



UnB

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

Dissertação de Mestrado

**Efeitos da adição do ácido anacárdico nas propriedades de um ionômero
de vidro convencional**

Erick Rabelo Ribeiro

Brasília, 6 de Fevereiro de 2024

Erick Rabelo Ribeiro

**Efeitos da adição do ácido anacárdico nas propriedades de um ionômero
de vidro convencional**

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

Orientadora: Fernanda Cristina Pimentel Garcia

Coorientadora: Nailê Damé Teixeira

Brasília, 2023

Erick Rabelo Ribeiro

Efeitos da adição do ácido anacárdico nas propriedades de um ionômero de vidro convencional

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: 06/02/2024

Banca examinadora:

Profa. Dra. Fernanda Cristina Pimentel Garcia (Orientadora)

Profa. Dra. Paula de Castro Kruly

Profa. Dra. Rayssa Ferreira Zanatta

Prof. Dr. Celso de Freitas Pedrosa Filho (suplente)

*Ao Marcelo, que sempre me estimulou a ser bom e se faz
presente em todos os momentos da minha vida.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha querida universidade, que mais uma vez possibilitou minha evolução de forma exponencial. Expresso minha gratidão a todos os professores do PPG-ODT, em especial à Bruna Genari, que desempenhou um papel fundamental durante minha pesquisa. Agradeço à minha aluna de PIBIC Vitoria que foi meu braço direito em inúmeros momentos.

Obrigado à minha família e amigos por todo apoio e por estarem presentes em todos os momentos da minha vida. Em particular, agradeço ao Rogério, cuja paciência e bondade são inabaláveis, mesmo nos meus dias mais desafiadores.

Com grande carinho e admiração agradeço a minha orientadora Fernanda que foi divinamente colocada em meu caminho para me auxiliar nessa caminhada da pós-graduação. Obrigado por ter respeitado o meu tempo em inúmeros momentos de forma tão humana e gentil. Sou grato pelo estímulo a pensar e correr atrás dos meus objetivos, levo todos esses ensinamentos comigo para o resto da minha vida.

Persevere, afinal, Roma não foi construída em um dia

RESUMO

Introdução: A adição de compostos naturais, que promovam ação antibacteriana, a materiais restauradores torna-se uma estratégia promissora na odontologia. **Objetivo:** avaliar o tempo de presa, sorção solubilidade e rugosidade de superfície de um cimento de ionômero de vidro convencional (Glaslonomer FX ULTRA – Shofu) após adição de ácido anacárdico (LDT11) em diferentes concentrações (G0 – 0%; G05 – 0.5%; G1 – 1% e G2 – 2%). **Método:** para o tempo de presa, foram confeccionadas 3 amostras (6mm x 1mm) para cada grupo e com a utilização da agulha de Gilmore foi verificada a indentação a cada 15 segundos segundo a ISO 9917. Para sorção solubilidade cinco amostras (15mm x 1mm) foram confeccionados para cada grupo, pesados até obtenção de massa constante (m_1) com variação máxima de $\pm 0.001g$ e calculado o volume. Após sete dias de imersão em água destilada as amostras foram novamente pesados para obtenção de m_2 . Para m_3 o mesmo protocolo de m_1 foi repetido conforme ISO 4049. O coeficiente de difusão (%) foi obtido através do somatório dos valores de sorção e solubilidade. Para rugosidade de superfície cinco amostras com (6mm x 1mm) foram confeccionados para cada grupo, sendo polidos sob irrigação e avaliados em um perfilômetro (MITUTOYO SJ-210) para obtenção dos valores de rugosidade média (R_a , R_z e R_v). Os resultados obtidos foram submetidos ao teste de análise de variância (ANOVA) a um critério e Kruskal-Wallis ($p < 0,05$). **Resultados:** Os valores médios de tempo de presa, sorção e solubilidade e rugosidade de superfície não apresentam diferença estatística entre os grupos experimentais em relação ao controle ($p > 0,05$), exceto para o G2 que apresentou maior média de sorção em relação ao controle (G0) ($p = 0,045$). **Conclusão:** A adição do LDT11 ao CIV não afetou negativamente o tempo de presa, rugosidade de superfície, solubilidade e o coeficiente de difusão em água.

Palavras-chave: ionômero de vidro; biomateriais; ácido anacárdico; propriedades mecânicas.

ABSTRACT

Introduction: The addition of natural compounds with antibacterial properties to restorative materials is a promising strategy in dentistry. **Objective:** To evaluate the setting time, sorption, solubility, and surface roughness of a conventional glass ionomer cement (Glaslonomer FX ULTRA – Shofu) after the addition of anacardic acid (LDT11) at different concentrations (G0 – 0%; G05 – 0.5%; G1 – 1%, and G2 – 2%). **Method:** For setting time, three specimens (6mm x 1mm) were prepared for each group, and using the Gilmore needle, indentation was checked every 15 seconds according to ISO 9917. For sorption solubility, five specimens (15mm x 1mm) were prepared for each group, weighed until a constant mass (m1) was achieved with a maximum variation of ± 0.001 g, and the volume was calculated. After seven days of immersion in distilled water, the specimens were re-weighed to obtain m2. For m3, the same m1 protocol was repeated according to ISO 4049. The diffusion coefficient (%) was obtained by summing the sorption and solubility values. For surface roughness, five specimens (6mm x 1mm) were prepared for each group, polished with irrigation, and evaluated on a profilometer (MITUTOYO SJ-210) to obtain average roughness values (Ra, Rz, and Rv). The results were subjected to analysis of variance (ANOVA) and Kruskal-Wallis tests ($p < 0.05$). **Results:** The mean values of setting time, sorption, solubility, and surface roughness showed no statistical difference between the experimental groups and the control ($p > 0.05$), except for G2, which showed a higher mean sorption than the control (G0) ($p = 0.045$). **Conclusion:** The addition of LDT11 to the GIC did not negatively affect setting time, surface roughness, solubility, and water diffusion coefficient.

Keywords: glass ionomer; biomaterials; anacardic acid; mechanical properties.

SUMÁRIO

1. Introdução	1
1.2 Justificativa	2
1.3 Objetivo geral	3
1.4 Objetivo específico	3
2. Revisão de literatura	4
2.1 Cimento de Ionômero de vidro	4
2.2. Reação de presa, mecanismo de adesão e liberação de flúor	5
2.3 Ácido anacárdico	8
2.4 Testes mecânicos	9
3. Metodologia	11
3.1 Obtenção do ácido anacárdico	11
3.2 Formulação do cimento de ionômero de vidro experimental	12
3.3 Tempo de presa	14
3.4 Sorção e solubilidade	16
3.5 Rugosidade superficial	18
3.6 Análise dos dados	20
4. Resultados	21
5. Discussão	25
6. Considerações finais	31
7. Referências	32
8. Press Release	39

1. INTRODUÇÃO

A cárie dentária é uma das doenças mais prevalentes no mundo (1). Quando a intervenção restauradora é necessária, dentro de um conceito da odontologia de mínima intervenção, destaca-se a necessidade de priorizar materiais odontológicos que promovam adesão às estruturas dentárias e sejam biocompatíveis. Além disso, a presença de propriedades antimicrobianas nesses materiais ganha destaque, considerando que uma das razões mais comuns para a substituição ou reparo de restaurações é a presença de cárie adjacente à restauração (2, 3).

Atualmente, devido ao aumento da expectativa de vida da população, os idosos estão mantendo mais dentes na boca e é comum observar a migração apical do periodonto de proteção e uma exposição do cimento e da dentina radicular. Esse fenômeno tem levado a uma maior observação da presença da lesão de cárie radicular e de lesões cervicais não cariosas (LCNC) (4) (5). Durante a terapia restauradora nessa região, depara-se com dificuldades no controle de umidade e frequentemente um tecido dentinário esclerótico e hipermineralizado superficialmente resistente a ácidos que dificulta formação da camada híbrida durante a adesão dos materiais resinosos (6) (7). Os cimentos de ionômero de vidro (CIVs) surgem como um material popular em várias áreas da odontologia com características interessantes como atividade cariostática e liberação de flúor (8-10). Schwendicke et al em 2021 verificaram que, dentes com LCNC esclerótica restaurados com ionômero de vidro não tiveram sobrevida estatisticamente diferente quando comparados com dentes restaurados com resina composta (11). Convencionalmente, utiliza-se resinas compostas para restauração dessas lesões, porém utilizar os CIVs para reabilitar esses dentes parece um caminho promissor em virtude da adesão direta às estruturas dentárias, e propriedades mecânicas mais próximas dos tecidos dentais (12).

Há uma busca por novos materiais que possibilitem oferecer controle bacteriano e que possam ajudar a modular a disbiose associada à doença cárie (13). Ao longo dos anos, substâncias de origem natural têm sido objeto de estudo como é o caso dos subprodutos da castanha de caju que tem efeito biológico

ativo (14, 15). As cascas da castanha de caju após serem processadas geram um líquido rico em fenóis lipídicos onde 70% deste líquido é composto pelo ácido anacárdico (AA) (16). O AA é um fitoquímico bioativo conhecido por sua atividade antibacteriana, fungicida e antioxidante (17, 18). Rivero-Cruz et al., em 2011 em seu estudo *in-vitro* demonstraram atividade antibacteriana contra *Streptococcus mutans* e *Porphyromonas gingivalis* (19), achados similares evidenciando o efeito antibacteriano foram reportados por outros autores (19-21).

Na odontologia não existem muitos relatos da adição do ácido anacárdico a materiais restauradores. Souza et al., em 2022 adicionou ácido anacárdico a um adesivo odontológico e após testes microbiológicos e mecânicos verificou que não reduziu a performance do material e as propriedades antibacterianas ainda estavam presentes (22). Ao incorporar componentes e/ou extratos naturais a materiais odontológicos, é essencial verificar se as propriedades mecânicas permanecem inalteradas. Nesse contexto, o presente estudo teve como objetivo avaliar as propriedades mecânicas de um cimento de ionômero de vidro convencional após a adição de ácido anacárdico. Tal avaliação foi realizada por meio de testes de tempo de presa, sorção e solubilidade em meio aquoso, além da análise da rugosidade de superfície.

1.2.JUSTIFICATIVA

A tentativa de incorporar princípios bioativos em materiais restauradores que potencialmente retardem o processo carioso é de grande importância para minimizar os efeitos da doença cárie na população. Existe na literatura relato da incorporação do ácido anacárdico a materiais resinosos (22), no entanto, a adição a um cimento de ionômero de vidro ainda não foi descrita, conferindo a esse estudo caráter inédito.

1.3.OBJETIVO GERAL

Avaliar a viabilidade da adição do ácido anacárdico ao pó de um cimento de ionômero de vidro convencional em diferentes concentrações e na sua propriedade mecânica como tempo de presa, sorção e solubilidade e rugosidade de superfície.

1.4.OBJETIVO ESPECÍFICO

Testar as seguintes hipóteses nulas:

- 1.4.1. A adição do LDT11 em diferentes concentrações não irá interferir no tempo de presa do CIV;
- 1.4.2. A adição do LDT11 em diferentes concentrações não irá interferir na sorção e solubilidade do CIV;
- 1.4.3. A adição do LDT11 em diferentes concentrações não irá interferir na rugosidade superficial do CIV

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO

O cimento de ionômero de vidro, desenvolvido em 1968, tem como precursor o cimento de policarboxilato de zinco que foi o primeiro cimento odontológico que promoveu adesão química as estruturas dentárias (23). O CIV é um material restaurador direto autoadesivo que tem como componentes básicos um pó de vidro/sílica e o ácido poliacrílico que quando misturados sofrem uma reação ácido-base (24). A composição do pó pode variar entre as marcas comerciais, porém, alguns elementos óxido de alumínio (Al_2O_3), sílica (SiO_2) e fluoreto de cálcio (CaF_2) normalmente estão presentes. O líquido originalmente era composto por solução aquosa de ácido poliacrílico (40 a 50%), contudo havia limitações na viscosidade e no tempo de validade. Atualmente foram incorporados os ácidos itacônico, maleico, tricarboxílico ou tartárico que auxiliam no controle da taxa de reação permitindo um maior tempo de trabalho e diminuição do tempo de presa (25, 26). Devido a algumas limitações do próprio material, como baixa resistência coesiva e à abrasão, ele não foi considerado um material restaurador de escolha naquela época (27, 28).

Os CIVs convencionais possuem propriedades mecânicas como módulo de elasticidade e expansão térmica semelhantes ao dos tecidos dentários conferindo a esse material menor rigidez e ser mais suscetível a deformações elásticas. Porém, eles são mais vulneráveis a abrasão e possuem resistência a tração inferior que a compressão (29). Eventualmente não apresentam estética adequada devido a opacidade e limitação de cores (30). Para melhorar as suas propriedades a composição do CIV foi incrementada com incorporação de partículas metálicas, monômeros resinosos, e cerâmicas reforçando as propriedades mecânicas e trazendo uma natureza híbrida de polimerização para o material.

Para melhorar a tenacidade a fratura uma estratégia foi adicionar partículas de metais ao pó do CIV. Primeiramente foi incorporado pó da liga de

amalgama de prata-estanho que ficou conhecido em 1977 como “miracle mix” (GC Corporation, Tóquio, Japão), todavia a interface de ligação entre as partículas de vidro e as metálicas tiveram interação limitada (31). Uma alternativa desenvolvida foi a sinterização direta do pó de vidro e das partículas metálicas que trouxe ligações mais estáveis entre esses compostos (32). Diferentes pós metálicos foram testados como de prata pura, ouro, titânio e paládio, porém resultaram em melhorias sutis nas propriedades mecânicas do ionômero (33, 34). Em todas as versões dos CIVs modificados por metais a restauração se tornava mais acinzentada quando comparado com o ionômero convencional limitando sua aplicação clínica (35).

Os CIVs modificados por resina, também conhecidos como ionômeros híbridos, têm associado ao componente líquido o ácido poliacrílico modificado com metacrilato (metacrilato de 2-hidroxietila – HEMA). No pó, além das partículas de vidro dos CIVs convencionais, receberam iniciadores para fotoativação, como a canforoquinona resultando em uma polimerização química e/ou física além da reação ácido-base (36). Esses novos compostos introduzidos na formulação propiciaram a formação de uma camada híbrida em virtude da penetração do HEMA na rede de fibrilas de colágeno adjacente (37). Uma limitação dos CIVs convencionais era alta solubilidade e com a adição de monômeros resinosos essa propriedade foi melhorada, além de melhor desempenho quanto às propriedades como resistência a compressão, microinfiltração, flexão e cisalhamento (37-39) (40), (41). A biocompatibilidade foi outro aspecto importante nessa nova geração de ionômeros, pois foi verificado que os monômeros resinosos residuais poderiam apresentar reações citotóxicas para as células pulpares (42, 43). Para minimizar a liberação de monômeros residuais o tempo de polimerização ideal orientado pelo fabricante deve ser respeitado (44, 45).

2.2 REACÃO DE PRESA, MECANISMO DE ADESÃO E LIBERAÇÃO DE FLÚOR

O CIV destaca-se como um dos raros materiais que possibilita a adesão direta aos tecidos dentários através de interações químicas. Ao introduzir o CIV

na cavidade o ácido poli acrílico se prende às superfícies com hidroxiapatita em uma forma ionizada. Essa união ocorre através da ligação dos grupos carboxílicos encontrados no ácido poli acrílico, que formam ligações covalentes deslocando os íons fosfato e cálcio presente no esmalte e na dentina. A camada superficial do cimento aderente fica enriquecida em íons de fosfato e cálcio à medida que esses íons se difundem da superfície do esmalte e promovem a adesão (46, 47). Clinicamente, o condicionamento da superfície dentária com uma breve aplicação de ácido poli acrílico a 10% por 10 a 15 segundos promove vantagens para a adesão por dissolver a camada superficial de esmalte. Isso ativa íons de cálcio e fosfato na estrutura dentária, facilitando as trocas iônicas com o ionômero de vidro. Este método não interfere na reação de presa do material e melhora a molhabilidade do material e a energia de superfície do substrato (48).

A presa do CIV é oriunda de uma reação ácido-base onde o líquido atua como um doador de prótons (ácido) e o pó como um receptor (base). Inicialmente, os prótons resultantes da ionização do ácido presente no líquido reagem com a superfície das partículas de vidro, desencadeando a liberação de íons de cálcio, alumínio, sódio e flúor. Isso leva à reticulação das cadeias do ácido, precipitando uma fase de gel de sílica (49, 50). Sequencialmente, observa-se um aumento na formação do sal de cálcio, seguido pelo de alumínio. À medida que a reação progride, intensifica-se a criação de ligações cruzadas, resultando no aumento da viscosidade e reduzindo a mobilidade iônica que retarda a reação até a sua presa final (51, 52). Como resultado, o cimento endurecido é composto por algumas partículas de vidro que não foram dissolvidas revestidas por uma camada de gel de sílica, que, por sua vez, está imersa em uma matriz de sais de cálcio e alumínio hidratados contendo flúor (46, 53).

Nas fases iniciais após a mistura e antes da presa final as cadeias de poliacrilato de cálcio permanecem altamente solúveis em água, o que significa que a água pode ser absorvida pelo cimento (embebição) que ainda está imaturo. Por outro lado, também significa que a água pode ser perdida por evaporação se o cimento ficar exposto ao ar sofrendo sinérese (54). Esse sensível equilíbrio hídrico é uma das maiores limitações deste material e pode

ser controlado com a aplicação de um agente protetor (verniz, sistema adesivo, vaselina, dentre outros) logo após a inserção do material na cavidade (55, 56). Nos CIVs modificados por resina os monômeros resinosos fornecem um grau de proteção para a reação logo após a polimerização e esse processo ficou mais controlado (57)

A manipulação dos CIVs é um passo crucial para manter as suas propriedades, diversos autores buscaram as variáveis que poderiam influenciar o aspecto final do material durante a manipulação, principalmente na relação pó/líquido (58). A diminuição do pó leva a uma menor concentração de partículas de vidro resultando em uma menor capacidade de carga acendendo efeitos negativos na resistência a compressão e ao desgaste (59). Uma quantidade excessiva de pó ou uma quantidade insuficiente de líquido resultará em uma reação ácido-base inadequada, levando a uma diminuição nas propriedades físicas, alterações no tempo de trabalho e uma comprometida capacidade de manipulação por parte do clínico. O material misturado deve parecer uma pasta viscosa, homogênea e obrigatoriamente com brilho indicando a disponibilidade de poliácidos para a reação de adesão química ao dente. A perda de brilho sugere uma reação excessiva com o vidro, resultando na falta de ácido para a quelatação do cálcio na superfície dentária interferindo na adesão (58). O uso de CIVs encapsulados emerge como uma estratégia para atenuar esse viés clínico minimizando a variabilidade induzida pelo operador (60, 61)

Sem dúvidas, a característica distintiva dos CIVs é a capacidade de liberação e recarga de flúor. O mecanismo físico-químico de desmineralização e remineralização atua nas estruturas dentárias sempre que ocorre a ingestão de açúcar. Nesse processo, o flúor desempenha um papel crucial ao facilitar a remineralização dos tecidos dentários e como resultado, o avanço do processo cariioso é significativamente retardado (62). Durante o processo de geleificação o flúor fica retido junto ao alumínio na matriz, mas não participa da composição física do ionômero e essa característica permite que o íon se movimente sem prejudicar as propriedades físicas do material servindo como um verdadeiro reservatório podendo ser considerado uma estratégia de manter a presença do flúor mais constante nos tecidos orais (10, 63, 64). Vários estudos evidenciam o efeito do CIV como agente protetor em situações de desafio ácido, tanto em

ensaios clínicos quanto testes *in vitro* (8, 9) (65), evidenciando seu efeito protetor bioativo.

2.3 ÁCIDO ANACÁRDICO

A castanha de caju é o fruto de uma árvore nativa do nordeste brasileiro, pertencente à família Anacardiaceae e à espécie *Anacardium occidentale*. Como parte do processamento deste fruto gera-se um agro-resíduo líquido, viscoso de coloração amarelo-esverdeado denominado líquido da casca da castanha de caju (LCCC). O LCCC possui uma fonte de fenóis de hidrocarbonetos de cadeia longa, onde o ácido anacárdico, cardanol e cardol destacam-se como um dos principais compostos presentes, sendo o ácido anacárdico correspondente a quase 70% do LCCC. O ácido anacárdico é um composto lipídico fenólico biosintetizado que apresenta um núcleo de ácido salicílico e uma cadeia lateral alquílica com quinze carbonos contendo até três ligações insaturadas (66). O AA normalmente se apresenta em forma líquida, mas pode ser solidificado através de um processo de hidrogenação das cadeias laterais, resultando em um sólido cristalino de cor branca na forma de pó (67). Em concentrações 5-10% (m/v) o ácido anacárdico tem potencial irritante na pele, porém a 0,1-1% (m/v) essa característica não foi observada (68).

Esses componentes fenólicos têm recebido atenção devido às suas atividades biológicas, incluindo efeitos anti-tumorais, anti-inflamatórios, antimicrobianos e uma possível ação anti-colagenolítica. (69) (14, 17, 70). Kubo et al., em 2003, esclareceram que a ação antibacteriana do ácido anacárdico ocorre por meio da desestabilização da camada fosfolipídica bacteriana, utilizando um efeito surfactante. Esse efeito acontece em virtude da presença do grupamento alquil que aumentam a lipofilicidade da molécula (20). Outros autores evidenciaram efeito antimicrobiano especialmente contra bactérias Gram-positivas como *Streptococcus mutans*, *Brevibacterium ammoniagenes*, *Staphylococcus aureus*, *Bacillus subtilis* e *Propionibacterium acnes* (20, 71). Também foram verificados os primeiros resultados sobre potencial anti-colagenolítico, onde Damé et al., observaram inibição significativa na atividade das colagenases em biofilmes de *S. mutans* e *P. gingivalis* (69).

2.4 TESTES MECÂNICOS

O tempo de presa/endurecimento é uma característica importante para os materiais restauradores de presa química. Compreender esse intervalo é essencial para manusear os materiais de maneira eficaz nas superfícies dentárias, assegurando a preservação de suas propriedades e consequentemente aumentar longevidade em boca (72) .

Crítérios para investigação dessa característica são necessários para padronização metodológica e consequentemente comparações mais contundentes de resultados. A ISO 9917-1:2007 determina os requisitos e métodos de teste para os cimentos a base de água, incluindo o tempo de presa (73). Kim et al., ao modificar a composição do pó de um cimento de ionômero de vidro convencional por substituição parcial (10 mol%) de CaO por MgO testaram o tempo de presa por meio de indentador verificando um aumento de tempo da reação de endurecimento (74).

Os materiais odontológicos podem ter sua durabilidade comprometida devido a diversos fatores, entre eles a degradação hidrolítica. Esse processo ocorre quando há a penetração de água no interior do material, sendo denominado como sorção. A sorção de água pode resultar no aumento do volume e peso do material, potencialmente desencadeando falhas por meio de microfissuras (75). Já a solubilidade é a aptidão do material de se desintegrar em meio líquido. Ao alterar essas propriedades pode gerar a dissolução gradual do material ao longo do tempo, o que comprometeria a sua durabilidade. Bharali et al., comparam a sorção e solubilidade de quatro cimentos (fosfato de zinco, ionômero de vidro convencional, ionômero de vidro modificado por resina e cimento resinoso) demonstrando que o cimento resinoso tinha a maior resistência a água e o cimento fosfato de zinco a menor (76).

Outro aspecto importante a ser avaliado nos materiais restauradores é a rugosidade de superfície. Esta é caracterizada pelos desvios na forma microgeográfica da superfície dos materiais, que podem ocorrer devido a natureza do material. Vários parâmetros quantificam a rugosidade superficial, como o Ra (desvio aritmético médio do perfil avaliado), Rz (altura máxima do perfil) e Rv (profundidade máxima do vale do perfil). Esses parâmetros levam em

consideração as diferentes alturas e larguras das irregularidades, sendo expressos em μm (micrómetro) como unidade de medida (77). A Ra é o parâmetro mais utilizado, pois representa a rugosidade média e é aplicável na maioria dos materiais. No entanto, como desvantagem, o Ra não consegue, por si só, definir o perfil da superfície, uma vez que é um parâmetro médio e impossibilita a detecção de irregularidades atípicas, como picos e vales muito expressivos na superfície do material (78). Quando diminuída, a lisura superficial pode facilitar a retenção de corantes, maior crescimento bacteriano e até inflamação dos tecidos periodontais (79). Quirynen e colaboradores verificaram um aumento expressivo na colonização microbiana quando valores de Ra aumentavam (80).

Os aparelhos mais utilizados e acessíveis para avaliação da rugosidade de superfície são os rugosímetros que também podem ser conhecidos por perfilômetro ou profilômetro. Eles podem fazer a mensuração dos parâmetros de rugosidade de duas formas, por contato ou sem contato (leitura óptica). A leitura por contato é a mais difundida, pois ser uma técnica direta, não sensível a contaminantes e a cor do material (81). Aref et al., em 2021 por meio de um perfilômetro de contato investigaram a rugosidade de superfície de um cimento de ionômero de vidro após adicionarem extrato de uva e evidenciaram melhoras nessa propriedade mecânica do material (82). Castilho et al., em 2019 também checaram, com um rugosímetro de contato, as características superficiais de um ionômero de vidro modificado por farnesol que é um composto natural antimicrobiano e observaram resultados promissores sem alterações significativas nesta propriedade (83). Atualmente a microscopia confocal e o microscópio de força atômica também vem sendo utilizados para avaliar esses parâmetros de superfície. A vantagem é que essa técnica consegue criar o perfil dos objetos de forma 3D, mas o acesso a esses equipamentos limitam sua utilização (84). Wang et al., obtiveram valores de Ra por meio de um microscópio de força atômica para avaliar a rugosidade de superfície de um ionômero com adição de dimetilaminododecil (CMADDM) evidenciando o uso desses equipamentos nas pesquisas odontológicas.

3. METODOLOGIA

3.1 OBTENÇÃO DO ÁCIDO ANACÁRDICO (LDT-11)

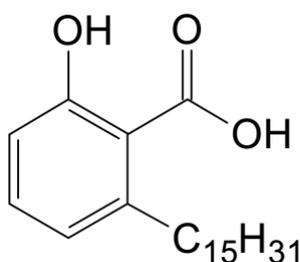
O composto derivado de lipídios fenólicos presentes no líquido da casca da castanha de caju foi fornecido pelo Laboratório de Desenvolvimento de Inovações Terapêuticas (LDT) da Universidade de Brasília.

Foi adicionado 150 gramas de casca de castanha de caju e etanol absoluto (400mL) ao sistema de extração Soxhlet e mantidos em aquecimento por 4 horas. Em seguida, o balão coletor foi trocado e uma nova extração foi feita nas mesmas condições. O solvente foi evaporado fornecendo 60 mL do líquido da castanha da caju (LCC) natural.

Em seguida, em um balão (50 mL) foram adicionados 30,00 g de LCC natural (~ 86,08 mmol), 15,00 g de $\text{Ca}(\text{OH})_2$ (202,45 mmol) em mistura de metanol (180,0 mL) e água (30,0 mL). O sistema reacional permaneceu em agitação e refluxo por 3 horas. A mistura foi resfriada à temperatura ambiente e filtrada. O sólido obtido foi lavado com acetato de etila para a remoção dos outros componentes do LCC. Em frasco de hidrogenação foram adicionados 5,00 g da mistura de ácidos anacárdicos (~ 14,35 mmol), 0,20 g de catalisador paládio-carvão a 10% (Pd/C) e etanol (50,0 mL). O sistema foi submetido à pressão de 60 psi em reator Paar, à temperatura ambiente por 6 horas. Em seguida, a mistura foi filtrada em funil sinterizado e o solvente removido à pressão reduzida.

O resíduo foi recristalizado em hexano, fornecendo 3,50 g do ácido 2-hidróxi-6-pentadecilbenzóico (LDT11) conforme figura 1:

Figura 1 – Estrutura química do LDT11



Derivado ácido 2-hidróxi-6-pentadecilbenzóico (LDT11)

3.2 FORMULAÇÃO DO IONÔMERO DE VIDRO EXPERIMENTAL

Para formulação do composto experimental o LDT11 foi incorporado ao cimento de ionômero de vidro restaurador de presa química (Glasslonomer FX ULTRA, Shofu, USA – Figura 2). A incorporação do ácido anacárdico foi feita ao pó do CIV em diferentes concentrações de 0,05% (G05); 1% (G1) e 2% (G2), em massa. Um grupo foi mantido sem adição de ácido anacárdico como controle (G0). Todos os componentes foram pesados em uma balança semi-analítica (Bel OS203H – figura 3) e misturados por 30 segundos em um misturador do tipo vórtex (KASVI basic – K45-2810) para completa homogeneização das partículas (Figura 4).

A proporção de pó e líquido do material foi mantida conforme instruções do fabricante assim como a sua manipulação. Em uma placa de vidro, a proporção 1:1 (líquido e pó) foi manipulada. A primeira metade do pó foi incorporada ao líquido, espatulada por 20 segundos e, em seguida, a outra metade foi adicionada e espatulada até se obter uma mistura homogênea conforme figura 5.

O desenho do estudo (figura 6) foi representado por meio de um fluxograma para resumir os testes feitos com o ionômero experimental.

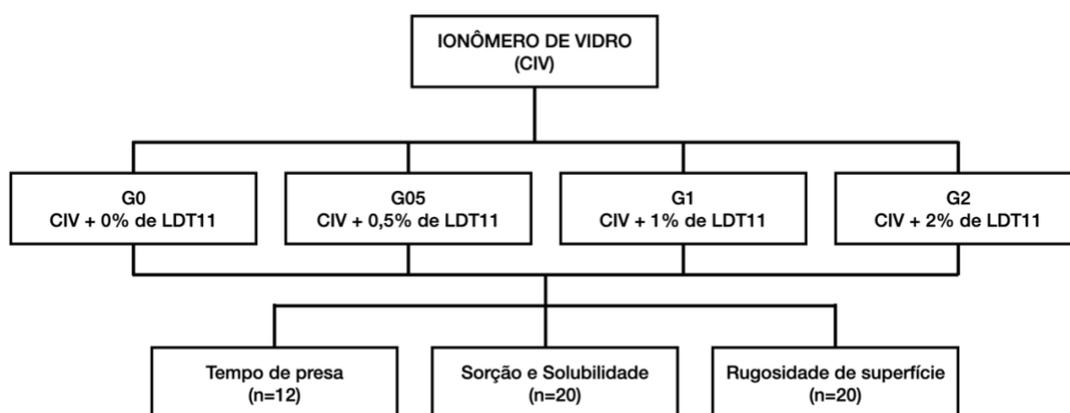


Figura 6 – Fluxograma dos ensaios realizados com cimento de ionômero de vidro experimental



Figura 2 – Glaslonomer FX ULTRA, Shofu

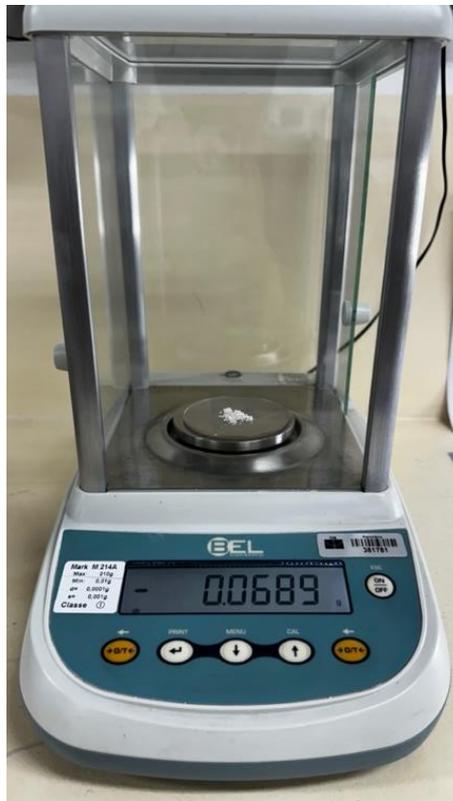


Figura 3 – pesagem do LDT11



Figura 4 – CIV I experimental após homogeneização em vortex

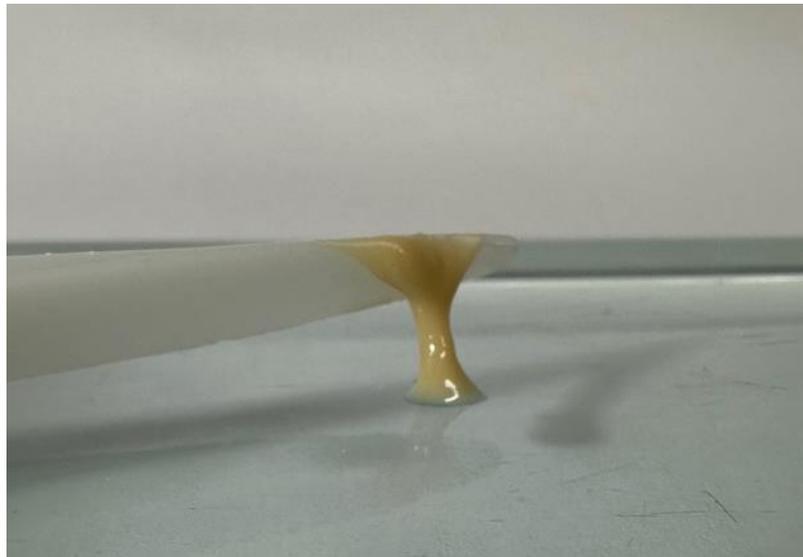


Figura 5 – Aspecto final do cimento ionômero de vidro após espatulação

3.3 TEMPO DE PRESA

O teste foi conduzido conforme a norma ISO 9917-1:2003. Três amostras de $6,0 \pm 0,1$ mm de diâmetro e $1,0 \pm 0,1$ mm de espessura foram preparadas para cada grupo (G0, G05, G1 e G2). O cimento de ionômero de vidro foi manipulado conforme as instruções do fabricante e cuidadosamente colocado no molde de silicone de adição até estar completamente preenchido e sem bolhas.

Após a mistura e inserção no molde, uma agulha do tipo Gillmore, com uma ponta ativa de 2,0 mm de diâmetro e uma carga de 100g, foi delicadamente inserida perpendicularmente ao material (Figuras 7 e 8). Essa etapa foi repetida a cada 15 segundos até que a agulha não deixasse mais marcas no cimento. Para cada grupo, o teste foi repetido três vezes para obtenção das médias. O tempo de presa foi definido como o intervalo entre o fim da mistura e o momento em que a agulha não conseguiu mais fazer uma indentação circular completa no cimento.

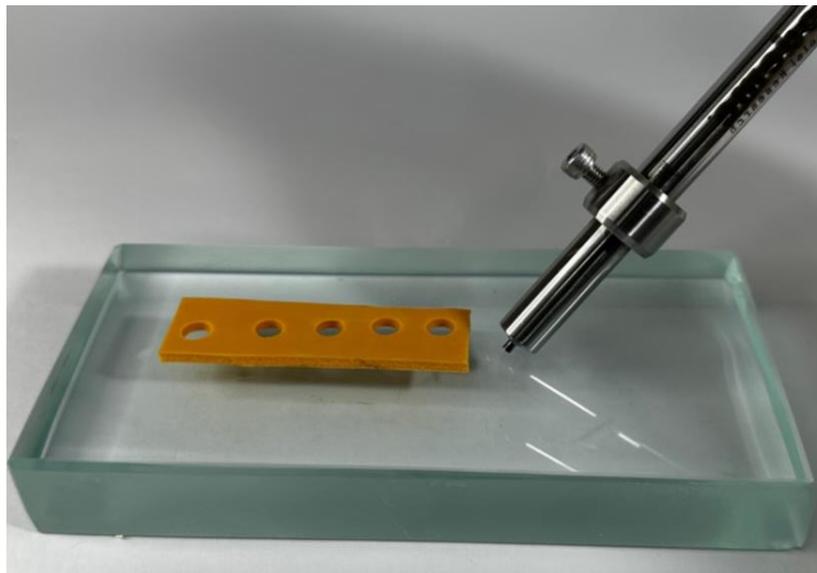


Figura 7 – Agulha de Gillmore e molde de silicone para confecção das amostras

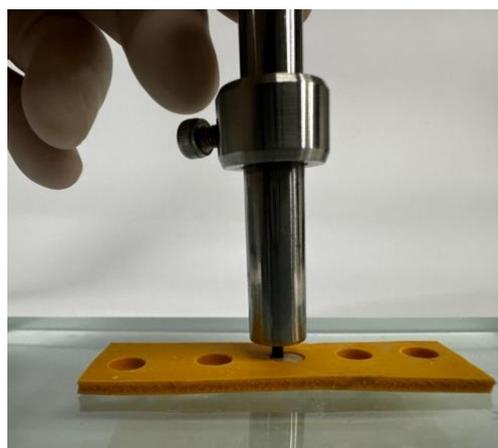


Figura 8 – Inserção da agulha de Gillmore para obtenção da marcação

3.4 SORÇÃO E SOLUBILIDADE

O teste seguiu as normas estabelecidas pela ISO 4049:2000, respeitando os parâmetros destinados a materiais da classe 1. Para cada grupo (G0, G05, G1 e G2), foram produzidos cinco discos de cimento de ionômero de vidro, cada um com $15 \pm 0,1$ mm de diâmetro e $1 \pm 0,1$ mm de espessura, utilizando um molde metálico (Figura 9).

Após a manipulação, o cimento de ionômero de vidro foi inserido em um molde metálico e coberto por tiras de poliéster para remover o excesso do material. Em seguida, a pasta de proteção do kit (cocoa butter) foi aplicada até o fim do tempo de presa inicial. OAs amostras foram então colocados em uma dessecadora com sílica em gel, mantida a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ (Figura 10), e pesados em uma balança semi-analítica (Bel 0S203H) até atingirem uma massa constante (m_1), ou seja, sem variação superior a $\pm 0,001\text{g}$ em um período de 24 horas.

Após a obtenção de m_1 , o volume foi calculado com base na média de duas medidas de diâmetro tomadas em ângulos retos e em cinco medidas de espessura em cada disco. Estas dimensões foram precisamente quantificadas utilizando um paquímetro digital (MXT - modelo 316119), e o volume foi expresso em milímetros cúbico. Posteriormente, os corpos de prova foram individualmente imersos em frascos fechados com água destilada (10mL) a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ (figura 11). Após sete dias, as amostras foram removidos, secos gentilmente em papel absorvente e um minuto depois, foram novamente pesados para obtenção de m_2 . Para a obtenção de m_3 , os corpos de prova foram reintroduzidos na dessecadora e submetidos a pesagens consecutivas, seguindo o mesmo protocolo estabelecido para a obtenção de m_1 .

A Sorção (W_{sp}) e solubilidade (W_{sl}) foram calculados utilizando as seguintes equações:

$$W_{sl} = \frac{m_1 - m_3}{V} \qquad W_{sp} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

Onde:

m_1 – massa da amostra estabilizada antes da imersão

m_2 – massa da amostra em miligramas depois da imersão em água por 7 dias

m_3 – massa em miligramas da amostra recondicionado

V – volume da amostra em mm^3

Em seguida foi calculado o coeficiente de difusão da água (%) a partir da soma dos valores de sorção e solubilidade.



Figura 9 – molde metálico para confecção das amostras



Figura 10 – Dissecadora contendo sílica gel

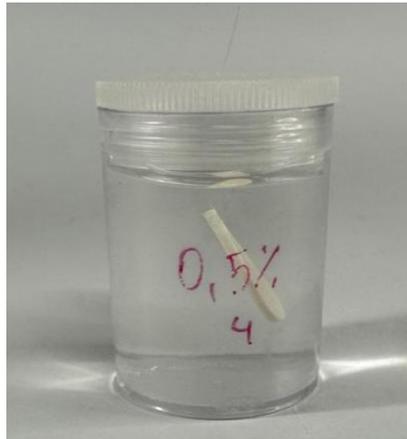


Figura 11 – Amostra imersa verticalmente em água destilada

3.5 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

Cinco discos de cimento de ionômero de vidro foram confeccionados para cada grupo (G0, G05, G1 e G2), com um diâmetro de $6,0 \pm 0,1$ mm e espessura de $1,0 \pm 0,1$ mm, utilizando uma matriz metálica. Após a inserção do material na matriz metálica, uma tira de poliéster foi interposta para remover o excesso. As amostras foram protegidos com a pasta de proteção do kit (cocoa butter) até a conclusão da presa inicial.

Em seguida, os discos foram mantidos em uma estufa a 37 ± 1 °C por 24 horas para a conclusão da presa final. Os corpos de prova foram então incluídos em resina acrílica incolor (Figura 12) e polidos com lixas d'água de gramaturas #600, #1200 e #2000, sob irrigação, usando uma politriz metalográfica de velocidade variável (TECLAGO – Figura 13) a 357 RPM por 2 minutos em cada lixa.

Os discos (Figura 14) foram submetidos ao teste de rugosidade de superfície com um perfilômetro de contato (MITUTOYO SJ-210). Cada amostra passou por três leituras com um comprimento de 2,5 mm e uma velocidade de 0,25 mm/s, realizadas de maneira aleatória com uma distância de 1 a 2 mm entre elas. Os valores médios de Ra, Rz e Rv foram registrados.

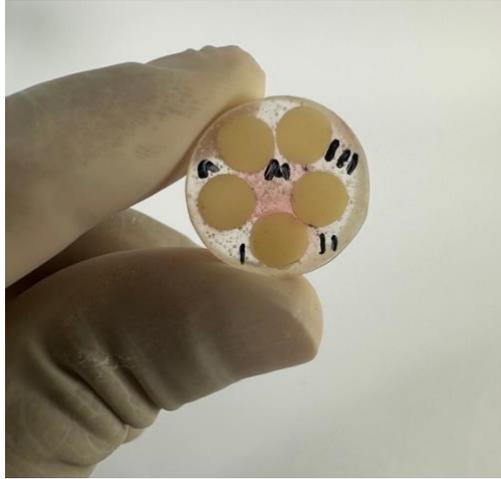


Figura 12 – Discos incluídos em resina acrílica



Figura 13 – Politriz metalográfica de velocidade variável

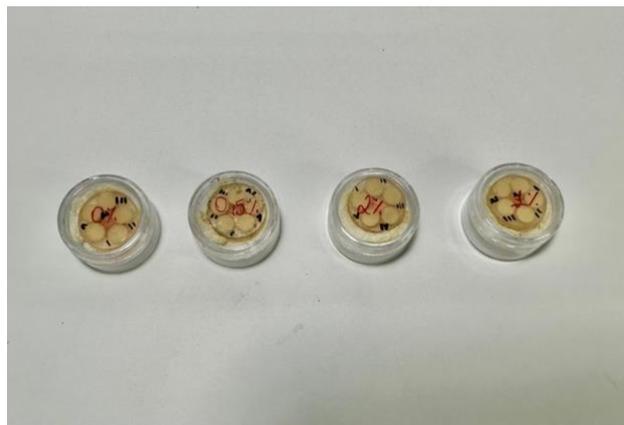


Figura 14 – Amostra de todos os grupos incluídos e em umidade relativa (gaze úmida)

3.6 ANÁLISE DOS DADOS

Foi realizada a análise estatística descritiva dos resultados das médias para verificar os pressupostos de normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade (Levene). Com base nos resultados da análise descritiva dos dados, aplicou-se o teste paramétrico ANOVA de uma via para avaliar os testes de rugosidade de superfície e solubilidade. Quanto aos testes de tempo de presa e sorção, empregou-se a análise estatística não paramétrica de Kruskal-Wallis, seguida pela comparação múltipla de Dwass-Steel-Critchlow-Fligner quando houvesse diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Em todos os testes foi considerado nível de significância de 5%. Todas as análises estatísticas foram realizada no software Jamovi (Versão: 2.3.21.0).

4. RESULTADOS

Os valores de média e desvio padrão para o teste de tempo de presa estão dispostos na tabela 1 e gráfico 1.

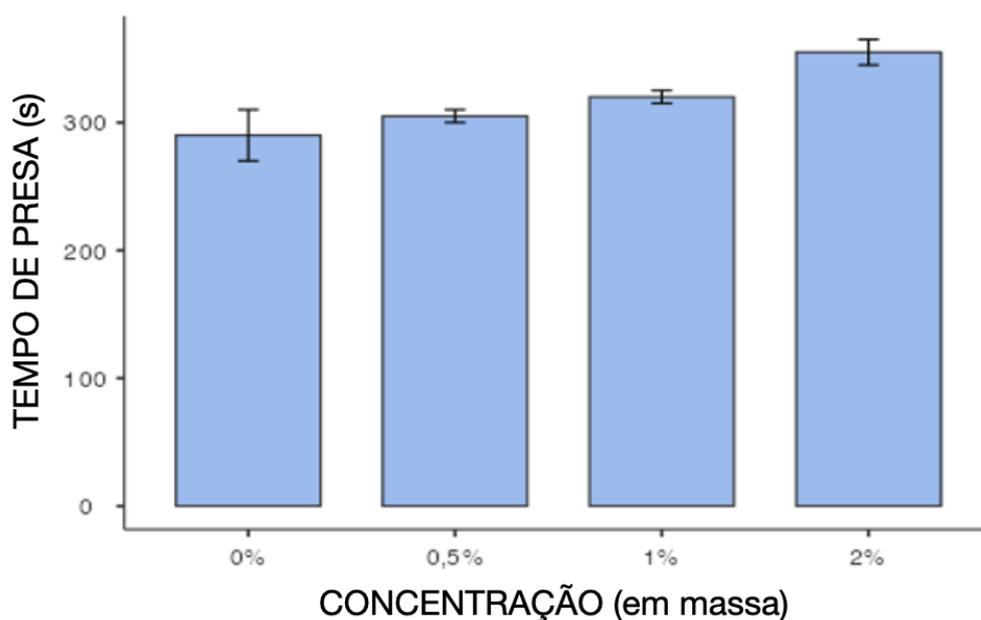
Tabela 1. Tempo de presa em segundos – s.

Grupos	N	Média (s)	Mínimo (s)	Máximo (s)
G0	3	290 (34.64) ^A	270	330
G05	3	305 (8.66) ^A	300	315
G1	3	320 (8.66) ^A	315	330
G2	3	355 (17.32) ^A	345	375

Média (desvio padrão). Valores seguidos por letras maiúsculas distintas na mesma coluna representam diferença estatística ($p < 0.05$). N= 12 (número de amostras)

As médias entre os grupos variaram entre 290 e 355 segundos, sendo o tempo mínimo de 270 segundos para o grupo controle (0%) e o tempo máximo para de 375 segundos para o grupo 2%. A normalidade dos dados foi testada e não foi aprovada ($p < 0.05$) por meio do teste Shapiro-Wilk. O teste ANOVA não foi executado e sim o seu correspondente para dados não paramétricos Kruskal-Wallis. O teste resultou um $p = 0,054$ mostrando que não há diferença estatística significativa entre os grupos, confirmando a hipótese nula.

Gráfico 1:



Distribuição da média do tempo de presa nos grupos G0, G05, G1 e G2

Os valores de média e desvio padrão para sorção (SR), solubilidade (SL) e o coeficiente de difusão (%) estão apresentados na tabela 2.

Tabela 2. Valores para o teste de Sorção (SR), solubilidade (SL) em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ e coeficiente de difusão (%)

GRUPOS	N	SORÇÃO (SR)	SOLUBILIDADE (SL)	COEFICIENTE DE DIFUSÃO
G0	5	16.6 (26.8) ^C	-1.65 (39.0) ^A	8.62 (28.0) ^A
G05	5	28.6 (35.5) ^B	-25.9 (17.3) ^A	16.6 (15.9) ^A
G1	5	27.9 (48.2) ^B	-20.5 (27.7) ^A	24.7 (25.0) ^A
G2	5	82.8 (42.7) ^A	-25.1 (44.8) ^A	57.7 (68.1) ^A

Média (desvio padrão). Valores seguidos por letras maiúsculas distintas na mesma coluna representam diferença estatística ($p < 0.05$). N= 20 (número de amostras)

Ao verificar o pressuposto de normalidade com Shapiro-Wilk foi notado que as médias para SR não respeitavam a normalidade ($p < 0.05$), logo foi

aplicado o teste estatístico de Kruskal-Wallis. Ao realizar a análise de variância não paramétrica para SR verificou-se que houve diferença estatística ($p= 0.007$). As comparações múltiplas Dwass-Steel-Critchlow-Fligner demonstraram diferença estatística apenas entre os grupos 0% e 2% ($p= 0.045$) para sorção.

Para SL as médias se apresentaram normais e homogêneas, logo, o teste ANOVA de uma via foi executado e não foram encontradas diferenças estatísticas SL ($p= 0.0649$) entre os grupos nas diferentes concentrações da adição do ácido anacárdico.

Os resultados para o coeficiente de difusão não respeitaram a normalidade, e segundo Kruskal-Wallis não houve diferença estatística entre os grupos ($p=0.432$).

Os valores de média e desvio-padrão para o teste de rugosidade de superfície estão apresentados na tabela 3.

Tabela 3. Rugosidade de superfície para Ra, Rz e Rv em μm .

GRUPOS	N	Ra	Rz	Rv
G0	5	0.45 (0.086) ^A	3.65 (0.744) ^A	2.62 (0.632) ^A
G05	5	0.35 (0.071) ^A	3.73 (0.989) ^A	2.96 (0.902) ^A
G1	5	0.39 (0.129) ^A	3.81 (0.751) ^A	2.99 (0.532) ^A
G2	5	0.39 (0.068) ^A	3.45 (0.0548) ^A	2.59 (0.402) ^A

Média (desvio padrão). Valores seguidos por letras maiúsculas distintas na mesma coluna representam diferença estatística ($p < 0.05$). N = 20 (número de amostras)

Os valores médios de Ra, Rz e Rv não apresentaram diferença estatística significativa entre os grupos. As amostras de CIV do grupo 0,5% tiveram a rugosidade de superfície menor ($Ra = 0.359$) quando comparado com os demais grupos, porém não houve diferença ($p>0,05$). Após a análise da estatística descritiva verificou-se que os dados obtidos eram normais ($p> 005$) e

homogêneos (Levene – $p=0.422$), logo, o teste estatístico ANOVA foi realizado. Não foram encontradas diferença estatística significativas entre os grupos ($p=0.738$) demonstrando que a incorporação do ácido anacárdico nas diferentes concentrações dos experimentais deste estudo não tiveram efeito na rugosidade de superfície.

5. DISCUSSÃO

O objetivo desta pesquisa foi incorporar o ácido anacárdico ao CIV convencional devido aos seus efeitos sobre bactérias-gram positivas e ao seu potencial efeito anticolagenolítico (14, 20, 22, 69, 71). Trata-se de uma abordagem inédita, pois não existe na literatura ensaios que testem a incorporação do ácido anacárdico em CIVs. É essencial destacar que, apesar da predominância dos materiais resinosos na odontologia restauradora, os CIVs são materiais de primeira escolha quando é necessária a adequação do meio bucal em pacientes com múltiplas cavidades. Portanto, potencializar a ação antimicrobiana com a adição de compostos naturais que tenham propriedades ativas aumenta ainda mais a importância deste estudo. O ionômero de vidro é um material com propriedades bioativas em virtude da capacidade de liberação de flúor e é considerado um bom material restaurador quando é respeitada a sua indicação (85) (28).

A decisão estratégica de escolher um ionômero convencional para adição do ácido anacárdico foi pautada pela clareza e simplificação de suas reações, que já são bem descritas na literatura (10, 24, 38, 58). Incorporar um composto ativo em um material já modificado, como o CIV resinoso, por exemplo, intensificaria a complexidade na análise das interações entre o ácido anacárdico e o material restaurador. Avaliar a propriedades mecânicas desse novo material é de suma importância para determinar se as propriedades do CIV são impactadas de alguma maneira.

Não houve diferença estatisticamente significativa no tempo de presa entre os grupos deste estudo, aceitando a hipótese neste critério. Contudo, à medida que a concentração do ácido anacárdico aumentou, foi observado um leve acréscimo no tempo de presa. No grupo com 2% de concentração, que apresentou o maior tempo, foi identificado um período de presa 20% maior em comparação com o grupo controle. Isso pode ser justificado pela composição química do LDT-11 que possui uma longa cadeia alquílica e um anel aromático na sua extremidade influenciando nas interações e retardam a reorganização das moléculas o que poderia levar a um aumento no tempo de presa. Paiva et

al., adicionaram nanopartículas de prata a um CIV e verificaram que o tempo de presa também teve ligeiro aumento devido a presença das nanopartículas na matrix do cimento. Turku et al., também verificaram ao incorporarem clorexidina ao pó de um CIV em diferentes concentrações (0.5, 1.25 e 2.5%) o tempo de presa seria afetado de alguma maneira. Eles concluíram que, o tempo de presa dos CIVs modificados não apresentou resultados estatisticamente diferentes do grupo controle (86).

De acordo com a ISO 9917 o tempo mínimo de presa para cimento de ionômero de vidro é de aproximadamente 1,5 minutos (90 segundos) e o máximo de 6 minutos (360 segundos) e a média de todos os grupos desta pesquisa ficaram nessa faixa. Demonstra-se assim que a adição do LDT-11 ao CIV nas concentrações deste estudo não alterou de forma significativa o tempo de presa.

As interações dos materiais restauradores com a água trazem características importantes, uma vez que eles estarão em contato com a saliva na maior parte do tempo. A durabilidade dos materiais restauradores é influenciada por muitas variáveis como dureza, sorção e solubilidade. Este estudo verificou a interação da água e o CIV experimental por meio dos coeficientes de sorção, solubilidade e de difusão da água respeitando as normas da ISO 4049 (87). Essas características foram avaliadas após imersão em água durante 7 dias, esse tempo já é descrito na literatura como suficiente para verificar o ganho máximo de água por materiais restauradores (88).

A sorção de água pelo material aumenta o volume e promove desadaptação e eventual falha do material devido a redução das propriedades mecânicas (89). Neste estudo houve diferença estatística para sorção de água entre os grupos G0 e G2 ($p=0.045$), aceitando parcialmente a hipótese nula deste teste. Isso pode ser explicado pela teoria da absorção de água que propõe que a sorção é aumentada devido aos grupamentos químicos hidrofílicos presentes no cimento como grupos hidroxila, carboxílicos e fosfatos (87, 90). No AA podemos encontrar dois desses grupamentos, a hidroxila e carboxílico, que podem aumentar a interação com a água. No grupo G2 há uma maior proporção dessas moléculas em virtude de uma maior concentração do AA resultando em maior sorção de água. A origem certa desse comportamento ainda não é totalmente clara, estudos com análises de raio-x são necessários para verificar

estruturalmente como o AA ficou após a reação ácido base do cimento de ionômero de vidro.

O tempo de estabilização da massa das amostras para obtenção de m_1 foi de quinze dias o que esta de acordo com relatos na literatura que relatam de 14 a 28 dias para estabilização das amostras (91, 92). Após hidratação em água destilada algumas amostras foram perdidas devido a fraturas e trincas. Isso demonstra que houve uma alteração estrutural significativa que resultou no rompimento das ligações intermoleculares. Essa alteração estrutural também foi vista por Labban et al., no seu grupo controle (Fuji I) onde as amostras se desintegraram durante o processo de dessecação (89). Com esses achados reforça-se a necessidade do uso dos protetores de superfície para melhor controle hídrico durante a presa inicial dos CIVs conforme feito nesse estudo (93). Aydin et al. evidenciaram que a aplicação do protetor de superfície em cimentos de alta viscosidade e modificados por resina reduziram consideravelmente a sorção de água nesses materiais (94) Karaoglanoglu e colaboradores também reforçaram o uso de protetores de superfície ao testarem a sorção de corantes em diferentes tipos de CIVs verificando que a proteção reduziu significativamente a sorção de corantes pelos materiais (95).

A solubilidade é a perda de peso por volume devido a degradação estrutural do material em um período de tempo (92). Essa característica quando presente reduz a longevidade das restaurações (90, 96). Não houve diferença estatística significativa entre os grupos, aceitando a hipótese nula neste quesito. É importante destacar que, de acordo com os resultados deste estudo, embora a sorção tenha apresentado diferença significativa entre o grupo G0 e G2, a solubilidade parece não ter sido afetada, demonstrando estabilidade estrutural com a adição do AA. Diferentemente, Lang e colaboradores ao adicionarem zeólita, um composto antibacteriano, a um CIV aumentou drasticamente os valores de solubilidade sugerindo que a adição desse composto pode afetar diretamente a integridade do material restaurador (97).

Avaliar puramente a sorção e solubilidade do CIV experimental simplifica a caracterização de como este material se comporta em contato com a água. O coeficiente de difusão tem sido considerado um dado importante para analisar a absorção total de água pelo material. Chimeli et al. em 2014 analisou esse

coeficiente para verificar a influência da evaporação de solvente de sistemas adesivos na cinética da difusão da água (98). O coeficiente de difusão é a soma dos parâmetros de sorção e solubilidade representado em porcentagem (%) quantificando o valor absoluto de água que passou pelo material. No presente estudo não houve diferença significativa entre os grupos ao analisarmos esse coeficiente, ou seja, a absorção total de água dos CIVs não foi afetada pela adição do AA nas diferentes concentrações. O coeficiente de difusão também foi descrito por Agha et al., ao investigar a sorção e solubilidade de quatro cimentos de ionômero de vidro modificado por resina em água deionizada e saliva artificial (99).

Os testes de sorção e solubilidade feitos neste estudo retratam o comportamento dos materiais restauradores em água destilada reproduzindo uma solubilidade estática. As condições clínicas na cavidade oral apresentam uma complexa mudança de pH e temperatura que novos trabalhos podem levar em consideração.

A rugosidade de superfície dos materiais restauradores é de extrema importância para a retenção microbiana, sendo considerada um fator de risco significativo para a adesão de bactérias. Alterações nessas características quando associado a alta frequência de ingestão de sacarose podem propiciar o desenvolvimento de cárie adjacente a restaurações e inflamação gengival devido a estagnação do biofilme naquela região (100, 101).

A Ra é o parâmetro mais frequente utilizado para descrever a rugosidade (102). Neste estudo, não foi observada diferença estatística significativa entre os grupos para o teste de rugosidade de superfície. Isso significa que a adição do ácido anacárdico não influenciou na lisura superficial final do material. Assim, a hipótese nula em relação a esse aspecto foi aceita. Isso confirma que as partículas do LDT-11, após o polimento, não se desprenderam do restante do material mantendo as interações intermoleculares integras o suficiente para não formar *gaps* na superfície. Soygun et al. tiveram resultados similares quando avaliaram a rugosidade de superfície de um cimento de ionômero de vidro modificado por diferentes concentrações de quitosana mostrando que a adição deste composto não alterou a lisura superficial do material. Bijle et al., em 2020

também se testaram a rugosidade superficial ao adicionar arginina ao pó de um ionômero e também não observou diferenças significativas (103).

Quirynen et al., sugeriram um valor limiar de $Ra = 0.2\mu m$ respaldado pela teoria de adesão e retenção bacteriana e que valores acima desse limiar aumentaria significativamente a retenção de placa na superfície (80). Os valores médios de Ra de todos os grupos neste estudo ficaram bem próximos a $0.2\mu m$, o que pode ser atribuído ao método de preparação das amostras durante o polimento. A literatura mostra que variações na técnica de polimento dos materiais restauradores influenciam na lisura superficial (104, 105). Neste estudo o polimento das amostras antes de serem submetidos ao perfilômetro foi por meio de uma politriz metalográfica com lixas d'água com gramaturas de #600, #1200 e #2000 por 2 minutos sob irrigação. Wilder et al., ao testarem variações na de técnica de acabamento em cimento de ionomero modificados por resina evidenciaram valores de Ra similares ao deste estudo quando polimento foi feito sob irrigação. Eles observaram também valores mais baixos de Ra (superfícies mais lisas) quando o polimento era feito a seco o que não foi avaliado neste estudo (105). Ressalta-se que neste trabalho o tempo de presa final (24 horas) foi respeitado antes de realizar o polimento das amostras para serem submetidos ao teste de rugosidade de superfície. Yap et al., compararam a diferença entre o acabamento tardio e imediato em diferentes materiais restauradores e concluíram que para os CIVs o polimento tardio resultou em uma superfície mais lisas (104) corroborando com a metodologia resultados deste estudo.

Sabe-se que o tamanho das partículas é um parâmetro importante que influencia a rugosidade vertical como a Ra e Rz na superfície dos materiais odontológicos (106). Marghalani et al., verificaram que quanto maior as partículas de carga maiores eram os valores de Ra em resinas compostas (107). Embora neste estudo não tenha sido mensurado o tamanho das partículas do AA incorporadas ao pó do CIV este é um aspecto importante a ser verificado em pesquisas futuras para checar se esse comportamento também ocorre nesse novo material.

O principal propósito do ensaio de rugosidade de superfície conduzido neste estudo era investigar se a inclusão do AA teria um impacto adverso nessa propriedade. Dado que os resultados foram encorajadores, seria crucial

examinar essa propriedade em condições que reproduzissem os desafios encontrados no ambiente bucal. Isso foi investigado por Soygun et al., em 2020 ao analisar a superfície de um CIV modificado por quitosana após desafio erosivo em ácido gástrico (108). Estudos com esse delineamento parecem ser uma direção relevante para futuras pesquisas.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Dentro das limitações deste estudo in vitro, as seguintes conclusões podem ser feitas:

- A adição do ácido anacárdico (LDT11), em diferentes concentrações, não influenciou significativamente o tempo de presa do cimento de ionômero de vidro convencional;
- A adição do ácido anacárdico (LDT11), em diferentes concentrações, não influenciou significativamente a solubilidade do cimento de ionômero de vidro convencional;
- A adição de 2% de ácido anacárdico (LDT11) ao cimento de ionômero de vidro convencional alterou os valores de sorção quando comparado às concentrações de 0.5% e 1% e ao grupo controle;
- A adição do ácido anacárdico (LDT11), em diferentes concentrações, não influenciou significativamente a rugosidade de superfície do cimento de ionômero de vidro convencional. As hipóteses nulas foram aceitas, exceto para sorção para o grupo G2

6. REFERÊNCIAS

1. Wen PYF, Chen MX, Zhong YJ, Dong QQ, Wong HM. Global Burden and Inequality of Dental Caries, 1990 to 2019. *J Dent Res*. 2022;101(4):392-9.
2. Da Rosa Rodolpho PA, Rodolfo B, Collares K, Correa MB, Demarco FF, Opdam NJM, et al. Clinical performance of posterior resin composite restorations after up to 33 years. *Dent Mater*. 2022;38(4):680-8.
3. Beck F, Lettner S, Graf A, Bitriol B, Dumitrescu N, Bauer P, et al. Survival of direct resin restorations in posterior teeth within a 19-year period (1996-2015): A meta-analysis of prospective studies. *Dent Mater*. 2015;31(8):958-85.
4. Griffin SO, Griffin PM, Swann JL, Zlobin N. Estimating rates of new root caries in older adults. *J Dent Res*. 2004;83(8):634-8.
5. Heasman PA, Ritchie M, Asuni A, Gavillet E, Simonsen JL, Nyvad B. Gingival recession and root caries in the ageing population: a critical evaluation of treatments. *J Clin Periodontol*. 2017;44 Suppl 18:S178-S93.
6. Francisconi LF, Scaffa PM, de Barros VR, Coutinho M, Francisconi PA. Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-cariou cervical lesions. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(5):364-9.
7. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent*. 2004;32(3):173-96.
8. Ge KX, Quock R, Chu CH, Yu OY. The preventive effect of glass ionomer restorations on new caries formation: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2022;125:104272.
9. Krämer N, Schmidt M, Lücker S, Domann E, Frankenberger R. Glass ionomer cement inhibits secondary caries in an in vitro biofilm model. *Clin Oral Investig*. 2018;22(2):1019-31.
10. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater*. 2007;23(3):343-62.
11. Schwendicke F, Müller A, Seifert T, Jeggel-Engbert LM, Paris S, Göstemeyer G. Glass hybrid versus composite for non-cariou cervical lesions: Survival, restoration quality and costs in randomized controlled trial after 3 years. *J Dent*. 2021;110:103689.
12. Adeleke, Oginni A. Clinical evaluation of resin composite and resin-modified glass ionomer cement in non-cariou cervical lesions. *J West Afr Coll Surg*. 2012;2(4):21-37.
13. Zhu J, Chu W, Luo J, Yang J, He L, Li J. Dental Materials for Oral Microbiota Dysbiosis: An Update. *Front Cell Infect Microbiol*. 2022;12:900918.
14. Hamad FB, Mubofu EB. Potential biological applications of bio-based anacardic acids and their derivatives. *Int J Mol Sci*. 2015;16(4):8569-90.
15. Salehi B, Gültekin-Özgüven M, Kirkin C, Özçelik B, Morais-Braga MFB, Carneiro JNP, et al. Antioxidant, Antimicrobial, and Anticancer Effects of. *Front Endocrinol (Lausanne)*. 2020;11:295.
16. Salehi B, Gültekin-Özgüven M, Kirkin C, Özçelik B, Morais-Braga MFB, Carneiro JNP, et al. Plants: Chemical, Nutritional Composition and Biotechnological Applications. *Biomolecules*. 2019;9(9).

17. Hemshekhar M, Sebastin Santhosh M, Kemparaju K, Girish KS. Emerging roles of anacardic acid and its derivatives: a pharmacological overview. *Basic Clin Pharmacol Toxicol*. 2012;110(2):122-32.
18. De Lima SG, Feitosa CM, Citó AM, Moita Neto JM, Lopes JA, Leite AS, et al. Effects of immature cashew nut-shell liquid (*Anacardium occidentale*) against oxidative damage in *Saccharomyces cerevisiae* and inhibition of acetylcholinesterase activity. *Genet Mol Res*. 2008;7(3):806-18.
19. Rivero-Cruz BE, Esturau N, Sánchez-Nieto S, Romero I, Castillo-Juárez I, Rivero-Cruz JF. Isolation of the new anacardic acid 6-[16'Z-nonadecenyl]-salicylic acid and evaluation of its antimicrobial activity against *Streptococcus mutans* and *Porphyromonas gingivalis*. *Nat Prod Res*. 2011;25(13):1282-7.
20. Kubo I, Nihei K, Tsujimoto K. Antibacterial action of anacardic acids against methicillin resistant *Staphylococcus aureus* (MRSA). *J Agric Food Chem*. 2003;51(26):7624-8.
21. Muroi H, Kubo I. Antibacterial activity of anacardic acid and totarol, alone and in combination with methicillin, against methicillin-resistant *Staphylococcus aureus*. *J Appl Bacteriol*. 1996;80(4):387-94.
22. de Oliveira Souza N, Cunha DA, Sousa Rodrigues N, Bezerra TT, Lomonaco D, Mazzetto SE, et al. Physicochemical and microbiological assessment of a dental adhesive doped with cashew nut shell liquid. *Odontology*. 2022;110(3):434-43.
23. Wilson AD. Glass-ionomer cement--origins, development and future. *Clin Mater*. 1991;7(4):275-82.
24. Hill R. Glass ionomer polyalkenoate cements and related materials: past, present and future. *Br Dent J*. 2022;232(9):653-7.
25. Crisp S, Kent BE, Lewis BG, Ferner AJ, Wilson AD. Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *J Dent Res*. 1980;59(6):1055-63.
26. Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 5. The effect of the tartaric acid concentration in the liquid component. *J Dent*. 1979;7(4):304-12.
27. Forss H, Seppä L, Lappalainen R. In vitro abrasion resistance and hardness of glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 1991;7(1):36-9.
28. McLean JW. The clinical use of glass-ionomer cements. *Dent Clin North Am*. 1992;36(3):693-711.
29. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2000;16(2):129-38.
30. Ching HS, Luddin N, Kannan TP, Ab Rahman I, Abdul Ghani NRN. Modification of glass ionomer cements on their physical-mechanical and antimicrobial properties. *J Esthet Restor Dent*. 2018;30(6):557-71.
31. Kerby RE, Bleiholder RF. Physical properties of stainless-steel and silver-reinforced glass-ionomer cements. *J Dent Res*. 1991;70(10):1358-61.
32. Chung KH. The properties of metal-reinforced glass ionomer materials. *J Oral Rehabil*. 1993;20(1):79-87.
33. Tjan AH, Morgan DL. Metal-reinforced glass ionomers: their flexural and bond strengths to tooth substrates. *J Prosthet Dent*. 1988;59(2):137-41.
34. Poolthong S, Mori T, Swain MV. A comparison of the mechanical properties of three glass-ionomer cements. *Dent Mater J*. 1994;13(2):220-7.
35. Sarkar NK. Metal-matrix interface in reinforced glass ionomers. *Dent Mater*. 1999;15(6):421-5.

36. Moberg M, Brewster J, Nicholson J, Roberts H. Physical property investigation of contemporary glass ionomer and resin-modified glass ionomer restorative materials. *Clin Oral Investig*. 2019;23(3):1295-308.
37. Fritz UB, Finger WJ, Uno S. Resin-modified glass ionomer cements: bonding to enamel and dentin. *Dent Mater*. 1996;12(3):161-6.
38. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties. *Dent Update*. 1995;22(10):429-32.
39. Mali P, Deshpande S, Singh A. Microleakage of restorative materials: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2006;24(1):15-8.
40. Rêgo HMC, Butler S, Santos MJC. Evaluation of the Mechanical Properties of Three Resin-Modified Glass-Ionomer Materials. *Biomed Res Int*. 2022;2022:4690656.
41. Bahsi E, Sagmak S, Dayi B, Cellik O, Akkus Z. The evaluation of microleakage and fluoride release of different types of glass ionomer cements. *Niger J Clin Pract*. 2019;22(7):961-70.
42. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G. Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. *J Dent Res*. 1998;77(12):2012-9.
43. Botsali MS, Kuşgöz A, Altıntaş SH, Ülker HE, Tanriver M, Kiliç S, et al. Residual HEMA and TEGDMA release and cytotoxicity evaluation of resin-modified glass ionomer cement and compomers cured with different light sources. *ScientificWorldJournal*. 2014;2014:218295.
44. Aranha AM, Giro EM, Souza PP, Hebling J, de Souza Costa CA. Effect of curing regime on the cytotoxicity of resin-modified glass-ionomer lining cements applied to an odontoblast-cell line. *Dent Mater*. 2006;22(9):864-9.
45. Palmer G, Anstice HM, Pearson GJ. The effect of curing regime on the release of hydroxyethyl methacrylate (HEMA) from resin-modified glass-ionomer cements. *J Dent*. 1999;27(4):303-11.
46. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J (Isfahan)*. 2013;10(4):411-20.
47. Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J Dent Res*. 1983;62(5):590-2.
48. Aboush YE, Jenkins CB. The effect of poly(acrylic acid) cleanser on the adhesion of a glass polyalkenoate cement to enamel and dentine. *J Dent*. 1987;15(4):147-52.
49. Crisp S, Pringuer MA, Wardleworth D, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements: II. An infrared spectroscopic study. *J Dent Res*. 1974;53(6):1414-9.
50. Wilson AD, Crisp S, Ferner AJ. Reactions in glass-ionomer cements: IV. Effect of chelating comonomers on setting behavior. *J Dent Res*. 1976;55(3):489-95.
51. Crisp S, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements: III. The precipitation reaction. *J Dent Res*. 1974;53(6):1420-4.
52. Crisp S, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements: I. Decomposition of the powder. *J Dent Res*. 1974;53(6):1408-13.
53. Graham J Mount A, BDS D, FRACDS, FICD, FADI. *An Atlas of Glass-Ionomer Cements - A Clinician's Guide*. Third Edition ed.

54. Gemalmaz D, Yoruc B, Ozcan M, Alkumru HN. Effect of early water contact on solubility of glass ionomer luting cements. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):474-8.
55. Tyagi S, Thomas AM, Sinnappah-Kang ND. A comparative evaluation of resin- and varnish-based surface protective agents on glass ionomer cement - a spectrophotometric analysis. *Biomater Investig Dent.* 2020;7(1):25-30.
56. Serra MC, Navarro MF, Freitas SF, Carvalho RM, Cury JA, Retief DH. Glass ionomer cement surface protection. *Am J Dent.* 1994;7(4):203-6.
57. Causton BE. The physico-mechanical consequences of exposing glass ionomer cements to water during setting. *Biomaterials.* 1981;2(2):112-5.
58. Mulder R. Variation in the Dispersions of Powder Liquid Ratios in Hand-Mix Glass Ionomers. *Open Dent J.* 2018;12:647-54.
59. Fleming GJ, Farooq AA, Barralet JE. Influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of a restorative glass-ionomer dental cement. *Biomaterials.* 2003;24(23):4173-9.
60. Dowling AH, Fleming GJ. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent.* 2009;37(2):133-40.
61. Dowling AH, Fleming GJ. Is encapsulation of posterior glass-ionomer restoratives the solution to clinically induced variability introduced on mixing? *Dent Mater.* 2008;24(7):957-66.
62. Cury JA, de Oliveira BH, dos Santos AP, Tenuta LM. Are fluoride releasing dental materials clinically effective on caries control? *Dent Mater.* 2016;32(3):323-33.
63. Attar N, Turgut MD. Fluoride release and uptake capacities of fluoride-releasing restorative materials. *Oper Dent.* 2003;28(4):395-402.
64. Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials.* 1998;19(6):503-8.
65. Krajangta N, Dulsamphan C, Chotitanmapong T. Effects of Protective Surface Coating on Fluoride Release and Recharge of Recent Uncoated High-Viscosity Glass Ionomer Cement. *Dent J (Basel).* 2022;10(12).
66. Silveira A-CTd, Arrais JK, de OMEB, Santos GDd. Determinação espectrofotométrica de ácido anacárdico em amêndoas de castanha de caju. 1ª edição ed2005.
67. Malik MA, O'Brien P, Tuna F, Pritchard R, Buchweishaija J, Kimambo E, et al. The synthesis, spectroscopy and X-ray single crystal structure of catena-[[μ -anacardato)-copper(II)bipyridine][Cu₂{(μ -O₂CC₆H₃(o-OH)(o-C₁₅H₃₁))₄(NC₅H₅)₂}. *Dalton Trans.* 2013;42(40):14438-44.
68. Diogenes MJ, de Moraes SM, Carvalho FF. Contact dermatitis among cashew nut workers. *Contact Dermatitis.* 1996;35(2):114-5.
69. Dame-Teixeira N, El-Gendy R, Monici Silva I, Holanda CA, de Oliveira AS, Romeiro LAS, et al. Sustainable multifunctional phenolic lipids as potential therapeutics in Dentistry. *Sci Rep.* 2022;12(1):9299.
70. Sahin C, Magomedova L, Ferreira TAM, Liu J, Tiefenbach J, Alves PS, et al. Phenolic Lipids Derived from Cashew Nut Shell Liquid to Treat Metabolic Diseases. *J Med Chem.* 2022;65(3):1961-78.
71. Green IR, Tocoli FE, Lee SH, Nihei K, Kubo I. Design and evaluation of anacardic acid derivatives as anticavity agents. *Eur J Med Chem.* 2008;43(6):1315-20.

72. Ghashami M, Nouri F, Heidari S, Mohammadpour M, Mirzadeh M, Asgari N. Comparative evaluation of net setting time and radiopacity in Fuji II (GC-Japan) restorative glass ionomer and Iranian glass ionomer. *Dent Res J (Isfahan)*. 2022;19:109.
73. Standardization IOF. ISO 9917-1-Dentistry: water-based cements. part 1: powder/liquid acid-base cements. The Organization Geneva; 2007.
74. Kim DA, Abo-Mosallam H, Lee HY, Lee JH, Kim HW, Lee HH. Biological and mechanical properties of an experimental glass-ionomer cement modified by partial replacement of CaO with MgO or ZnO. *J Appl Oral Sci*. 2015;23(4):369-75.
75. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi ECh. Volumetric dimensional changes of dental light-cured dimethacrylate resins after sorption of water or ethanol. *Dent Mater*. 2008;24(8):1131-6.
76. Bharali K, Das M, Jalan S, Paul R, Deka A. To Compare and Evaluate the Sorption and Solubility of Four Luting Cements after Immersion in Artificial Saliva of Different pH Values. *J Pharm Bioallied Sci*. 2017;9(Suppl 1):S103-S6.
77. Motta Neto WdS, Arencibia RV. Comparação do efeito do método de medição com contato e sem contato na rugosidade. Brasil: Universidade Federal de Uberlândia; 2017.
78. Leach R. The measurement of surface texture using stylus instruments 2001.
79. 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.
80. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol*. 1990;17(3):138-44.
81. Poon CY, Bhushan B. Comparison of surface roughness measurements by stylus profiler, AFM and non-contact optical profiler. *Wear*. 1995;190(1):76-88.
82. Aref NS, Abdallah RM. Could Different Formulations of Grape Seed (Contemp Clin Dent. 2021;12(4):383-8.
83. de Castilho ARF, Rosalen PL, de Souza Araújo IJ, Kitagawa IL, Costa CAGA, Janal MN, et al. Trans,trans-farnesol, an antimicrobial natural compound, improves glass ionomer cement properties. *PLoS One*. 2019;14(8):e0220718.
84. Theodore V, Rhee H, Thomas R, Jun-Feng S, Xiaoyu Z. Comparison of Optical and Stylus Methods for Measurement of Rough Surfaces. 2007.
85. Hafshejani TM, Zamanian A, Venugopal JR, Rezvani Z, Sefat F, Saeb MR, et al. Antibacterial glass-ionomer cement restorative materials: A critical review on the current status of extended release formulations. *J Control Release*. 2017;262:317-28.
86. Türkün LS, Türkün M, Ertuğrul F, Ateş M, Brugger S. Long-term antibacterial effects and physical properties of a chlorhexidine-containing glass ionomer cement. *J Esthet Restor Dent*. 2008;20(1):29-44; discussion 5.
87. Müller JA, Rohr N, Fischer J. Evaluation of ISO 4049: water sorption and water solubility of resin cements. *Eur J Oral Sci*. 2017;125(2):141-50.
88. Aliping-McKenzie M, Linden RW, Nicholson JW. The effect of saliva on surface hardness and water sorption of glass-ionomers and "compomers". *J Mater Sci Mater Med*. 2003;14(10):869-73.

89. Labban N, AlSheikh R, Lund M, Matis BA, Moore BK, Cochran MA, et al. Evaluation of the Water Sorption and Solubility Behavior of Different Polymeric Luting Materials. *Polymers (Basel)*. 2021;13(17).
90. Mustafa R, Alshali RZ, Silikas N. The effect of desiccation on water sorption, solubility and hygroscopic volumetric expansion of dentine replacement materials. *Dent Mater*. 2018;34(8):e205-e13.
91. Meşe A, Burrow MF, Tyas MJ. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. *Dent Mater J*. 2008;27(5):702-9.
92. Heshmat H, Banava S, Zarandi P, Faraji F. In-Vitro Evaluation of Water Sorption and Solubility of G-Cem and FujiCem in Water and Acid. *Journal of Islamic Dental Association of IRAN*2013.
93. Rodrigues Garcia RC, De Góes MF, Del Bel Cury AA. Influence of protecting agents on the solubility of glass ionomers. *Am J Dent*. 1995;8(6):294-6.
94. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Aybala-Oktay E, Çetinkaya S, Erdem O. Investigation of water sorption and aluminum releases from high viscosity and resin modified glass ionomer. *J Clin Exp Dent*. 2020;12(9):e844-e51.
95. Karaoğlanoğlu S, Akgül N, Ozdabak HN, Akgül HM. Effectiveness of surface protection for glass-ionomer, resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified composite resins. *Dent Mater J*. 2009;28(1):96-101.
96. Ms T, D J, R B. Evaluation of Compressive Strength and Sorption/Solubility of Four Luting Cements. *J Dent Biomater*. 2017;4(2):387-93.
97. Lang S, Hao J, Mante F, Pavelic K, Ozer F. The effect of zeolite incorporation on the physical properties of silver-reinforced glass ionomer cement. *J Mater Sci Mater Med*. 2022;33(4):38.
98. Chimeli TB, D'Alpino PH, Pereira PN, Hilgert LA, Di Hipólito V, Garcia FC. Effects of solvent evaporation on water sorption/solubility and nanoleakage of adhesive systems. *J Appl Oral Sci*. 2014;22(4):294-301.
99. Agha A, Parker S, Patel MP. Development of experimental resin modified glass ionomer cements (RMGICs) with reduced water uptake and dimensional change. *Dent Mater*. 2016;32(6):713-22.
100. Quirynen M, van der Mei HC, Bollen CM, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI, et al. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J Dent Res*. 1993;72(9):1304-9.
101. Rosenberg RM, Ash MM. The effect of root roughness on plaque accumulation and gingival inflammation. *J Periodontol*. 1974;45(3):146-50.
102. Devlukia S, Hammond L, Malik K. Is surface roughness of direct resin composite restorations material and polisher-dependent? A systematic review. *J Esthet Restor Dent*. 2023;35(6):947-67.
103. Bijle MN, Ekambaram M, Lo ECM, Yiu CKY. Antibacterial and mechanical properties of arginine-containing glass ionomer cements. *Dent Mater*. 2020;36(9):1226-40.
104. Yap AU, Sau CW, Lye KW. Effects of finishing/polishing time on surface characteristics of tooth-coloured restoratives. *J Oral Rehabil*. 1998;25(6):456-61.
105. Wilder AD, Swift EJ, May KN, Thompson JY, McDougal RA. Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. *J Dent*. 2000;28(5):367-73.
106. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative

- materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res.* 1997;76(4):883-94.
107. Marghalani HY. Effect of filler particles on surface roughness of experimental composite series. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(1):59-67.
108. Soygun K, Soygun A, Dogan MC. The effect of gastric acid on chitosan modified glass ionomer cement: SEM-EDS. *Microsc Res Tech.* 2020;83(1):3-9.

8. PRESS RELEASE

A cárie dentária é uma doença que se manifesta por meio de um desequilíbrio entre bactérias presentes na boca e a frequente ingestão de açúcar. Na odontologia alguns materiais utilizados para fazer restaurações podem ser modificados por meio da adição de substâncias naturais aumentando a capacidade antibacteriana do material e aumentando a resistência do dente a ação de ácidos produzidos pelas bactérias. Este estudo adicionou o ácido anacárdico, que é um subproduto da castanha de caju, a um material restaurador chamado cimento de ionômero de vidro. Entretanto, ao adicionar substâncias diferentes em materiais odontológicos é necessário certificar se as propriedades mecânicas dos materiais foram alteradas de alguma maneira. Foram feitos teste para avaliar o tempo de endurecimento, capacidade do material absorver água do ambiente e de lisura da superfície do material.

A conclusão dessa pesquisa foi que a adição do ácido anacárdico não influenciou o tempo de endurecimento nem a lisura da superfície do material. Entretanto, a capacidade de absorver água do meio foi alterada. Como se trata de um estudo inédito, os resultados dessa pesquisa são promissores para a associação desses materiais e novos estudos que avaliem outras propriedades desse novo material são encorajados.