicas e adesivas do complexo dentinamento resinoso-pino de fibra e a interação desses com o substrato mostra-se relevante na literatura, principalmente para a avaliação da longevidade dos tratamentos realizados com esse material. Dessa forma, este trabalho parte do princípio de avaliar as inovações tecnológicas aplicadas a este material que contribuem para melhor condução da luz pelo pino de fibra.

1.2 OBJETIVOS GERAL

Avaliação das propriedades mecânicas do complexo dentina-cimento resinoso-pino de fibra de vidro, utilizando dois tipos de pino de fibra de vidro diferentes e as avaliando entre si e entre os terços radiculares (cervical, médio e apical).

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Análise da microdureza Vickers (MV) do cimento resinoso dual utilizado na cimentação do PFV experimental e daquele já presente no mercado (PFV comercial) nos diferentes terços radiculares de dentes bovinos e desta propriedade nos diferentes terços radiculares de um mesmo pino.

- Análise da resistência de união por meio do teste de *push-out* dos PFV em questão no estudo com cimento resinoso, sistema adesivo e substrato, comparando esta propriedade nos terços radiculares de um mesmo tipo de PFV e desta propriedade comparando os terços radiculares dos diferentes tipos de PFV.

1.4 HIPÓTESE

1. Não haverá diferença estatisticamente significativa na resistência de união do complexo dentina-cimento resinoso-pino de fibra avaliados nos diferentes terços radiculares de um mesmo grupo.

2. Haverá diferença estatisticamente significativa na resistência de união do complexo dentina-cimento resinoso-pino de fibra ao comparar os mesmo terços radiculares dos diferentes pinos de fibra.

3. Não haverá diferença estatisticamente significativa na microdureza Vickers do cimento resinoso utilizado na cimentação dos PFV avaliados nos diferentes terços radiculares de um mesmo grupo.

4. Haverá diferença estatisticamente significativa na microdureza Vickers do cimento resinoso utilizado na cimentação dos PFV ao comparar os mesmo terços radiculares dos diferentes pinos de fibra.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 HISTÓRICO DOS RETENTORES INTRARRADICULARES

A prática odontológica baseada em evidência científica é fundamental e rege a forma com que é repassado o conhecimento nas diferentes áreas da profissão. Contudo, nem sempre a forma com que os procedimentos foram feitos era baseada em estudos e desenvolvidos com uma metodologia padronizada, muitas vezes o conhecimento empírico e ideias que surgiam a partir da prática clínica eram difundidas sem grandes comprovações científicas[10].

Um exemplo disso são os retentores intrarradiculares. Estes que aparentemente surgiram no século XVIII, a partir da utilização de uma porção de madeira umedecida colocada no interior do conduto radicular tinham como finalidade dar suporte e reter melhor o material restaurador da coroa clínica. Criado por Pierre Fauchard, o retentor feito de madeira possuía propriedades mecânicas não muito favoráveis e pouco compatíveis com o substrato. Além do mais, havia o risco de contaminação de microrganismos por ser um material de difícil controle da biossegurança[11].

Pouco tempo depois, o uso de pinos metálicos rosqueados nas raízes também foi descrito pelo mesmo autor. Nesta época, várias ligas metálicas foram testadas, sempre confeccionando o retentor juntamente com a coroa clínica, em uma única peça. Já neste período, alguns estudos puderam comprovar que certas características deste material poderiam causar danos às raízes. O estresse gerado pela diferença do módulo de elasticidade entre a dentina e as ligas metálicas é capaz de gerar trincas nos dentes e levar a fraturas catastróficas[12].

Alguns séculos mais tarde, a ideia de separar a porção do núcleo da coroa, formando duas peças permitiu melhor adaptação do retentor dentro do conduto, sem que o eixo de inserção da prótese limitasse o espaço do retentor, que até então se limitava a ligas metálicas. Além de que, a partir desse momento, foi possível realizar a troca da coroa sem que fosse necessário remover o retentor, situação que poderia gerar mais estresse na dentina e causar mais injúria.[13]

A partir de estudos científicos, em 1970 foi proposto a confecção dos retentores intrarradiculares em dentes com pouca quantidade de remanescente coronário e, caso tivesse mais de uma raiz, colocá-lo na raiz com maior conduto[14]. Assim, com o aprofundamento dos estudos destes retentores, passaram a avaliar as limitações mecânicas e estéticas que dificultavam a utilização deste recurso. Dentre os fatores estão o módulo de elasticidade mais alto do que do substrato dentário, ocasionando fraturas catastróficas com mais facilidade e o baixo favorecimento estético. Isso porque, pode haver oxidação do substrato, ocorrendo o escurecimento da superfície em contato com a peça, o possível acinzentamento das restaurações e o aparecimento da cinta metálica na região cervical. [15]

Somente na década de 1980 que os retentores pré-fabricados e feitos com materiais diferentes das ligas metálicas começaram a ser introduzidos no mercado. Ainda iniciando os estudos sobre o assunto, o fato de apresentar menor custo, uma técnica facilitada e ser um procedimento mais rápido fez com que estes pinos logo ganhassem mercado. Dessa forma, houve uma crescente busca por mais conhecimento para aperfeiçoar a técnica[16].

A procura por materiais mais estéticos levou ao surgimento dos pinos cerâmicos que, semelhante aos retentores metálicos, possui maior módulo de elasticidade e pode levar a falhas catastróficas[17]. Os pinos cerâmicos foram introduzidos no mercado tanto de forma customizável para cada conduto, como também pré-fabricado. Geralmente, estes são compostos de óxido de zircônia. Estes retentores introduzidos com a proposta de terem menor diâmetro, conseqüentemente, necessitando de menos desgaste do interior do conduto, o que conserva mais estrutura dentária[18].

Por volta da mesma época, na década de 1990, os retentores fabricados a partir de fibras e uma matriz resinosa surgiram com o pino de fibra de carbono. Apesar de possuir uma resistência mecânica significativa e semelhante a dentina, uma vez que é composto por fibras de carbono, a falta de translucidez do material e a coloração acinzentada foram apresentados como fatores desfavoráveis a utilização destes retentores[19].

Então, os pinos de fibra de quartzo e de vidro trouxeram uma proposta diferente. Com um material translúcido, é mais fácil que ocorra a transmissão da luz pelo seu corpo, característica importante por aderir ao substrato por meio de um agente adesivo que pode ser dependente de fotoativação. Além disso, por apresentar

características mecânicas favoráveis, como o pino de fibra de carbono já apresentava, há um conjunto de qualidades que prevê maior longevidade nos tratamentos realizados com este material[20].

2.2 CLASSIFICAÇÃO DOS RETENTORES

Os retentores intrarradiculares são classificados a partir do material de que é constituído, maneira de fabricação, formato, configuração da superfície e forma de retenção. Diante disso, tem-se os retentores metálicos, ou seja, fabricados de metais puros como os pinos de aço inoxidável e titânio ou por meio de ligas metálicas como as ligas de titânio-alumínio-vanádio[21]. Os retentores não metálicos são aqueles constituídos de outros materiais, podendo estes serem fibra de carbono, cerâmica, fibra de quartzo ou fibra de vidro. Devido a sua constituição, alguns retentores permitem a possibilidade de serem anatomizados laboratorialmente de acordo com o conduto no qual será instalado, neste caso tem-se os núcleos metálicos moldados fundidos, os pinos cerâmicos e os blocos de fibra para fresagem de PFV que podem ser feitos a partir da tecnologia de CAD/CAM[22].

Diferente destes últimos, há também os pinos pré-fabricados, que apresentam uma conicidade e formatação pré-estabelecida e com algumas variações para se adequar as diversas realidades clínicas. Os mais conhecidos nesta categoria são os pinos com matriz resinosa e reforçados por fibras. Em muitos casos, para tornar a adaptação do retentor ainda mais justaposta ao conduto, diminuindo a espessura da linha de cimentação, é realizada a anatomização destes pinos com resina composta[23].

O formato dos retentores é outra característica que os diferencia em categorias, uma vez que suas faces podem ser paralelas ou cônicas. Além disso, em sua superfície pode haver variações como o fato de serem serrilhados, lisos ou rosqueados, permitindo que a retenção no interior do conduto ocorra de forma passiva (no caso dos retentores com superfície lisa) ou ativa (como os retentores serrilhados e rosqueados)[24].

2.3 CARACTERÍSTICAS IDEAIS DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO

Existem características que, ao longo do tempo e com avanço das pesquisas, descobriu-se importantes e que devem ser almejadas nos retentores intrarradiculares. E percebeu-se também que o tipo de material que apresenta as características mais próximas do ideal são os retentores compostos por fibras. Isso acontece, uma vez que suas propriedades mecânicas são consideradas favoráveis, apresentam boa resistência de união ao agente cimentante e módulo de elasticidade próximo ao valor encontrado na dentina, com isso a distribuição da carga oclusal é mais homogênea. Ademais, a translucidez, principalmente dos pinos de fibra de vidro e quartzo, faz com que seja mais esteticamente favorável do que os demais, além de melhor permitir a passagem da luz por sua estrutura. E, por ter etapas clínicas simplificadas, o tempo clínico para realizar o procedimento de cimentação é menor, principalmente quando comparado aos núcleos metálicos moldados fundidos[25-28].

Sabendo que os pinos de fibra de vidro são capazes de alcançar propriedades que são favoráveis e longevidade dos tratamentos realizados, é importante destacar que nem todos os retentores fabricados com este material apresentam comportamento semelhante. Isto é, há diferentes formas de compor o PFV, seja variando a proporção da quantidade de fibras e de matriz ou utilizando fibras que apresentam propriedades mecânicas diferentes[29].

Dessa forma, ao estudar os diferentes tipos de fibra de vidro, percebeu-se que aqueles com uma quantidade de fibras mais dispersas e maior quantidade de matriz resinosa apresentou menor resistência à fadiga, quando comparado aos demais. Além disso, ao avaliar a qualidade da fibra aplicada, os pinos com mais fibras flexíveis geraram maior sobrecarga de força na dentina e aqueles com fibras de vidro mais resistentes criaram maior estresse na interface de adesão[29]. A partir dessas informações, sabe-se que é importante que os pinos de fibra de vidro apresentem uma estrutura de fibras não homogêneas, isso para que possa ser aproveitado as qualidades dos diferentes tipos de fibra sem comprometer a estrutura dentária[30].

Outra propriedade fundamental de ser analisada nos PFV é a óptica, isso porque a utilização de cimentos resinosos é recomendada, sejam eles fotoativados ou duais. Dessa maneira, para que ocorra a conversão dos monômeros em polímeros, a fotoativação é uma etapa de extrema importância. Contudo, nem sempre é possível

que a quantidade de luz adequada esteja presente em todo comprimento do pino, comprometendo, principalmente, a região mais distante da fonte de luz, a região em que o cimento resinoso se encontra mais apicalmente no conduto [31].

A deficiência na fotoativação do cimento resinoso pode prejudicar tanto as propriedades mecânicas do PFV, já que a adesão não ocorre corretamente naquela região, quanto também causar injúrias na região periapical, pois os monômeros livres que ali se encontram são tóxicos para as células presentes naquela região. Alguns estudos mostram que a diferença da quantidade de luz que os diferentes terços recebem é bem significativa. Em determinadas situações, 75% da luz emitida pelos aparelhos fotoativadores se limita ao terço cervical[32, 33].

Há diferentes fatores, além da constituição dos pinos de fibra de vidro, que podem implicar na menor passagem da luz até a região apical. Dentre estes, os diferentes tipos de tratamento de superfície do retentor podem alterar essa capacidade do pino, além de que a translucidez do cimento resinoso pode interferir no processo de fotoativação. Entretanto, é importante destacar que as propriedades ópticas dos PFV estão intimamente relacionadas com a composição química e sua microestrutura, sendo assim, capaz de promover a dissipação e absorção de luz[32].

2.4 CIMENTAÇÃO DOS RETENTORES E INFLUÊNCIA NO SEU DESEMPENHO

A cimentação dos pinos de fibra de vidro é uma etapa clínica que demanda conhecimento e habilidade do operador. O descolamento dos pinos está entre os principais fatores relacionados com a falha deste tipo de tratamento[34].

Ciente dos pontos supracitados nos demais tópicos, sabe-se que a fotoativação dos PFV não é completamente eficiente e sua eficiência diminui ao passo que se distancia da fonte de luz, algo que pode ser ainda mais prejudicial quando a fotoativação não é feita pelo tempo forma correta[35]. Com isso, apesar de não serem os produtos que apresentam laboratorialmente as melhores propriedades, os cimentos resinosos duais autocondicionantes são os mais indicados para o cotidiano clínico. Isso porque apresenta uma reduzida e simplificada quantidade de passos,

facilitando o procedimento e diminuindo as situações que provavelmente levariam à falha[34, 35].

A introdução destes materiais, sejam eles os diferentes tipos de cimentos duais e os adesivos simplificados, auxiliam para melhorar a qualidade da adesão. Isso acontece principalmente no terço apical, o qual é o mais prejudicado ao longo do procedimento pela dificuldade de limpeza e secagem da região, acúmulo de produtos no ápice, como os adesivos, e pela conversão deficiente dos monômeros. Destes casos, a degradação da parte orgânica do cimento ocorre mais rapidamente na região e diminui a área de adesão, levando ao deslocamento do PFV[1].

2.5 QUALIDADE DE FOTOATIVAÇÃO NOS DIFERENTES TERÇOS DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO

A importância da fotoativação adequada para garantir as propriedades mecânicas e físicas almejadas do cimento resinoso é consenso na literatura. Contudo, entende-se também o nível de dificuldade para que se tenha a quantidade de luz suficiente em todas as regiões do conduto em que há o cimento resinoso[36]. A quantidade de luz proveniente dos aparelhos fotoativadores é bem mais concentrada no terço cervical do conduto quando comparado com os demais terços, além de diminuir progressivamente à medida que se distancia da fonte de luz[32].

O que acontece nestas situações é o fato de a luz ser absorvida ou dispersada ao longo do percurso, assim, reduzem a densidade de energia de forma exponencial com expoente negativo em materiais resinoso. Ou seja, quanto maior a presença do material pelo qual a luz precisa atravessar, maior a redução da densidade de energia que chega às demais regiões[37].

Existem estratégias que vem sendo empregadas para melhorar a transmissão de luz pelo pino de fibra de vidro. O tipo de material empregado, tamanho do pino, a concentração de carga e cor do pigmento afetam a qualidade e quantidade de luz que consegue chegar às diferentes regiões, já que a absorção, reflexão e transmissão da luz pode ser diferente em cada caso[32, 38]. Portanto, as diferenças químicas e estruturais dos retentores implicam em alterações nos valores de transmissão de luz.

Diferentes cenários podem levar a melhora nas propriedades do cimento resinoso e, conseqüentemente, obter-se maior longevidade dos tratamentos realizados[36].

Um ponto relevante é atribuir importância também às características da fotoativação realizada. Na literatura encontra-se variações de valores ideais de intensidades de luz que devem ser preconizadas. Entretanto, alguns autores mostram que valores de irradiância inferiores a 233 mW/cm^2 não permitem que ocorra a fotoativação correta do cimento resinoso, tornando suas propriedades mecânicas insatisfatórias[39, 40].

2.6 AVALIAÇÃO LABORATORIAL DOS RETENTORES

Após o entendimento da composição dos pinos de fibra de vidro, é importante também compreender o papel dos dois principais componentes: fibras e matriz. Diante disso, os estudos mostram que, ao avaliar mecanicamente, as fibras são responsáveis pela resistência flexural, enquanto a matriz resinosa, uma vez que interage com os monômeros do adesivo utilizado na cimentação, se encarrega de atuar principalmente na tensão de contração e na resistência de união[41].

Assim, muitos estudos são feitos em busca do pino que possui as proporções ideais de matriz resinosa e de fibras, mas ainda há resultados muito contraditórios que não levam a uma lógica exata das proporções, a fim de garantir as melhores propriedades mecânicas nos diferentes testes estudados[42].

Nestes casos, a avaliação estrutural dos retentores é feita por meio de eletromicrografia, assim a visualização da densidade e do diâmetro das fibras pode ser mais claramente definida. Além disso, é possível observar os defeitos na matriz resinosa, bem como bolhas e distribuições não homogêneas das fibras [43, 44]. Para o cálculo da quantidade de fibras, vários testes já foram propostos como avaliação dos espaços entre as partículas ou até mesmo avaliação de diferentes áreas fracionadas do retentor[45].

Bem como a importância da avaliação da composição dos diferentes tipos de pinos de fibra de vidro, testar o comportamento biomecânico é fundamental para compreender como determinada composição funciona, além de obter parâmetros das

diferentes propriedades como a dureza e resistência de união que serão dissertados a seguir[42].

2.7 TESTE DE PUSH-OUT

O teste de push-out tem sido amplamente utilizado, principalmente na endodontia, para avaliação da resistência de união dos materiais que preenchem os condutos radiculares, dentre eles os materiais preenchedores após a realização do tratamento endodôntico [46], diferentes tipos de cimentos reparadores [47], barreiras endodônticas [48] e os retentores intrarradiculares [49]. Isso ocorre, uma vez que se assume que este teste é capaz de simular a performance clínica, mas que ainda assim, por ser um teste laboratorial, não é capaz de substituir os estudos clínicos *in vivo* [50].

A vantagem de aplicar este teste é a facilidade em utilizá-lo em materiais que estão circundados por outro, como no caso deste trabalho, o cimento resinoso e o pino de fibra de vidro confinado no interior da dentina radicular. O teste em si, é feito a partir de uma máquina capaz de gerar carga em uma área circular, cujo diâmetro é menor que o diâmetro do conduto radicular, exercendo a força somente no material que preenche este espaço. A máquina aumenta gradativamente a força exercida sobre aquela superfície até que se perceba o mínimo deslocamento do material. Neste momento, estabelece-se o valor carga mínima para o deslocamento que é usado na fórmula para determinar a resistência de união entre o sistema de adesão [51].

É importante destacar que ao comparar diferentes estudos nos quais foram aplicados o teste de push-out, há variáveis que devem ser levadas em consideração em seus resultados. A forma de preparo e limpeza do conduto radicular, os materiais utilizados na obturação e até mesmo o diâmetro do conduto são informações relevantes e que podem alterar os resultados obtidos em diferentes trabalhos. Dessa forma e não somente para este teste laboratorial, é fundamental avaliar a metodologia aplicada e as condições nas quais o trabalho foi executado para que se possa fazer comparações justas e corretas [52].

Prado et al. [53] exemplifica o uso do teste de push-out para avaliação da espessura da linha de cimentação e como isso influencia na resistência de união.

Diferentemente do trabalho realizado por Elnaghy et al. [54], o qual estudou a diferença de tratamentos de superfície para avaliar a mesma propriedade e o trabalho de Vangala et al. [55], que avaliou a utilização de diferentes soluções de irrigação durante o tratamento endodôntico. Diante disso, ao se tratar de formas diferentes de preparar o substrato, a comparação dos resultados obtidos nestes trabalhos deve ser cautelosa.

Pinto et al. [56], da mesma forma que este trabalho visa apresentar, estudou tipos diferentes de pinos, entretanto, trazendo resultados em relação a comparação de pinos de fibra de vidro e pinos cerâmicos. Exemplifica-se assim a variedade de comparações possíveis de serem feitas a partir do teste de push-out.

2.8 TESTE DE MICRODUREZA VICKERS

As propriedades mecânicas dos materiais são influenciadas por características que podem estar relacionadas a composição do produto analisado, bem como a forma com que este é aplicado. Diante disso, ao se tratar dos materiais resinosos, aqueles que apresentam uma maior quantidade de carga tendem a se comportar melhor nos testes de microdureza. Da mesma forma, os materiais que são aplicados de maneira a seguir as recomendações do fabricante, possuem maior probabilidade de alcançar melhores propriedades mecânicas. Por isso, avaliar a microdureza do cimento resinoso aplicado para a cimentação de pinos de fibra de vidro é essencial, uma vez que, devido ao aumento da profundidade e distanciamento da fonte de luz, esta propriedade pode ser prejudicada, influenciando na longevidade do tratamento oferecido[57].

O conceito de dureza é tido como a resistência de um material sólido a deformação e não se trata de uma propriedade intrínseca do material, e sim obtida por meio da medição das indentações específicas produzidas pelo aparelho. Para obter estas medidas, um penetrador de formato específico é pressionado contra a superfície do material a ser analisado sob uma determinada carga e por um período previamente estipulado, assim, mede-se o tamanho da indentação após a remoção da força. Dessa maneira, a dureza é definida como a carga máxima aplicada dividida

pela área de contato projetada, obtendo-se uma medida quantitativa a resistência a deformação[58].

Sendo primeiramente desenvolvida para metais, atualmente, o teste é aplicado até mesmo para materiais frágeis, tendo amplo uso aplicado aos materiais odontológicos. Trata-se, assim da avaliação apenas da deformação plástica do material[59].

No caso dos materiais resinosos, o teste é realizado em uma escala nanométrica, por isso é fundamental que o espécime esteja com a superfície lisa para melhor delimitação das medidas da indentação e o equipamento bem calibrado para que o procedimento seja realizado corretamente[58].

Existem diferentes métodos para testar a dureza dos materiais, dentre eles: Brinell, Rockwell, Knoop e Vickers, sendo as duas últimas mais aplicadas na Odontologia. Em ambos os testes mais aplicados aos materiais dentários o indentador utilizado é de diamante, no teste Vickers este diamante tem base quadrada e um ângulo de 136 graus entre as bases opostas. Enquanto que na dureza Knoop, o indentador também é piramidal, contudo, a angulação é de 172,5 graus e 130 graus entre as arestas opostas no vértice [58, 60, 61].

A diferença entre os testes se dá pelo tipo de indentação obtida, de forma que o teste de Knoop gera um formato mais alongado e superficial e ocupa uma área maior da superfície, sendo mais utilizado em espécimes em que as medições são mais espaçadas. Outra diferença entre eles é a forma que o cálculo é realizado. No teste de Vickers o comprimento da indentação é medido e calculado por meio das medidas dos eixos vertical e horizontal e no teste de Knoop, somente o longo eixo utilizado [60, 61].

É importante destacar que estes testes, por se tratar de medidas tão microscópicas, deve ser feito de forma minuciosa a fim de minimizar os erros de avaliação da forma obtida e das medidas a serem calculadas para obter o valor desta propriedade. Atualmente, há máquinas capazes de realizar a medição automática das diagonais [58].

2.9 MATERIAIS E TÉCNICAS PARA MELHORAR A PERFORMANCE DOS

PINOS DE FIBRA DE VIDRO

Ainda há muito a ser estudado em relação aos pinos de fibra de vidro. Pesquisadores têm se empenhado para aprimorar o desempenho dos dispositivos seja em inovações na convecção destes retentores ou melhorando a forma de realizar a técnica de cimentação.

Pulido et al. [62], por exemplo, demonstrou em seu estudo que uso de resinas com maior translucidez faz com que a atenuação da luz seja menor nos terços cervical e médio, garantindo melhores propriedades mecânicas, tais como microdureza e resistência de união.

Kosan et al. [63], testou diferentes tipos de sistemas adesivos combinado a alguns tipos de tratamento da dentina prévios à cimentação. Concluiu-se então que o uso de adesivos universais de forma autocondicionante e o uso de etanol no PFV antes da cimentação resultaram em melhores valores de resistência de união.

Morgan et al. [64], estudou pinos de fibra de vidro com maior translucidez comparando-os com pinos convencionais. A partir de seu estudo laboratorial foi possível concluir que a transmissão de luz dos retentores e a resistência de união foi maior nos PFV mais translúcidos.

Diante destes dados, é notória a evolução dos materiais e o quanto a ciência é capaz de aprimorar os resultados clínicos. Ainda há bastante a ser feito e descoberto em relação aos retentores intrarradiculares.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Por meio deste trabalho foram realizados os testes de *push-out* e de microdureza Vickers para a avaliação das propriedades mecânicas do complexo dentina-cimento resinoso-PFV, utilizando o pino de fibra de vidro experimental e comparando com outro presente no mercado, assim avaliando as modificações que foram feitas e como elas influenciaram na performance do produto.

3.1 PREPARO DAS AMOSTRAS

Para a realização dos experimentos, foram extraídos 50 incisivos bovinos para a confecção das amostras. Estes 50 dentes foram distribuídos aleatoriamente de maneira que, 40 foram utilizados para o teste de *push-out* e os outros 10 para o teste de microdureza Vickers. Em ambos os testes o preparo do pino, do substrato e a cimentação do pino de fibra de vidro foram feitos da mesma forma, diferenciando entre si pela direção em que os cortes foram feitos para que cada experimento fosse realizado. Em cada experimento, foram divididos os dentes em dois grupos para compor o grupo experimental (pino de fibra de vidro experimental número 1, Angelus, Londrina, PR, BR) e o grupo comercial (pino de fibra de vidro Exacto número 1, Angelus, Londrina, PR, BR).

Após a extração dos dentes bovinos, estes foram mantidos em cloramina T a 0,5% a 4°C até sua utilização. Os dentes tiveram a coroa e parte da raiz cortadas com discos diamantados (KG Sorensen, Cotia, SP, BR) acoplados em um motor elétrico (Beltec, Araraquara, SP, BR) de forma a obter um comprimento radicular de 16 mm. Após o corte, o conduto radicular foi limpo com soro fisiológico (Cremer, São Paulo, SP, BR). Para secar o conduto, foram utilizados cones de papel absorventes (All Prime, São José, SC, BR) até que estes apontassem que o conduto estava seco. Não foi realizado mais nenhum tratamento da superfície interna do conduto, além da hibridização do substrato conforme a orientação do fabricante do cimento resinoso NX3, cor branca (Kerr, CA, EUA), para que esta etapa não influenciasse nos resultados obtidos nos testes.

Os PFV foram testados no conduto para avaliação de sua adaptação e forma de inserção antes do preparo adesivo dos substratos. Neste momento, foi importante avaliar a curvatura da raiz, uma vez que raízes muito curvas, não permitiam a inserção do pino, principalmente no terço apical, devendo então, ser substituída. Não houve a necessidade de realizar a etapa de reanatomização dos pinos com a resina composta, uma vez que a adaptação do pino no conduto foi bem justaposta, não justificando a necessidade de realizar mais este procedimento.

Na hibridização do substrato foi utilizado ácido fosfórico 37% (Ultradent, Utah, EUA) durante 15 segundos, após este período o conduto foi lavado com água destilada em seringa de irrigação pelo dobro do tempo e seco com cones de papel absorventes. O próximo passo foi a aplicação de duas camadas finas do adesivo Optibond Solo (Kerr, CA, EUA) (esperando o solvente volatilizar entre as camadas), com auxílio de micro aplicadores (FGM, Joinville, SC, BR), de maneira ativa e de forma a não deixar acúmulo de produto na região apical. Por último, o adesivo foi fotoativado com aparelho fotoativador Radium Xpert (SDI, Itasca - IL, EUA) por 40 segundos.

Com o preparo dos condutos pronto, os pinos experimentais e comerciais também tiveram o tratamento de superfície realizado. O preparo da superfície dos pinos ocorreu com a utilização, primeiramente, com o peróxido de hidrogênio em uma concentração de 40% (Ultradent, Utah, EUA). A aplicação do produto foi feita com micro aplicadores, percorrendo toda a superfície do pino. Após deixar o produto agir por 60 segundos, este foi retirado em água corrente e secado com papel toalha. Em seguida, foi aplicado o silano Prosil (FGM, Joinville, SC, BR) como agente de união do pino ao cimento. Este também foi realizado com auxílio de micro aplicadores (FGM, Joinville, SC, BR), de forma ativa na superfície do pino de fibra de vidro e deixado volatilizar por 60 segundos.

Quando as raízes e os pinos experimentais e comerciais estavam com a superfície preparada, a cimentação foi feita. O cimento resinoso dual NX3 (Kerr, CA, EUA) foi introduzido no canal com a ponta misturadora preconizada pela marca, a fim de obter um produto mais homogêneo e evitar o surgimento de bolhas. O pino então foi posicionado de maneira mais centralizada possível e a fotoativação foi feita imediatamente após a inserção por 40 segundos, posicionando o aparelho fotoativador encostado ao pino de fibra de vidro.

Tabela 1 - Materiais utilizados na pesquisa

Materiais utilizados	Marca	Fabricante
Pino de fibra de vidro patenteado	Patenteado	Angelus, Londrina – PR, BR
Pino de fibra de vidro comercial	Exacto	Angelus, Londrina – PR, BR
Cimento resinoso Dual	NX3	Kerr, CA, EUA
Adesivo	Optibond S	Kerr, CA, EUA
Ácido Fosfórico	Ultra-Etch	Ultradent, Utah, EUA
Silano	Prosil	FGM, Joinville - SC, BR
Peróxido de hidrogênio 40%	Opalescence Boost	Ultradent, Utah, EUA
Aparelho fotoativador	Radii Xpert	SDI, Itasca - IL, EUA

3.2 SEGMENTAÇÃO DAS AMOSTRAS

Após a fotoativação do cimento resinoso, esperou-se 24 horas em *eppendorfs* com água destilada para a segmentação das raízes. Para cada um dos testes foi feito um tipo de corte diferente devido a maneira que o teste é realizado, mas também para melhor avaliação da linha de união e do cimento resinoso. Os cortes foram realizados com discos diamantados (ASM, Braganey, PR, BR) acoplados em uma cortadora de precisão (Struers, Cleveland, OH, EUA), programada para um corte em baixa velocidade e com irrigação.



Figura 1 - Cortadora elétrica de precisão

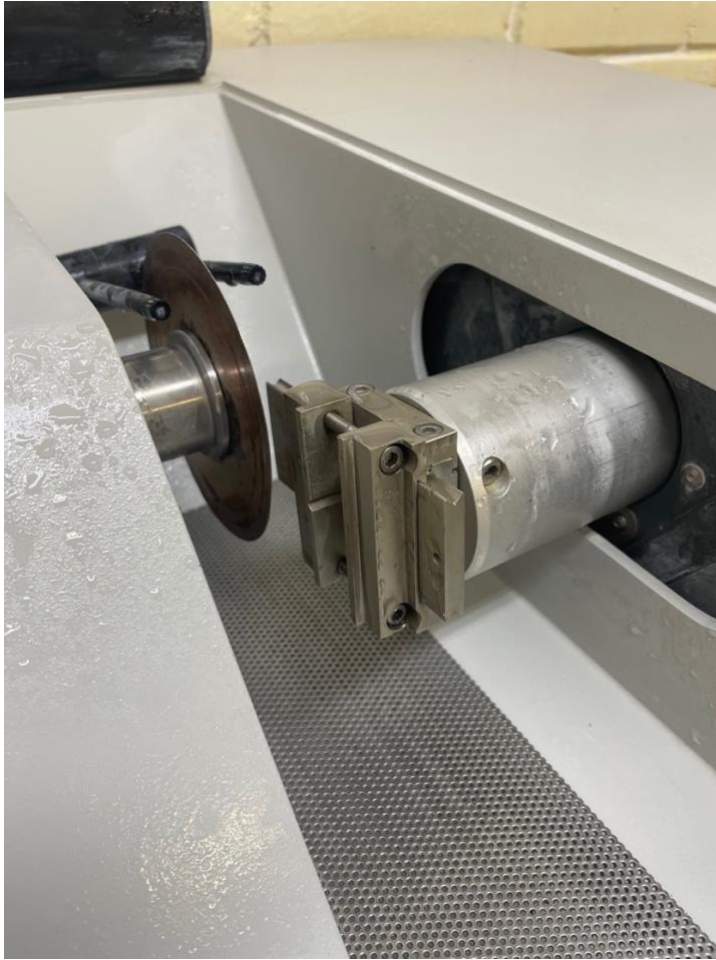


Figura 2 - Foto detalhada do interior da máquina cortadeira

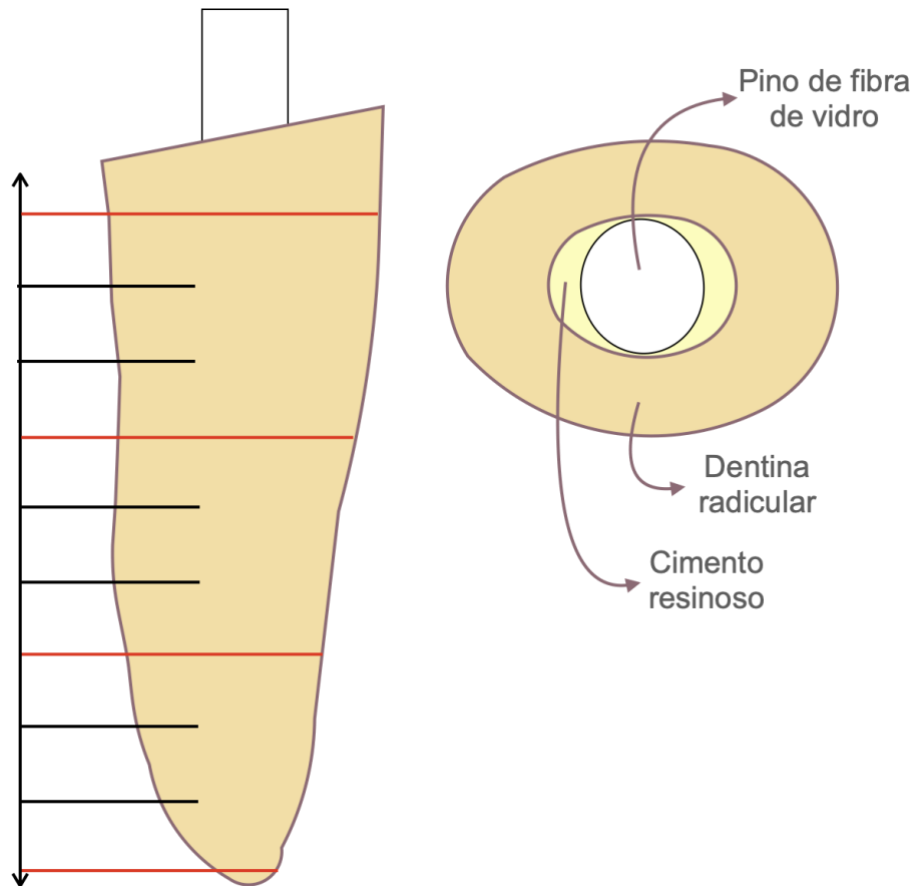


Figura 3 - Imagem ilustrativa das regiões de corte para o teste de push-out

Figura 4 - Imagem ilustrativa da vista superior da amostra após corte para teste de push-out

As amostras utilizadas no teste de *push-out* se originaram a partir de cortes perpendiculares ao longo eixo da raiz, gerando espécimes de 1 mm de espessura. Dessa forma, com o objetivo de avaliar o comportamento do cimento resinoso em cada terço (cervical, médio e apical) das raízes, foi determinado que seriam confeccionados 3 espécimes de cada terço, para que, na avaliação dos resultados, pudesse ser feito a média dos valores obtidos em cada terço radicular. Com isso, cada raiz gerou 9 espécimes para avaliação de *push-out*. O armazenamento dos espécimes foi feito em *ependorfs* preenchidos com água destilada, os quais eram divididos de acordo com os terços de cada raiz, ou seja, dentro de cada tubo havia 3 amostras. Para diferenciar a profundidade do corte de cada espécime, foi feita a marcação na região da raiz com caneta permanente de 1 a 3 traços, sendo que 1 correspondia a região mais superficial do terço, 2 à região média e 3 à região mais apical de cada terço.

Para que a linha do cimento resinoso pudesse ser analisada ao longo de todo comprimento da raiz durante o teste de microdureza, o corte realizado nas raízes que

passaram por este teste foi no longo eixo do dente, obtendo duas amostras de cada raiz. Para a realização deste teste, há necessidade de preparar a superfície cortada, diminuindo a rugosidade da superfície que será analisada. Dessa forma, foram usadas lixas d'água de numeração 600 e 1200 (3M, MN, EUA), lixando a superfície durante 60 segundos em cada lixa e trocando a lixa a cada 5 amostras polidas. Estas amostras também foram armazenadas em eppendorfs com água destilada e os testes foram feitos somente após 24 horas da confecção das amostras.

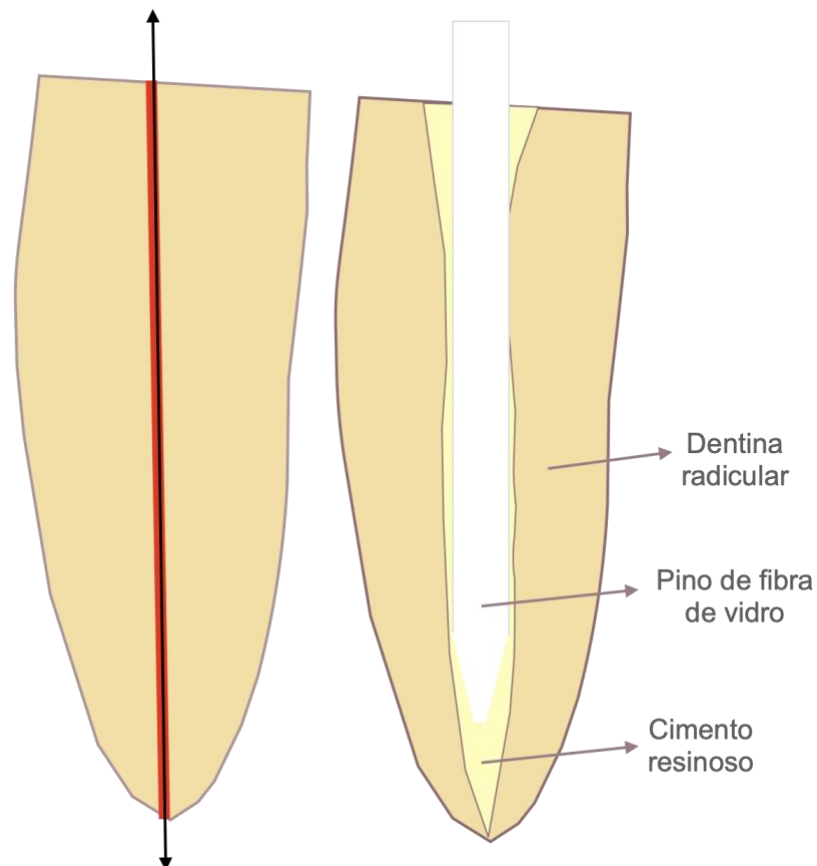


Figura 5 - Imagem ilustrativa da região do corte da amostra para o teste de microdureza Vickers
Figura 6 - Imagem ilustrativa da amostra após corte para teste de microdureza Vickers

3.3 TESTE DE *PUSH-OUT*

O teste de *push-out* foi realizado na máquina EZ Test Compact table-top Universal tester (Shimadzu, Kyoto, Japão). Trata-se de uma máquina capaz de realizar ensaios mecânicos que, dentre eles, está o teste de *push-out*.

Neste caso, cada amostra de espessura de 1 mm foi posicionada de forma com que o menor diâmetro, ou seja, a região mais apical, seja a região em que a célula de carga irá incidir a força. Força esta compressiva crescente, aplicada em uma velocidade de 1 mm/min até que houvesse a separação dos corpos. O resultado da força necessária para deslocar os corpos foi obtido em Newton.



Figura 7 - Imagem da máquina EZ Test Compact table-top Universal tester preparada para a realização do teste de *push-out*



Figura 8 - Imagem de vista superior da base onde é posicionada a amostra para o teste de push-out



Figura 9 - Imagem da base de controle das informações de força, tempo, início e pausa do teste a ser executado

Para que fosse feito o cálculo da resistência de união (MPa) por meio do teste de *push-out* primeiramente, foi descoberto a área lateral do pino de fibra de vidro por meio da fórmula abaixo (figura 10), então é dividido a força exercida (N) pela área encontrada (mm²) para que, assim, seja obtido o valor da resistência de união.

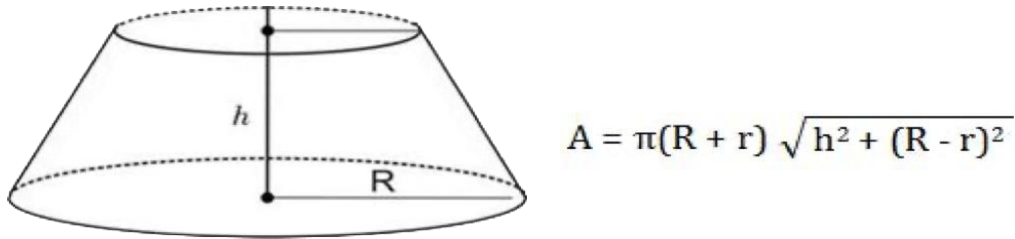


Figura 10 - Figura ilustrativa para exemplificar as medidas da amostra utilizadas para obtenção do valor de resistência de união. Fórmula para obtenção do valor de resistência de união

3.4 MICRODUREZA VICKERS

Para a realização do teste de microdureza Vickers, foi utilizado o aparelho DuraScan 10 G5 (EMCO-TEST, Kuchl, Áustria). Neste teste, as amostras que já haviam sido cortadas no longo eixo e armazenadas em água destilada por 24 horas foram fixadas com godiva em uma base feita de resina acrílica a fim de estabilizar a amostra e proporcionar uma melhor leitura da superfície a ser analisada. Além disso, para facilitar a visualização da linha de cimentação, esta foi destacada com auxílio de uma caneta marcadora permanente vermelha. Esta etapa precisou ser feita, uma vez que colocada a amostra para visualização no microscópio do aparelho não era possível distinguir a região onde estava o pino de fibra de vidro e da linha de cimentação.

O microdurômetro possui uma base móvel que possibilita a visualização da região que é feita a edentação em dois aumentos diferentes, além da ponta que realiza a edentação propriamente dita. Esta ponta possui um penetrador de diamante em formato de pirâmide com a base quadrada. Os ângulos opostos desta pirâmide possuem uma angulação de 136 graus e é capaz de produzir uma edentação em formato de losango com a base quadrada.

As medidas usadas para se obter o valor da microdureza Vickers são as diagonais deste losango. As medidas das diagonais são determinadas por meio de um par de barras paralelas verticais e horizontais que devem estar posicionadas nas extremidades do losango. Assim, o próprio software realiza a média do valor da leitura das diagonais em μm e converte a medida para microdureza Vickers[58].

Foram feitos ao menos 3 medições da dureza em cada terço da amostra (cervical, médio e apical) para que, após o experimento, fosse possível realizar a média dos resultados obtidos para cada região analisada.



Figura 11 - Imagem do aparelho do teste de microdureza Vickers

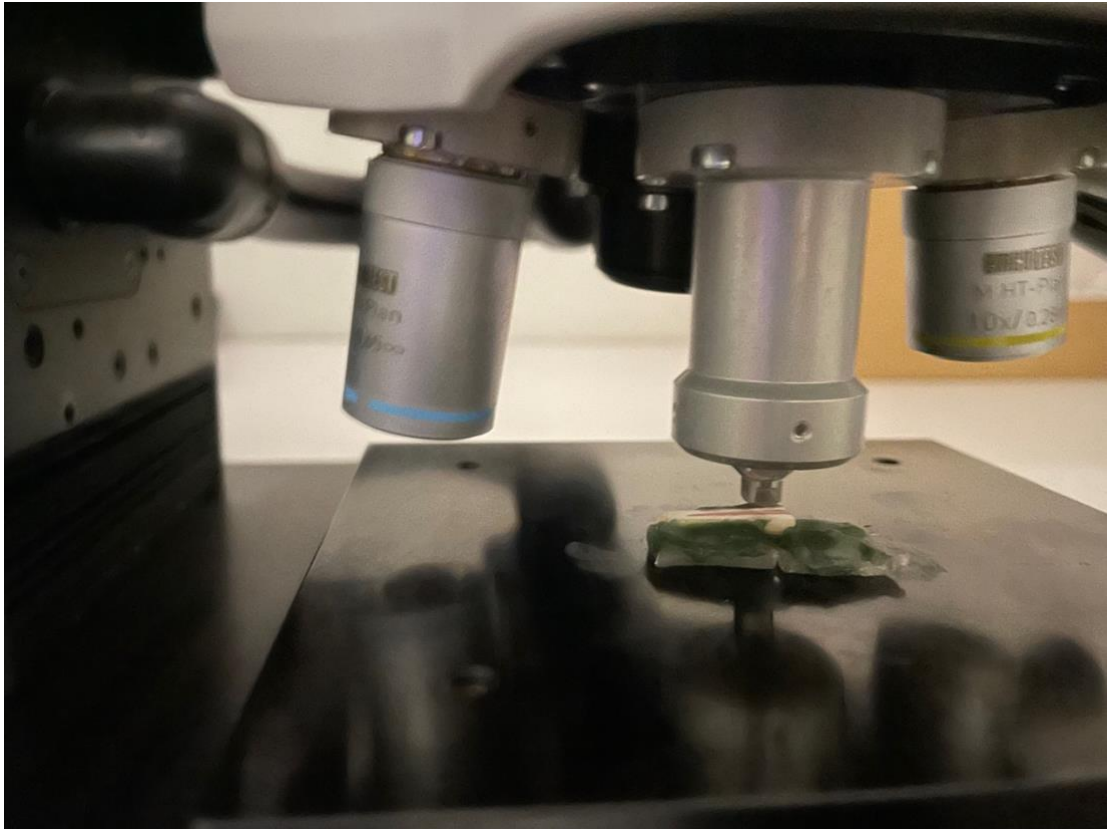


Figura 12 - Imagem da amostra posicionada em seu suporte durante a realização da indentação pela ponta de diamante

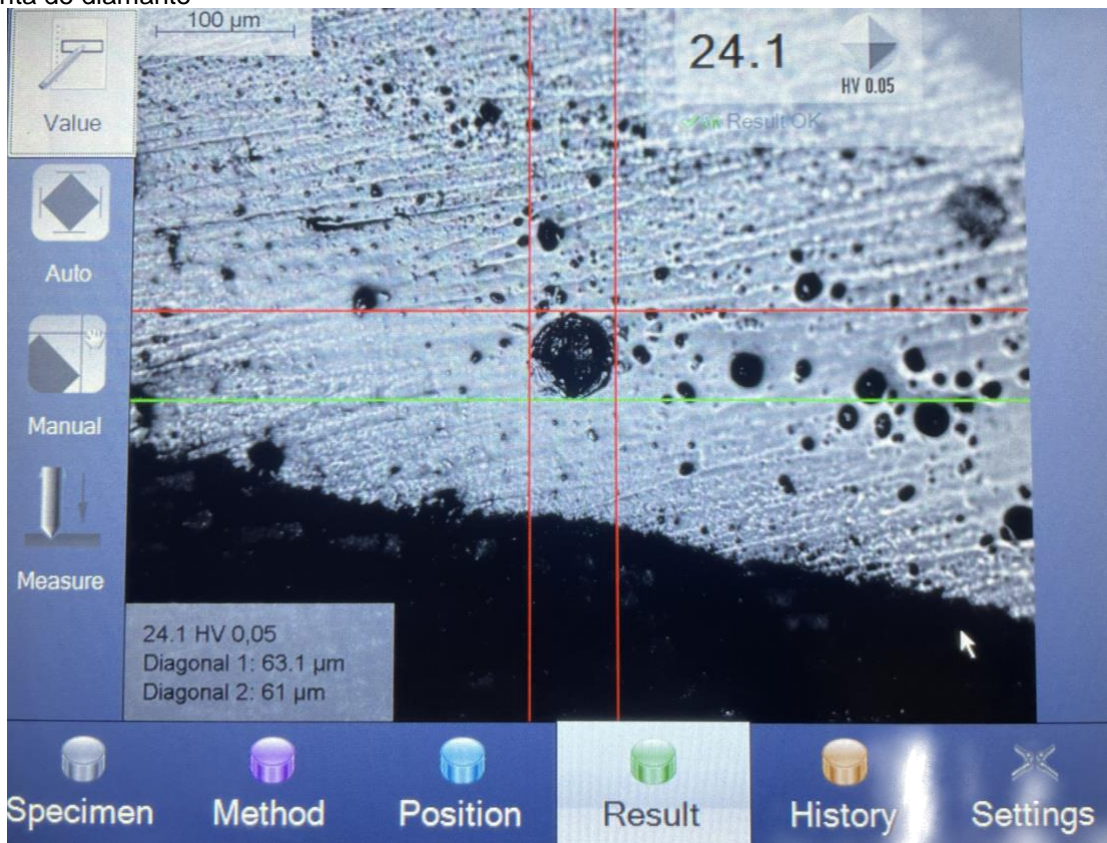


Figura 13 - Fotografia da imagem microcópica gerada após a indentação

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Primeiramente foi feita a média dos resultados obtidos de cada amostra que pertencia ao mesmo terço da mesma raiz, para o teste de *push-out*, seguido do desvio-padrão e do erro-padrão. Em seguida, foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk para avaliar a normalidade dos valores obtidos em ambos os testes.

A partir da confirmação da normalidade dos dados de microdureza Vickers e de resistência de união nos diferentes níveis das variáveis (terços radiculares e pino de fibra de vidro utilizados), realizou-se análise de variância ANOVA two-way e o teste de Tukey para comparação entre os grupos, diferenciando fatores: pino de fibra de vidro utilizado (comercial ou experimental); e, diferentes terços radiculares (cervical (C), médio (M) e apical (A)). O nível de significância adotado foi de 0,05.

4 RESULTADOS

4.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO

Por meio deste estudo foi possível observar que o comportamento do pino de fibra de vidro experimental foi melhor, obtendo uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$), quando comparado os terços mais críticos para a correta fotoativação: terços médio e apical. Quando se compara o terço cervical em ambos os retentores, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$).

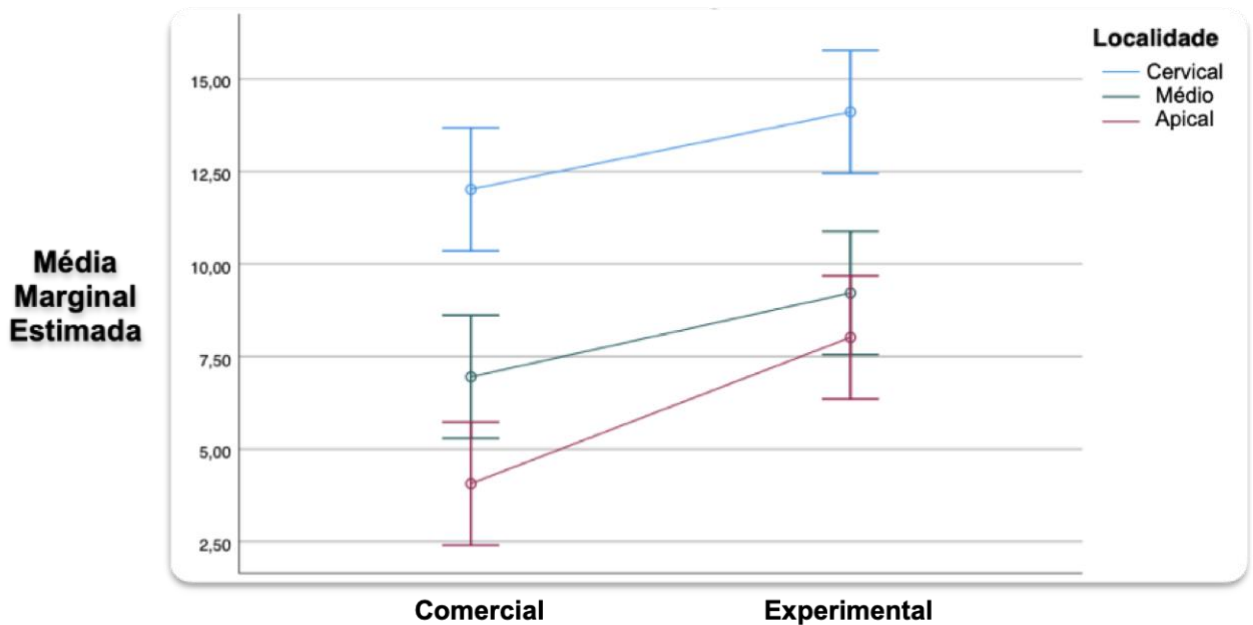


Figura 14 - Gráfico apresentando os valores da resistência de união (MPa) com seus respectivos valores médios de desvio padrão

Além disso, o grupo com menor valor de resistência de união foi na região apical dos PFV do grupo comercial e aquele que apresentou o maior valor foi o grupo experimental na região cervical, valor este que é estatisticamente semelhante ao obtido no grupo comercial na mesma região.

Tabela 2 - Valores médios de resistência de união (MPa) encontrados nos diferentes terços dos grupos e o desvio padrão (DV).

Resistência de União		
	Grupo comercial	Grupo experimental
Terço Cervical	12,02 ^{Aa} ($\pm 2,41557$)	14,11 ^{Aa} ($\pm 2,16091$)
Terço Médio	6,95 ^{Cc} ($\pm 0,56482$)	9,21 ^{Bb} ($\pm 1,36133$)
Terço Apical	4,07 ^{Dd} ($\pm 1,35600$)	8,02 ^{Cb} ($\pm 2,23026$)

* valores seguidos pela mesma letra são estatisticamente semelhantes, sendo as letras maiúsculas comparando diferentes colunas e as letras minúsculas comparando diferentes linhas.

Ao avaliar as médias obtidas entre os dois grupos estudados, percebe-se que a diferença de valores ainda se encontra dentro do desvio padrão um do outro, assim, verificando a importância de avaliar os terços individualmente para perceber a diferença nestas regiões.

Tabela 3 - Valor médio de todos os terços e desvio padrão da resistência de união (MPa)

Resistência de União (média)	
Grupo comercial	7,68 ($\pm 3,72185$)
Grupo experimental	10,45 ($\pm 3,27493$)

4.2 MICRODUREZA VICKERS

Diferente do teste anterior, ao analisar os valores de microdureza Vickers obtidos, percebe-se que comparando os diferentes PFV no mesmo terço, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$).

Tabela 4 - Valores médios de dureza Vickers (HV) encontrados nos diferentes terços dos grupos e o desvio padrão (DV).

Microdureza Vickers		
	Grupo comercial	Grupo experimental
Terço Cervical	34,50 ^{Aa} ($\pm 3,12490$)	35,08 ^{Aa} ($\pm 4,02765$)
Terço Médio	28,28 ^{Aa} ($\pm 2,28298$)	27,94 ^{ABa} ($\pm 1,40641$)
Terço Apical	20,32 ^{Bc} ($\pm 6,56559$)	25,88 ^{Bb} ($\pm 1,40641$)

* valores seguidos pela mesma letra são estatisticamente semelhantes, sendo as letras maiúsculas comparando diferentes colunas e as letras minúsculas comparando diferentes linhas.

A microdureza Vickers neste caso apresentou valores próximos para os dois grupos, diferindo de forma significativa somente quando comparado os terços apical e cervical dos dois grupos.

Tabela 5 - Valor médio de todos os terços e desvio padrão da microdureza Vickers (HV)

Microdureza Vickers (média)	
Grupo comercial	27,70 ($\pm 7,2582$)
Grupo experimental	29,63 ($\pm 5,2381$)

A média dos valores obtidos nos diferentes grupos, independente dos terços também apresentou pouca diferença.

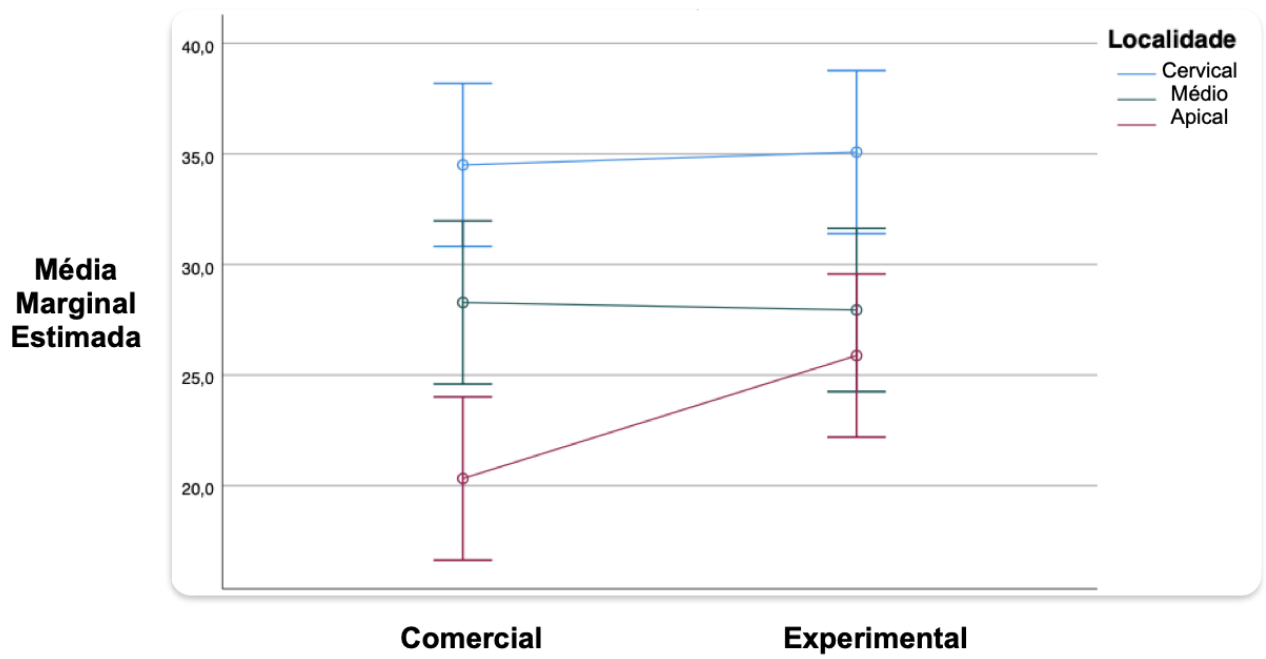


Figura 15 - Gráfico apresentando os valores de microdureza Vickers (HV) com seus respectivos valores médio de desvio padrão

5 DISCUSSÃO

Por meio dos testes realizados neste trabalho, os pinos de fibra de vidro experimentais desempenharam um resultado superior aos retentores do grupo comercial no teste de *push-out*. Contudo, o resultado obtido no teste de microdureza Vickers em ambos os grupos foi semelhante estatisticamente. Dessa forma, a hipótese nula de que os valores teriam diferença estatisticamente significativa ao comparar mesmos terços em diferentes grupos é rejeitada para a resistência de união e aceita para a microdureza Vickers. Diferentemente da hipótese nula relacionada a diferença de valores comparando os diferentes terços de um mesmo grupo, a qual foi aceita para a resistência de união e rejeitada para a microdureza Vickers.

Isso ocorreu, pois a resistência de união obtida nos terços apical e médio do grupo experimental foi maior do que o grupo comercial, porém no terço cervical não houve uma diferença estatisticamente significativa. Ao se tratar da microdureza Vickers não houve nenhuma diferença estatisticamente significativa ao comparar os terços dos diferentes grupos.

Por outro lado, ao comparar os diferentes terços em um mesmo grupo, a resistência de união e a microdureza Vickers no terço cervical foi consideravelmente maior, alcançando valores de 14,11 MPa para a resistência de união e 35,08 Hv para a microdureza. Dado já esperado conforme os estudos apontam a atenuação da luz após o terço cervical[62]. Nos demais terços, as propriedades estudadas obtiveram valores mais baixos e em alguns casos houve semelhança estatística no valor encontrado. Um exemplo disso é encontrado entre os valores de microdureza do pino experimental nos terços médio e apical. Os valores foram estatisticamente semelhantes, demonstrando que este pino pode ter conduzido melhor a luz até a região apical de forma que apresentasse valor semelhante ao terço médio.

A composição dos retentores é um fator importante que pode estar relacionado ao seu desempenho. Os PFV do grupo experimental possuem uma combinação mista de fibra, as quais podem ser capazes de transmitir melhor a luz até os terços mais profundos. O uso de fibras de vidro e quartzo combinados possibilita a fotoativação de maneira mais eficaz nos terços médio e apical, principalmente quando comparado

aos retentores compostos por sílica-zircônia ou com uma matriz em que não haja transparência[1].

Da mesma forma, a disposição das fibras também pode exercer esta mesma função de propagar melhor a luz até mais próximo do ápice. Neste caso, o fato o grupo experimental se destacar na propriedade de resistência de união, pode estar relacionada a uma melhor fotoativação do cimento resinoso, e isto pode ter influência da forma que o PFV foi idealizado. Assim, o retentor apresentando o mesmo design que o grupo comercial, em relação a comprimento e espessura, esta pode ser uma variável a ser considerada[65].

É interessante analisar que, de uma forma geral, os resultados dos testes apresentaram uma média total (incluindo todos os terços) próxima nos dois grupos. Entretanto, no PFV experimental, as médias por terços mostraram melhores resultados em terços que normalmente a fotoativação é mais deficiente e, conseqüentemente, as propriedades mecânicas são afetadas [66]. Com isso, os PFV do grupo experimental, por suas características de composição e disposição de fibras apresentou uma melhora que é almejada há tempo nas pesquisas a fim de desempenhar um trabalho melhor aos PFV e com maior longevidade.

Apesar de não ter apresentado um resultado estatisticamente superior de microdureza, acredita-se que este dado pode estar relacionado a quantidade de energia necessária durante a fotoativação para obter-se maiores valores de microdureza do cimento resinoso utilizado. Ou seja, mesmo sendo suficiente para melhorar os valores de resistência de união do sistema, não houve o mesmo resultado para outra propriedade mecânica de um dos componentes deste complexo. O trabalho de Ozcan et al. [9] também observou resultados próximos aos obtidos neste trabalho, no qual a fotoativação não influenciou para que propriedade de microdureza Vickers do cimento resinoso utilizado fosse melhor. Assim, percebe-se que este pode ser um comportamento do próprio material, que depende de mais luz para aprimorar estas características.

Pulido et al. [62], recomenda o uso de materiais mais translúcidos no procedimento de cimentação de PFV, como foi utilizado neste trabalho. Esta recomendação, também de acordo com os dados obtidos por este trabalho em questão, é válida, uma vez que permitem que a luz chegue em uma extensão maior da estrutura e melhore o desempenho da função do pino de fibra de vidro. No trabalho de Pulido et al., a microdureza foi testada e o grupo o qual utilizou materiais mais

translúcidos na cimentação obteve melhores resultados. Por isso, no presente trabalho foi utilizado o cimento na cor branca para garantir melhor passagem da luz.

Outros autores, como Reginato et al. [67], também avaliaram a importância das características do pino para que seja realizada a fotoativação de maneira correta garantindo adequadas propriedades mecânicas ao material. Neste caso, a resistência de união foi avaliada em relação a pinos de fibra de vidro com diferentes níveis de translucidez. O resultado obtido é algo que se assemelha com as informações desta dissertação, quanto mais se permite a passagem da luz pelo PFV, melhor é o processo de cura do material.

E como foi estudado por Raouf et al. [68], a composição dos pinos de fibra de vidro quando comparada aos demais auxilia a chegada da luz à região mais apical, seja pela translucidez como pela orientação das fibras. Assim, a resistência de união constatada pelo estudo foi maior para os dentes cimentados com este tipo de retentor em relação aos demais tipos de materiais, sejam eles titânio e zircônia.

Apesar de toda cautela durante a realização do trabalho, por se tratar de um estudo laboratorial, são necessários outros trabalhos para analisar a informações obtidas por meio desta pesquisa. Estudos clínicos randomizados são fundamentais para avaliar principalmente a longo prazo o desempenho dos diferentes pinos de fibra de vidro em questão.

6 CONCLUSÕES

- Os pinos de fibra de vidro do grupo experimental apresentaram melhor desempenho em resistência de união nos terços médio e apical quando comparado aos mesmos terços do grupo comercial.
- Não houve diferença estatisticamente significativa nos valores obtidos pelo teste de microdureza Vickers ao comparar os mesmos terços dos diferentes grupos testados.
- O valor da microdureza nos terços médio e apical do grupo experimental foram semelhantes estatisticamente, provavelmente, a condução da luz foi mais eficiente para a região apical neste pino ao comparar com o pino do grupo comercial.

REFERÊNCIAS

1. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:77-83.
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 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007;38(9):733-43.
3. Zhou L, Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature. *J Endod.* 2013;39(1):11-5.
4. D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, Zazzeroni S, Ciampoli C, D'Amario M. In vitro fracture resistance and deflection of pulpless teeth restored with fiber posts and prepared for veneers. *J Endod.* 2008;34(7):838-41.
5. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J.* 2006;25(1):145-50.
6. Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of ferrule and post placement on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent.* 2013;41(3):207-15.
7. Theodosopoulou JN, Chochlidakis KM. A systematic review of dowel (post) and core materials and systems. *J Prosthodont.* 2009;18(6):464-72.
8. Papadogiannis D, Lakes RS, Palaghias G, Papadogiannis Y. Creep and dynamic viscoelastic behavior of endodontic fiber-reinforced composite posts. *J Prosthodont Res.* 2009;53(4):185-92.
9. Ozcan M, Zamboniota S, Valandro F, Bottino M, Bagis B. Microhardness of dual-polymerized resin cement around a translucent fiber post in the intraradicular environment. *J Conserv Dent.* 2011;14(4):370-3.
10. Greenhalgh T, Howick J, Maskrey N, Evidence Based Medicine Renaissance G. Evidence based medicine: a movement in crisis? *BMJ.* 2014;348:g3725.
11. ME R. The eighteenth century. In: *Dentistry; An Illustrated History* In: N.Abrams APH, editor. 2. New York;1992.
12. Wang X, Shu X, Zhang Y, Yang B, Jian Y, Zhao K. Evaluation of fiber posts vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth: a systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int.* 2019;50(1):8-20.
13. Albuquerque R. Estudo da distribuição de tensões em um incisivo central superior, reconstruído com diferentes pinos intrarradiculares, analisado através do método dos elementos finitos. . Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Araraquara. 1999. Tese (Doutorado)
14. Shillingburg H, Jr., Fisher D, Dewhirst R. Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1970;24(4):401-9.
15. Morgano S, Brackett S. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999;82(6):643-57.
16. Baratieri L. Abordagem restauradora de dentes tratados endodonticamente-pinos/núcleos e restaurações unitárias. *Odontologia restauradora* 2001:619-71.
17. Heydecke G, Butz F, Strub J. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent.* 2001;29(6):427-33.
18. Koutayas S, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int.* 1999;30(6):383-92.

19. Trushkowsky R. Coronaradicular rehabilitation with a carbon-fiber post. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1996(20):S74-9.
20. Stewardson D. Non-metal post systems. *Dent Update.* 2001;28(7):326-32, 34, 36.
21. Dinato J, Fortuna C, Menin M, Quintas A. Restauração de dentes tratados endodoticamente com pinos pré-fabricados. *Atualização na clínica odontológica: cursos antagônicos 2000*:379-442.
22. Sevuk C, Gur H, Akkayan B. Fabrication of one-piece all-ceramic coronal post and laminate veneer restoration: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;88(6):565-8.
23. Franco EB, Lins do Valle A, Pompeia Fraga de Almeida AL, Rubo JH, Pereira JR. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. *J Prosthet Dent.* 2014;111(1):30-4.
24. Pinos intracanaís, pinos e núcleos. *Dent Adv* 1995;2(1):6.
25. Pegoraro L, Do Valle A, Araújo C, Bonfante G, Conti P. *Prótese Fixa: Bases para o planejamento em reabilitação oral.* 2 ed. São Paulo – SP: Artes Médicas; 2013.
26. Filho FJdS, Pacheco RR, Caiado ACRL. *Endodontia passo a passo: Evidências clínicas.* São Paulo: Artes Médicas; 2015.
27. Pereira JR, Oliveira MTsd, Neto EMR, Valle AcLd, Ghizoni JS, Honório HM, et al. Avaliação da resistência ao cisalhamento por extrusão (push-out) de pinos de fibra de vidro cimentados com diferentes cimentos resinosos em um ambiente úmido: Estudo Piloto. *RFO UPF [online].* 2011;16:7.
28. Andrioli ARV, Coutinho M, Vasconcellos AAd, Miranda ME. Relining effects on the push-out shear bond strength of glass fiber posts. *Rev odontol UNESP [Internet]* 2016;45(4):6.
29. Mahmoudi M, Saidi AR, Amini P, Hashemipour MA. Influence of inhomogeneous dental posts on stress distribution in tooth root and interfaces: Three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2017;118(6):742-51.
30. Ahmed SN, Donovan TE, Ghuman T. Survey of dentists to determine contemporary use of endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5):642-5.
31. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Oper Dent.* 2014;39(1):E31-44.
32. Vieira C, Bachmann L, De Andrade Lima Chaves C, Correa Silva-Sousa YT, Correa Da Silva SR, Alfredo E. Light transmission and bond strength of glass fiber posts submitted to different surface treatments. *J Prosthet Dent.* 2021;125(4):674 e1-e7.
33. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res.* 2010;89(6):587-91.
34. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont.* 2008;21(4):328-36.
35. Ozcan M, Volpato CAM. Current perspectives on dental adhesion: (3) Adhesion to intraradicular dentin: Concepts and applications. *Jpn Dent Sci Rev.* 2020;56(1):216-23.
36. Haralur SB, Alasmari TA, Alasmari MH, Hakami HM. Light Transmission of Various Aesthetic Posts at Different Depths and Its Effect on Push-Out Bond Strength, Microhardness of Luting Cement. *Medicina (Kaunas).* 2022;58(1).
37. Darwell BW. *Materials Science for Dentistry.* In: Publishing W, editor. 7 ed. Sawston, UK;2002. p. 507–8, 10.

38. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. Philadelphia, PA, USA,,: Saunder; 2012.
39. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr., Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent.* 1993;6(2):91-5.
40. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994;19(1):26-32.
41. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999;27(4):275-8.
42. Zicari F, Coutinho E, Scotti R, Van Meerbeek B, Naert I. Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts. *Dent Mater.* 2013;29(4):e45-52.
43. Seefeld F, Wenz HJ, Ludwig K, Kern M. Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems. *Dent Mater.* 2007;23(3):265-71.
44. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater.* 2005;21(2):75-82.
45. Yang N, Boselli J, Sinclair II. Simulation and quantitative assessment of homogeneous and inhomogeneous particle distributions in particulate metal matrix composites. *J Microsc.* 2001;201(2):189-200.
46. Jainena A, Palamara JE, Messer HH. Push-out bond strengths of the dentine-sealer interface with and without a main cone. *Int Endod J.* 2007;40(11):882-90.
47. Shokouhinejad N, Razmi H, Nekoofar MH, Sajadi S, Dummer PM, Khoshkhounejad M. Push-out bond strength of bioceramic materials in a synthetic tissue fluid. *J Dent (Tehran).* 2013;10(6):540-7.
48. Lima SN, Vencao AC, Kuga MC, Magro MG, Guiotti AM, Segalla JC, et al. Effect of Carbamide Peroxide on the Push-out Bond Strength of Different Composition Glass-Ionomer Cement to Root Canal Dentin when used as Cervical Barrier. *J Contemp Dent Pract.* 2015;16(12):944-9.
49. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod.* 2005;31(8):608-12.
50. De-Deus G. Research that matters - root canal filling and leakage studies. *Int Endod J.* 2012;45(12):1063-4.
51. Toman M, Toksavul S, Sarikanat M, Firidinoglu K, Akin A. The evaluation of displacement resistance of glass FRC posts to root dentine using a thin slice push-out test. *Int Endod J.* 2009;42(9):802-10.
52. De-Deus G, Di Giorgi K, Fidel S, Fidel RA, Paciornik S. Push-out bond strength of Resilon/Epiphany and Resilon/Epiphany self-etch to root dentin. *J Endod.* 2009;35(7):1048-50.
53. Prado NAS, Ferreira RdS, Maurício MHdP, Paciornik S, Miranda MSd. Influence of the Cement Film Thickness on the Push-Out Bond Strength of Glass Fiber Posts Cemented in Human Root Canals. *Int J Dent.* 2016;2016:7.
54. Elnaghy AM, Mandorah A, Hassan AH, Elshazli A, Elsaka S. Effect of surface treatments on push-out bond strength of calcium silicate-based cements to fiber posts. *BMC Oral Health.* 2021;21(1):131.
55. Vangala A, Hegde V, Sathe S, Dixit M, Jain P. Effect of irrigating solutions used for postspace treatment on the push-out bond strength of glass fiber posts. *J Conserv Dent.* 2016;19(1):82-6.

56. Pinto APS, Franca FMG, Basting RT, Turssi CP, Rodrigues Junior JJ, Amaral FLB. Effect of endodontic sealers on push-out bond strength of CAD-CAM or prefabricated fiber glass posts. *Braz Oral Res.* 2023;37:e052.
57. Son SA, Park JK, Seo DG, Ko CC, Kwon YH. How light attenuation and filler content affect the microhardness and polymerization shrinkage and translucency of bulk-fill composites? *Clin Oral Investig.* 2017;21(2):559-65.
58. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties. *Dent Mater.* 2017;33(8):880-94.
59. D. T. The hardness of solids. *Rev Phys Technol.* 1970;1:34.
60. Metallic materials—Knoop hardness test—part 1: test method, ISO4545-1 (2017).
61. Metallic materials—Vickers hardness test—part 1: test method, ISO/CD6507-1 (2018).
62. Pulido C, Gomes OM, Loguercio AD, Davila-Sanchez A, Camilotti F, da Cruz GK, et al. How the translucency of direct anatomic fiber posts affects the bond strength and microhardness of a self-adhesive luting agent in flared roots. *Clin Oral Investig.* 2022;26(6):4447-56.
63. Kosan E, Prates-Soares A, Blunck U, Neumann K, Bitter K. Root canal pre-treatment and adhesive system affect bond strength durability of fiber posts ex vivo. *Clin Oral Investig.* 2021;25(11):6419-34.
64. Alves Morgan L, Pinotti MB, Ferreira FM, Gomes GM, Silva GC, Albuquerque RC, et al. Influence of light transmission through fiber posts: Quantitative analysis, microhardness, and on bond strength of a resin cement. *Indian J Dent Res.* 2018;29(1):74-80.
65. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res.* 2008;87(12):1122-6.
66. Cekic-Nagas I, Ergun G. Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(4):403-12.
67. Reginato CF, Oliveira AS, Kaizer MR, Jardim PS, Moraes RR. Polymerization efficiency through translucent and opaque fiber posts and bonding to root dentin. *J Prosthodont Res.* 2013;57(1):20-3.
68. Raouf VKA, Jockusch J, Husain NA-H, Dydyk N, Özcan M. Push-Out Bond Strength Assessment of Different Post Systems at Different Radicular Levels of Endodontically Treated Teeth. *Materials (Basel).* 2022;15(15).

7 PRESS RELEASE

O trabalho realizado teve com objetivo avaliar as melhorias no pino de fibra de vidro ao comparar com outro já presente no mercado. Este material é muito aplicado no cotidiano do cirurgião-dentista nos tratamentos odontológicos de dentes amplamente destruídos. De acordo com os testes realizados, o pino experimental apresentou resultados satisfatórios e melhores quando comparado com o grupo comercial. Dessa forma, acredita-se que seu desempenho pode ser melhor por garantir que o cimento utilizado para fixa-lo na raiz do dente tenha suas características mais idealmente preservadas. A população é beneficiada a partir das informações disponibilizadas, as quais são capaz de indicar os produtos que apresentam melhores resultados nos testes realizados, teste estes que simulam de certa forma as situações pelas quais os pinos de fibra de vidro podem passar quando instalados.