



**unopar**

---

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA**

**NÁDIA BUZIGNANI PIRES RAMOS**

**ESTUDO COMPARATIVO DAS PROPRIEDADES FÍSICO-MECÂNICAS DE  
CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO BIOATIVOS**

---

**LONDRINA  
2022**

NÁDIA BUZIGNANI PIRES RAMOS

**ESTUDO COMPARATIVO DAS PROPRIEDADES FÍSICO-MECÂNICAS DE  
CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO BIOATIVOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Norte do Paraná – UNOPAR, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Dentística.

**Orientador: Prof. Dr. Murilo Baena Lopes**

Londrina  
2022

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

---

R175e Ramos, Nádía Buzignani Pires  
Estudo comparativo das propriedades físico-  
mecânicas de cimentos de ionômero de vidro bioativos /  
Nádía Buzignani Pires Ramos. – Londrina, 2022.  
51 fl.

Orientador: Murilo Baena Lopes.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Norte do  
Paraná-UNOPAR, Mestrado em Odontologia, 2022.

1. Cimentos de ionômeros de vidro. 2. Propriedades  
físicas. 3. Propriedades de superfície. I. Lopes, Murilo  
Baena. II. Título.

---

CDU 616.31

Evelyn Moraes – CRB-8 10289

NÁDIA BUZIGNANI PIRES RAMOS

**ESTUDO COMPARATIVO DAS PROPRIEDADES FÍSICO-MECÂNICAS DE  
CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO BIOATIVOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Norte do Paraná - UNOPAR, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Dentística.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Murilo Baena Lopes  
Universidade Norte do Paraná

---

Profa. Dra. Sandrine Bittencourt Berguer  
Universidade Norte do Paraná

---

Prof. Vicente Castelo Branco Leitune  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Londrina, 17 de março de 2022.

## **DEDICATÓRIA**

A Deus por estar sempre comigo ao longo desta caminhada.

A minha família por me apoiarem em todos os momentos e decisões.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus, por sempre me proteger, estar presente em minha vida e na da minha família. Sempre guiando meus sonhos, meu caminho e me ajudando a ser uma pessoa melhor.

À UNOPAR, instituição que me acolheu quando me formei e tive a oportunidade de voltar a estudar realizando o sonho de me tornar mestre na minha profissão que tanto amo.

A CAPES, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pela concessão de bolsa de estudo.

À prefeitura do município de Ibiporã que permitiu minhas ausências e flexibilidade em meus horários de trabalho.

Ao meu orientador professor Murilo Baena Lopes agradeço pela paciência, pelos ensinamentos e por todo conhecimento dividido comigo. Muito obrigada.

A professora Sandrine Bittencourt Berguer meus sinceros agradecimentos por disponibilizar seu tempo acrescentando conhecimentos, revisando e nos ajudando a concluir este trabalho.

Ao professor Vicente Castelo Branco Leitune meus agradecimentos pelo aceite em compor a banca deste estudo.

A professora Sibelli Olivieri Parreiras por todo conhecimento e ajuda na etapa de qualificação do estudo.

À coordenadora da pós-graduação Thaís Maria Freire Fernandes Poleti, por todo carinho e incentivo com nós alunos e com o programa.

A todos os professores do mestrado agradeço por todo conhecimento compartilhado e por acrescentarem tanto em minha vida profissional.

Ao meu esposo Felipe e minhas filhas Ana Luísa e Beatriz agradeço por toda paciência, apoio, por entenderem minha ausência, me incentivarem e estarem junto comigo na concretização desta etapa. Amo muito vocês.

Aos meus pais Hamilton e Tânia, minha irmã Lígia, por toda oportunidade de estudo, por todo incentivo e por sempre acreditarem em mim. Amo vocês.

As minhas amigas de trabalho Verinha e Aline que acompanharam minhas incertezas durante o período de estudo e sempre estiveram dispostas a me ajudar, incentivar e apoiar. Muito obrigada.

Aos amigos que conheci no mestrado agradeço por todo carinho, amizade e companheirismo. Desejo muito sucesso a todos vocês.

Ramos NBP. Estudo comparativo das propriedades físico-mecânicas de cimentos de ionômero de vidro bioativos. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Londrina: Universidade Norte do Paraná, programa de Pós-Graduação em Odontologia; 2022.

## Resumo

Os materiais bioativos possuem a capacidade de participar ativamente na saliva e na estrutura dental em um ciclo contínuo de troca de mineral auxiliando no equilíbrio e na saúde bucal. Diante disto, o presente trabalho teve como principal objetivo analisar propriedades físico-mecânicas de materiais bioativos ionoméricos. Foram utilizados dois materiais bioativos Cention N - Ivoclar quimicamente ativado (CN) e Cention N- Ivoclar fotopolimerizado (CN-F) e Equia Forte® Fil (EQUI); resina composta convencional Filtek™ Z350 XT- 3M (Z350); ionômero de vidro resinoso Riva light Cure/ SDI (RIVA) e resina composta fluída Filtek™ Bulk Fill Flow- 3M (BULK-F). Para os testes de sorção (SR) e solubilidade (SL), resistência à flexão (RF), tensão de contração (TC), microdureza (MI) e rugosidade superficial (RS) foram confeccionados 60 corpos de prova, divididos em 6 grupos (n=10). Para o teste grau de conversão (GC) os materiais foram testados inicialmente não polimerizados e na segunda etapa polimerizados e avaliados pela técnica FTIR. Os dados obtidos foram analisados quanto à distribuição normal e em seguida submetidos à análise de variância a um critério (ANOVA one way) e as diferenças entre os grupos complementados pelo teste de Tukey para múltiplas comparações. Foi considerado o nível de significância de 5%. Como resultado de SR ( $\mu\text{g/ml}$ ) o material bioativo EQUI ( $42,29\pm 13,57$ ) apresentou a maior sorção não diferindo estatisticamente dos grupos RIVA ( $33,38\pm 8,66$ ) e CN-F ( $29,81\pm 8,75$ ). Para SL ( $\mu\text{g/ml}$ ) o grupo CN ( $25,86\pm 9,40$ ) apresentou o maior valor e o grupo EQUI ( $-4,97\pm 7,37$ ) a menor solubilidade. No teste RF (MPa) o grupo BULK-F ( $75,67\pm 10,44$ ) apresentou o maior valor não diferindo do grupo CN ( $69,97\pm 9,70$ ) e Z350 ( $64,71\pm 18,59$ ) enquanto o grupo EQUI ( $14,29\pm 7,58$ ) apresentou o menor valor, não diferindo do grupo RIVA ( $21,45\pm 6,91$ ). Para o teste TC (MPa), os grupos BULK-F ( $42,60\pm 5,63$ ) e CN-F ( $42,30\pm 6,44$ ) apresentaram a maior tensão diferindo apenas do grupo EQUI ( $33,20\pm 10,39$ ) com menor valor. Para GC (%) o grupo CN-F ( $80,91\pm 1,32$ ) e CN ( $84,76\pm 3,45$ ) foram os que apresentaram maiores valores e todos os outros materiais diferiram estatisticamente entre si. Para MI (KHN) o grupo EQUI ( $95,82\pm 5,89$ ) apresentou maior dureza. Para o teste RS ( $\mu\text{m}$ ) os materiais não diferiram entre si ( $p>0,05$ ). O material EQUI mostrou menor SL e maior MI, enquanto o material CN apresentou maior GC e alta RF, concluindo que estes materiais bioativos são uma boa alternativa como materiais restauradores.

**Palavras-chave:** Cimentos de Ionômeros de vidro; propriedades físicas; propriedades de superfície, biomimético.



Ramos NBP. Estudo comparativo das propriedades físico-mecânicas de cimentos de ionômero de vidro bioativos. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Londrina: Universidade Norte do Paraná, programa de Pós-Graduação em Odontologia; 2022.

### Abstract

Bioactive materials have the ability to actively participate in saliva and tooth structure in a continuous cycle of mineral exchange, helping balance and oral health. In view of this, the main objective of the present work was to analyze physico-mechanical properties of ionomeric bioactive materials. Two bioactive materials were used: Cention N-Ivoclar chemically activated (CN) and Cention N-Ivoclar light cured (CN-F) and Equia Forte® Fill (EQUI); conventional composite resin Filtek™ Z350 XT-3M (Z350); Riva light Cure/SDI glass ionomer (RIVA) and Filtek™ Bulk Fill Flow-3M (BULK-F) flowable composite resin. For the tests of sorption (SR) and solubility (SL), flexural strength (RF), shrinkage stress (TC), microhardness (MI) and surface roughness (RS), 60 specimens were made, divided into 6 groups (n=10). For the degree of conversion test (GC) the materials were initially tested unpolymerized and in the second stage polymerized and evaluated by the FTIR technique. The data obtained were analyzed for normal distribution and then subjected to one-way analysis (ANOVA) of variance and differences between groups complemented by Tukey's test for multiple comparisons. A significance level of 5%. As a result of SR ( $\mu\text{g/ml}$ ), the bioactive material EQUI ( $42.29 \pm 13.57$ ) showed the highest sorption, not differing statistically from the RIVA ( $33.38 \pm 8.66$ ) and CN-F ( $29.81 \pm 8.75$ ) groups. For SL ( $\mu\text{g/ml}$ ) the CN group ( $25.86 \pm 9.40$ ) presented the highest value and the EQUI group ( $-4.97 \pm 7.37$ ) the lowest solubility. In the RF (MPa) test, the BULK-F group ( $75.67 \pm 10.44$ ) had the highest value, not differing from the CN group ( $69.97 \pm 9.70$ ) and Z350 ( $64.71 \pm 18.59$ ) while the EQUI group ( $14.29 \pm 7.58$ ) had the lowest value, not differing from the RIVA group ( $21.45 \pm 6.91$ ). For the CT (MPa) test, the BULK-F ( $42.60 \pm 5.63$ ) and CN-F ( $42.30 \pm 6.44$ ) groups presented the highest voltage, differing only from the EQUI group ( $33.20 \pm 10.39$ ) with lower value. For GC (%), the CN-F ( $80.91 \pm 1.32$ ) and CN ( $84.76 \pm 3.45$ ) groups showed the highest values and all other materials differed statistically from each other. For MI (KHN), the EQUI group ( $95.82 \pm 5.89$ ) showed greater hardness. For the RS ( $\mu\text{m}$ ) test, the materials did not differ from each other ( $p > 0.05$ ). The EQUI material showed lower SL and higher MI, while the CN material showed higher GC and high RF, concluding that these bioactive materials are a good alternative as restorative materials.

**Key - words:** Glass Ionomer cements; physical properties; surface properties, biomimetic

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 1-</b> Fotos do estudo de Sorção e Solubilidade.....	24
<b>FIGURA 2-</b> Fotos do estudo de Resistência à flexão.....	25
<b>FIGURA 3-</b> Fotos da confecção das amostras de Tensão de contração.....	27
<b>FIGURA 4-</b> Fotos do estudo de Tensão de contração.....	27
<b>FIGURA 5-</b> Fotos do estudo de Grau de conversão.....	29
<b>FIGURA 6-</b> Fotos do estudo de Microdureza.....	30
<b>FIGURA 7-</b> Fotos do estudo de Rugosidade superficial.....	30

## LISTA DE QUADRO E TABELAS

<b>Quadro 1-</b>	Composição dos materiais testados.....	20
<b>Tabela 1-</b>	Valores de Sorção e Solubilidade ( $\mu\text{g/ml}$ ) de acordo com os materiais analisados.....	33
<b>Tabela 2-</b>	Valores de Resistência à flexão (MPa) de acordo com os materiais analisados.....	34
<b>Tabela 3-</b>	Valores de Tensão de contração (MPa) de acordo com os materiais analisados.....	35
<b>Tabela 4-</b>	Valores de Grau de conversão (%) de acordo com os materiais analisados.....	36
<b>Tabela 5-</b>	Valores de Microdureza Knoop (KHN) de acordo com os materiais analisados.....	37
<b>Tabela 6-</b>	Valores de Rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) de acordo com os materiais analisados.....	38

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ASPA	Alumínio- Silicato PoliAcrilato
CIV	Cimento de Ionômero de vidro
ART	Tratamento Restaurador Atraumático
CN	Cention N
CN-F	Cention N fotopolimerizado
EQUI	Equia Forte
BULK-F	Filtek Bulk Fill
RIVA	Riva Light Cure
Z350	Filtek Z350 XT
UDMA	Uretano dimetacrilato
DCP	Dicloropropanol
DMA	Dimetacrilato aromático
DDMA	Dodecano dimetacrilato
EDMAB	Etil 4- dimetil aminobenzoato
BIS-GMA	Bisfenol-A-glicidil metacrilato
HEMA	Hidroxietil metacrilato
TEGDMA	Trietileno glicol dimetacrilato
AUDMA	Uretano dimetacrilato aromático
CQ	Canforoquinona
Ca <sup>2+</sup>	Íons cálcio
F <sup>-</sup>	Íons fluoretos
OH	Hidroxila
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Óxido de alumínio
Emic	Máquina universal de ensaios
FTIR	Espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier
ATR	Reflectância Total Atenuada
SR	Sorção
SL	Solubilidade
GC	Grau de conversão
RF	Resistência à flexão
TC	Tensão de contração
MI	Microdureza
RS	Rugosidade Superficial

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	13
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	15
<b>3</b>	<b>OBJETIVO</b> .....	19
3.1	Objetivo Geral.....	19
3.2	Objetivos Específicos.....	19
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	20
4.1	Sorção e Solubilidade.....	21
4.2	Resistência à flexão.....	24
4.3	Tensão de contração.....	26
4.4	Grau de conversão.....	28
4.5	Microdureza.....	29
4.6	Rugosidade superficial.....	30
4.7	Análise Estatística.....	31
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	32
5.1	Sorção e Solubilidade.....	32
5.2	Resistência à flexão.....	33
5.3	Tensão de contração.....	34
5.4	Grau de conversão.....	35
5.5	Microdureza.....	36
5.6	Rugosidade superficial.....	37
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	39
6.1	Sorção e Solubilidade.....	39
6.2	Resistência à flexão.....	40
6.3	Tensão de contração.....	42
6.4	Grau de conversão.....	43
6.5	Microdureza.....	44
6.6	Rugosidade superficial.....	45
6.7	Considerações finais.....	46
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	47
<b>8</b>	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	48

## 1 INTRODUÇÃO

Os ionômeros são materiais versáteis muito utilizados na odontologia por suas características de biocompatibilidade, liberação de flúor, adesão química ao tecido dentário e baixa toxicidade.<sup>(1)</sup> Porém, os cimentos ionoméricos em geral apresentam algumas desvantagens clínicas como fragilidade e sensibilidade inicial à umidade, que pode causar uma diminuição no tempo de vida da restauração.<sup>(2, 3)</sup> Outra desvantagem se aplica aos efeitos de sorção (SR) e solubilidade (SL), que podem acarretar prejuízo à restauração como: fratura, infiltração marginal com recidiva de cárie, perda de propriedades e translucidez.<sup>(4-6)</sup>

Em busca de materiais com maior durabilidade clínica, materiais bioativos surgiram se apresentando como mais estéticos e duradouros. O Equia Forte® (GC America inc. IL, USA) é um novo sistema restaurador composto de 3 produtos: o ionômero de vidro com adição de partículas de vidro altamente reativas, o ácido poliacrílico de alto peso molecular e um protetor resinoso. Segundo o fabricante a viscosidade do ionômero original associado a uma camada de carga nanométrica a base de um tipo de sílica mais reativa, melhora as propriedades mecânicas e a sua manipulação.<sup>(7, 8)</sup>

O Cention N (Ivoclar Vivadent, Ltda, Schaan, Liechtenstein), foi lançado como um material restaurador radiopaco, autopolimerizável com a opção de polimerização com luz, pertencendo ao grupo de resinas compostas do tipo alcasites<sup>(9)</sup>, onde existem na sua composição três diferentes tipos de vidros, além da presença do fluoreto de itérbio, sendo o fluorsilicato de cálcio o vidro ativo o qual se propõe a aumentar a liberação de íons  $H^+$   $Ca^{2+}$  e  $F^-$ , auxiliando na remineralização do esmalte dental, com liberação de íons flúor em pH ácido e pH neutro.<sup>(10)</sup>

Os materiais bioativos aparecem como uma alternativa aos compósitos tradicionais que apesar de liberarem uma quantidade significativa de flúor, apresentam baixa resolução estética e indesejáveis propriedades físicas.<sup>(11, 12)</sup> Interagem intimamente com o tecido biológico<sup>(13)</sup> e a cavidade bucal participando ativamente na saliva e na estrutura dental, em um ciclo contínuo de troca mineral, onde ocorre a liberação de íons cálcio e fosfato da superfície dental, que com a elevação do pH ficam disponíveis para interagirem com o flúor presente na própria saliva. Possuem a capacidade de troca iônica recarregando e liberando seus componentes iônicos e retornando ao estado inicial depois que tais estímulos são removidos. Auxiliando assim no equilíbrio biodinâmico dos dentes e da saliva, contribuindo para a manutenção da saúde bucal.

Alguns materiais denominados bioativos possuem a capacidade de melhorar algumas propriedades na cavidade bucal; fato que pode ocorrer devido à troca iônica entre o material utilizado e a superfície do dente,<sup>(14, 15)</sup> além da eficácia da ação do flúor presente nesses materiais, capaz de induzir uma menor adesão bacteriana e uma menor incidência de cárie recorrente.<sup>(16, 17)</sup> Os materiais restauradores dentários sofrem diferentes forças na cavidade oral, principalmente durante a mastigação. Com isso, torna-se interessante avaliar tais propriedades desses materiais e compará-las com os materiais tradicionais como a resina composta e o ionômero de vidro.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

A busca da preservação dos tecidos dentários sadios e a sua reposição exigem o emprego de materiais que possuam boas características mecânicas e adesão à estrutura dentária, garantindo assim que suas funções sejam reestabelecidas. Os cimentos ionoméricos são materiais híbridos que consistem de partículas inorgânicas de vidro dispersas em uma matriz insolúvel.<sup>(18)</sup> Representam um dos muitos sucessos da odontologia onde são amplamente utilizados em técnicas restauradoras devido as suas características de biocompatibilidade, liberação de flúor, fácil manuseio, adesão química ao tecido dentário e baixa toxicidade.<sup>(1)</sup>

O Ionômero de Vidro foi apresentado em 1972 por Wilson & Kent como um cimento odontológico translúcido composto por pó de silicato de vidro e solução aquosa de polímeros e co-polímeros de ácido acrílico.<sup>(3)</sup> Seu nome comercial era ASPA (Alumínio-Silicato PoliAcrilato) e resultava em um material fraco e de presa lenta. No mesmo ano eles publicaram um novo cimento dental translúcido desenvolvido como material odontológico adesivo, de forramento, preenchimento de lesões e selantes devido a sua boa adesão ao esmalte e dentina.<sup>(19, 20)</sup>

Passando constantemente por modificações, em 1975 na sua composição foi incorporado resina para atender necessidades clínicas individuais, melhorando suas propriedades físicas, resistência e longevidade.<sup>(19)</sup> O Cimento de Ionômero de Vidro (CIV) antes utilizado apenas como material restaurador em cavidades pequenas, começou a ser aplicado em vários procedimentos clínicos como: material de cimentação de peças protéticas, pinos intracanal metálicos ou



não, material para base de forramento de cavidades dentárias, selamentos de fóssulas e fissuras e tratamentos endodônticos.<sup>(1)</sup>

O Tratamento Restaurador Atraumático (ART) surgiu por volta de 1985 como uma alternativa ao tratamento tradicional por obter um preparo cavitário menos invasivo, conservando estrutura dentária sadia.<sup>(21)</sup> A técnica foi desenvolvida e fundamentada só na escavação de lesões onde o tecido cariado passível de remineralização não é removido. Na ART o material de eleição é o CIV, principalmente pelas características intrínsecas do material: adesão química ao tecido dentário, permitindo sua máxima conservação por não necessitar de retenção mecânica; biocompatibilidade; ação anticariogênica, devido à liberação de fluoretos e capacidade de ser carregado com flúor; baixo coeficiente de expansão térmica, próximo ao das estruturas dentárias; módulo de elasticidade semelhante ao da dentina; cor semelhante ao dente.<sup>(22-24)</sup>

Embora liberem uma quantidade significativa de flúor, o CIV apresenta algumas desvantagens clínicas como fragilidade e sensibilidade inicial à umidade que podem causar prejuízo à restauração como: baixa resolução estética, fratura, infiltração marginal, recidiva de cárie, além de perda de propriedades e translucidez.<sup>(2-6)</sup>

Apesar das grandes melhorias nas propriedades mecânicas e estéticas das resinas compostas, ocorrem tentativas para encontrar métodos que impeçam o surgimento de cáries secundárias ao redor dos materiais restauradores. Na maioria das restaurações dentárias os materiais são neutros e não desencadeiam qualquer resposta fisiológica no tecido hospedeiro, apenas preenchendo as cavidades após a perda da estrutura dentária em ambiente oral ácido.<sup>(25)</sup> A fim de superar tais problemas, há uma tendência crescente de usar

materiais restauradores bioativos e remineralizantes à base de resina para aumentar a durabilidade das restaurações.<sup>(26)</sup>

Os materiais bioativos surgiram se apresentando como estéticos e duradouros. Possuem a capacidade de interagir intimamente com o tecido biológico participando ativamente na saliva e na estrutura dental, em um ciclo contínuo de troca mineral, contribuindo assim no equilíbrio biodinâmico da boca e mantendo a saúde bucal.<sup>(11-13)</sup>

O Equia Forte® (GC America inc. IL, USA) é um novo sistema restaurador estético, de presa rápida, híbrido composto de 3 produtos: o ionômero de vidro com adição de partículas de vidro altamente reativas, o ácido poliacrílico de alto peso molecular e um protetor resinoso. Este protetor resinoso possui a incorporação de um novo monômero multifuncional que produz uma matriz resinosa mais resistente melhorando as propriedades físicas, estéticas, resistência ao desgaste e liberação de flúor, sendo indicado também para restaurações de classe II.<sup>(7)</sup>

Foi lançado também o Cention N (Ivoclar Vivadent, Ltda, Schaan, Liechtenstein), um material restaurador designado como um subgrupo de materiais compósitos, pertencente ao grupo “alkasites”. Essa partícula alcalina (“alkasites”) se propõe a aumentar a liberação de íons de hidróxido para íons de cálcio e flúor, auxiliando na remineralização do esmalte dental, com baixa liberação de íons flúor em pH neutro, porém alta em pH ácido. Nas propriedades mecânicas o Cention N se comporta da maneira que um nano composto híbrido, sendo comparáveis aos compósitos Bulkfill.<sup>(27)</sup> Inclui um preenchimento especial patenteado, chamado de Isofiller que atua como um redutor de estresse de contração e, devido ao seu baixo módulo de elasticidade, reduz a contração de polimerização e a microinfiltração.<sup>(10)</sup>

É disponível como pó e líquido do qual o líquido tem dimetacrilatos e iniciadores e o pó é composto por partículas de vidro, iniciadores e pigmentos. É um material autopolimerizável com opção de fotopolimerização e é indicado para restaurações classes I, II e V.<sup>(28)</sup>

Materiais restauradores deveriam apresentar propriedades mecânicas e físicas adequadas para suportar as condições adversas do ambiente oral. O surgimento de novos materiais e novas tecnologias estão sempre buscando melhora na funcionalidade, estética e longevidade da restauração.

### **3 OBJETIVO**

#### **3.1 Objetivo Geral**

O presente trabalho teve como objetivo analisar as propriedades físico-mecânicas de materiais ionoméricos bioativos.

#### **3.2 Objetivos Específicos**

Avaliar por meio dos testes de: sorção e solubilidade, resistência à flexão, tensão de contração, grau de conversão, resistência de união, microdureza e rugosidade superficial o material bioativo Cention-N comparando-o com o material bioativo Equia Forte®, uma resina composta fluida, um ionômero de vidro resinoso e uma resina composta nanoparticulada.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho experimental *in vitro* foi realizado no laboratório da Unopar, onde foi avaliado as propriedades físico-mecânicas de cinco materiais restauradores, cujas especificações estão apresentadas no Quadro 1.

**Quadro 1- Composição dos materiais testados.**

Material (Fabricante)	Abreviatura	Classificação	Composição	Manipulação (Fabricante) Fotopolimerização por 20s
<b>Cention N</b> (Ivoclar Vivadent, Ltda, Schaan, Liechtenstein)	CN	Cimento restaurador à base de ionômero de vidro reforçado com resina de alta viscosidade	UDMA, DCP, PEG-400 DMA, Vidro de silicato de bário e alumínio, trifluoreto de itérbio, isofiler, vidro de fluorossilicato de alumínio de cálcio e bário, vidro de fluorossilicato de cálcio.	Foi utilizada placa de vidro e espátula de plástico, até a obtenção de uma massa com aspecto brilhoso. Para a sua inserção no molde, foi utilizado um aplicador de pontas descartáveis CENTRIX CE (Nova DFL, Rio de Janeiro/RJ)
<b>Equia Forte®Fil</b> (GC America inc. IL, USA),	EQUI	Cimento restaurador à base de ionômero de vidro reforçado com resina de alta viscosidade	Pó: Fluoro-alumino-silicato de vidro; ácido poliacrílico em pó, pigmento. Líquido: ácido poliacrílico, água destilada, ácido carboxílico polibásico.	As cápsulas foram inseridas no aplicador e ativadas, em seguida colocadas em um amalgamador (SDI, Austrália) a 4000rpm durante 10s. Inseridas no aplicador, o qual foi pressionado por duas vezes para dispensar o conteúdo no interior do molde em incremento único (1mm).
<b>Filtek Bulk Fill</b> (3 M, Sumaré/SP)	BULK-F	Resina composta flúida (flow)	Cerâmica tratada com silano, UDMA, DMA, Sílica tratada com silano, Fluoreto de itérbio, DDMA, Zircônia tratada com silano, Água monômero AFM-1, EDMAB, Benzotriazol, Dióxido de titânio.	Foi utilizado a própria ponteira de inserção acoplada na ponta da bisnaga.

<b>Riva light Cure</b> (SDI Bayswater, Victoria, Australia)	RIVA	Cimento restaurador à base de ionômero de vidro reforçado com resina de alta viscosidade	Pó: Fluoreto de silicato de alumínio. Líquido: ácido poliacrílico, água destilada, ácido tartárico, Hidroxietil metacrilato, Dimetacrilato, monômero acidificado.	Foi utilizada placa de vidro e espátula de plástico, até a obtenção de uma massa com aspecto brilhoso. Para a sua inserção no molde, foi utilizado um aplicador de pontas descartáveis CENTRIX CE (Nova DFL, Rio de Janeiro/RJ)
<b>Filtek™ Z350 XT</b> (3 M, Sumaré/SP)	Z350	Resina composta nanoparticulada	AFM (monômero para alívio dinâmico de tensões de contração de polimerização), AUDMA, UDMA e 1, 12-dodecano-DMA, partículas de sílica de 20 nm não-aglomeradas/não-agregadas, partículas de zircônia de 4 a 11 nm não-aglomeradas/não-agregadas, nanoaglomerados de zircônia/sílica (composto por partículas de sílica de 20 nm e partículas de zircônia de 4 a 11 nm) e partículas de trifluoreto de itérbio em partículas aglomeradas de 100 nm.	A inserção do material no molde foi realizada com o auxílio de uma espátula de titânio, sendo inserido (1mm) de resina no interior dos orifícios, em incremento único

**Legenda: Uretano dimetacrilato (UDMA), Dicloropropanol (DCP), Dimetacrilato aromático (DMA), Dodecano dimetacrilato (DDMA), Etil 4-dimetil aminobenzoato (EDMAB).**

#### 4.1 Sorção e Solubilidade

Foram confeccionados 60 corpos de prova, divididos em 6 grupos (n=10): grupo Cention N quimicamente ativado (CN), grupo Cention N fotopolimerizado (CN-F), grupo EQUI, grupo Z350, grupo RIVA e grupo BULK F.

Inicialmente foi utilizado um molde de borracha para a obtenção dos espécimes em forma de disco (Odeme Dental Research, Luzerna, Santa Catarina, Brasil) com espessura de 1 mm x 10 mm de diâmetro (ISO: 4049/2009), contendo 3 orifícios. O molde de borracha foi colocado sobre uma placa de vidro com espessura de 10 mm (Golgran Instrumentos Odontológicos, São Caetano do

Sul, São Paulo, Brasil) plana e lisa. Para a manipulação dos materiais, as recomendações dos fabricantes foram seguidas.

Após o preenchimento do molde, uma tira de poliéster (Fava Metalúrgica, Pirituba, São Paulo, Brasil) foi posicionada sobre o material bem como outra placa de vidro com espessura de 10 mm (Golgran Instrumentos Odontológicos, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil) com o intuito de comprimir levemente o material e extravasar o excesso, obtendo uma superfície nivelada, lisa e de espessura padronizada. A fotoativação dos corpos de prova foi realizada com o aparelho fotopolimerizador VALO (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA) sob irradiância de  $1200 \text{ mW/cm}^2$  por 20s. Para a padronização da distância de fotoativação, o aparelho fotoativador ficou posicionado o mais próximo possível da matriz de poliéster, com a ponta do aparelho posicionada perpendicularmente à superfície do material. Cada corpo de prova foi fotoativado por 20s de acordo com as recomendações dos materiais utilizados.

Realizada a fotoativação, os corpos de prova foram retirados do molde e armazenados durante 24h, em potes transparentes de polietileno (10 ml) (Adria Laboratórios, Londrina, PR, Brasil) em ambiente livre de luz, para a completa polimerização do material, sendo os mesmos identificados de acordo com cada grupo de estudo. Após 24h os corpos de prova foram polidos com lixa de granulação 600 por 30s para remoção dos excessos laterais e regularização das bordas. Em seguida, o volume de cada corpo de prova foi aferido com paquímetro digital (Mitutoyo, Sul Americana, São Paulo, Brasil), a partir da média de 4 pontos equidistantes (largura-comprimento e depois a espessura).

Os corpos de prova foram pesados em uma balança digital decimal BI3200b (Bioscale) e armazenados em potes individuais, em um dessecador

em sílica gel. O dessecador permaneceu com as tampas abertas, para remoção da água livre. Esse dessecador foi levado ao interior de uma estufa bacteriológica (ECB2, Biodont, Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com temperatura controlada em  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ . Após 24h, os corpos de prova foram pesados em balança digital decimal BI3200b (Bioscale), calibrada para 0,0001 g e colocados novamente na dessecadora, repetindo-se o ciclo a cada 24h, até se obter uma massa constante ( $m_1$ ), ou seja, até que a perda de massa total de cada espécime não fosse superior a 0,1 mg.

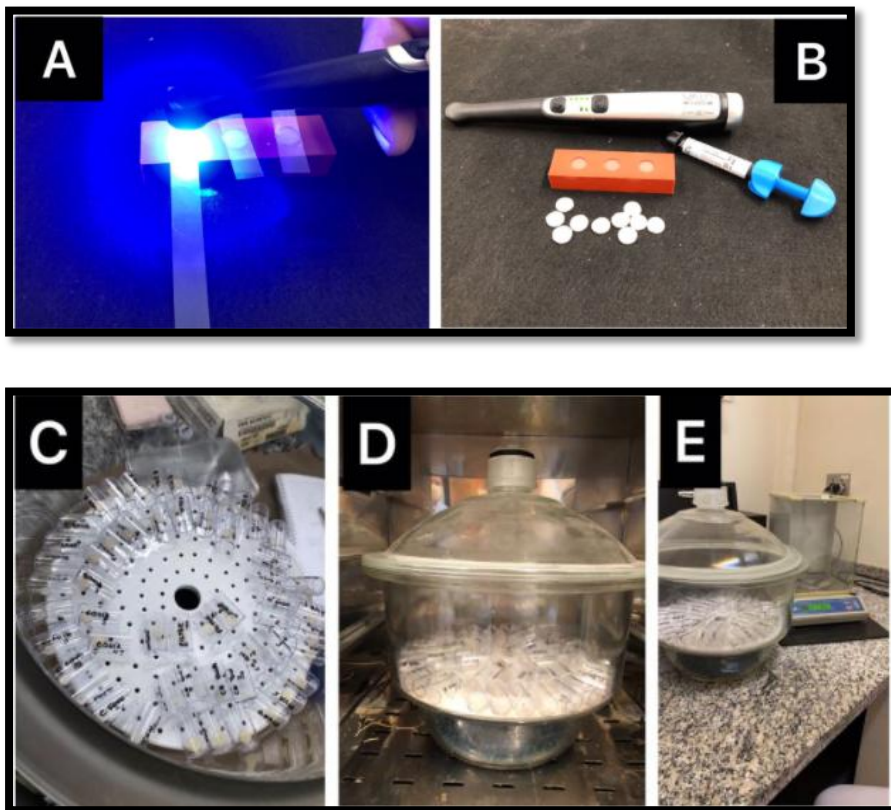
Após a obtenção dos valores de  $m_1$ , os corpos de prova foram colocados novamente em seus respectivos frascos identificados e imersos em 1,5 mL de água destilada, tomando-se o cuidado para que os espécimes tivessem a maior área possível em contato com a água. Os frascos foram fechados e armazenados em uma estufa a  $37^\circ \pm 1^\circ\text{C}$  durante sete dias consecutivos. Após este período, os espécimes foram removidos da estufa e de seus recipientes, lavados em água corrente, levemente secos com papel absorvente, expostos ao ar por 1 min e pesados na sequência, obtendo-se o valor de massa  $m_2$ . Em seguida, os espécimes foram novamente acondicionados em seus frascos e colocados no dessecador onde permaneceram por 24 horas, repetindo-se o ciclo de dessecação, como feito anteriormente para  $m_1$ , até obter uma massa constante ( $m_3$ ).

Os valores de SR e SL foram calculados em miligramas por milímetro cúbico ( $\text{mg}/\text{mm}^3$ ), utilizando as seguintes equações:  $W_{sr} = (m_2 - m_3)/V$  e  $W_{sl} = (m_1 - m_3)/V$ , onde:  $W_{sl}$ - corresponde à solubilidade ( $\text{mg}/\text{mm}^3$ );  $m_1$ - à massa inicial, em microgramas, antes da imersão em água;  $m_3$ - à massa, em microgramas, após a segunda dessecação,  $V$ - ao volume da amostra, em milímetros cúbicos;



Wsr- corresponde à sorção ( $\text{mg}/\text{mm}^3$ ); m2- à massa, em microgramas, dos espécimes após imersão em água.

**FIGURA 1- Fotos do estudo de Sorção e Solubilidade.**



**A/B-** Confeção dos modelos de prova com o uso dos materiais, tira de poliéster, molde de borracha e fotopolimerizador VALO. **C-** Os corpos de prova identificados e armazenados em potes transparentes de polietileno. **D/E-** Os corpos de prova armazenados no dessecador em sílica gel foram colocados no interior da estufa bacteriológica e pesados diariamente na balança digital decimal.

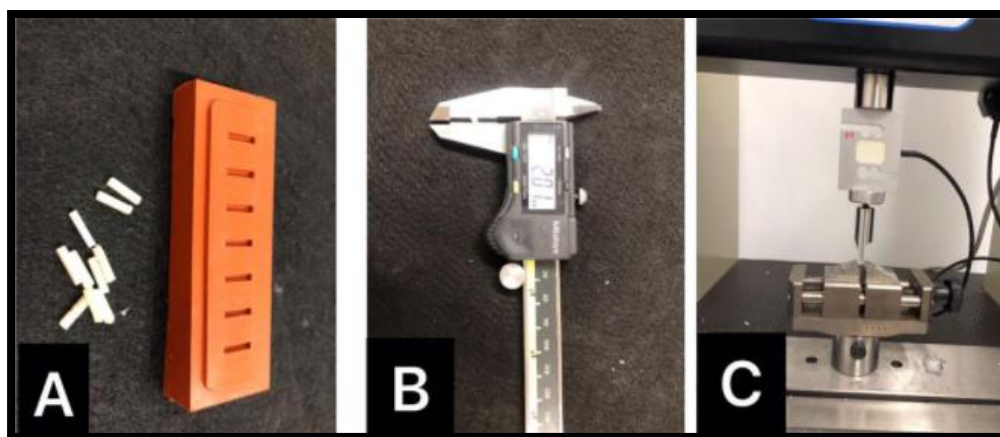
#### **4.2 Resistência à flexão**

Foram confeccionados 10 bastões de cada um dos materiais selecionados para o estudo em molde de borracha para espécimes em forma de barra (Odeme Dental Research, Luzerna, Santa Catarina, Brasil) com dimensões de 10 mm (comprimento) x 2 mm (largura) x 2mm (espessura), contendo 7 orifícios.

Após a manipulação dos materiais, conforme descrito anteriormente, uma tira de poliéster transparente foi colocada na superfície do molde e pressionada com uma placa de vidro para obter-se uma amostra com superfície lisa e sem excessos previamente a polimerização. Após a polimerização das amostras seguindo o tempo recomendado pelo fabricante, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37<sup>o</sup>C por 24h.

Terminada a fase de confecção das amostras suas dimensões foram medidas a uma precisão de 0,01 mm usando o paquímetro digital. As amostras foram deixadas durante 10 min fora da água destilada antes de testá-las para permitir que se estabilizem. As amostras foram submetidas ao teste de resistência à flexão (RF) de três pontos, 24h depois de iniciada a polimerização, em máquina universal de ensaios Emic (São José dos Pinhais, PR, Brasil) à velocidade de 0,5 mm/min com inclinação de 90<sup>o</sup>.

**FIGURA 2- Fotos do estudo de Resistência à flexão.**



**A- Modelos confeccionados com o molde para espécimes em barra. B- Uso do paquímetro digital para as medidas de precisão das amostras. C- Teste realizado na máquina universal de ensaios EMIC.**

### 4.3 Tensão de contração

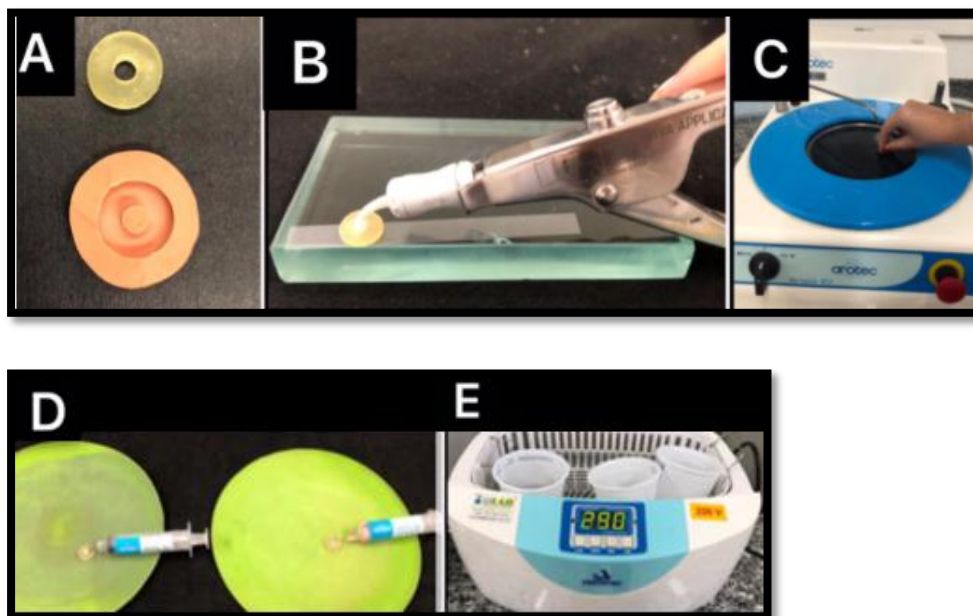
Foram confeccionadas 60 amostras de uma matriz circular de resina fotoelástica (PL3 Vishay, Micro-Measurements Group Inc, Raleigh, NC, EUA) com cavidade interna de 5 mm de diâmetro x 2 mm de altura. Os anéis fotoelásticos foram colocados sobre uma placa de vidro e em um dos lados, escolhidos aleatoriamente, foram colocadas tiras de poliéster para que o material testado não se aderisse a placa.

Os materiais dos grupos CN, CN-F, EQUI, Z350, RIVA e BULK F foram manipulados e inseridos diretamente nas cavidades internas dos anéis de resina fotoelástica. Após a inserção dos materiais uma nova tira de poliéster foi colocada sobre a superfície dos anéis e pressionando-os com uma segunda placa de vidro para que ocorresse o extravasamento do excesso de material. Decorridas às 24h da polimerização das amostras, elas foram planificadas com discos abrasivos de  $Al_2O_3$  sob-refrigeração, na seguinte sequência de granulação e tempo: 400 (10 s), 600 (30 s), 1200 (60 s) na politriz elétrica (APL4-Arotec, Cotia, SP-Brasil). As amostras foram polidas com discos de feltro (Arotec S/A Ind e Com. SP-Brasil) e pasta diamantada nas granulações de 1 e 0,25  $\mu m$  (Arotec, Cotia, SP-Brasil) por 3 min. cada. Entre cada lixa de polimento as amostras foram submetidas a um banho ultrassônico (Cuba Ultrassônica-Cristófoli, Campo Mourão, PR-Brasil) em água destilada por 10 min para remoção de resíduos. O armazenamento das amostras foi feito em estufa a 37<sup>o</sup>C e após foram submetidas ao ensaio fotoelástico.

As franjas geradas pelas tensões de contração nos anéis fotoelásticos foram visualizadas em um polaroscópio (Vishay LF/Z-2, Malvern, USA) sendo padronizados dois pontos diametralmente opostos e aleatórios ao redor da amostra para medida da tensão de contração (TC) em MPa. As fotografias de cada

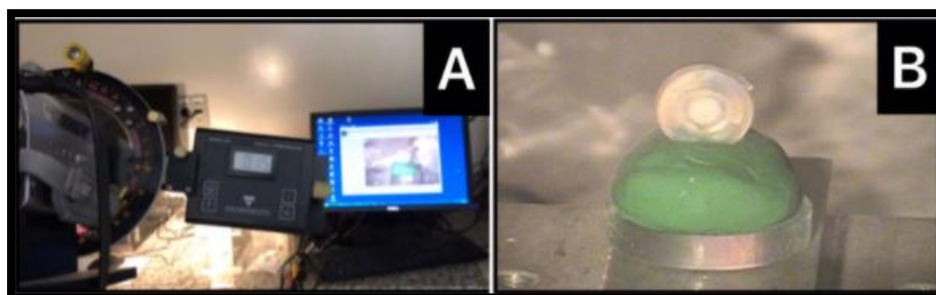
ensaio juntamente com as medidas das tensões de contração foram registradas pelo software (PS Calc 3.1).

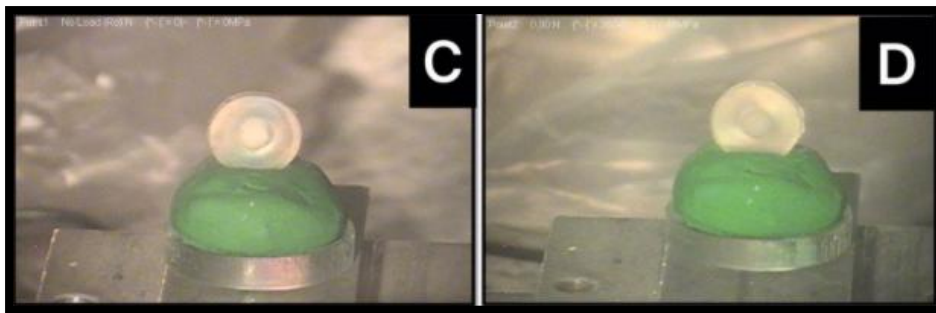
**FIGURA 3- Fotos da confecção das amostras de Tensão de contração.**



**A- Confeccionadas 60 amostras de anéis fotoelásticos com cavidade interna de 5 mm de diâmetro x 2 mm de altura. B- Material inserido diretamente na cavidade interna dos anéis de resina fotoelástica. C- As amostras foram planificadas com discos abrasivos de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> na politriz elétrica. D- Foram polidos com disco de feltro e pasta diamantada. E- Entre cada lixa de polimento as amostras foram submetidas a banho ultrassônico para remoção de resíduos.**

**FIGURA 4- Fotos do estudo de Tensão de contração.**





**A- Polaroscópio usado para verificar as franjas geradas pelas tensões de contração nos anéis fotoelásticos. B/C/D- Fotografias do ensaio registradas pelo software.**

#### **4.4 Grau de conversão**

O grau de conversão (GC) das amostras foi obtido por Espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier (FTIR). As amostras foram compostas por: CN, EQUI, Z350, RIVA e BULK F. Os materiais foram testados inicialmente não polimerizados, os quais foram colocados diretamente na Reflectância Total Atenuada (ATR). Na segunda etapa as amostras foram polimerizadas de acordo com o fabricante, moídas em um grau de ágata e colocadas sobre o ATR. A área de ATR tinha um diâmetro de 2 mm e a penetração de irradiação (IR) foi de aproximadamente 3-5  $\mu\text{m}$ . Para colocar os espécimes em bom contato com o cristal ATR, uma pressão moderada de (5 psi) foi aplicada durante a medição a fim de alcançar resultados de alta qualidade.

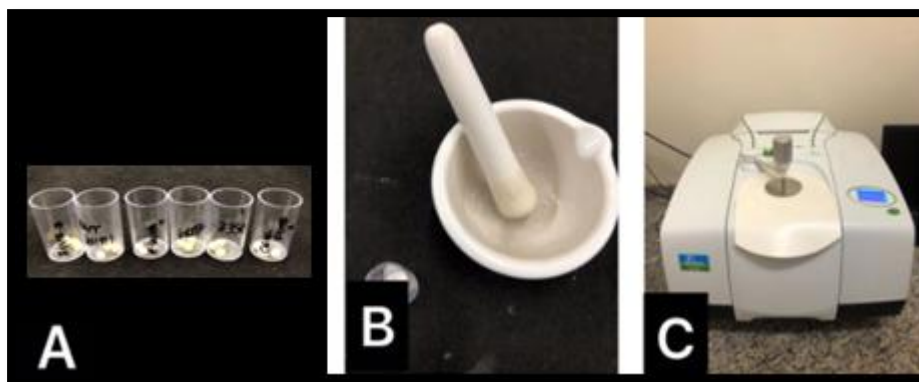
Foram obtidos 5 espectros em condição de temperatura ambiente (25°C) com 64 varreduras e resolução entre 1500-1800  $\text{cm}^{-1}$  a 4  $\text{cm}^{-1}$  no modelo (Frontier, Perkin Elmer, USA) e analisadas por um software do equipamento. O GC foi avaliado usando bandas alifática e aromática, C=O localizadas em 1716 e C=C 1608  $\text{cm}^{-1}$ , respectivamente. Durante o processo de polimerização, a intensidade da banda alifática diminui enquanto a banda aromática não é afetada. Esta banda aromática é usada como padrão interno de

padronização de normalização. A razão entre as intensidades dos picos alifático e aromático foi avaliada nas amostras não curadas e curadas.

O GC foi calculado pela seguinte relação:

$$GC(\%) = \left[ 1 - \frac{(Abs(alifática) / Abs(aromática))_{polímero}}{(Abs(alifática) / Abs(aromática))_{monômero}} \right] \times 100$$

**FIGURA 5- Fotos do estudo de Grau de conversão.**



**A-** Materiais fotopolimerizados separados nos potes transparentes de polietileno.  
**B-** Materiais moídos em grau de ágata. **C-** Espectrofotômetro utilizado para a realização da técnica de Espectroscopia de Infra- Vermelho com Transformada de Fourier (FTIR).

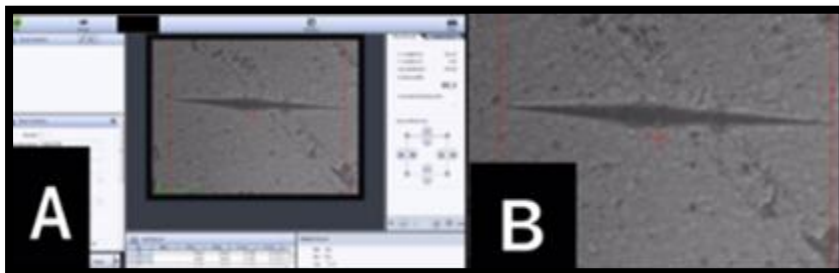
#### 4.5 Microdureza

Para este teste foram utilizados os mesmos corpos de prova do teste de tensão de contração (5 mm de diâmetro e 2mm de altura) totalizando 60 amostras.

As amostras foram submetidas à avaliação de microdureza (MI) *Knoop*, utilizando Microdurômetro Shimadzu HMV – G 21S. Em cada superfície foram realizadas três endentações em locais distintos, utilizando-se uma força de 0,25 g por um período de 5s. As forças foram registradas e analisadas por um software perfazendo um total de 30 leituras por grupo, 360 leituras no total.



**FIGURA 6- Fotos do estudo de Microdureza.**

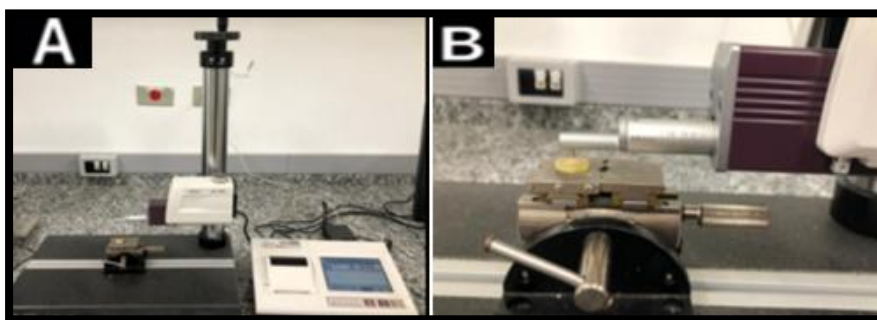


**A/B- Registro das análises em software.**

#### **4.6 Rugosidade superficial**

Para o teste de rugosidade superficial (RS) foram utilizados os mesmos corpos de prova do teste de tensão de contração (5 mm de diâmetro e 2mm de altura) totalizando 60 amostras. As amostras foram testadas no rugosímetro (SJ 410, Mitutoyo, Tóquio, Japão) para a medição de rugosidade média (Ra). Foi efetuada uma leitura por amostra com deslocamento limitado da ponteira do rugosímetro de 0,25 mm a partir da extremidade da amostra a uma velocidade de 5 mm/s.

**FIGURA 7- Fotos do estudo de Rugosidade Superficial.**



**A/B- Amostras testadas no rugosímetro.**

#### **4.7 Análise Estatística**

Os dados obtidos foram analisados quanto à distribuição normal e em seguida submetidos à análise de variância a um critério (ANOVA one-way) e as diferenças entre os grupos complementados pelo teste de Tukey para múltiplas comparações. Foi considerado o nível de significância de 5%.



## 5 RESULTADOS

### 5.1 Sorção e Solubilidade

Os valores da avaliação da SR e SL em  $\mu\text{g/ml}$  dos materiais investigados estão apresentados na Tabela 1.

Para a análise de SR, o grupo EQUI ( $42,29 \pm 13,57 \mu\text{g/ml}$ ) apresentou a maior SR, não diferindo estatisticamente dos grupos Riva ( $33,38 \pm 8,66 \mu\text{g/ml}$ ) e CN-F ( $29,81 \pm 8,75 \mu\text{g/ml}$ ). O grupo BULK-F ( $16,05 \pm 10,25 \mu\text{g/ml}$ ) foi o que apresentou menor SR, não diferindo estatisticamente dos grupos Z-350 ( $20,64 \pm 8,59 \mu\text{g/ml}$ ), CN ( $27,13 \pm 12,70 \mu\text{g/ml}$ ) e CN-F ( $29,81 \pm 8,75 \mu\text{g/ml}$ ).

Para a análise do grupo de SL, o grupo CN ( $25,86 \pm 9,40 \mu\text{g/ml}$ ) foi o que apresentou maior SL, não diferindo estatisticamente do grupo RIVA ( $15,92 \pm 10,58 \mu\text{g/ml}$ ). O grupo EQUI ( $-4,97 \pm 7,37 \mu\text{g/ml}$ ) foi o que apresentou menor solubilidade não diferindo estatisticamente dos grupos Z350 ( $-3,95 \pm 7,14 \mu\text{g/ml}$ ) e do grupo BULK-F ( $-1,66 \pm 11,77 \mu\text{g/ml}$ ).

**Tabela 1- Valores de Sorção e Solubilidade ( $\mu\text{g/ml}$ ) de acordo com os materiais analisados.**

GRUPOS	SORÇÃO	SOLUBILIDADE
Cention N foto	29,81 $\pm$ 8,75 abc	10,70 $\pm$ 9,93 bc
Cention N quimico	27,13 $\pm$ 12,70 bc	25,86 $\pm$ 9,40 a
Equia Forte	42,29 $\pm$ 13,57 a	-4,97 $\pm$ 7,37 d
Filtek Bulk Fill	16,05 $\pm$ 10,25 c	-1,66 $\pm$ 11,77 cd
Riva	33,38 $\pm$ 8,66 ab	15,92 $\pm$ 10,58 ab
Z-350	20,64 $\pm$ 8,59 bc	-3,95 $\pm$ 7,14 d

Letras diferentes em coluna indicam diferença estatística pelo teste de Tukey ao nível de 5% de significância.

## 5.2 Resistência à flexão

Os valores da RF em MPa dos materiais investigados estão apresentados na Tabela 2.

Para a análise de flexão o teste foi influenciado pelo tipo do material onde o grupo BULK-F (75,67 $\pm$ 10,44 MPa) foi o que apresentou maior flexão não diferindo estatisticamente dos grupos CN (69,97 $\pm$ 9,70 MPa) e Z350 (64,71 $\pm$ 18,59 MPa). O grupo EQUI (14,29 $\pm$ 7,58 MPa) foi o que apresentou menor RF não diferindo estatisticamente do grupo RIVA (21,45 $\pm$ 6,91 MPa).

**Tabela 2- Valores de Resistência à flexão (MPa) de acordo com os materiais analisados.**

GRUPOS	RESISTÊNCIA À FLEXÃO
Cention N foto	57,42±13,35 b
Cention N quimico	69,97±9,70 ab
Equia Forte	14,29±7,58 c
Filtek Bulk Fill	75,67±10,44 a
Riva	21,45±6,91 c
Z-350	64,71±18,59 ab

Letras diferentes em coluna indicam diferença estatística pelo teste de Tukey ao nível de 5% de significância.

### 5.3 Tensão de contração

Os valores de TC em MPa dos materiais investigados estão apresentados na Tabela 3.

Para a análise de TC, os grupos BULK-F (42,60±5,63 MPa) e CN-F (42,30±6,44 MPa) apresentaram a maior tensão diferindo estatisticamente entre si ( $p>0.05$ ) apenas do grupo EQUI (33,20±10,39 MPa).

**Tabela 3- Valores de Tensão de contração (MPa) de acordo com os materiais analisados.**

GRUPOS	TENSÃO DE CONTRAÇÃO
Cention N foto	42,30±6,44 a
Cention N químico	39,35±2,64 ab
Equia Forte	33,20±10,39 b
Filtek Bulk Fill	42,60±5,63 a
Riva	36,35±2,74 ab
Z-350	37,85±7,99 ab

Letras diferentes em coluna indicam diferença estatística pelo teste de Tukey ao nível de 5% de significância.

#### 5.4 Grau de conversão

Os valores de CG em % dos materiais investigados estão apresentados na Tabela 4.

Para a análise de CG os grupos CN-F (80,91±1,32 %) e CN (84,76±3,45 %) foram o que apresentaram maiores valores. O material BULK-F (33,74±1,18 %) foi o que apresentou menor conversão. Todos os materiais diferiram estatisticamente entre si.

**Tabela 4- Valores de Grau de conversão (%) de acordo com os materiais analisados.**

GRUPOS	GRAU DE CONVERSÃO
Cention N foto	80,91±1,32 a
Cention N químico	84,76±3,45 a
Equia Forte	52,78±1,76 d
Filtek Bulk Fill	33,74±1,18 e
Riva	63,55±2,72 c
Z-350	75,97±3,28 b

Letras diferentes em coluna indicam diferença estatística pelo teste de Tukey ao nível de 5% de significância.

### 5.5 Microdureza

Os valores da avaliação da MI em KHN dos materiais investigados estão apresentados na Tabela 5.

Para a análise de MI Knoop o teste foi influenciado pelo tipo do material onde o grupo EQUI (95,82±5,89 KHN) apresentou maior dureza comparado com os demais grupos ( $p < 0.05$ ). Os Grupos RIVA (51,04±12,5 KHN) e BULK-F (52,64±7,99 KHN) apresentaram menor dureza, diferindo ( $p < 0.05$ ) dos demais à exceção do CN-F (58,41±5,77 KHN). Os grupos CN-F e CN (67,75±9,84 KHN) e o grupo Z350 (68,16±8,90 KHN) não diferiram entre si ( $p > 0.05$ ).

**Tabela 5- Valores de Microdureza Knoop (KHN) de acordo com os materiais analisados.**

GRUPOS	DUREZA KNOOP
Cention N foto	58,41±5,77 bc
Cention N químico	67,75±9,84 b
Equia Fort	95,82±5,89 a
Filtek Bulk Fill	52,64±7,99 c
Riva	51,04±12,5 c
Z-350	68,16±8,90 b

Letras diferentes em coluna indicam diferença estatística pelo teste de Tukey ao nível de 5% de significância.

### 5.6 Rugosidade superficial

Os valores da avaliação de RS em  $\mu\text{m}$  dos materiais investigados estão apresentados na Tabela 6.

Para o teste de RS os materiais apresentaram valores semelhantes. Não diferiram estatisticamente entre si ( $p > 0.05$ ).

**Tabela 6- Valores de Rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) de acordo com os materiais analisados.**

GRUPOS	RUGOSIDADE
Cention N foto	0,12 $\pm$ 0,03 a
Cention N quimico	0,12 $\pm$ 0,02 a
Equia Fort	0,14 $\pm$ 0,03 a
Filtek Bulk Fill	0,14 $\pm$ 0,04 a
Riva	0,12 $\pm$ 0,02 a
Z-350	0,11 $\pm$ 0,01 a

Letras diferentes em coluna indicam diferença estatística pelo teste de Tukey ao nível de 5% de significância.

## 6 DISCUSSÃO

### 6.1 Sorção e Solubilidade

A sorção de água gera movimentação externa dos monômeros residuais e de íons, ocasionando solubilidade que pode desencadear falhas na restauração e redução das propriedades mecânicas, diminuindo a durabilidade das resinas compostas e a formação de microfendas.<sup>(29)</sup> Mesmo com o uso de silanos para melhorar sua propriedade mecânica, ocorre degradação e prejuízo à resistência adesiva entre a matriz resinosa e a carga inorgânica.<sup>(30)</sup>

Neste estudo os materiais Equia Forte e Filtek Z350 apresentaram menor solubilidade mostrando serem superiores neste quesito em relação aos outros materiais. Este resultado está de acordo com o estudo de Matick et al<sup>(31)</sup> onde o Equia Forte não apresentou uma variação significativa da solubilidade ao longo do tempo. A resina Filtek Bulk-Fill não diferiu estatisticamente destes grupos, o que já era esperado por se tratar de um material polimérico com grande quantidade de carga.

Um fator que pode influenciar a sorção de líquidos é o processo de manipulação manual dos cimentos de ionômero de vidro que pode levar à formação de porosidades, tendo como consequência o aumento do processo de sorção de líquido pelo material.<sup>(32)</sup> O que pode ter ocorrido em nosso trabalho com o material Riva que apresentou valor alto de sorção.

Após o tempo de presa, a dessecação e a consequente perda de água estes processos podem levar à fissura da superfície, o que pode ocorrer por consequência dos cimentos de ionômero de vidro absorverem e perderem água



mais facilmente que os materiais resinosos<sup>(33)</sup>, como mostram os resultados de sorção dos materiais Equia Forte, Riva e Cention N.

A composição do material desempenha um papel importante em suas propriedades físico-químicas, pois as diferenças na composição dos cimentos de ionômero de vidro determinam o comportamento dos materiais. O Cention N apresenta viscosidade moderada e propriedades mecânicas fortes, é hidrófobo e possui baixa absorção de água.<sup>(10)</sup> Na solubilidade, o Cention N quando fotoativado apresentou resultados melhores que quando não ativado. Isso talvez se deva a uma maior densidade da cadeia polimérica formada<sup>(34)</sup>, considerando que não houve diferença no grau de conversão nem nas demais propriedades avaliadas.

## **6.2 Resistência à flexão**

O material Equia Forte apresentou valor de resistência à flexão mais baixos, semelhante ao Riva. Apresenta partículas ultrafinas de reagentes que são dispersos no ionômero de vidro de alta densidade. No estudo de Mishra (2018)<sup>(35)</sup> o Centium N e o Equia Forte apresentaram um decréscimo de valores ao longo do tempo e apresentaram resultados inferiores ao ionômero Vitremer. No estudo de Moshaverinia et al (2019)<sup>(36)</sup> o Equia Forte foi comparado aos Ionômeros Fuji IX e ChemFil Rock e apresentou diferenças superiores em termos de resistência a flexão em comparação ao Fuji IX. No estudo realizado por Molina et al (2013)<sup>(37)</sup> o Equia Forte comparado a outros ionômeros também apresentou o melhor resultado (67,9 a 78,1 MPa).

Em relação ao Cention N, no artigo de Kaur et al (2019)<sup>(38)</sup> e Sadananda et al (2018)<sup>(39)</sup> o material apresentou melhores resultados em comparação ao ionômero Fuji IX e Ketac com um valor altamente significativo em

relação aos outros materiais avaliados (133 MPa e 107,21 MPa respectivamente). No estudo de Chole et al (2018)<sup>(40)</sup> observaram maiores valores de resistência flexural para o Cention N quando comparado a resina Ivoclar Tetric N Ceram bulk-fill e nanofill e ionômero de vidro Fuji IX.

No estudo de Balagopal et al (2021)<sup>(41)</sup>, os testes de resistência à flexão realizados mostraram que o Cention N apresentou uma resistência à flexão maior em comparação ao Fuji IX onde a estrutura polimérica altamente reticulada é responsável pela sua alta resistência à flexão.

Estudo como o de Mishra et al (2018)<sup>(35)</sup> está de acordo com este indicando que resinas possuem maior resistência à flexão. Neste estudo o material Cention N não difere estatisticamente das resinas. Uma explicação para o Cention N apresentar bons valores pode se dar ao fato de não conter Bis-GMA, HEMA ou TEGDMA, sendo o UDMA o principal componente da matriz monomérica.<sup>(10)</sup> Estudos feitos por Mishra et al (2018)<sup>(35)</sup>; Chowdhury, Guha, Desai, (2018)<sup>(42)</sup>; Chole et al(2018)<sup>(40)</sup>; Ilie (2018)<sup>(27)</sup> mostraram que as resinas alcasites apresentam resistência à flexão estável apresentando valores maiores do que 100 MPa sendo este um fator importante para a longevidade das restaurações, uma vez que suporta as altas tensões geradas na região posterior pela mastigação. O que poderia ser explicado pela sua composição (vidro de bário-alumínio, vidro de silicato de cálcio-báriumalumínio-fluoreto, trifluoreto de itérbio e isofillers (partículas pré-polymerizadas) onde o material curado é capaz de liberar os íons  $Ca^{2+}$ ,  $F^{-}$  e  $OH^{-}$  em função da acidez do ambiente devido à sua composição remineralizando o esmalte<sup>(10)</sup>.

O Cention N apresentou resultados semelhantes às resinas Z350 e Filtek Bulk Fill. A alta resistência à flexão é justificada em função da estrutura altamente reticulada do polímero.<sup>(42)</sup>

### 6.3 Tensão de Contração

Neste estudo os grupos Filtek Bulk Fill ( $42,60 \pm 5,63$  MPa) e Cention N Fotopolimerizado ( $42,30 \pm 6,44$  MPa) apresentaram maior tensão de contração comparado com o grupo Equia Forte ( $33,20 \pm 10,39$  MPa). De acordo com a literatura, espera-se que os materiais com maior conteúdo inorgânico apresentem uma menor contração de volume.<sup>(43)</sup> Segundo Kleverlaan et al.(2005)<sup>(44)</sup> e Moraes et al. (2011)<sup>(45)</sup> quanto maior o peso molecular de uma única unidade de monômero, menor será a contração volumétrica observada. A maioria dos materiais convencionais contém monômeros de dimetacrilato em sua composição. A resina Z350 possui monômeros especiais de alívio de tensões<sup>(46)</sup> como o uretano dimetacrilato aromático de alto peso molecular (AUDMA) que reduz o número de grupos reativos na resina, moderando a contração volumétrica e também a rigidez da matriz polimérica.

A magnitude da tensão de contração depende não apenas da conformidade das estruturas circundantes, mas também da natureza do material de contração, notadamente suas propriedades viscoelásticas. A um determinado valor de contração, o material mais rígido está associado à maior tensão.<sup>(47)</sup> Isso pode ser válido para o Equia Fort, considerando o grau de conversão menor Fort ( $52,78 \pm 1,76$  MPa) gerou um material mais flexível (teste de flexão -  $14,29 \pm 7,58$  Mpa), diminuindo assim a tensão de contração. A tensão de contração do material depende de fatores como tipo e tamanho da carga. Outros fatores que afetam o comportamento da

contração são o sistema monômero e iniciador de polimerização, pois determinam a estrutura polimérica do material.<sup>(48)</sup> Para a Filtek Bulk Fill ( $33,74 \pm 1,18$  MPa), embora tenha ocorrido uma conversão menor, pela própria natureza monomérica do material, a resistência à flexão foi maior ( $75,67 \pm 10,44$  Mpa) e a menor concentração de tensões está relacionado com o seu maior conteúdo de carga.

#### 6.4 Grau de conversão

O grau de conversão monomérica foi avaliado através de espectroscopia infravermelha com transformada de Fourier (FTIR), utilizando a técnica de reflectância total atenuada (ATR), calculando-se o grau de conversão comparando a relação do pico alifático C = O a  $1716 \text{ cm}^{-1}$  e o pico C = C aromático a  $1608 \text{ cm}^{-1}$ .

O Cention N ( $80,91 \pm 1,32\%$  fotoativado e  $84,76 \pm 3,45\%$  somente químico) foi o material que apresentou maior grau de conversão e o Filtek Bulk Fill ( $33,74 \pm 1,18\%$ ) o menor.

Nos metacrilatos, a polimerização acontece com a abertura de uma ligação dupla carbono-carbono, deixando uma valência livre disponível para reação com outros monômeros, onde ocorre as diferenças, pois a química da fase orgânica e as propriedades diferem muito de material para material.<sup>(49)</sup> Estas diferenças nas proporções de monômeros específicos, sua reatividade, temperatura, viscosidade da mistura e também a carga diferem a polimerização, favorecendo ou limitando as reações.<sup>(50, 51)</sup> Por se tratar de materiais com bases diferentes, ionoméricas ou resinosas, era esperado que os valores fossem diferentes e que por

esse mesmo motivo a comparação serviria para entender os resultados dos outros testes realizados.

## 6.5 Microdureza

Resinas com maior volume de partículas de carga apresentam maiores valores de microdureza<sup>(10)</sup>, sendo influenciada pelo tipo do material.<sup>(52)</sup> As resinas alcasites apresentaram um percentual de carga de 12 a 40% da massa do material final.

Neste estudo Equia Forte ( $95,82 \pm 5,89$  KNP) apresentou o maior valor de microdureza enquanto os grupos Riva ( $51,04 \pm 12,5$  KNP) e Filtek Bulk Fill ( $52,64 \pm 7,99$  KNP) apresentaram os menores, estando de acordo com o estudo de Rizzante et al (2019)<sup>(53)</sup>, onde o valor da resina Filtek Bulk Fill foi o menor, resultados que o autor se mostrou preocupado uma vez que estes materiais poderiam apresentar propriedades mecânicas inadequadas para suportar clinicamente os desafios oclusais e mastigatórios. Entretanto em seu estudo in vitro para avaliar a dureza da resina composta, Cention N, amálgama de prata e ionômero, Guha (2018)<sup>(42)</sup> constatou que a microdureza destes materiais restauradores podem resistir às forças mastigatórias e o Cention N mostrou-se com melhores propriedades de microdureza tornando-se uma alternativa adequada para tratamentos menos invasivos.

## 6.6 Rugosidade superficial

As características da superfície são um dos fatores significativos para que se tenha o sucesso clínico de qualquer restauração.<sup>(54)</sup> Rugosidade da superfície e imperfeições tornam as restaurações mais suscetíveis à deposição de placa dentária, irritação gengival, má estética e mau prognóstico.<sup>(55)</sup> A superfície lisa da restauração proporciona longevidade, mantém a estética e a coloração superficial.<sup>(56, 57)</sup> Os materiais restauradores são suscetíveis à degradação da superfície pela exposição diária aos alimentos e componentes de bebidas.<sup>(58)</sup> Bollen et al<sup>(56)</sup> relatou 0,2  $\mu\text{m}$  como uma superfície limite para adesão e retenção bacteriana.

No presente estudo, o tipo de material não influenciou nos valores de rugosidade. Todas as amostras do estudo foram confeccionadas com o uso de matriz de poliéster, porém foram polidas posteriormente para eliminar a matriz aflorada.

Variações substanciais entre os materiais em relação ao desgaste e rugosidade da superfície foram relatadas devido a uma combinação de fatores como a natureza e propriedade da matriz, a proporção e as dimensões do vidro nas partículas orgânicas.<sup>(59)</sup> O Equia Forte é um material híbrido de vidro sem componente de resina, contribuí para a melhoria da propriedade de rugosidade da superfície em comparação aos ionômeros modificados por resina.<sup>(54)</sup>

O estudo de Naz et al (2019)<sup>(60)</sup> verificou que após a simulação da mastigação, os resultados mostraram-se diferentes dos iniciais tendo os valores de rugosidade superficial aumentados, mostrando a fadiga dos materiais estudados, onde o valor foi menor para Cention N. Fatores como o tamanho e tipo de partículas

de carga, a formulação da matriz da resina, o grau de polimerização, o caráter de ligação entre a matriz e as fases da carga, o carregamento da matriz pela carga, todos contribuem para a resistência à fadiga dos materiais restauradores.<sup>(61)</sup> Neste estudo não foi realizado a fadiga da amostra, o que pode ter contribuído para que não houvesse diferenças de rugosidade entre os materiais.

### **6.7. Considerações finais**

Neste estudo, pode ser considerado como limitação, o fato de que os materiais não passaram pelo procedimento de envelhecimento, o que poderia levar para resultados mais próximos entre os grupos de quando em função. Entretanto foi possível comparar esses novos materiais com os materiais restauradores clássicos (resina composta e ionômero de vidro).

## 7 CONCLUSÃO

O Equia Forte mostrou menor solubilidade e apresentou maior microdureza o que o torna um material resistente às forças mastigatórias sendo uma boa alternativa como material restaurador. O Cention N apresentou maior Grau de Conversão e alta Resistência à Flexão sendo assim uma opção estética ao amálgama para restauração posterior, pois possui qualidades semelhantes à resina composta.



## 8 REFERÊNCIAS

1. Tuzuner T, Dimkov A, Nicholson JW. The effect of antimicrobial additives on the properties of dental glass-ionomer cements: a review. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2019;5(1):9-21.
2. Hattab FN, Amin WM. Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surface coating. *Biomaterials*. 2001;22(12):1449-58.
3. Prabhakar AR, Sekhar VR, Kurthukoti AJ. Leaching of ions from materials used in alternative restorative technique under neutral and acidic conditions: a comparative evaluation. *J Clin Pediatr Dent*. 2009;34(2):125-30.
4. Bhatia HP, Singh S, Sood S, Sharma NJIjocpd. A comparative evaluation of sorption, solubility, and compressive strength of three different glass ionomer cements in artificial saliva: an in vitro study. 2017;10(1):49.
5. Saghiri MA, Asgar K, Lotfi M, Karamifar K, Neelakantan P, Ricci JLIAOS. Application of mercury intrusion porosimetry for studying the porosity of mineral trioxide aggregate at two different pH. 2012;70(1):78-82.
6. Cefaly DF, Wang L, de Mello LL, dos Santos JL, dos Santos JR, Lauris JR. Water sorption of resin-modified glass-ionomer cements photoactivated with LED. *Braz Oral Res*. 2006;20(4):342-6.
7. Poornima P, Koley P, Kenchappa M, Nagaveni NB, Bharath KP, Neena IE. Comparative evaluation of compressive strength and surface microhardness of EQUIA Forte, resin-modified glass-ionomer cement with conventional glass-ionomer cement. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2019;37(3):265-70.
8. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater*. 2016;7(3).
9. Vallittu PK, Boccaccini AR, Hupa L, Watts DC. Bioactive dental materials-Do they exist and what does bioactivity mean? *Dent Mater*. 2018;34(5):693-4.
10. Todd J. Scientific Documentation: Cention N. Ivoclar-Vivadent Press: Schaan, Liechtenstein. 2016:1-58.
11. McCabe JF, Yan Z, Al Naimi OT, Mahmoud G, Rolland SL. Smart materials in dentistry. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:3-10.
12. Bramhill J, Ross S, Ross G. Bioactive Nanocomposites for Tissue Repair and Regeneration: A Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2017;14(1).
13. Bayrak S, Tunc ES, Aksoy A, Ertas E, Guvenc D, Ozer S. Fluoride release and recharge from different materials used as fissure sealants. *Eur J Dent*. 2010;4(3):245-50.
14. Salas CF, Guglielmi CA, Raggio DP, Mendes FM. Mineral loss on adjacent enamel glass ionomer cements restorations after cariogenic and erosive challenges. *Arch Oral Biol*. 2011;56(10):1014-9.
15. Pin ML, Abdo RC, Machado MA, da Silva SM, Pavarini A, Marta SN. In vitro evaluation of the cariostatic action of esthetic restorative materials in bovine teeth under severe cariogenic challenge. *Oper Dent*. 2005;30(3):368-75.
16. Kimyai S, Lotfipour F, Pourabbas R, Sadr A, Nikazar S, Milani M. Effect of two prophylaxis methods on adherence of *Streptococcus mutans* to microfilled composite resin and giomer surfaces. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(4):e561-7.
17. Naoum S, Ellakwa A, Martin F, Swain M. Fluoride release, recharge and mechanical property stability of various fluoride-containing resin composites. *Oper Dent*. 2011;36(4):422-32.
18. Wasson EA, Nicholson JW. Studies on the setting chemistry of glass-ionomer cements. *Clinical materials*. 1991;7(4):289-93.
19. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*. 1998;19(6):485-94.
20. Kent BE, Lewis BG, Wilson AD. The properties of a glass ionomer cement. *Br Dent J*. 1973;135(7):322-6.

21. Dorri M, Martinez-Zapata MJ, Walsh T, Marinho VC, Sheiham Deceased A, Zaror C. Atraumatic restorative treatment versus conventional restorative treatment for managing dental caries. *Cochrane Database Syst Rev*. 2017;12:CD008072.
22. Ericson D, Kidd E, McComb D, Mjor I, Noack MJ. Minimally Invasive Dentistry--concepts and techniques in cariology. *Oral Health Prev Dent*. 2003;1(1):59-72.
23. Molina GF, Cabral RJ, Frencken JE. The ART approach: clinical aspects reviewed. *J Appl Oral Sci*. 2009;17 Suppl(spe):89-98.
24. Hilgert LA, de Amorim RG, Leal SC, Mulder J, Creugers NH, Frencken JE. Is high-viscosity glass-ionomer-cement a successor to amalgam for treating primary molars? *Dent Mater*. 2014;30(10):1172-8.
25. Nedeljkovic I, Teughels W, De Munck J, Van Meerbeek B, Van Landuyt KL. Is secondary caries with composites a material-based problem? *Dent Mater*. 2015;31(11):e247-77.
26. Kasraei S, Haghi S, Valizadeh S, Panahandeh N, Nejadkarimi S. Phosphate Ion Release and Alkalinizing Potential of Three Bioactive Dental Materials in Comparison with Composite Resin. *Int J Dent*. 2021;2021:5572569.
27. Ilie N. Comparative Effect of Self- or Dual-Curing on Polymerization Kinetics and Mechanical Properties in a Novel, Dental-Resin-Based Composite with Alkaline Filler. Running Title: Resin-Composites with Alkaline Fillers. *Materials (Basel)*. 2018;11(1).
28. Samanta S, Das UK, Mitra A. Comparison of microleakage in class V cavity restored with flowable composite resin, glass ionomer cement and cention N. *Imp J Interdiscip Res*. 2017;3(8):180-3.
29. da Silva RC, Zuanon AC, Spolidorio DM, Campos JA. Antibacterial activity of four glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(9):1859-62.
30. Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater*. 1999;15(1):71-8.
31. MATICK ACC, NAVARRO CH, HIGASHI DT, PASCOTTO RC, FUJIMAKI M, TERADA RSS. Evaluation of solubility and sorption in water of some direct restorative materials. *Revista de Odontologia da UNESP*. 2019;48.
32. Gavranović-Glamoč A, Ajanović M, Korać S, Zukić S, Strujić-Porović S, Kamber-Ćesir A, et al. Evaluation of the water sorption of luting cements in different solutions. *Acta Med Acad*. 2017;46(2):124-32.
33. Tavangar MS, Jafarpur D, Bagheri R. Evaluation of compressive strength and sorption/solubility of four luting cements. *Journal of dental biomaterials*. 2017;4(2):387.
34. FARIAS JFGd, ANDRADE AKM, DUARTE RM. Water sorption and solubility of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment considering the time and the pH of the storage solution. *RGO-Revista Gaúcha de Odontologia*. 2018;66:29-34.
35. Mishra A, Singh G, Singh S, Agarwal M, Qureshi R, Khurana N. Comparative evaluation of mechanical properties of Cention N with conventionally used restorative materials—an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2018;8(4):120-4.
36. Moshaverinia M, Navas A, Jahedmanesh N, Shah KC, Moshaverinia A, Ansari S. Comparative evaluation of the physical properties of a reinforced glass ionomer dental restorative material. *J Prosthet Dent*. 2019;122(2):154-9.
37. Fabián Molina G, Cabral RJ, Mazzola I, Brain Lascano L, Frencken JE. Biaxial flexural strength of high-viscosity glass-ionomer cements heat-cured with an LED lamp during setting. *BioMed research international*. 2013;2013.
38. Kaur M, Mann NS, Jhamb A, Batra D. A comparative evaluation of compressive strength of Cention N with glass ionomer cement: An in-vitro study. *Int J Appl Dent Sci*. 2019;5(1):05-9.
39. Sadananda V, Shetty C, Hegde MN, Bhat GS. Alkaside restorative material: flexural and compressive strength evaluation. *RESEARCH JOURNAL OF PHARMACEUTICAL BIOLOGICAL AND CHEMICAL SCIENCES*. 2018;9(5):2179-82.

40. Chole D, Shah HK, Kundoor S, Bakle S, Gandhi N, Hatte N. In vitro comparison of flexural strength of cention-n, bulkFill composites, light-cure nanocomposites and resin-modified glass ionomer cement. *J Dent Med Sci*. 2018;17(10):79â.
41. Balagopal S, Nekkanti S, Kaur K. An In Vitro Evaluation of the Mechanical Properties and Fluoride-releasing Ability of a New Self-cure Filling Material. *J Contemp Dent Pract*. 2021;22(2):134-9.
42. Chowdhury D, Guha C, Desai P. Comparative evaluation of fracture resistance of dental amalgam, Z350 composite resin and cention-N restoration in class II cavity. *IOSR J Dent Med Sci*. 2018;4:52-6.
43. Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Contraction stress related to composite inorganic content. *Dent Mater*. 2010;26(7):704-9.
44. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dental Materials*. 2005;21(12):1150-7.
45. Moraes RR, Garcia JW, Barros MD, Lewis SH, Pfeifer CS, Liu J, et al. Control of polymerization shrinkage and stress in nanogel-modified monomer and composite materials. *Dental Materials*. 2011;27(6):509-19.
46. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dental materials*. 2015;31(12):1542-51.
47. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2000;12(6):291-9.
48. Soh M, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *Journal of dentistry*. 2004;32(4):321-6.
49. Bolaños-Carmona V, Benavides-Reyes C, González-López S, González-Rodríguez P, Álvarez-Lloret P. Influence of Spectroscopic Techniques on the Estimation of the Degree of Conversion of Bulk-fill Composites. *Oper Dent*. 2020;45(1):92-103.
50. Stansbury JW. Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. *Dent Mater*. 2012;28(1):13-22.
51. Algamaiah H, Silikas N, Watts DC. Conversion kinetics of rapid photo-polymerized resin composites. *Dent Mater*. 2020;36(10):1266-74.
52. Guedes APA, Oliveira-Reis B, Catelan A, Suzuki TYU, Briso ALF, Santos PHD. Mechanical and surface properties analysis of restorative materials submitted to erosive challenges in situ. *Eur J Dent*. 2018;12(4):559-65.
53. Rizzante FAP, Duque JA, Duarte MAH, Mondelli RFL, Mendonca G, Ishikiriama SK. Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dent Mater J*. 2019;38(3):403-10.
54. Komandla DR, Acharya SR, Pentapati KC. Comparative Evaluation of Surface Roughness of Resin-Modified Glass Ionomer and Glass Hybrid Restorative Materials Simulated by Tooth Brushing: An in-Vitro Study. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada*. 2021;21.
55. Reddy DS, Kumar RA, Venkatesan SM, Narayan GS, Duraivel D, Indra R. Influence of citric acid on the surface texture of glass ionomer restorative materials. *J Conserv Dent*. 2014;17(5):436-9.
56. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997;13(4):258-69.
57. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005;17(2):102-8.
58. Hemalatha PN. A Comparative Evaluation of the Effect of Sports and Fruit Drinks on the Surface Roughness of Nanofilled Composite and Light Cure GIC-An In Vitro Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2018;11(5):417.
59. Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF. In vivo changes in roughness of resin-modified glass ionomer materials. *Dent Mater*. 1997;13(3):208-13.

60. Naz F, Samad Khan A, Kader MA, Al Gelban LOS, Mousa NMA, Asiri RSH, et al. Comparative evaluation of mechanical and physical properties of a new bulk-fill alkasite with conventional restorative materials. *Saudi Dent J.* 2021;33(7):666-73.
61. Krithika A, Kandaswamy D, Sathish ES. Wear analysis of nano ceramic composites against a ceramic antagonist. *Journal of Conservative Dentistry.* 2006;9(4):152.