

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

MARÍA LUJÁN MÉNDEZ BAUER

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES ANTIMICROBIANAS, MECÂNICAS E
ADESIVAS DE CIMENTOS DE IONÔMEROS DE VIDRO EMPREGADOS NO
TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO**

**PONTA GROSSA
2018**

MARÍA LUJÁN MÉNDEZ BAUER

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES ANTIMICROBIANAS, MECÂNICAS E
ADESIVAS DE CIMENTOS DE IONÔMEROS DE VIDRO EMPREGADOS NO
TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO**

Dissertação apresentada para a obtenção do título mestre em Odontologia pela Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia. Área de Concentração: Clínica Integrada. Linha de Pesquisa: Propriedades Físico-químicas e Biológicas dos Materiais.

Orientadora: Profa. Dra. Denise Stadler Wambier
Co-orientador: Prof. Dr. Alessandro Dourado Loguercio

PONTA GROSSA

2018

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

M538 Méndez-Bauer, María Luján
Avaliação das propriedades antimicrobianas, mecânicas e adesivas de cimentos de ionômeros de vidro empregados no tratamento restaurador atraumático/ María Luján Méndez-Bauer. Ponta Grossa, 2018.
74f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia - Área de Concentração: Clínica Integrada), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientadora: Profª Drª Denise Stadler Wambier.

Coorientador: Prof. Dr. Alessandro Dourado Loguercio.

1.Cimento de ionômero de vidro.
2.Tratamento restaurador atraumático.
3.Propriedades antimicrobianas.
4.Propriedades mecânicas. 5.Propriedades adesivas. I.Wambier, Denise Stadler. II. Loguercio, Alessandro Dourado. III. Universidade Estadual de Ponta Grossa.

CDD: 617.695

MARÍA LUJÁN MÉNDEZ BAUER

Avaliação das propriedades antimicrobianas, mecânicas e adesivas de cimentos de ionômeros de vidro empregados no tratamento restaurador atraumático.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto sensu em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Clínica Integrada, linha de pesquisa de Propriedades Físico-Químicas e Biológicas dos Materiais.

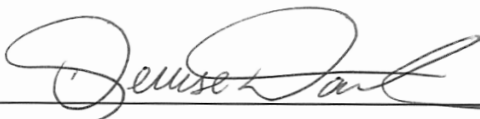
Ponta Grossa, 23 de fevereiro de 2018.



Prof. Dr. Silvio Issáo Myaki
UNESP



Profª. Drª. Estela Maris Losso
Universidade Positivo



Profª. Drª. Denise Stadler Wambier
Universidade Estadual de Ponta Grossa

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, porque sem eles eu não teria chegado até aqui.

Aos meus irmãos, *Belén* e *Juan Antonio*, pelo apoio durante o mestrado.

Ao meu avô, *Erih*, pelo amor e paciência.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus**, por todas as graças que eu tenho recebido durante minha vida.

Aos meus pais, **Stella e Juan**, por me apoiarem em todo momento, tudo o que eu sou é por vocês, por isso são merecedores deste resultado e de todos os que vem no futuro, seu esforço e dedicação para mim e meus irmãos sempre terá um presente cheio de amor e sucesso. Ao meu avô, **Erih**, por todo o seu apoio, amor e por estar no meu lado. Aos meus irmãos, **Mabi e Pucho**, pelo apoio e conselhos durante o tempo fora de casa, vocês são exemplo de amor, dedicação e empenho. Querida família de Guatemala, a distância é difícil e as saudades sempre vem na minha mente, mas estou me esforçando para que este tempo fora de casa e longe de vocês valha a pena.

Ao Programa de Alianças para Educação e Capacitação (**PAEC**) entre a Organização dos Estados Americanos (**OEA**) e o Grupo Coimbra de Universidades Brasileiras (**GCUB**), agradeço pela ajuda aos latino-americanos, aumentando as oportunidades de formação acadêmica e contribuindo com a melhora de qualidade na educação na América Latina.

Aos meus orientadores, **Profa. Dra. Denise Stadler Wambier e Prof. Dr. Alessandro Dourado Loguercio**, agradeço por me aceitarem na Universidade Estadual de Ponta Grossa e acreditarem no meu trabalho feito na Guatemala. A oportunidade que os senhores me deram de continuar os meus estudos e trabalhar nas suas equipes tem sido uma experiência inesquecível, sobretudo porque agora a pesquisa virou uma parte importante na minha vida. O ensino dos senhores durante o mestrado marcou a minha vida e quando eu voltar para casa, o conhecimento dos senhores estará sempre em cada palestra e aula.

Aos meus amigos que se tornaram minha família em Ponta Grossa: **Luisa Alegría**, por estar sempre como uma irmã no meu lado nas boas e más situações, obrigada Luisita pelos conselhos, os abraços, as comidas, os chocolates e por ser um anjo e

me permitir uma estadia em Ponta Grossa muito mais feliz ao seu lado. **Felipe Gutiérrez**, sem você não teria terminado a dissertação, agradeço por toda a ajuda e por sempre ser positivo e nunca me deixar cair, obrigada irmão maior pelo ensino tanto acadêmico como pessoal, “¡eri grande chico!”. **Pailover Bermúdez**, obrigada pela ajuda em toda a dissertação, obrigada também por me colocar sempre os pés no chão, você é muito especial e um exemplo de pessoa que me ensina a ser forte e sair adiante. **Andrés Dávila e Eric Acuña**, obrigada pelo apoio e amizade durante o mestrado e por me lembrar sempre de estar orgulhosa da Guatemala. Família em Ponta Grossa, que o vínculo que formamos nesta cidade seja para a vida toda. As experiências e o tempo compartilhado estarão sempre no meu coração.

A turma do mestrado, especialmente **Thalita e Taise** que me ajudaram no laboratório e com a redação do português, obrigada queridas e queridos. Aos professores pelo ensino e tempo dedicado para que o meu mestrado chegasse até aqui. Aos técnicos da UEPG, pelo tempo e dicas compartilhadas. A **Bianca**, por ter sempre tempo para mim e para todos os membros da pós-graduação.

A todos aqueles que de forma direta ou indireta participaram desta etapa em minha vida acadêmica, agradeço a cada um de vocês por fazer com que o mestrado fosse um ensino acadêmico e pessoal.

DADOS CURRICULARES

María Luján Méndez Bauer

NASCIMENTO	24.03.1989 Quetzaltenango – Guatemala
FILIAÇÃO	Stella de los Angeles Bauer Walter Juan José Méndez Barrios
2007 – 2015	Curso de Graduação em Odontologia, Universidad Mesoamericana (UMES), nível licenciatura. Quetzaltenango – Guatemala
2016 – 2018	Curso de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), nível de Mestrado em Odontologia - Área de Concentração em Clínica Integrada

RESUMO

MENDEZ-BAUER, ML. Avaliação das propriedades antimicrobianas, mecânicas e adesivas de cimentos de ionômero de vidro empregados no Tratamento Restaurador Atraumático. [Dissertação – Mestrado em Odontologia. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2018].

Este estudo avaliou *in vitro* as propriedades antimicrobianas, mecânicas e adesivas de cimentos de ionômero de vidro (CIVs) que podem ser utilizados no Tratamento Restaurador Atraumático. Os CIVs Ketac-Molar, Ion-Z, Vitro-Molar e Fuji-IX foram submetidos aos testes de difusão em ágar (DA), aderência bacteriana (AB), abrasão (Ab), erosão (Er), sorção e solubilidade (SO-SB), expansão hidrocópica (EH), resistência flexural (RF), microinfiltração (MI) e microcissalhamento (MS). Para DA foram feitos 4 poços em placas petri com *S. mutans* e foram preenchidos com os CIVs. A zona de inibição foi medida. Para AB cinco corpos de prova (CP) de cada CIV foram inoculados em caldo BHI com *S. mutans*. Depois os CP foram lavados em PBS para fazer duas diluições que foram semeadas em placas petri para contagem das UFC/ml. Para Ab, 40 CP foram submetidos aos ciclos de escovação simulada, avaliando-se massa, rugosidade e dureza. Para Er, 80 CP foram analisados quanto à rugosidade, massa e microdureza, após ciclo erosivo com três bebidas ácidas. Para SO-SB 40 CP tiveram suas massas avaliadas durante 56 dias. Para EH, 40 cilindros de vidro foram preenchidos com os CIVs e avaliados por 4 semanas. Para RF cada CIV foi testado em três pontos no ensaio de flexão. Para MI, 80 dentes foram restaurados e submetidos a termociclagem para avaliação de microinfiltração em superfície oclusal e cervical. Para MS 80 dentes foram restaurados com cilindros feitos dos CIVs e avaliados numa máquina universal de ensaios. Os dados foram analisados com o teste de Tukey ($p \geq 0.05$). Nos resultados do teste DA, Ion-Z mostrou a maior atividade antimicrobiana nos tempos avaliados. Em AB, Fuji-IX apresentou a maior aderência. Em Ab os CIVs não apresentaram diferenças significativas na massa e microdureza após escovação; em rugosidade, o Ion-Z foi afetado pela escovação. Em Er, os CIVs não foram afetados pelas bebidas ácidas quanto à massa, no entanto, os valores de microdureza e rugosidade sofreram alterações. Em SO-SB, Ion-Z teve os maiores valores. Em EH, Vitro-Molar e Ion-Z apresentaram expansão hidrocópica. Em RF, Fuji-IX teve o maior valor, sem diferença significativa com Ketac-Molar e Ion-Z. Em MI, Fuji-IX teve menos infiltração em permanentes e em decíduos e os outros CIVs não tiveram diferenças significativas. Em MS, Ketac-Molar, Ion-Z e Fuji-IX apresentaram os melhores valores sem diferenças significantes; as fraturas adesivas foram as de maior ocorrência. O estudo concluiu que Ketac-Molar, Fuji-IX e Ion-Z apresentaram resultados similares. O Ion-Z é mais uma opção para restaurações ART, no entanto, estudos *in vivo* devem ser realizados.

Palavras chave: cimento de ionômero de vidro, tratamento restaurador atraumático, propriedades antimicrobianas, propriedades mecânicas, propriedades adesivas

ABSTRACT

MENDEZ-BAUER, ML. Evaluation of antimicrobial, mechanical and adhesive properties of glass ionomer cements used in Atraumatic Restorative Treatment. [Dissertação – Mestrado em Odontologia. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2018].

This study evaluated in vitro the antimicrobial, mechanical and adhesive properties of glass ionomer cements used in the Atraumatic Restoration Treatment. The glass ionomer cements (GIC) Ketac-Molar, Ion-Z, Vitro-Molar and Fuji-IX were evaluated in agar diffusion test (AD), bacterial adhesion (BA), abrasion (Ab), erosion (Er), water sorption and solubility (WS-SB), hygroscopic expansion (HE), flexural strength (FS), microleakage (ML), and micro-shear (MS). For AD 4 wells were filled with the GICs in petri dishes with *S. mutans*. The zone of inhibition was measured. For BA five specimens of each GIC were inoculated into BHI broth with *S. mutans*. Then the specimens were washed with PBS and after, the PBS were diluted twice to then seeded into petri dishes and the UFC/ml was counted. For Ab, 40 specimens were submitted to simulated brush cycles, evaluating mass, roughness and hardness. For Er 80 specimens were analyzed by roughness, mass and microhardness, according to the erosive cycle with acidic beverages. For WS-SB 40 specimens were evaluated according to mass for 56 days. For HE, 40 glass cylinders were filled with GICs and evaluated for 4 weeks. For FS each CIV was tested in the three-point bending test. For ML, 80 teeth were restored and submitted to thermocycling for evaluation of microleakage. For MS 80 teeth were sectioned and placed in PVC tubes. The specimens were restored with cylinders made of the GIC and evaluated in a universal testing machine. Data were analyzed using the Tukey test ($p \geq 0.05$). In AD results, Ion-Z showed the highest antimicrobial activity in each evaluated time. In AB, Fuji-IX presented the highest bacterial adhesion. In Ab the GICs did not present significant difference after brushing in mass and microhardness; in roughness, Ion-Z was affected. In Er, the GICs were not affected by the acidic beverages in mass, however, the results of microhardness and roughness have changes. In SO-SB, Ion-Z had the highest values. In HE, Vitro-Molar and Ion-Z presented hydroscopic expansion. In RF, Fuji-IX had the highest value, without significant difference with Ketac-Molar and Ion-Z. In IM, Fuji-IX had less infiltration in permanent and in deciduous teeth; the others GICs didn't have significant differences. In MS, Ketac-Molar, Ion-Z and Fuji-IX presented the best values without significant differences; the adhesive fractures were the ones with highest percentage. The study concluded that Ketac-Molar, Fuji-IX and Ion-Z presented similar results. Ion-Z is another option for ART restorations, however, *in vivo* studies should be performed.

Keywords: glass ionomer cements, atraumatic restorative treatment, antimicrobial properties, mechanical properties, adhesive properties

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Cimentos de Ionômero de Vidro empregados no estudo	21
Figura 2. Método de difusão em ágar.....	22
Figura 3. Confeção dos corpos de prova (CP)	23
Figura 4. Método de aderência bacteriana.....	25
Figura 5. Método de resistência à abrasão por escovação	28
Figura 6. Método de erosão por bebidas ácidas	30
Figura 7. Método de sorção de água e solubilidade	32
Figura 8. Matrizes para cavidades simuladas.....	32
Figura 9. Restauração de cavidades simuladas.....	33
Figura 10. Confeção dos corpos de prova para resistência flexural	34
Figura 11. Corpos de prova para microinfiltração marginal	36
Figura 12. Restauração dos corpos de prova para microinfiltração marginal	37
Figura 13. Isolamento dos corpos de prova para microinfiltração marginal	38
Figura 14. Corpos de prova para Microcissalhamento	39
Figura 15. Confeção dos cilindros de CIV	41
Figura 16. Resultado de teste de difusão em ágar após 48 h	43
Figura 17. Imagens de MEV mostrando aderência bacteriana.....	45
Figura 18. Imagens obtidas do microscópio de luz durante 4 semanas	51
 Gráfico 1. Média de sorção de água nos CIVs testados durante os intervalos de tempo avaliados	 50
 Quadro 1. Cimentos de Ionômero de vidro, composição, número do lote e modo de aplicação	 20
Quadro 2. Caracterização do pH das bebidas ácidas	29
Quadro 3. Distribuição dos grupos para microinfiltração marginal	36
Quadro 4. Distribuição dos grupos para resistência de união ao microcissalhamento.....	40

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Médias dos diâmetros (mm) e desvio padrão dos halos de inibição.....	44
Tabela 2. Médias da contagem de unidade formadora de colônia (UFC/ml)	44
Tabela 3. Médias e desvio padrão das rugosidades obtidas no teste de aderência bacteriana.....	45
Tabela 4. Médias e desvio padrão das massas dos CP obtidas antes e após o teste de resistência à abrasão por escovação.....	46
Tabela 5. Médias e desvio padrão da rugosidade inicial e final no teste de abrasão por escovação.....	47
Tabela 6. Médias e desvio padrão da microdureza antes e após o teste de abrasão por escovação.....	47
Tabela 7. Médias e desvio padrão das massas dos CP submetidos às bebidas ácidas.....	48
Tabela 8. Médias e desvio padrão da rugosidade inicial e final após erosão por bebidas ácidas	48
Tabela 9. Médias e desvio padrão da microdureza inicial e final em erosão por bebidas ácidas	49
Tabela 10. Médias e desvio padrão da sorção de água	49
Tabela 11. Médias e desvio padrão de solubilidade	50
Tabela 12. Médias e desvio padrão de resistência flexural (Mpa)	51
Tabela 13. Médias e desvio padrão dos scores de microinfiltração marginal em dentes permanentes e decíduos	52
Tabela 14. Médias e desvio padrão dos dados de microcisolamento obtidos em 24 h e depois de 10.000 ciclos de termociclagem	53
Tabela 15. Número de fraturas e percentagem das fraturas no teste de microcisolamento	53

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ART	Tratamento Restaurador Atraumático, do inglês <i>Atraumatic Restorative Treatment</i>
BHI	Infusão cérebro e coração, do inglês <i>Brain Heart Infusion</i>
CIV	Cimento de Ionômero de Vidro
CO ₂	Dióxido de carbono
CP	Corpos de prova
EUA	Estados Unidos de América
RF	Resistência a flexão
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
M1	Microdureza inicial do método de abrasão
M2	Microdureza final do método de abrasão
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
Mi	Massa inicial do método de abrasão
Mi-e	Massa inicial do método de erosão
Mf	Massa final do método de abrasão
Mf-e	Massa final do método de erosão
M1-e	Microdureza inicial do método de erosão
M2-e	Microdureza final do método de erosão
m1	Massa 1 do método de sorção e solubilidade
m2	Massa 2 do método de sorção e solubilidade
m3	Massa 3 do método de sorção e solubilidade
NHI	<i>National Health Institute</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde

PBS	Tampão fosfatado, do inglês <i>Phosphate Buffer Solution</i>
pH	potencial Hidrogeniônico
PVC	Policloreto de Vinilo
R1	Rugosidade inicial do método de abrasão
R1-e	Rugosidade inicial do método de erosão
R1-rs	Rugosidade inicial do método de aderência bacteriana
R2	Rugosidade final do método de abrasão
R2-e	Rugosidade final do método de erosão
R2-rs	Rugosidade final do método de aderência bacteriana
SO	Sorção
SB	Solubilidade
UFC/ml	Unidade formadora de colônias por mililitro.
V	Volume

LISTA DE SÍMBOLOS E UNIDADES

%	Porcentagem
h	Hora
=	Igual
±	Mais ou menos
μL	Microlitro
mg	Miligramas
g	gramas
s	Segundo(s)
min	Minuto(s)
d	Dias
MPa	Mega Pascal
mm	Milímetro(s)
ml	Mililitro(s)
mm ³	Milímetro(s) cubico(s)
mm/min	Milímetro(s) por minuto
°C	Grau(s) Celsius
X	Número de vezes
rpm	Rotações por minuto
nº	Número
®	Marca registrada

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	PROPOSIÇÃO	18
2.1	OBJETIVO GERAL	18
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
3	MATERIAIS E MÉTODOS	19
3.1	CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO E DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	19
3.2	AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES ANTIMICROBIANAS	21
3.2.1	Preparo dos microrganismos	21
3.2.2	Teste de difusão em ágar	22
3.2.3	Aderência bacteriana	23
3.3	AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS	26
3.3.1	Resistência à abrasão por escovação	26
3.3.2	Erosão por bebidas ácidas	29
3.3.3	Sorção de água e solubilidade	31
3.3.4	Expansão hidros cópica em cavidades simuladas	32
3.3.5	Resistência Flexural	34
3.4	AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES ADESIVAS	35
3.4.1	Microinfiltração marginal em restaurações ocluso-proximais	35
3.4.2	Resistência de união ao microcissalhamento na interface ionômero – dente	39
3.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA	42
4	RESULTADOS	43
4.1	Teste de Difusão em ágar	43
4.2	Teste de Aderência Bacteriana	44
4.3	Teste de Resistência à abrasão por escovação	46
4.4	Teste de erosão por bebidas ácidas	47
4.5	Teste de Sorção de água e solubilidade	49
4.6	Teste de Expansão hidros cópica em cavidades simuladas	50
4.7	Teste de Resistência Flexural	51
4.8	Teste de Microinfiltração Marginal	52
4.9	Teste de Microcissalhamento	52
5	DISCUSSÃO	54
6	CONCLUSÕES	63
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64
	ANEXO A – Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa (COEP / UEPG)	71

1 INTRODUÇÃO

O acentuado declínio da cárie dentária não beneficiou todas as camadas populacionais, tendo em vista a forte influência dos determinantes sócio-econômico-culturais, e assim alguns indivíduos ainda necessitam de cuidados restauradores oferecidos principalmente pelos serviços públicos de saúde. A distribuição heterogênea da doença com concentração em alguns indivíduos, gerou o fenômeno da polarização que de modo geral, ocorre devido à falta de acesso as informações e oferta de cuidados essenciais para a preservação da saúde dos indivíduos (Saúde ¹ 2012; Petersen ² 2008).

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), 60-90% das crianças e quase 100% dos adultos são portadores de cárie dentária (Petersen ³ 2003). No Brasil, o índice CPO-D é de 16,75 em adultos de 35 a 44 anos e o índice ceo-d é de 2,43 em crianças de 5 anos (Saúde ¹ 2012). Além disto, a prevalência da doença cárie difere nos diferentes continentes, atingindo de forma mais acentuada os menos desenvolvidos e mais carentes de recursos (Petersen ² 2008).

A prevalência de dentes cariados não tratados em populações carentes varia de 30 a 90% em crianças aos 12 anos, e de 55-95% em adultos de 35 a 44 anos (Frencken e Holmgren ⁴ 1999). Dados do SB Brasil de 2010, mostraram que os dentes cariados representaram 80% do ceo-d em crianças de 5 anos. Para os adultos de 35 a 44 anos atinge 8,8% já que a percentagem de dentes perdidos (44,7%) é maior (Saúde ¹ 2012). O avanço da Odontologia quanto ao desenvolvimento de técnicas e materiais para recuperar a estrutura dentária é notável, no entanto pelo alto custo, é inviável à população carente, que tem seus dentes extraídos precocemente. Em alguns países, aos 65 anos, é alto o percentual (6-78%) de adultos totalmente desdentados (Petersen ³ 2003), sendo 91,9% no Brasil (Saúde ¹ 2012).

Essas considerações explicam o interesse despertado pelo Tratamento Restaurador Atraumático (ART), oficialmente reconhecido pela Organização Mundial da Saúde em 1994 (Tascon ⁵ 2005; Ruiz e Frencken ⁶ 2009; Frencken et al. ⁷ 2012) como uma alternativa de trabalho para suprir a necessidade de tratamento

odontológico de populações carentes de recursos básicos, como água encanada e eletricidade, realidade do continente africano.

A maior adoção e o progresso das pesquisas com o ART, foi além da pretensão inicial de seus autores, e demonstrou que essa estratégia, ao contemplar o controle efetivo da doença cárie, associando procedimentos não invasivos (controle do biofilme) e minimamente invasivos (restaurações atraumáticas) pode beneficiar diversas populações, incluindo até mesmo aquelas com acesso ao tratamento odontológico convencional. Assim, nos países latino-americanos, o ART tem sido implementado nos setores públicos de saúde (Ruiz e Frencken ⁶ 2009).

A técnica ART consiste na remoção parcial de tecido cariado com instrumentação manual (Takahashi et al. ⁷ 2006) para posterior preenchimento da cavidade com cimento de ionômero de vidro (CIV), material eleito para essa técnica. As pesquisas conduzidas com o ART, demonstrando seu potencial tanto em situação de campo quanto nas clínicas odontológicas bem equipadas, contribuiu para que os fabricantes de materiais odontológicos percebessem que deveriam investir nessa categoria de material restaurador. Tanto é que, atualmente, estão disponibilizados cimentos de ionômero de vidro com o apelo comercial “para o ART”.

A dentística restauradora tende a reconhecer o CIV como material intermediário ou de cimentação, dando preferência as resinas compostas, devido a maior sobrevida das restaurações. No entanto, têm havido uma busca constante pela obtenção de CIVs de melhor qualidade e mais resistentes ao desafio no meio bucal, para o alcance de maior longevidade das restaurações (Frencken et al. ⁷ 2012). Inicialmente, os CIVs convencionais estavam disponíveis somente na versão pó-líquido e de mistura manual. Mas, com o crescente interesse da Odontologia pelas técnicas de Mínima Intervenção, foram realizadas alterações em suas fórmulas, obtendo-se os cimentos de alta viscosidade, encapsulados e ainda os modificados por resina foto ativados. Os CIVs são produzidos por diferentes fabricantes e apresentam ampla diferença de custo, quando se compara os nacionais com os importados, sendo os valores desses últimos bem mais altos. Um dos requisitos para que a aplicação do ART seja bem-sucedida é a seleção de materiais adequados que permitam cumprir as funções restauradoras/ preventivas que a técnica oferece. Os CIVs apresentam características

importantes, como adesão ao substrato dental, coeficiente de expansão térmica semelhante ao do substrato dentário (Tascon ⁵ 2005; Frencken et al. ⁷ 2012; Takahashi et al. ⁸ 2006) e ainda capacidade de liberar flúor, favorecendo o processo de remineralização (Sidhu e Nicholson ⁹ 2016).

Os CIVs de alta viscosidade apresentam rápido endurecimento (Frencken et al. ⁷ 2012; Cho e Cheng ¹⁰ 1999), são mais fáceis de manipular, mais resistentes a fraturas, resultando em maior possibilidade de sucesso clínico. Uma revisão sistemática mostrou que 95% das restaurações com CIV de alta viscosidade foram bem sucedidas no primeiro ano de avaliação e 93% aos dois anos (de Amorim et al. ¹¹ 2012). Por essa razão os CIVs de alta viscosidade são recomendados para as restaurações atraumáticas (Frencken et al. ⁷ 2012); suas propriedades mecânicas e adesivas precisam ser avaliadas (Tascon ⁵ 2005; van 't Hof et al. ¹² 2006), pois há diferenças entre as marcas comerciais, principalmente para aqueles de menor custo (Calvo et al. ¹³ 2016). O percentual de lesões de cárie ao redor das restaurações atraumáticas foi baixo, segundo relato de uma pesquisa de três anos de acompanhamento (Holmgren et al. ¹⁴ 2000), portanto essa questão também deve ser avaliada, considerando o potencial antimicrobiano dos CIVs.

Este estudo *in vitro* objetiva avaliar as principais propriedades de quatro CIVs, incluindo flexão, resistência ao desgaste, dureza, adesão e potencial antimicrobiano.

2 PROPOSIÇÃO

2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar *in vitro* as propriedades antimicrobianas, mecânicas e adesivas de quatro cimentos de ionômero de vidro que podem ser recomendados para a Técnica de Restauração Atraumática (ART).

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar os cimentos de ionômeros de vidro quanto a sua atividade antimicrobiana, considerando a capacidade de inibir o crescimento de bactérias, aderência bacteriana e sua distribuição na superfície dos cimentos testados.
- Avaliar a superfície dos cimentos de ionômero de vidro submetidos à abrasão e erosão.
- Avaliar os cimentos de ionômero de vidro quanto à sorção de água, solubilidade e o efeito da expansão hidrocópica.
- Avaliar os cimentos de ionômero de vidro quanto à resistência flexural.
- Avaliar os cimentos de ionômero de vidro quanto à microinfiltração marginal em dentes permanentes e decíduos.
- Avaliar os cimentos de ionômero de vidro quanto à resistência de união ao microcisolamento em dentina de dentes permanentes e decíduos de forma mediata e após ciclagem térmica.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa (parecer número 1.941.377, Anexo A).

3.1 CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO E DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Neste estudo foram empregados 4 cimentos de ionômero de vidro (CIVs) de alta viscosidade (Figura 1): Ketac Molar (3M ESPE, St Paul, MN, EUA); Ion Z (FGM Prod. Odont., Ltda, Joinville, SC, Brasil); Vitro Molar (Nova DFL, Indústria e Comércio S.A. Rio de Janeiro, RJ, Brasil); e Fuji IX Gold Label (GC, Tokyo, Japan). O Quadro 1 apresenta a composição, modo de aplicação e número do lote de cada material.

Quadro 1. Cimentos de Ionômero de vidro, composição, número do lote e modo de aplicação

Material	Composição	Lote	Modo de aplicação
Ketac Molar	Pó: vidro de alumínio-cálcio-lântano fluorsilicato, copolímero de acrílico e ácido maleico	588868	1. Aplicar ácido poliacrílico ou líquido do material por 10 segundos. 2. Lavar abundantemente e secar com algodão. 3. Dosar as quantidades suficientes de pó e líquido (1:1) e misturar introduzindo o pó em duas porções. 4. Levar o material na cavidade em porções. 5. Aplicar verniz ou vaselina para proteção do material.
	Líquido: copolímero de acrílico e ácido maleico, ácido tartárico e água	585454	
Ion Z	Pó: vidro de cálcio-alumínio-zinco-fluor-silicato, dióxido de titânio e óxido de ferro	120116	1. Aplicar uma gota do líquido por 10 segundos no tecido dentário 2. Lavar levemente e secar deixando o tecido úmido 3. Dosar a fase líquida e pó em proporção 1:1 4. Misturar gradativamente por 30 segundos 5. Aplicar na cavidade num único incremento ou múltiplo, enquanto este apresentar brilho
	Líquido: ácido policarboxílico, ácido tartárico e água deionizada	130116	
Vitro Molar	Pó: bário, silicato de alumínio, ácido poliacrílico desidratado, óxido de ferro	15071053	1. Aplicar ácido poliacrílico por 10 segundos no tecido dentário. 2. Lavar com água e secar sem desidratar. 3. Dosar uma porção de líquido e uma de pó. 4. Misturar em etapas por 20 segundos. 5. Colocar o material na cavidade. 6. Colocar um verniz sobre a restauração.
	Líquido: ácido poliacrílico, ácido tartárico e água destilada	15071054	
Fuji IX Gold Label	Pó: vidro de estrôncio-fluor-aluminossilicato e ácido poliacrílico em pó	1605031	1. Aplicar ácido poliacrílico por 10 segundos. 2. Enxaguar bem com água. Limpar e não dessecar 3. Misturar a quantidade necessária do produto (proporção 1:1) por 25-30 segundos. 4. Colocar o material na cavidade. 5. Aplique verniz quando finalizar o tempo de presa.
	Líquido: ácido poliacrílico e água destilada	1605051	



Figura 1. Cimentos de Ionômero de Vidro empregados no estudo.

3.2 AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES ANTIMICROBIANAS

Para avaliar as propriedades antimicrobianas dos CIVs foram empregados dois testes: halo de inibição (teste de difusão em ágar) e aderência bacteriana.

3.2.1 Preparo dos microrganismos

Streptococcus mutans (*S. mutans*, ATCC25175) foi cultivado em microaerofilia durante 48 h com 5% de CO₂ à 37°C. Com o auxílio da alça de platina, coletou-se o microrganismo que já estava na forma de colônia, inoculando-o em um tubo de ensaio contendo tampão fosfatado PBS (Phosphate Buffer Solution). Sob agitação por aproximadamente 1 min, o microrganismo foi preparado na concentração padrão 10⁸. Toda esta sequência foi feita próxima ao bico de *Bunsen* para evitar contaminação. (da Silva et al.¹⁵ 2007)

3.2.2 Teste de difusão em ágar

O objetivo deste método é avaliar a capacidade dos CIVs de inibir o crescimento das bactérias (Jorgensen e Ferraro ¹⁶ 2009). Com uma micropipeta, coletou-se 100µL de *S. Mutans* que foram dispensados na placa Petri contendo meio sólido (Mueller Hinton, Kasvi, Curitiba, PR, Brasil) fazendo estrias, semeados com um *swab* (Yadiki et al. ¹⁷ 2016). Foram preparados quatro poços em cada placa com uma distância de 3-4 cm entre eles para observar o tamanho do halo (Marti et al. ¹⁸ 2014). Em cada poço foi colocado um dos materiais, os quais foram manipulados segundo as instruções do fabricante (Quadro 1). Esses foram manipulados próximo ao bico de *Bunsen* para evitar contaminação. As placas foram levadas à estufa bacteriológica e colocadas em microaerofilia durante 48 h com 5% de CO₂ a 37°C (Tiwari et al. ¹⁹ 2016).

O diâmetro da zona de inibição foi determinado em milímetros, com um paquímetro digital (DigimaticCaliper, Mitutoyo, Kanagawa, Tóquio, Japão). As medições foram realizadas após de 48 h, 7 dias e 14 dias. Os testes foram realizados em triplicatas. Na Figura 2 observa se o método de difusão em ágar.

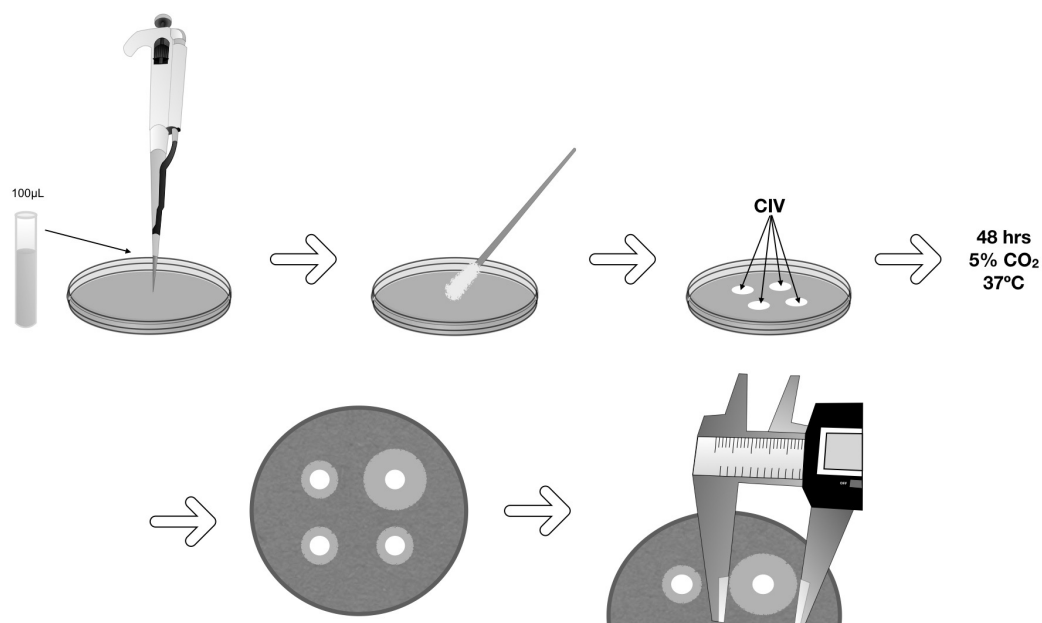


Figura 2. Método de difusão em ágar.

3.2.3 Aderência bacteriana

O objetivo deste método foi quantificar as bactérias aderidas aos CIVs testados.

3.2.3.1 *Confecção dos corpos de prova*

Seis corpos de prova (CP) de cada material foram produzidos em uma matriz metálica cilíndrica (6,0 mm de diâmetro e 2,0 mm de espessura; Odeme Prod Odont Ltda, Joaçaba, SC, Brasil). Depois de isolar a matriz com vaselina (Miyako do Brasil Ind. Com. Ltda., São Paulo, SP-Brasil), cada material foi inserido, e em cima dele foi colocada uma matriz de poliéster e uma placa de vidro para obtenção de uma superfície lisa. Os materiais foram manipulados de acordo com as instruções do fabricante (Quadro 1), no fluxo laminar e com instrumentais estéreis. A desinfecção dos corpos foi finalizada por meio da exposição em luz ultravioleta durante 45 min de cada lado no fluxo laminar.

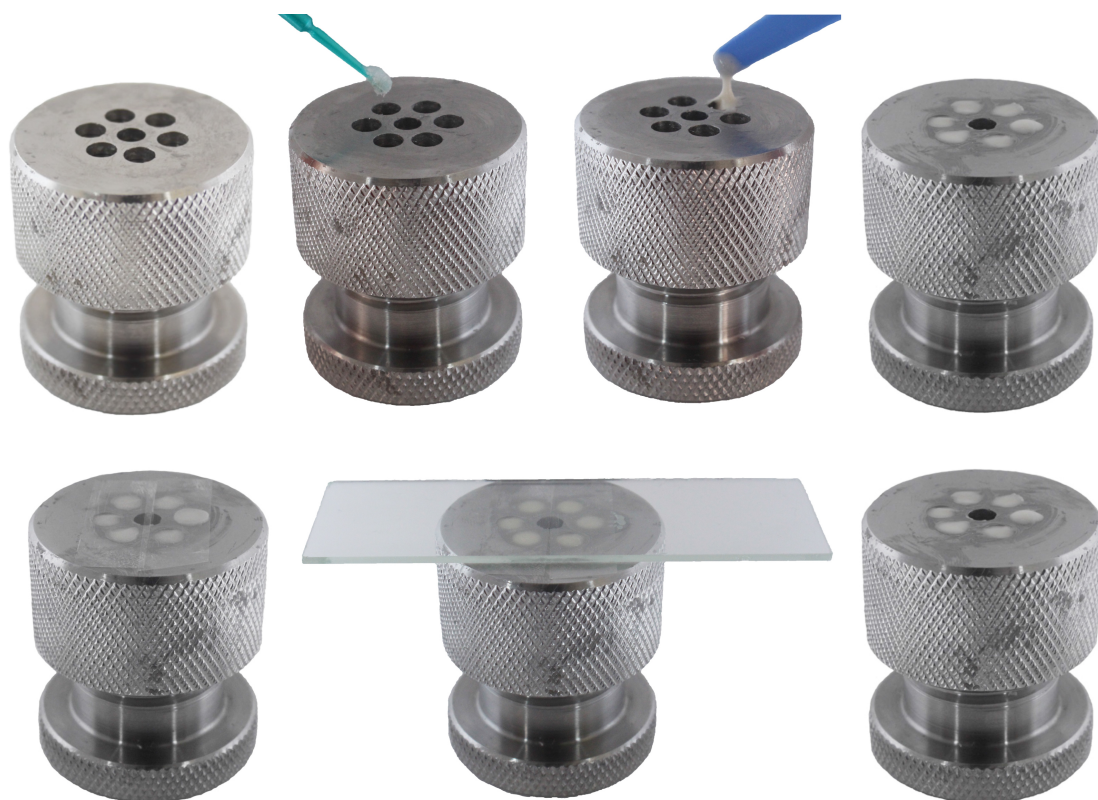


Figura 3. Confecção dos corpos de prova (CP).

3.2.3.2 Inoculação de microrganismos

Tubos de ensaio de 5 ml contendo caldo BHI (Agar infusão cérebro e coração, Kasvi, Curitiba, PR, Brasil) foram levados a estufa por 24 h a 37°C, com o objetivo de testar a esterilidade do meio. Após a desinfecção dos CP, eles foram transferidos para os tubos de ensaio com caldo BHI e colocados em estufa por 24h a 37°C, com o objetivo de avaliar se a desinfecção foi efetiva, mediante a observação da turbidez do meio.

O próximo passo foi adicionar aos tubos de ensaio 1 ml de suspensão de *S. mutans*. Em seguida, os tubos contendo *S. mutans* foram levados à estufa bacteriológica em microaerofilia com 5% de CO₂ a 37°C por 48 h, com a finalidade de se promover aderência dos microrganismos aos corpos de prova (Simmons et al.²⁰ 2016; Garcia et al.²¹ 2017) (Figura 4).

3.2.3.3 Remoção de microrganismos aderidos e não aderidos

Após 48 h os espécimes foram lavados gentilmente com solução fisiológica por 40 s para a remoção das células não aderidas. Em seguida, os espécimes foram colocados em tubos de ensaio contendo 5 ml de solução salina estéril e agitados em vórtex por 1 min para desprendimento das células aderidas (Simmons et al.²⁰ 2016) (Figura 4).

3.2.3.4 Contagem de microrganismos aderidos

Para verificar o número de microrganismos aos CP, os tubos contendo o material desprendido foram semeados em duplicatas em placas Petri contendo meio de cultura BHI. Foi dispensado 100µL do líquido dos tubos em duas placas Petri. Foi feita uma diluição de 10⁻¹ e foi dispensado 100µL do líquido em mais duas placas Petri. Em seguida, as placas foram colocadas em estufa bacteriológica durante 48 h com 5% de CO₂ a 37°C. Para finalizar, foi realizada a contagem das UFC/ml por dois examinadores previamente calibrados. A Figura 4 mostra o método de aderência bacteriana.

banhos com água destilada e por último desidratadas em soluções de etanol de 60%, 70%, 80%, 90% e três vezes em 99,5% por 10 min cada. Posteriormente, foram armazenados em dessecador por um período de 48 h. Os CP foram metalizados para depois serem observados em MEV (Garcia et al.²¹ 2017; Arroyo et al.²² 2014; Garcia et al.²³).

3.3 AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS

Para avaliar as propriedades mecânicas dos CIVs foram feitos os testes: Abrasão por escovação, erosão com bebidas ácidas, sorção de água e solubilidade, cavidades simuladas e resistência flexural.

3.3.1 Resistência à abrasão por escovação

O objetivo deste método é avaliar a resistência dos CIVs ao processo de abrasão, visando simular o que pode ocorrer no meio bucal.

3.3.1.1 Confeção dos corpos-de-prova

Foram confeccionados 40 CP (Figura 3), divididos em dois grupos, num grupo foi avaliada a microdureza superficial e no outro grupo, a rugosidade.

Os materiais foram manipulados de acordo com as instruções do fabricante (Quadro 1). Os CP permaneceram durante 1 h em temperatura ambiente, cobertos por uma camada de vaselina para evitar a perda ou ganho de água (Mondelli et al.²⁴ 2005). Por último, foram colocados na estufa a 37°C durante 24 h, para dar início aos procedimentos de pesagem.

3.3.1.2 Determinação da massa

Após a confecção dos CP, foram obtidas as massas iniciais (Mi) e após completar o ciclo de escovação as massas finais (Mf). Foi utilizada uma balança de

precisão calibrada modelo AW 220 (Shimadzu do Brasil Ltda., São Paulo, SP-Brasil) com precisão de 0,0002 g. Para a pesagem, os corpos foram removidos de seus recipientes com auxílio de uma pinça clínica, secos com papel absorvente e colocados no centro do prato da balança. O procedimento foi repetido até obtenção de um valor constante, indicativo de ausência de alteração de massa provocada pela embebição e sinérese dos materiais (Mondelli et al.²⁴ 2005). O valor da massa inicial e final foi a média obtida das pesagens.

3.3.1.3 *Teste de Microdureza Vickers*

Os CP foram submetidos ao teste de microdureza Vickers, utilizando-se um microdurômetro (HMV 2T MicroHardness Tester, Shimadzu Corp., Kyoto, Japão) com a ponta de diamante Vickers. Os CP foram analisados numa única superfície, na qual foram realizadas 5 endentações, de forma horizontal, com uma distância de 100 µm entre cada uma. O teste foi realizado sob uma carga de 100 g, com tempo de penetração de 10s (Moshaverinia et al.²⁵ 2016). Depois da confecção dos CP, foi obtida a microdureza inicial (M1), e após o ciclo de escovação, foi obtida a microdureza final (M2) de cada CP.

3.3.1.4 *Determinação da rugosidade superficial*

A rugosidade superficial foi verificada após a confecção dos CP (R1) e após o ciclo de escovação (R2). Foi utilizado um rugosímetro de contato (modelo surftest-301, nº de série 15700438, Mitutoyo-Japão), fazendo-se leituras em 5 regiões, numa única superfície, tomando-se como ponto de referência o centro. Por último, obteve-se a média aritmética das 5 medições (Stadler et al.²⁶ 2012).

3.3.1.5 *Escovação simulada*

Após a determinação da massa, e realizados os testes de rugosidade e microdureza inicial, os CP foram encaixados em matrizes do plástico confeccionadas para serem adaptadas à base metálica perfurada da máquina de escovação, com uma saliência de 1 mm acima do molde para permitir o contato das cerdas da escova

somente com os materiais, evitando-se qualquer atrito com o molde. Este conjunto foi levado à base da máquina de escovação.

Os CP foram submetidos a 20.000 ciclos de escovação (aproximadamente 1 ano de escovação dentária) com carga de 450 g de força (gf) numa velocidade de 4,5 ciclos/s, num ambiente à $37^{\circ}\text{C} \pm 0,3^{\circ}$, numa máquina de escovação simulada (ElQuip, São Carlos, SP-Brasil) (Stadler et al. ²⁶ 2012). A máquina de escovação apresenta dez braços metálicos onde foram fixadas escovas dentais macias, sendo que o cabo foi cortado permanecendo somente 10 mm da escova.

O dentífrício utilizado contém carbonato de cálcio como abrasivo, e foi diluído em água destilada na proporção de 1:2 em peso, com o objetivo de reproduzir a diluição que ocorre pela saliva. Depois de diluído, o dentífrício foi colocado em seringas descartáveis de 20 ml acopladas à máquina de escovação, sendo esta regulada para injetar 2 ml do dentífrício diluído a cada 2 min (Stadler et al. ²⁶ 2012)

Ao término da escovação, os CP permaneceram por 10 min em uma cuba ultrassônica (Cristófoli, Campo Mourão, PR-Brasil) para remoção de resíduos de dentífrício e em seguida foram novamente armazenados à 37°C por 24 h. Concluída a escovação, foram obtidas Mf, M2, R2. A Figura 5 apresenta o método de resistência à abrasão por escovação.

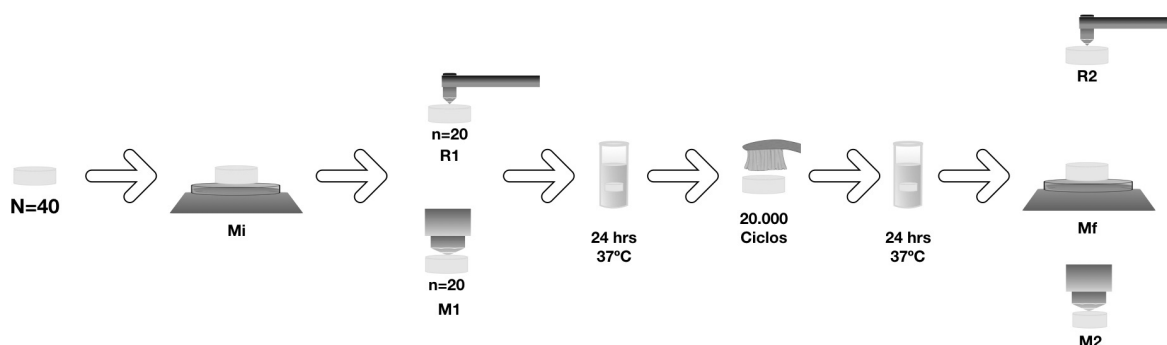


Figura 5. Método de resistência à abrasão por escovação.

3.3.2 Erosão por bebidas ácidas

3.3.2.1 Confeção dos corpos-de-prova

Foram confeccionados 80 CP, 5 espécimes de cada material, para analisar a rugosidade superficial e a microdureza, conforme o ciclo erosivo com três bebidas ácidas: bebida a base de cola (Coca Cola®, The Coca-Cola Company, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), suco de laranja (Del Valle® Laranja Caseira, The Coca-Cola Company, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e bebida isotônica (Gatorade®, The Coca-Cola Company, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). No Quadro 2 constam os pH de cada uma das bebidas. O grupo controle só foi colocado em saliva artificial. Os CP foram confeccionados com o mesmo protocolo de aderência bacteriana (Figura 3).

Quadro 2. Caracterização dos pH das bebidas ácidas

Bebida ácida	pH
Coca Cola®	2,54
Suco de laranja Del Valle®	3,56
Gatorade®	3,05
Saliva artificial	8,09

3.3.2.2 Determinação da massa

Os CP foram pesados antes e após o ciclo erosivo, para avaliar alguma perda da massa. A obtenção da massa inicial (Mi-e) foi feita após a confecção dos CP, e a massa final (Mf-e), após o ciclo erosivo. Para esse procedimento, seguiu-se o protocolo já descrito no tópico determinação da massa no teste de resistência à abrasão (ver 3.3.1.2.)

3.3.2.3 Determinação da rugosidade superficial

A rugosidade superficial dos CP foi verificada antes e após o ciclo erosivo (R1-e e R2-e, respectivamente), utilizando-se um rugosímetro de contato (modelo surfest-301, nº de série 15700438, Mitutoyo- Japão). Para esse procedimento, seguiu-se o protocolo já descrito no tópico determinação da rugosidade superficial do teste de resistência à abrasão (ver 3.3.1.4)

3.3.2.4 Teste de Microdureza Vickers

Os corpos de prova foram submetidos ao teste de microdureza Vickers antes e após o ciclo erosivo (M1-e e M2-e), utilizando-se um microdurômetro (HMV 2T MicroHardness Tester, Shimadzu Corp., Kyoto, Japão). Para esse procedimento, seguiu-se o protocolo já descrito no tópico determinação da microdureza Vickers no teste de resistência à abrasão (ver 3.3.1.3)

3.3.2.5 Ciclo erosivo

O ciclo erosivo tem como objetivo simular o efeito que tem o consumo de bebidas ácidas nos materiais dentários. Após obtenção da Mi-e, M1-e e R1-e, os 80 CP foram divididos em subgrupos para serem submetidos aos ciclos de erosão nas diferentes bebidas. Os CP permaneceram armazenados em estufa à 37°C dentro de recipientes contendo 1 ml de saliva artificial, hermeticamente fechados e identificados. Para o ciclo, os CP foram extraídos dos recipientes, e colocados em 2 ml da bebida ácida por 5 min sob agitação. Antes e depois de mergulhar o CP na bebida ácida, esse foi lavado em 2 ml de água destilada e secado com papel absorvente. O ciclo erosivo foi feito três vezes por dia durante 7 dias (Francisconi et al.²⁷ 2008; Honório et al.²⁸ 2008). Os corpos foram colocados em água destilada e armazenados por 24 h em estufa a 37°C. Por último, os valores Mf-e, M2-e e R2-e foram obtidos. Na Figura 6 observa-se a sequência utilizada para realizar o método de erosão por bebidas ácidas.

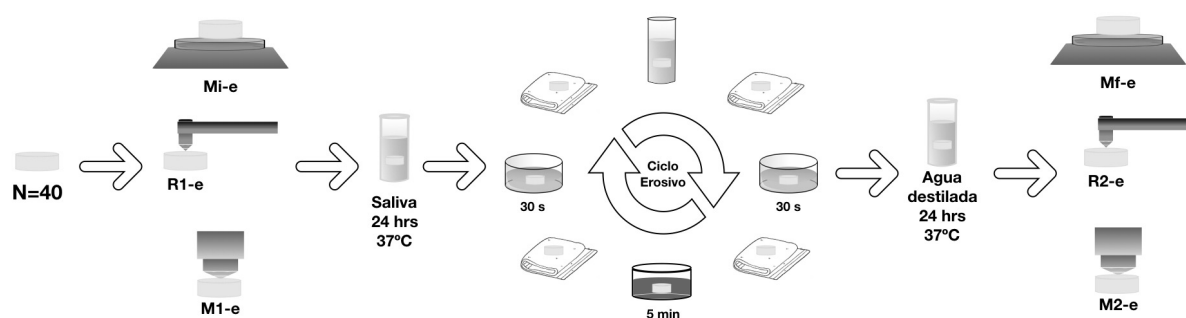


Figura 6. Método de erosão por bebidas ácidas.

3.3.3 Sorção de água e solubilidade

Dez CP de cada material foram produzidos da mesma forma descrita para o teste de aderência bacteriana (Figura 3). A especificação ISO 4049 foi empregada na determinação da sorção (SO) e solubilidade (SB) (Schneider et al. ²⁹; ISO ³⁰ 2000; Ito et al. ³¹ 2005; Malacarne et al. ³² 2006; Reis et al. ³³ 2007; Gerdolle et al. ³⁴ 2008; Bhatia et al. ³⁵ 2017). Imediatamente após a confecção dos CP, os espécimes foram colocados em dessecadores, os quais foram transferidos para uma estufa pré-condicionada a 37°C, e deixados em repouso por 5 d. Depois disso, foram pesados (m1) em intervalos de 24 h até que a variação de massa entre dois dias consecutivos fosse menor que 0,2 mg. Um paquímetro digital foi usado para medir a espessura e o diâmetro dos CP, com precisão de 0,01 mm, para calcular o volume (V) de cada um (em mm³).

Em seguida, cada CP foi colocado em *eppendorf* selado contendo 10 ml de água destilada (pH 7,2) a 37°C. Após intervalos de 1-8 h e 1-7d, 14 d, 28 d e 56 d de tempo de armazenamento, cada CP foi removido da estufa e deixado à temperatura ambiente durante 30 min. Em seguida, os CP foram lavados em água corrente, limpos delicadamente com um papel absorvente, e pesados numa balança analítica (m2), retornando para os frascos com 10 ml de água destilada fresca.

Após o tempo de armazenamento de 56 dias, os CP foram secos em dessecadores contendo sílica gel a 37°C, os quais permaneceram em repouso durante 5 d (m3). Em seguida, mediu-se cada resultado de massa sobre a m1 para o cálculo da variação da massa depois de cada intervalo de tempo fixo, durante os 56 dias de armazenamento em água. Foram relacionadas as mudanças de massa com o tempo de armazenamento para obter a cinética de SO durante todo o período de armazenamento em água. Na Figura 7 observa-se o método de sorção e solubilidade. A SO e a SB ao longo dos 56 dias de armazenamento de água foram calculadas utilizando as seguintes fórmulas:

$$SO = (m2 - m3) / V$$

$$SB = (m1 - m3) / V$$

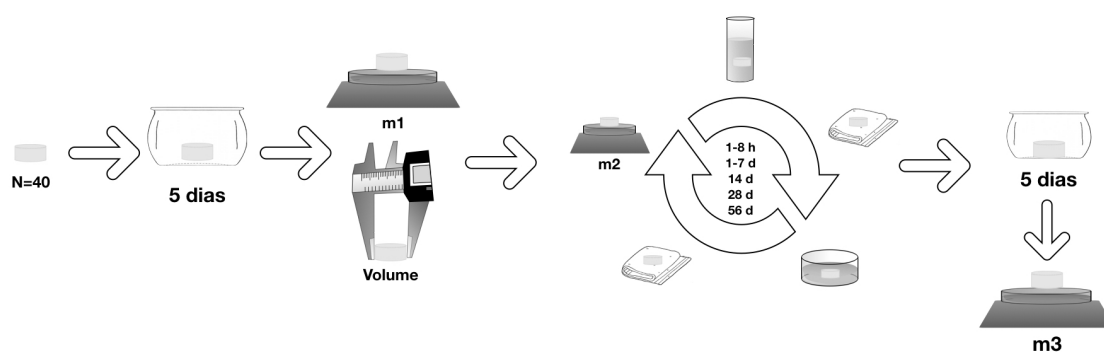


Figura 7. Método de sorção de água e solubilidade.

3.3.4 Expansão hidros cópica em cavidades simuladas

O objetivo deste método foi avaliar a expansão hidros cópica dos CIVs testados, seguindo-se o protocolo feito por *Huang et al* (Huang et al.³⁶ 2002). Quarenta cilindros de vidro foram seccionados a partir de tubos de borosilicato, usando uma máquina de corte (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, EUA) e com ajuda de um disco diamantado (15 HC-4in, Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, EUA), sob irrigação a 300 rpm. As dimensões de cada cilindro foi 5,5 mm de diâmetro interno e 5 mm de profundidade. A metade da superfície interna do vidro foi isolada com cera. A outra metade foi jateada com partículas de óxido de alumina usando um jateador, criando uma superfície rugosa (Figura 8). O tratamento da superfície do vidro cria uma zona de adesão vidro-ionômero e uma zona de fenda artificial. Após o jateamento, a cera foi retirada dos cilindros até que a superfície ficasse limpa.

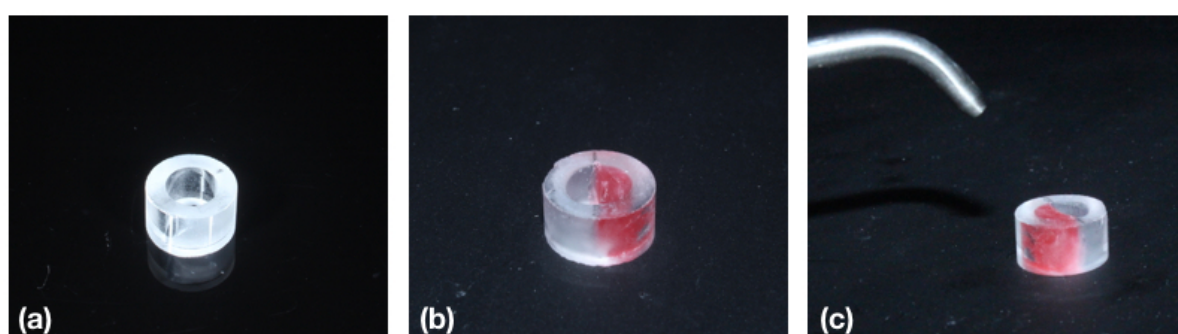


Figura 8. Matrizes para cavidades simuladas. (a) cilindro de vidro de borosilicato; (b) isolamento da metade da superfície interna do cilindro; (c) jateado.

3.3.4.1 Restauração das cavidades simuladas

Os materiais foram manipulados segundo as instruções do fabricante (Quadro 1). Os cilindros foram colocados sobre uma placa de vidro e depois de inserir o material, foi colocada uma placa de vidro em cima da matriz para obtenção de uma superfície lisa. A superfície foi vaselinada e deixada por 24 h em temperatura ambiente (Figura 9). Após foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 h em uma estufa.

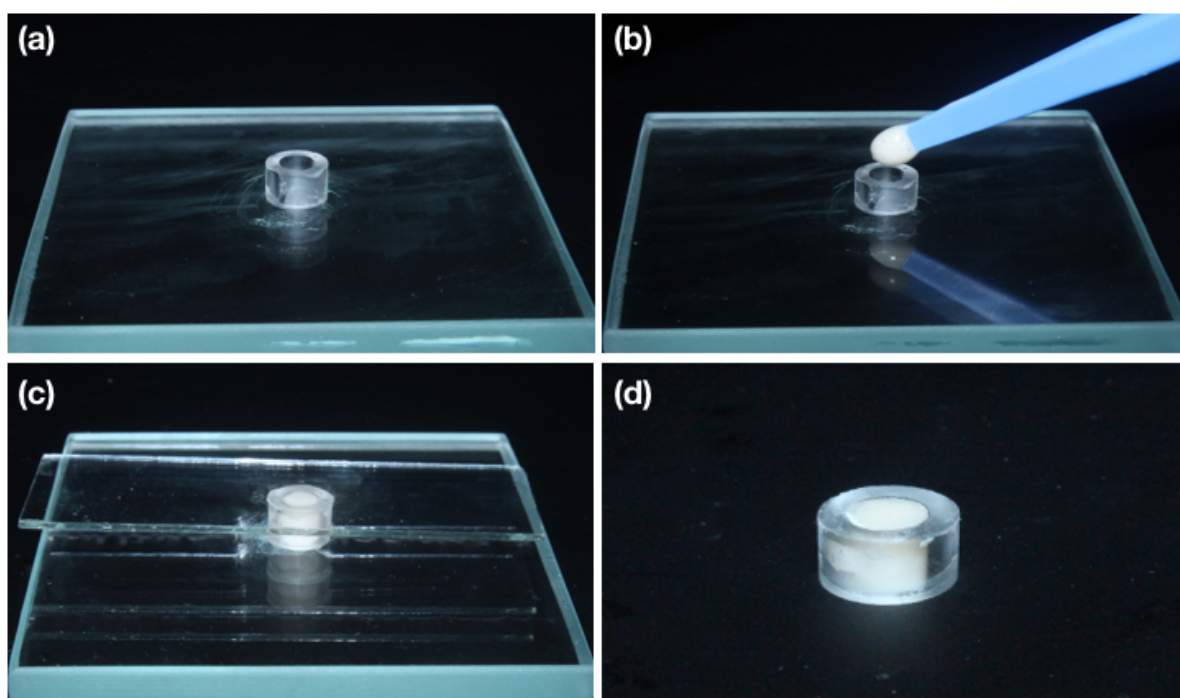


Figura 9. Restauração de cavidades simuladas. (a) placa de vidro com vaselina; (b) preenchimento da cavidade com CIV; (c) colocação de placa de vidro para criar superfície lisa (d) cavidade restaurada.

3.3.4.2 Avaliação das fendas marginais artificiais

Cada cilindro foi avaliado com um microscópio de luz e com uma magnificação de 4x e 6 regiões foram fotografadas de cada CP. As seis regiões foram medidas com o *software ImageJ*, um programa de processamento de imagem digital programada em Java desenvolvido no Instituto Nacional de Saúde (NHI) nos EUA (Schneider et al. ²⁹ 2012). As medições foram feitas uma vez por semana até que as fendas se fechassem. Uma região de um dos CP de cada CIV foi utilizada para os resultados.

3.3.5 Resistência Flexural

Com auxílio de uma matriz de aço inoxidável (25 mm × 2 milímetros × 2 mm), 40 CP foram confeccionados seguindo-se as normas da ISO (*International Organization for Standardization*), padrão 4049. Depois de preencher a matriz, removeu-se o excesso de material da superfície, que tinha uma placa de vidro, comprimindo levemente (Figura 10). Os CP tomaram presa de acordo com o tempo preconizado pelo fabricante. As dimensões dos CP foram medidas usando um paquímetro digital (DigimaticCaliper, Mitutoyo, Kanagawa, Tóquio, Japão). Os CP foram armazenados em água destilada a 37°C durante 24 h.

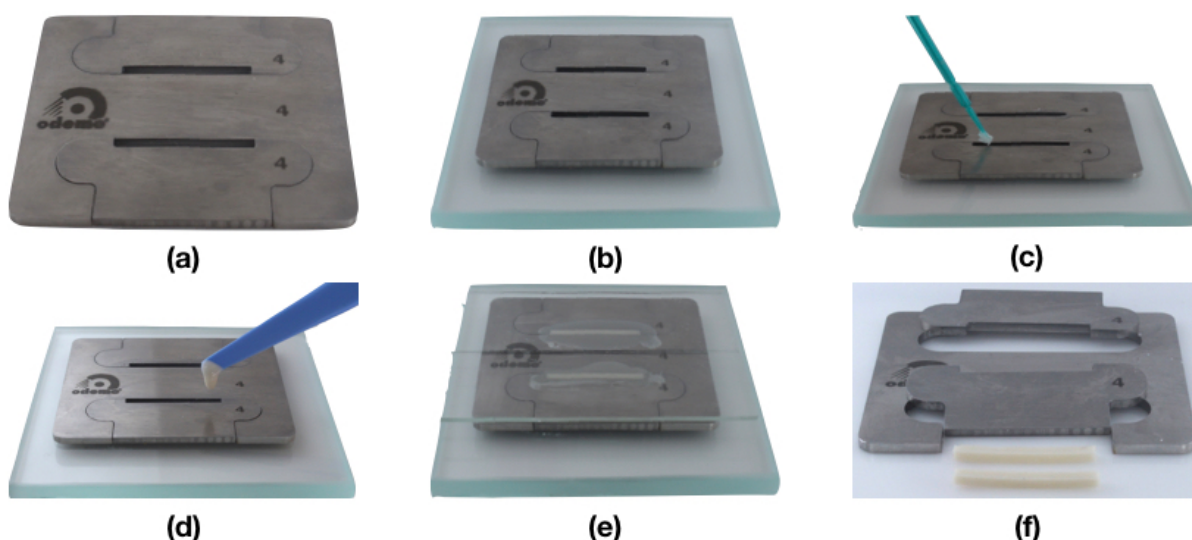


Figura 10. Confeção dos corpos de prova para resistência flexural: (a) y (b) Preparação de Matriz; (c) matriz isolada com vaselina; (d) colocação do CIV; (e) colocação da placa de vidro (f) CP prontos.

O ensaio de flexão de três pontos foi realizado na máquina de teste universal (Kratos dinamômetro, São Paulo, Brasil), a uma velocidade de 0,5 mm / min e distância 8 mm entre os suportes. A resistência à flexão (FS) foi calculada com a seguinte fórmula:

$$FS = \frac{3 \times L \times D}{2 \times W \times H^2}$$

Onde L, carga de ruptura; D, distância entre os suportes; W, largura da amostra e H, altura do espécime (Yadiki et al.¹⁷ 2016; Simmons et al.²⁰ 2016; Bonifacio et al.³⁷ 2009)

3.4 AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES ADESIVAS

Para avaliar as propriedades adesivas dos CIVs testados foram feitos 3 testes: microinfiltração marginal, cavidades simuladas e resistência de união ao microcisolamento na interface ionômero-dente.

3.4.1 Microinfiltração marginal em restaurações ocluso-proximais

O objetivo deste método foi avaliar a qualidade dos ionômeros testados com respeito ao selamento marginal.

3.4.1.1 Confeção dos corpos de prova

Quarenta terceiros molares permanentes e quarenta molares decíduos, livres de lesões de cárie, de dimensões similares foram utilizados e armazenados na solução cloramina 1%. Os dentes foram obtidos do Banco de Dentes Humanos da Universidade Estadual de Ponta Grossa. Cavidades ocluso-proximais foram preparadas na mesial e distal de cada dente. As dimensões das cavidades foram: Para os dentes permanentes, 4 mm de distância buco-lingual, sendo a caixa proximal 1 mm abaixo da união amelocementária e 2 mm de profundidade (Mondelli et al.²⁴ 2005; Sawani et al.³⁸ 2014). Para os dentes decíduos: 3 mm de distância buco-lingual, 1.5 mm de profundidade da caixa (distância mesio-distal) e 3 mm de distância ocluso gengival.(Gaintantzopoulou et al.³⁹ 2016; Gaintantzopoulou et al.⁴⁰ 2017) (Figura 11).



Figura 11. Corpos de prova para Microinfiltração Marginal. (a) molar livre de lesões de cárie; (b) cavidades ocluso-proximais em mesial e distal.

3.4.1.2 Classificação dos grupos

As cavidades dos dentes preparados foram divididas aleatoriamente em 8 grupos, descritos no quadro 3.

Quadro 3. Distribuição dos grupos para microinfiltração marginal

Grupo	Material	Dentes
1	Ketac Molar	10 dentes decíduos
2	Ketac Molar	10 dentes permanentes
3	Ion Z	10 dentes decíduos
4	Ion Z	10 dentes permanentes
5	Vitro Molar	10 dentes decíduos
6	Vitro Molar	10 dentes permanentes
7	Fuji IX Gold Label	10 dentes decíduos
8	Fuji IX Gold Label	10 dentes permanentes

Para o condicionamento das cavidades foi aplicado o ácido poliacrílico a 11,5% (Nova DFL, Indústria e Comércio S.A. Rio de Janeiro, RJ, Brasil) por 10 s. Todos os materiais foram manipulados segundo as instruções do fabricante (Quadro 1). As cavidades foram restauradas e receberam proteção superficial com vaselina sólida

para evitar a embebição de água pelo material. (Figura 12)

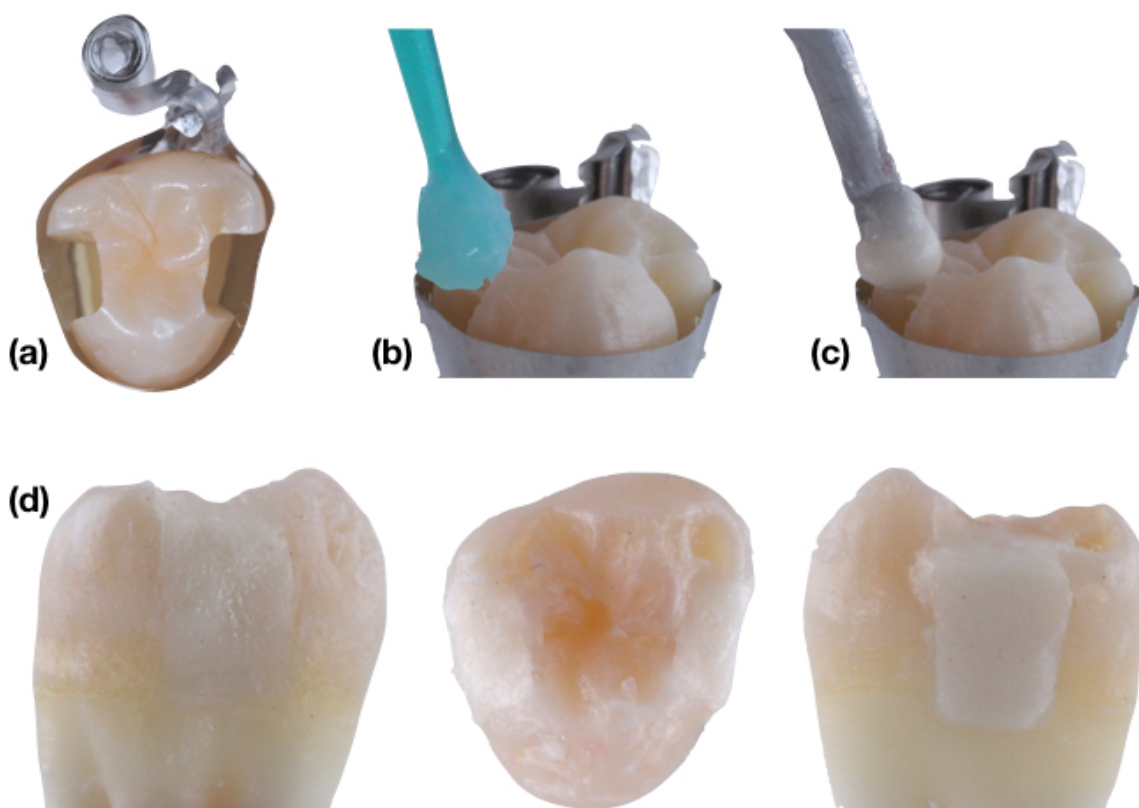


Figura 12. Restauração dos corpos de prova para microinfiltração marginal. (a) Colocação da matriz; (b) acondicionamento com ácido poliacrílico por 10 s; (c) colocação do CIV; (d) restauração terminada isolada com vaselina.

3.4.1.3 Teste de penetração do corante

Os CP foram submetidos a termociclagem (Termociclagem - PLUS, OMC 300 TS, ODEME, SC, Brasil) com 10.000 ciclos em 5°C e 55°C com intervalo de tempo de 15 s para imersão e 15 s de transferência. Os ápices dos dentes foram fechados com cera e duas camadas de esmalte de unha foram colocados em todo o dente, menos na restauração e aproximadamente 1 mm ao redor dela (Figura 13). Os dentes foram colocados em azul de metileno a 0,5% por 24 horas. (Sawani et al. ³⁸ 2014)



Figura 13. Isolamento dos corpos de prova para Microinfiltração marginal. (a) proteção da restauração com fita adesiva; (b) esmalte colocado no dente, menos a restauração e 1 mm ao redor dela.

Os dentes foram seccionados no eixo longitudinal do dente com uma máquina de corte (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, EUA) e com ajuda de um disco diamantado (Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, EUA) sob irrigação a 300 rpm. Os dentes foram observados numa lupa estereoscópica com 100x de magnificação (Olympus SZ40, Shinjuku-ku, Tóquio, Japão) e avaliados.

O escore de microfiltração em oclusal foi:(Gyanani et al. ⁴¹ 2016; Loguercio et al. ⁴² 2002)

- 0 = não há penetração
- 1 = penetração do corante no esmalte
- 2 = penetração do corante na dentina, não incluindo a parede pulpar
- 3 = penetração do corante em dentina e parede pulpar

O escore de microfiltração em cervical foi:(Fabianelli et al. ⁴³ 2010)

- 0 = não há penetração

- 1 = penetração do corante na metade da parede cervical
- 2 = penetração do corante de toda a parede cervical
- 3 = penetração do corante da parede cervical e axial

O grau de penetração do corante foi submetido à avaliação individual por dois examinadores cegos. Se as pontuações não concordassem, registrava-se sempre a pior pontuação.

3.4.2 Resistência de união ao microcisolamento na interface ionômero – dente

3.4.2.1 Confeção dos corpos de prova

Quarenta molares permanentes e quarenta molares decíduos, livres de lesões de cáries, de dimensões similares foram armazenados na solução cloramina 1%. A raiz de todos os dentes foi removida seccionando a peça até o limite amelo-cementário. As coroas foram seccionadas, fazendo-se 4 espécimes. Cada dente foi montado sobre um anel de PVC preenchido com resina acrílica, exibindo a superfície dos 4 espécimes de dentina (Figura 14).



Figura 14. Corpos de prova para Microcisolamento.

3.4.2.2 Classificação dos grupos

Os dentes preparados foram divididos aleatoriamente em 16 grupos, descritos na Quadro 4.

Quadro 4. Distribuição dos grupos para Resistência de união ao Microcissalhamento

Grupo	Material	Tempo de avaliação	Dentes
1	Ketac Molar	24 h	5 dentes decíduos
2	Ketac Molar	24 h	5 dentes permanentes
3	Ketac Molar	Termociclagem	5 dentes decíduos
4	Ketac Molar	Termociclagem	5 dentes permanentes
5	Ion Z	24 h	5 dentes decíduos
6	Ion Z	24 h	5 dentes permanentes
7	Ion Z	Termociclagem	5 dentes decíduos
8	Ion Z	Termociclagem	5 dentes permanentes
9	Vitro Molar	24 h	5 dentes decíduos
10	Vitro Molar	24 h	5 dentes permanentes
11	Vitro Molar	Termociclagem	5 dentes decíduos
12	Vitro Molar	Termociclagem	5 dentes permanentes
13	Fuji IX Gold Label	24 h	5 dentes decíduos
14	Fuji IX Gold Label	24 h	5 dentes permanentes
15	Fuji IX Gold Label	Termociclagem	5 dentes decíduos
16	Fuji IX Gold Label	Termociclagem	5 dentes permanentes

3.4.2.3 Confeção dos cilindros

Para formar os cilindros a serem avaliados foram usados macarrões (Heringer et al. ⁴⁴ 2016). Todos os materiais foram manipulados segundo as instruções do fabricante (quadro 1). A superfície de dentina foi condicionada com ácido poliacrílico a 11,5% (Nova DFL, Indústria e Comércio S.A. Rio de Janeiro, RJ, Brasil) por 10 s. Cada material foi colocado na superfície da dentina com os macarrões. Vaselina sólida foi aplicada para evitar a perda ou ganho de água pelos materiais testados (Figura 15). Cada cilindro foi avaliado no stereomicroscópio (HNV-2, Shimadzu, Tokyo, Japan) com magnificação de 10x. A metade dos grupos foram submetidos a termociclagem (Termociclagem - PLUS,OMC 300 TS, ODEME, SC, Brasil) com 10.000 ciclos em 5°C e 55°C com intervalo de tempo de 15 s para imersão e 15 s de transferência (Loguercio et al. ⁴⁵ 2015). A outra metade foi armazenada por 24 h a 37°C. Após os tempos de avaliação, os macarrões foram retirados com jato de ar e água.

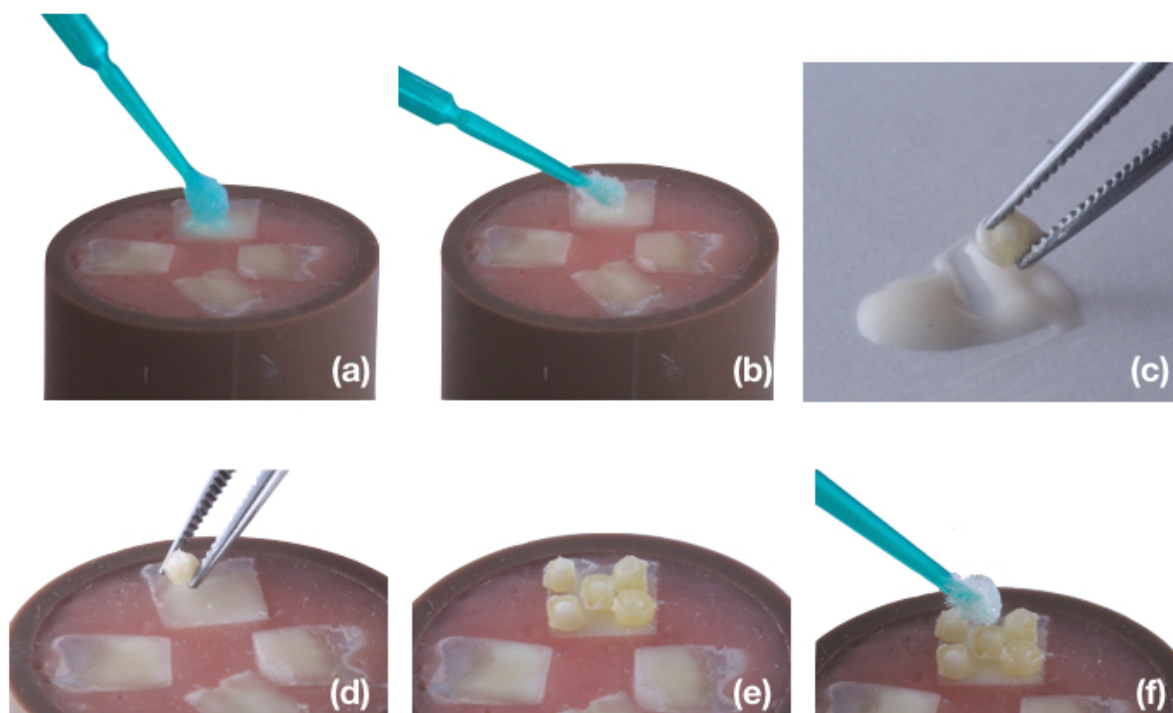


Figura 15. Confeção dos cilindros de CIV. (a) acondicionamento com ácido poliacrílico por 10 s; (b) lavagem do ácido; (c) preenchimento dos macarrões; (d) colocação dos macarrões na dentina; (e) dentina com cilindros de CIV; (f) colocação de vaselina.

3.4.2.4 Teste de microcisalhamento

Os espécimes foram unidos a um dispositivo de teste de microcisalhamento (Odeme Biotecnologia, Joaçaba, SC, Brasil), e testados em uma máquina universal de ensaios (Kratos IKCL 3-USB, Kratos Equipamentos Industriais Ltda, Cotia, SP, Brasil). Cada espécime foi colocado sobre a máquina de ensaio universal e foi enrolado um fio ortodôntico (0,2 mm de diâmetro) em torno da base de cada cilindro testado. A velocidade da cruzeta foi ajustada a 1 mm / min, até fratura. A fratura é classificada como adesiva (fraturas entre o ionômero e a dentina), mista (adesiva / falhas coesivas), coesiva no ionômero ou coesiva na dentina (falha que ocorreu dentro do ionômero ou dentro da dentina) (Azevedo et al. ⁴⁶ 2011). A avaliação das fraturas foi analisada no estereomicroscópio (HMV-2, Shimadzu, Tokyo, Japan) com magnificação de 10x.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A média e desvio padrão foram calculados em todos os testes, exceto para a contagem de UFC/ml onde foram calculadas somente as médias dos dados. A média dos valores de todos os testes foram submetidos ao teste Tukey para comparação das médias. A análise estatística foi pré-estabelecida com nível de significância $\alpha = 0,05$, utilizando um pacote de software estatístico (StatSoft, Tulsa, OK, USA).

4 RESULTADOS

4.1 Teste de Difusão em ágar

Na Figura 16 observa-se os resultados do teste de difusão em ágar após 48 h, sendo que o Ion Z (b) foi o CIV com a maior atividade antimicrobiana. Entre o Ketac Molar (a), Fuji IX (d) e Vitro Molar (c) a capacidade inibitória foi semelhante. Na tabela 1 estão as médias e desvio padrão dos halos de inibição do teste em 48 h, 7 d e 14 d. Ion Z apresentou os maiores valores. Ketac Molar, Fuji IX e Vitro Molar não apresentaram diferenças significativas. Os halos diminuíram segundo o tempo, sem ter diferença significativa.

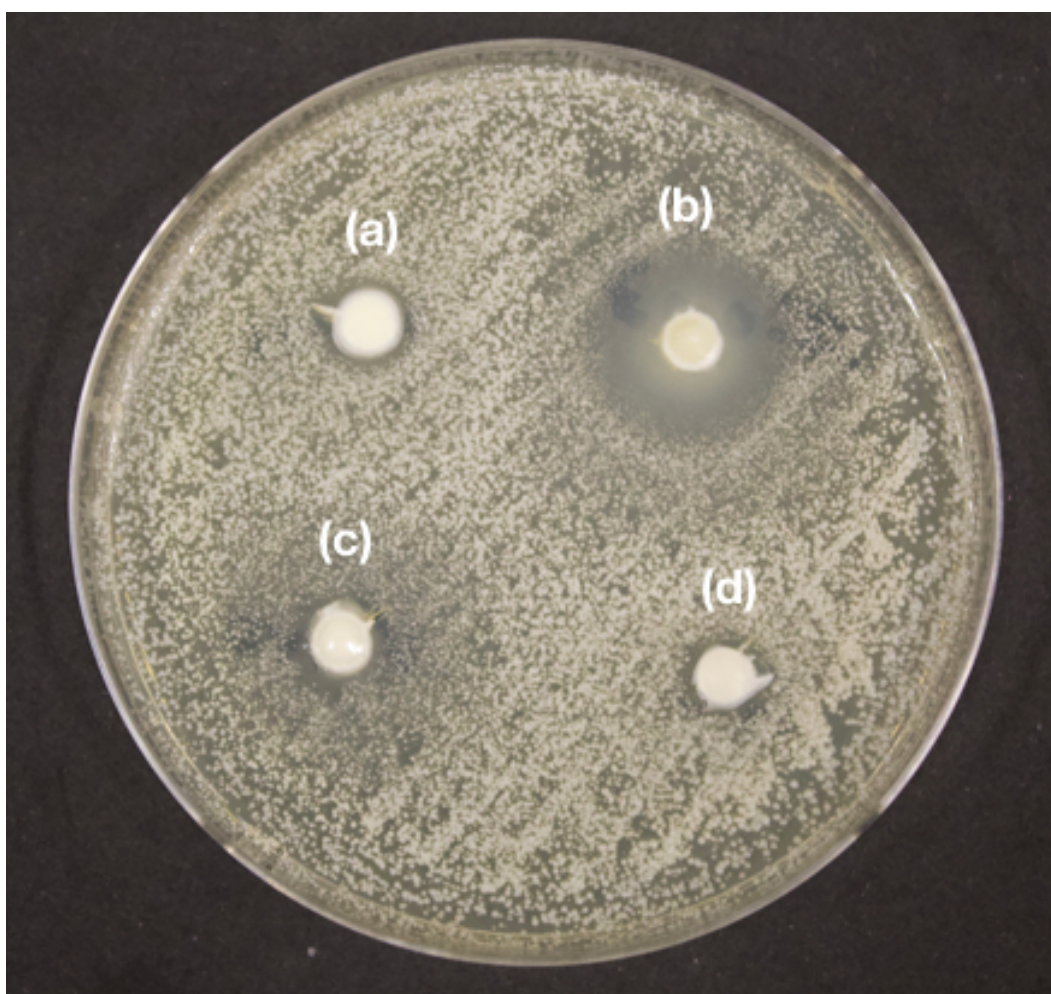


Figura 16. Resultado do teste de difusão em ágar após 48 h.
(a) Ketac Molar, (b) Ion Z, (c) Vitro Molar, (d) Fuji IX.

Tabela 1. Médias dos diâmetros (mm) e desvio padrão dos halos de inibição.

	48 h	7 d	14 d
Ketac Molar	8,10 B (0,78)	7,28 B (0,43)	6,93 B (0,32)
Ion Z	18,77 A (1,60)	16,81 A (1,39)	16,43 A (1,60)
Vitro Molar	8,75 B (0,66)	8,13 B (0,55)	8,06 B (0,33)
Fuji IX	8,32 B (1,14)	7,72 B (0,90)	7,43 B (0,57)

Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

4.2 Teste de Aderência Bacteriana

Na Tabela 2 encontram-se as médias da contagem de unidades formadoras de colônias. O Fuji IX apresentou os valores mais elevados. Ketac Molar, Ion Z e Vitro Molar não apresentaram diferenças significativas. As concentrações puras e diluídas utilizadas para os quatro materiais mostraram diferença significativa somente para o Fuji IX, pois foi o material com a maior aderência bacteriana. As imagens de MEV ilustram a aderência bacteriana em cada material (Figura 17).

Tabela 2. Médias da contagem da unidade formadora de colônia (UFC/ml)

	CONCENTRAÇÃO	
	PURA	10^{-1}
Ketac Molar	341 A	549 A
Ion Z	782 A	801 A
Vitro Molar	263 A	414 A
Fuji IX	2170 B	3502 B

Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

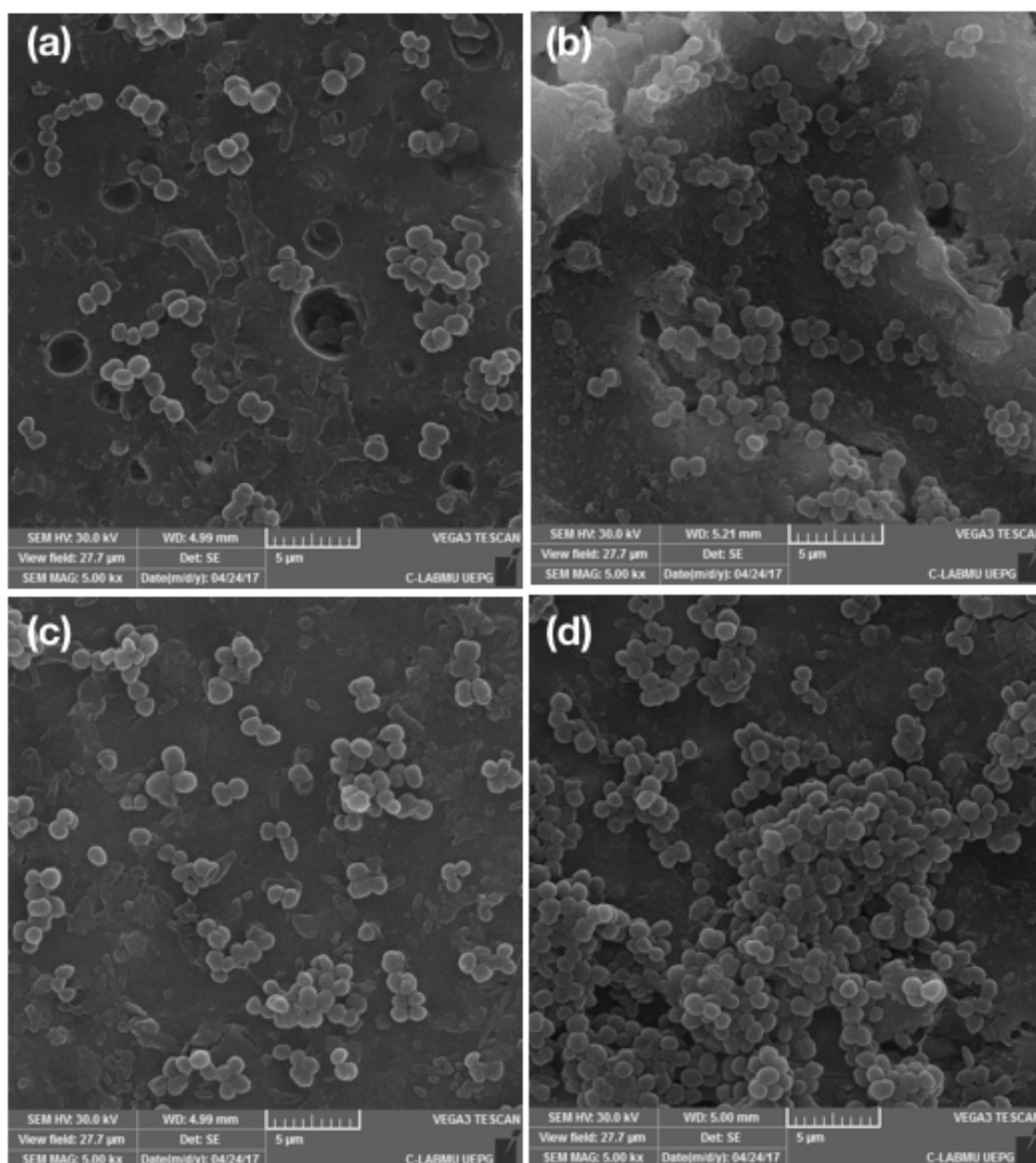


Figura 17. Imagens MEV mostrando aderência bacteriana.
(a) Ketac Molar, (b) Ion Z, (c) Vitro Molar, (d) Fuji IX.

Na Tabela 3 observa-se as médias e desvio padrão da rugosidade feita antes e após o método de aderência bacteriana. Nota-se que Ketac Molar, Ion Z e Vitro Molar não tiveram diferença significativa.

Tabela 3. Médias e desvio padrão das rugosidades obtidas no teste de aderência bacteriana

MATERIAL	RUGOSIDADE	
	INICIAL	FINAL
Ketac Molar	0,54 A,B (0,09)	0,65 B (0,12)
Ion Z	0,66 B (0,13)	0,74 B (0,16)
Vitro Molar	0,66 B (0,27)	0,70 B (0,22)
Fuji IX	0,26 A (0,07)	0,22 A (0,10)

Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

4.3 Teste de Resistência à abrasão por escovação

Na tabela 4 encontram-se as médias e o desvio padrão da massa inicial e final do teste de resistência a abrasão por escovação. No grupo CP teste de rugosidade, o Vitro molar apresentou a massa menor e os demais materiais não apresentam diferenças significativas. No grupo CP teste de microdureza, o Vitro molar também apresentou a massa menor, mas o Ion Z e Ketac Molar tiveram resultados estatisticamente similares. Os tempos iniciais não tiveram diferença significativa em relação aos finais.

Tabela 4. Médias e desvio padrão das massas dos CP obtidas antes e após do teste de resistência à abrasão por escovação.

MATERIAL	MASSA DOS CP TESTE DE RUGOSIDADE		MASSA DOS CP TESTE DE MICRODUREZA	
	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL
Ketac Molar	0,0655 A (0,0029)	0,0656 A (0,0030)	0,0614 a, b (0,0016)	0,0612 a, b (0,0019)
Ion Z	0,0612 A (0,0021)	0,0606 A (0,0027)	0,0599 a, b (0,0045)	0,0598 a, b (0,0044)
Vitro Molar	0,0535 B (0,0030)	0,0534 B (0,0029)	0,0554 a (0,0053)	0,0557 a (0,0053)
Fuji IX	0,0646 A (0,0067)	0,0646 A (0,0066)	0,0639 b (0,0055)	0,0639 b (0,0056)

Letras maiúsculas comparam resultados de CP de rugosidade, letras minúsculas comparam resultados de CP de microdureza. Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

A Tabela 5 mostra as médias e desvio padrão de rugosidade. No tempo inicial, os materiais não tiveram diferença significativa em suas rugosidades. Após escovação, todos os valores aumentaram, sendo o Ion Z o único que apresentou diferença significativa. No tempo final, o Ion Z foi o material com maior valor de rugosidade, mas

sem diferença significativa com o Ketac Molar e Fuji IX.

Tabela 5. Médias e desvio padrão da rugosidade inicial e final o teste de abrasão por escovação

MATERIAL	RUGOSIDADE	
	INICIAL	FINAL
Ketac Molar	2,04 A,B (0,30)	2,30 B,C (0,41)
Ion Z	1,96 A,B (0,65)	2,99 C (0,68)
Vitro Molar	1,36 A (0,32)	1,68 A,B (0,33)
Fuji IX	2,06 A,B (0,25)	2,31 B,C (0,32)

Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

A Tabela 6 mostra as médias e desvio padrão de microdureza. No tempo inicial, todos os materiais tiveram diferença significativa, sendo o Ion Z o de menor valor. No tempo final, os valores de cada material aumentaram, mas não tiveram diferença significativa com o tempo inicial de cada um. Ketac Molar e Vitro Molar tiveram resultados similares, o Ion Z apresentou o menor valor e o Fuji IX o maior.

Tabela 6. Médias e desvio padrão da microdureza antes e após o teste de abrasão por escovação

MATERIAL	MICRODUREZA	
	INICIAL	FINAL
Ketac Molar	29,17 B (2,45)	26,29 B,C (0,80)
Ion Z	15,19 D (0,43)	15,96 D (0,70)
Vitro Molar	23,01 C (0,83)	25,14 B,C (2,13)
Fuji IX	45,42 A (3,85)	41,88 A (2,64)

Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

4.4 Teste de erosão por bebidas ácidas

A Tabela 7 apresenta as médias e desvio padrão das massas obtidas antes e após o teste de erosão. Para todos os materiais não ocorreram diferenças significantes nas massas após os testes com as diferentes bebidas. O Vitro Molar apresentou os menores valores de massa, mas sem diferença estatística com o Ion Z. Fuji IX apresentou o maior valor de massa e diferiu estatisticamente dos demais CIVs.

Tabela 7. Médias e desvio padrão das massas submetidas as bebidas ácidas

MATERIAL	SALIVA		COCA COLA		GATORADE		SUCO DE LARANJA	
	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL
Ketac Molar	0,0704 b C (0,0030)	0,0708 b C (0,0028)	0,0666 a,b B,C (0,0031)	0,0663 a,b B,C (0,0036)	0,0683 b B,C (0,0009)	0,0666 a,b B (0,0013)	0,0650 a,b C (0,0035)	0,0621 a A,B,C (0,0035)
	0,0634 a A,B (0,0010)	0,0643 a B (0,0010)	0,0630 a A,B (0,0042)	0,0621 a A,B (0,0036)	0,0654 a A,B (0,0042)	0,0636 a A,B (0,0038)	0,0654 a C (0,0024)	0,0639 a B,C (0,0023)
Ion Z	0,0606 a,b,c A (0,0011)	0,0614 b,c A,B (0,0010)	0,0594 a,b,c A (0,0023)	0,0584 a,b A (0,0022)	0,0631 c A,B (0,0024)	0,0610 b,c A (0,0027)	0,0586 a,b A,B (0,0015)	0,0568 a A (0,0017)
	0,0761 a D (0,0015)	0,0759 a D (0,0012)	0,0744 a D (0,0028)	0,0727 a C,D (0,0028)	0,0758 a D (0,0021)	0,0737 a C,D (0,0022)	0,0730 a D (0,0038)	0,0718 a D (0,0038)

Letras maiúsculas comparam resultados entre tempos. Letras minúsculas comparam resultados entre materiais. Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

A Tabela 8 mostra as médias e desvio padrão da rugosidade no teste de erosão. O Fuji IX teve aumento em sua rugosidade quando submetido as bebidas Gatorade e suco de laranja. Ketac Molar diminuiu sua rugosidade na bebida Coca Cola, bem como na saliva. O Ion Z, Vitro Molar e Ketac Molar não tiveram alteração significativa em suas rugosidades com todas as bebidas.

Tabela 8. Médias e desvio padrão da rugosidade inicial e final (Ra) em erosão por bebidas ácidas

	SALIVA		COCA COLA		GATORADE		SUCO DE LARANJA	
	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL
Ketac Molar	1,74 b A (0,4)	1,33 a,b A (0,5)	1,36 a,b A (0,23)	1,06 a,b A (0,39)	0,83 a A (0,55)	1,14 a,b A,B (0,36)	1,00 a,b A,B,C (0,33)	1,60 a,b B,C (0,14)
	0,78 a A (0,37)	1,27 a A (0,78)	1,56 a A (1,07)	1,56 a A (0,61)	0,99 a A (0,68)	1,09 a A (0,29)	0,82 a A,B (0,21)	1,13 a A,B,C (0,31)
Vitro Molar	0,84 a A (0,42)	1,01 a A (0,51)	1,23 a A (0,61)	1,52 a A (0,29)	0,62 a A (0,16)	1,13 a A,B (0,27)	1,01 a A,B,C (0,84)	1,39 a A,B,C (0,33)
	0,92 a,b,c A (0,44)	1,36 a,b,c,d A (0,41)	1,15 a,b,c,d A (0,84)	1,56 b,c,d A (0,20)	0,38 a A (0,17)	2,07 d B (0,77)	0,66 a,b A (0,59)	1,81 c,d C (0,28)

Letras maiúsculas comparam resultados entre tempos. Letras minúsculas comparam resultados entre materiais. Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

A tabela 9 mostra as médias e desvio padrão da microdureza antes e após o teste de erosão. De modo geral os materiais apresentaram diferenças significativas na microdureza inicial e final. Quanto ao Ion Z, sua microdureza não apresentou diferença estatística no grupo de Coca Cola. Fuji IX apresentou os maiores valores de microdureza que foram alterados pela bebida Coca Cola e saliva. O Vitro Molar sofreu alteração pela bebida Gatorade e saliva. O Ketac Molar não apresentou alteração significativa em sua microdureza quando exposto ao suco de laranja.

Tabela 9. Médias e desvio padrão da microdureza inicial e final em erosão por bebidas ácidas

	SALIVA		COCA COLA		GATORADE		SUÇO DE LARANJA	
	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL
Ketac Molar	39,41 d E (4,96)	21,38 a A,B,C (3,42)	36,39 d D (4,12)	24,16 a,b,c B,C (1,01)	31,33 c,d B (4,43)	16,27 a A (3,67)	31,48 b,c,d C,D (2,26)	22,48 a,b BC (5,52)
Ion Z	23,08 c,d B,C (2,78)	13,57 a,b A (1,29)	17,01 b,c A,B (3,79)	11,62 a,b A (3,00)	30,07 d,e B (5,72)	12,55 a,b A (2,57)	36,38 e D,E (5,77)	9,04 a A (1,66)
Vitro Molar	28,65 d,e C,D (4,27)	15,99 a,b A,B (1,90)	21,99 b,c,d BC (4,83)	20,30 a,b,c B (4,04)	33,35 e B (3,42)	13,71 a A (1,87)	23,44 c,d B,C (3,26)	14,27 a A,B (2,20)
Fuji IX	61,31 d F (5,18)	36,58 a,b D,E (7,76)	48,97 c E (3,66)	30,35 a C,D (5,71)	57,07 c,d C (5,30)	51,16 c,d C (5,26)	54,84 c,d F (5,70)	44,69 b,c E (5,26)

Letras maiúsculas comparam resultados entre tempos. Letras minúsculas comparam resultados entre materiais. Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

4.5 Teste de Sorção de água e solubilidade

Na tabela 14 são apresentados as médias e o desvio padrão do teste de sorção de água. O Ion Z foi o material que apresentou a maior sorção. Nota-se que o Ketac Molar, Vitro Molar e Fuji IX não apresentaram diferenças significativas comparados ao Ion Z, e que o Ion Z não diferiu do Vitro Molar. O Gráfico 1 mostra a média da sorção de água durante os intervalos de tempo testados.

Tabela 10. Médias e desvio padrão de sorção de água

	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
Ketac Molar	0,0000317 A	0,0000339
Ion Z	0,0000695 B	0,0000440
Vitro Molar	0,0000539 A,B	0,0000506
Fuji IX	0,0000299 A	0,0000378

Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

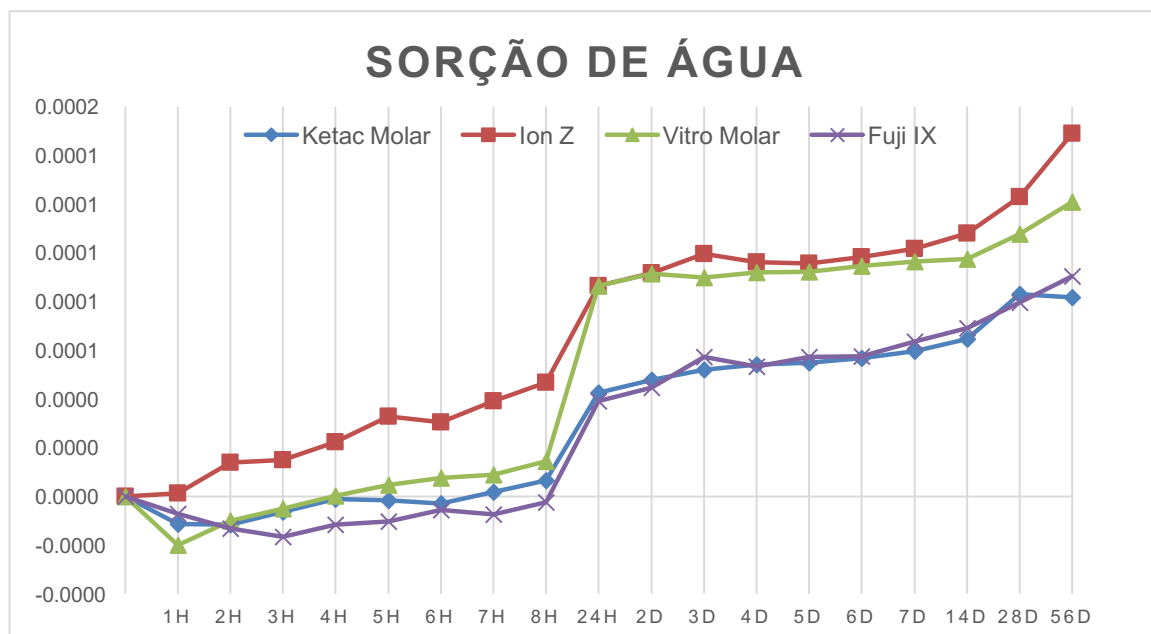


Gráfico 1. Média de sorção de água nos CIVs testados durante os intervalos de tempo avaliados.

A Tabela 11 apresenta as médias e desvio padrão dos resultados do teste de solubilidade. O Ion Z apresentou a maior solubilidade. Ketac Molar, Vitro Molar e Fuji IX não apresentam diferenças significativas.

Tabela 11. Média e desvio padrão de solubilidade

	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
Ketac Molar	-0,0000359 B	0,0000067
Ion Z	-0,0000233 A	0,0000153
Vitro Molar	-0,0000345 B	0,0000155
Fuji IX	-0,0000341 B	0,0000035

Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

4.6 Teste de Expansão hidroscópica em cavidades simuladas

Na Figura 18 são apresentadas as fotografias tomadas no microscópio de luz das cavidades simuladas. O Ion Z e Vitro Molar apresentaram expansão hidroscópica, fechando as fendas artificiais na 4ª semana de avaliação. O Ketac Molar e Fuji IX não apresentaram fendas artificiais, não tendo mudanças visíveis nos materiais.

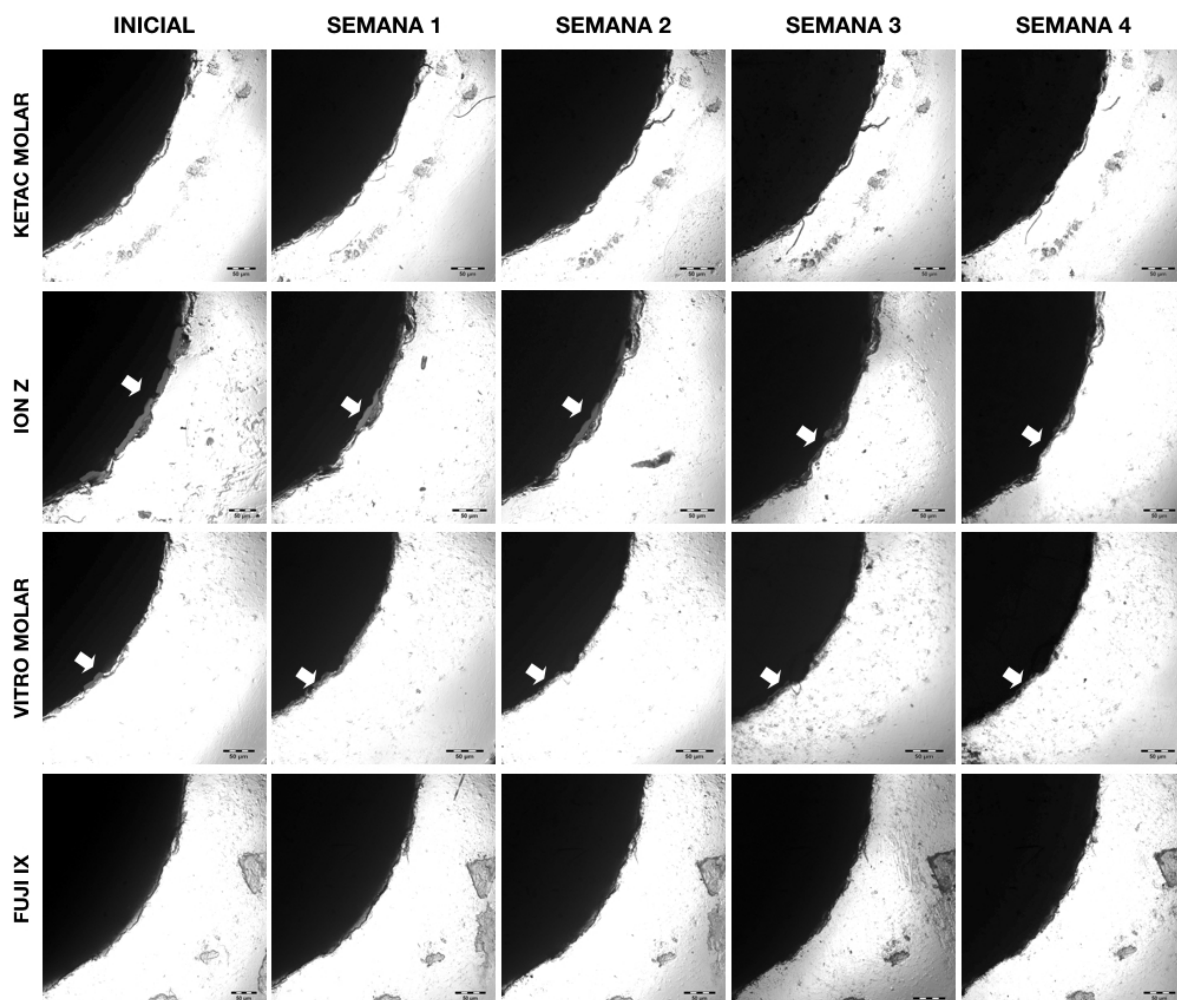


Figura 18. Imagens tomadas do microscópio de luz durante 4 semanas.

4.7 Teste de Resistência Flexural

Na tabela 12 estão os resultados do teste de resistência flexural. Ion Z apresentou o maior valor de resistência. Não foram registradas diferenças significativas entre Ketac Molar e Fuji IX. Nota-se que o Ion Z e Fuji IX apresentaram diferenças significativas comparados ao Vitro Molar, e que o Ketac Molar não diferiu do Vitro Molar.

Tabela 12. Médias (Mpa) e desvio padrão de resistência flexural.

	Ketac Molar	Ion Z	Vitro Molar	Fuji IX
Media (Mpa)	12,05 A,B	13,77 A	10,69 B	13,15 A
Desvio Padrão	1,50	0,51	0,99	1,27

Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

4.8 Teste de Microinfiltração Marginal

A tabela 13 mostra as médias dos escores de microinfiltração. Os escores são maiores em dentes permanentes. Fuji IX apresentou a menor microinfiltração em oclusal e cervical nos dentes permanentes. Os outros CIVs não tiveram diferença significativa entre eles. A microinfiltração em dentes decíduos não teve diferença significativa no escore oclusal e cervical. Os escores oclusais são maiores do que os cervicais nas duas dentições, mas sem diferença significativa.

Tabela 13. Médias e desvio padrão dos escores de microinfiltração em dentes permanentes e decíduos.

	ESCORE OCLUSAL		ESCORE CERVICAL	
	PERMANENTES	DECIDUOS	PERMANENTES	DECIDUOS
KetacMolar	0,75 B (0,72)	0,14 A (0,29)	1,20 B (0,96)	0,56 A (0,74)
Ion Z	0,79 B (0,54)	0,39 A (0,30)	1,11 B (0,70)	0,90 A (0,62)
Vitro Molar	0,85 B (0,75)	0,39 A (0,51)	1,43 B (1,04)	1,36 A (0,80)
Fuji IX	0,25 A (0,44)	0,21 A (0,30)	0,48 A (0,68)	0,74 A (0,86)

Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

4.9 Teste de Microcisalhamento

Na tabela 14 estão as médias e desvio padrão dos resultados obtidos no teste de microcisalhamento. Entre os materiais, o Vitro Molar foi o que apresentou os menores valores de microcisalhamento no tempo de 24 h, tanto em dentes permanentes quanto em decíduos; Ketac Molar, Fuji IX e Ion Z não tiveram diferença significativa. Os dados diminuíram depois da termociclagem em dentes permanentes e decíduos, exceto para o Vitro Molar, onde os dados aumentaram, mas sem diferença significativa entre eles. Nos dentes permanentes, os valores entre os tempos de avaliação tiveram diferenças significativas em cada material, exceto para o Fuji IX. Nos dentes decíduos, os tempos de avaliação não tiveram diferenças significativas, excetuando-se o Ketac Molar. Na tabela 15 estão os percentuais de falhas no teste. A maioria das falhas foram adesivas. Ion Z e Vitro Molar tiveram a maior percentagem de falhas mistas e coesivas em ionômero do que o Ketac Molar e Fuji IX.

Tabela 14. Médias e desvio padrão dos dados de microcisalhamento obtidos em 24 h e depois de 10.000 ciclos de termociclagem.

	PERMANENTES		DECÍDUOS	
	24h	10.000 ciclos	24h	10.000 ciclos
Ketac Molar	12,07 A (1,62)	7,55 C,D (0,75)	10,68 a (1,51)	5,81 c (1,35)
Ion Z	11,90 A (1,30)	8,98 B,C (1,97)	10,30 a (1,33)	9,41 a (1,55)
Vitro Molar	4,81 E (0,19)	5,25 D,E (0,94)	5,55 c (0,55)	6,76 b,c (1,46)
Fuji IX	11,87 A (0,81)	10,39 A,B (1,24)	9,45 a (1,00)	8,40 a,b (0,42)

Letras maiúsculas comparam resultados de dentes permanentes. Letras minúsculas comparam resultados de dentes decíduos. Letras iguais indicam resultados estatisticamente similares (Tukey test, $p \geq 0,05$)

Tabela 15. Número de fraturas e percentagem das fraturas no teste de microcisalhamento.

	PERMANENTES			DECÍDUOS		
	ADESIVA	MISTA	COESIVA IONOMERO	ADESIVA	MISTA	COESIVA IONOMERO
Ketac Molar	43 (93%)	3 (7%)	0 (0%)	43 (90%)	3 (6%)	2 (4%)
Ion Z	15 (27%)	22 (39%)	19 (34%)	18 (37%)	19 (39%)	12 (24%)
Vitro Molar	35 (64%)	10 (18%)	10 (18%)	27 (55%)	12 (24%)	10 (20%)
Fuji IX	44 (90%)	3 (6%)	2 (4%)	35 (80%)	6 (14%)	3 (7%)

5 DISCUSSÃO

Os resultados do teste de difusão em ágar mostraram que os quatro CIVs apresentaram atividade antimicrobiana, contudo essa foi mais acentuada para o Ion Z. A pesquisa elaborada por *da Silva et al* concorda com os resultados deste estudo, pois os materiais Ketac Molar, Vitro Molar e Fuji IX mostraram áreas de inibição bacteriana similares (*da Silva et al.* ¹⁵ 2007), utilizando a mesma metodologia de nossa pesquisa.

O Fuji IX e outros CIVs apresentaram atividade antimicrobiana conforme demonstrado em estudo de *Tiwari et al*, que empregou como meio de cultura o ágar Mueller Hilton (*Tiwari et al.* ¹⁹ 2016). Na pesquisa de *Duque et al* (*Duque et al.* ⁴⁷ 2017), o Ketac Molar foi modificado com duas concentrações de clorexidina, sendo o controle o produto original do fabricante, e os resultados mostraram que o controle não apresentou atividade antimicrobiana, usando o mesmo teste de difusão em ágar. Esse resultado possivelmente sofreu influência da concentração do microrganismo e da mudança de temperatura no ambiente que podem modificar as propriedades dos CIVs (*Kuter et al.* ⁴⁸ 2013).

O Ion Z, por ser um material novo no mercado odontológico, não tem estudos prévios para que se possa efetuar uma comparação com os resultados obtidos nesta pesquisa, que parece ser a primeira a demonstrar a capacidade antimicrobiana desse material.

A inibição bacteriana por parte dos CIVs avaliados pode ser atribuída ao flúor. O flúor tem a capacidade de inibir a produção dos ácidos das bactérias interagindo com a enzima enolase, assim como limitando o fosfoenolpiruvato que atua na formação dos glicanos produzidos pela bactéria *S. mutans*, conhecida por ser um importante fator etiológico nas lesões cariosas (*Tiwari et al.* ¹⁹ 2016; *Forss et al.* ⁴⁹ 1991; *Hamilton* ⁵⁰ 1977). Os CIVs avaliados neste estudo são de alta viscosidade e recomendados para o uso com ART, e já foi demonstrando que esses têm propriedades mecânicas melhoradas, mas liberam uma menor quantidade de flúor do que os outros convencionais (*Yip et al.* ⁵¹ 2001). Este fato sugere que a atividade antimicrobiana pode ser influenciada por outros fatores, como por outros íons liberados. De acordo com *Vermeersch et al*, o baixo pH dos CIVs durante a reação de presa também pode contribuir com as propriedades antimicrobianas (*Vermeersch et al.* ⁵² 2005), assim como a liberação de outros íons presentes nas formulações dos CIVs (*da Silva et al.* ¹⁵ 2007).

O Ion Z demonstrou o melhor desempenho no teste antimicrobiano. Esse material apresenta na sua composição o zinco e o dióxido de titânio, que podem ser os componentes responsáveis pela melhor atividade antimicrobiana do material, e esses elementos não estão presentes na composição dos outros materiais testados. O zinco pode alterar ou prejudicar a membrana celular da bactéria, resultando em perda de conteúdo extracelular e, eventualmente, morte celular bacteriana; os íons de zinco podem interferir com os sistemas das enzimas bacterianas, deslocando-se com íons de magnésio, que são essenciais na atividade enzimática do biofilme dentário (Garcia et al.²¹ 2017; Tavassoli Hojati et al.⁵³ 2013; Paunio⁵⁴ 1970). As partículas livres de dióxido de titânio também podem ter acesso em células danificadas pela membrana e o ataque direto subsequente aos componentes intracelulares pode acelerar a morte celular (Elsaka et al.⁵⁵ 2011; Gogniat et al.⁵⁶ 2006). A capacidade antimicrobiana do zinco e do dióxido de titânio, depende da quantidade presente no material. No estudo de Garcia et al, adicionaram nanopartículas de óxido de zinco em um CIV e neste foi comentado sobre a importância das concentrações adicionadas e a capacidade antimicrobiana do material (Garcia et al.²¹ 2017). O fabricante não divulga as concentrações destes componentes nos CIVs, portanto, outros estudos são necessários para conhecer essas concentrações.

No teste de aderência bacteriana, todos os CIVs apresentaram bactérias aderidas nas suas superfícies. Os CIVs são materiais considerados como rugosos e as superfícies rugosas aumentam a aderência das bactérias e das proteínas salivares (Carlen et al.⁵⁷ 2001). No entanto, Fuji IX apresentou o maior número de contagem de UFC/ml e a menor rugosidade. Uma explicação para esse fato poderia ser a afirmação de Carlen et al, pois para esses pesquisadores as superfícies que possuem mais conteúdo inorgânico, carregam-se positivamente, aumentando a possibilidade de aderência bacteriana na superfície dos materiais (Carlen et al.⁵⁷ 2001). O Fuji IX possui um maior conteúdo de pó, e maior quantidade de partículas, então é provável que o conteúdo inorgânico colocado pelo fabricante seja maior fazendo com que as bactérias que são de natureza ácida e são carregadas negativamente nas condições de pH neutro, tenham a possibilidade de uma maior interação com as cargas opostas. Outro fator a levar em conta é a energia superficial dos CIVs, os quais não polidos possuem um componente polar maior de energia superficial (Carlen et al.⁵⁷ 2001).

Além disto, todos os CIVs demostraram ter atividade antimicrobiana, mas permitiram a adesão bacteriana. Este resultado está de acordo com a conclusão do

estudo de *Bayrak et al*, onde eles comentam que não há relação entre a quantidade de liberação de flúor e a adesão a *S. mutans*. Nesse mesmo estudo, concluíram ainda que a rugosidade do material não influencia na adesão das bactérias, esta afirmativa defende os resultados obtidos no presente estudo, pois o Fuji IX, sendo o material menos rugoso, foi o de maior aderência bacteriana (Bayrak et al. ⁵⁸ 2017).

O teste de rugosidade superficial mostrou que somente o Fuji IX diminuiu a sua rugosidade. Conforme ilustrado na figura 17 de MEV, a alta quantidade de bactérias aderidas nas superfícies dos CP do Fuji IX pode ter afetado a superfície do material.

Em outra pesquisa foram realizados polimentos nas superfícies de alguns materiais, entre eles o Fuji IX, sendo que os controles não foram polidos. O polimento determinou aumento da rugosidade superficial favorecendo a formação de biofilme (Yoshihara et al. ⁵⁹ 2017).

No teste de resistência à abrasão por escovação, os CIVs não tiveram diferença significativa entre os tempos inicial e final em suas massas, no entanto, entre os materiais houve diferença. No estudo de *Thomassewski et al*, a os valores da massa tiveram diferença significativa entre os tempos inicial e final e entre os materiais (Thomassewski et al. ⁶⁰ 2009). Os CIVs, por serem materiais com água na sua composição, precisam ser avaliados seguindo-se um protocolo, pois há perda e ganho de água até o momento de alcançar estabilidade.

A rugosidade e microdureza dos materiais aumentaram após serem submetidos a escovação, mas sem diferença significativa, exceto para o Ion Z que aumentou sua rugosidade de forma significativa. Estes resultados concordam com o estudo de *Reinke et al*, onde o Ketac Molar e Vitro Molar também não apresentaram diferenças significativas entre os tempos de avaliação antes e após teste (Reinke et al. ⁶¹ 2011). Da mesma forma, *Stadler et al* obtiveram resultados semelhantes com o Ketac Molar, comentando que o tamanho, forma e espaçamento entre partículas de carga nos CIVs influenciam na resistência ao desgaste (Stadler et al. ²⁶ 2012). A medida que as restaurações são escovadas, ocorre um desgaste na matriz dos CIVs, com exposição das partículas de vidro que podem se deslocar. No entanto, podem ocorrer mudanças nos valores de rugosidade pela maior exposição de partículas ou aparição de bolhas na matriz. Do mesmo modo, os valores de microdureza dos CIVs podem ser afetados pela abrasão, provavelmente pelo desgaste na matriz do CIV (Bala et al. ⁶² 2012), sendo de importância a proporção adequada de partículas na matriz para minimizar o desgaste (Cibim et al. ⁶³).

Estudos demonstram o papel da escova dental e do dentífrico no desgaste superficial dos CIVs. No estudo de *Stadler et al* dois dentífricos foram avaliados, sendo as diferenças significantes entre eles, pois a escovação realizada com o dentífrico contendo sílica associada ao carbonato de cálcio teve ação mais abrasiva (Stadler et al.²⁶ 2012). No caso das escovas dentais, *Reinke et al* concluíram que as escovas macias e médias tiveram resultados semelhantes (Reinke et al.⁶¹ 2011). No presente estudo, foram empregadas escovas macias e o dentífrico utilizado apresentava carbonato de cálcio como abrasivo.

No teste de erosão por bebidas ácidas, os resultados não apresentaram diferenças significativas nas massas antes e após o ciclo erosivo; no caso da rugosidade, na maior parte das vezes não ocorreu diferenças significativas entre os materiais com as diferentes bebidas e tempos. Nossos resultados concordam com o estudo de *Wang et al* onde o Ketac Molar, Fuji IX e Vitro Molar não apresentaram diferenças significativas após imersão numa solução ácida, no entanto, os materiais podem ter perdido massa, e este fato foi provavelmente mascarado pela sorção de água. Quanto à rugosidade, houve diferença entre os materiais, e esse fato pode ser explicado pela diferença no tempo de armazenamento, bem como pelo tipo de solução ácida empregada no estudo (Wang et al.⁶⁴ 2009).

No caso da microdureza, a maioria dos resultados deste estudo tiveram diferenças significativas entre os tempos e os materiais em cada grupo de bebidas, concordando com o estudo de *Honorio et al*, que explicou que o resultado pode se relacionar com a dissolução da matriz periférica das partículas de vidro nos CIVs, tendo como consequência a dissolução da camada de gel de sílica (Honorio et al.²⁸ 2008; Honorio et al.⁶⁵).

No grupo da saliva, que foi o grupo controle, a microdureza mostrou que as superfícies dos CIVs foram afetadas. *Soderholm et al* realizaram um estudo comparando a lixiviação de materiais armazenados em água destilada e saliva artificial, mostrando que uma maior lixiviação foi encontrada na saliva artificial (Soderholm et al.⁶⁶ 1996). A lixiviação é a solubilização de componentes químicos de um material pela ação de um solvente líquido. Então, a saliva artificial utilizada no estudo, provavelmente afetou a superfície dos CIVs por meio do mecanismo de troca iônica.

Comparando-se os grupos de bebidas ácidas, o Ketac Molar e Vitro molar foram os mais afetados pela bebida isotônica, o Ion Z pelo suco de laranja e o Fuji IX pela

bebida a base de cola. Pode se concluir que a bebida isotônica Gatorade® foi a bebida que mais afetou aos CIVs. *Soderholm et al* afirmaram que os íons presentes em uma solução têm um efeito significativo sobre a capacidade de lixiviação das partículas de um material (*Soderholm et al.* ⁶⁶ 1996). As bebidas utilizadas no nosso estudo tem semelhança por serem ácidas, no entanto, cada uma tem características específicas, como pH, minerais e outros compostos. *Furtado et al* fizeram um estudo sobre os aspectos físico-químicos relacionados ao potencial erosivo de bebidas ácidas e explicaram que o pH, conteúdo de cálcio e fosfato e a acidez titulável são os fatores que indicam a capacidade de erosão de uma bebida (*Furtado et al.* ⁶⁷ 2010). No referido estudo, eles caracterizaram as bebidas a base de cola e suco de laranja, observando que bebidas a base de cola tem um pH baixo comparado com outras bebidas ácidas, no entanto possuem o fosfato e uma acidez titulável menor. A bebida isotônica Gatorade® tem um pH 3,05 e é composta basicamente por carboidratos, sódio e potássio. Porém, pode ser que a acidez titulável seja maior. No estudo de *Xavier et al*, foi avaliada a microdureza no esmalte dentário após exposição à duas diferentes bebidas isotônicas demonstrando que ambas causaram desmineralização no esmalte dental (*Xavier C et al.* ⁶⁸ 2010).

Nos resultados do teste de sorção de água e solubilidade encontrou-se que o Ion Z foi o material que maior sorção apresentou, sem diferença significativa com o Vitro Molar. No entanto, nota-se que o Ketac Molar, Vitro Molar e Fuji IX não apresentaram diferenças significativas entre eles. No caso da solubilidade, o Ion Z foi o que teve a maior solubilidade e os demais materiais não tiveram diferenças significativas entre eles. Os resultados de solubilidade são similares ao estudo de *Calvo et al* onde o Ketac Molar e o Fuji IX não apresentaram diferenças significativas entre eles, no entanto, diferiram na sorção de água, provavelmente pela quantidade de dias imersos na água e protocolo empregado (*Calvo et al.* ¹³ 2016). A água desempenha uma importante função nos CIVs, sendo responsável pelo transporte de cálcio e alumínio para reagir com o ácido e formar a matriz de ácido poliacrílico. Segundo *Bhatia et al* a sorção e solubilidade dependem do tipo e conteúdo de carga, concentração de carga, média do tamanho das partículas no material, agentes de acoplamento, natureza das partículas de carga e o tipo de solvente (*Bhatia et al.* ³⁵ 2017). Enquanto as partículas de carga são de maior volume e maior quantidade, a matriz vai ser menor. Quanto menor é a matriz, menor quantidade de água penetra no material

(Mese et al.⁶⁹ 2008). A sorção de água também pode ser proporcional ao peso do pó por porção (Calvo et al.¹³ 2016).

Nos resultados de expansão hidros cópica em cavidades simuladas pode se observar que o Ion Z e o Vitro Molar foram os materiais que conseguiram fechar as fendas artificiais. Este resultado tem relação com os resultados de sorção de água e solubilidade. A absorção de água pelos CIVs provavelmente deve-se a fatores como a tendência de hidratação da sílica e difusão de água pela matriz no material, sendo os CIVs capazes de fechar micro fraturas dentro do material ou micro fendas entre o material e a superfície dentária (Huang et al.³⁶ 2002; Costa et al.⁷⁰ 2014). Este estudo seguiu a metodologia do estudo de *Huang et al*, que avaliaram materiais restauradores resinosos quanto à expansão hidros cópica. Não foram encontrados estudos com CIVs convencionais, este estudo é o primeiro, assim outros devem ser realizados abordando o tema expansão hidros cópica (Huang et al.³⁶ 2002).

Os resultados obtidos na sorção de água, solubilidade e expansão hidros cópica do Ion Z parecem beneficiar esse cimento. O estudo de *Pomacondor et al* explica que a sorção e solubilidade podem reduzir as propriedades mecânicas dos materiais. Contudo, para os materiais com zinco, existem alguns benefícios, como a liberação desse elemento químico para a dentina subjacente (Pomacondor-Hernandez et al.⁷¹ 2015) inibindo as MMPs, estimulando o efeito metabólico na mineralização com formação de hidroxiapatita menos solúvel e ainda aumentando a oclusão de túbulos dentinários.

Nos resultados de resistência flexural, o Fuji IX apresentou o maior valor, e não foram registradas diferenças significativas entre Ketac Molar e Ion Z e o Ketac Molar não diferiu do Vitro Molar. Nossos resultados concordam com os de *Bonifácio et al* onde o Ketac Molar e o Fuji IX tiveram os valores mais altos de resistência sem diferença entre eles. Diferente de nosso estudo, no estudo de *Bonifácio et al*, o Vitro Molar diferiu do Ketac Molar, talvez esse fato esteja relacionado ao protocolo utilizado e também à distância entre os suportes na máquina universal, sendo essa uma variável utilizada para calcular a resistência flexural (Bonifacio et al.³⁷ 2009).

A resistência flexural é a capacidade de um material se dobrar antes de quebrar, sendo que as forças de flexão são geradas durante a mastigação (Wang et al.⁷² 2003). A proporção de pó/líquido dos CIVs tem uma influência nas suas propriedades mecânicas (Xie et al.⁷³). O estudo de *Zoergiebel e Ilie* comentaram que um alto conteúdo de flúor induz uma maior resistência flexural (Zoergiebel e Ilie⁷⁴ 2013). e

neste, o zinco foi incorporado ao pó de um dos cimentos, produzindo uma melhor conectividade dos agentes de união, formando complexos de zinco-policarboxilato durante a reação de presa, diminuindo o tempo de presa e induzindo maior resistência ao material. *Gorseta et al* concluíram que a resistência à flexão dos ionômeros de vidro é afetada tanto pelo meio de armazenamento dos espécimes quanto pelo fato de serem revestidos (*Gorseta et al.* ⁷⁵ 2016). Os espécimes revestidos com vaselina os protegem da perda de íons, resultando em cimentos ligeiramente mais fortes na flexão. No presente estudo, os CP foram isolados com vaselina para evitar a perda ou ganho de água e assim padronizar o protocolo.

No teste de microinfiltração marginal, não ocorreram diferenças significativas entre os materiais Ketac Molar, Vitro Molar e Ion Z. Fuji IX apresentou os menores valores. *Myaki et al* avaliaram o Ketac Molar e Fuji IX, os quais apresentaram microinfiltração marginal, mas sem diferença significativa (*Myaki et al.* ⁷⁶ 2000), diferindo de nosso estudo. A diferença entre esses resultados pode estar relacionada ao tamanho da amostra e técnica de trabalho empregada.

No estudo de *Raju et al* a microinfiltração marginal foi maior para dentes permanentes do que decíduos, mas sem diferença estatística entre eles (*Raju et al.* ⁷⁷ 2014). No presente estudo detectamos diferenças significantes entre dentes decíduos e permanentes. *German et al* explica que a força de ligação da dentina é mais fraca em dentes decíduos podendo ser devido às diferenças na micromorfologia e na composição química entre os dentes das duas dentições (*German Cecilia et al.* ⁷⁸ 2005), afirmativa que sustenta os resultados de nosso estudo.

A microinfiltração em oclusal foi menor do que na cervical. Este fato pode se relacionar com uma maior dificuldade de se restaurar cavidades ocluso-proximais. *Bala et al* explica que a infiltração marginal em cavidades ocluso-proximais pode ser devido às preparações cavitárias extendidas até o cimento dentário, causando uma menor ligação dos materiais ao dente, além do que a margem cervical é uma área crítica de adesão. Assim mesmo, o ácido pode não ser levado de forma homogênea à superfície da cavidade condicionada, e este passo é recomendado para aumentar a força de ligação do CIV com o substrato porque promove uma limpeza superficial aumentando a interação micromecânica e química entre o CIV e a hidroxiapatita (*Bala et al.* ⁷⁹ 2003).

Bonifácio et al explicam que as razões mais comuns de falhas em uma restauração de CIV classe II ocorrem devido à um defeito marginal, perda de retenção,

fratura e cárie secundária (Bonifacio et al.³⁷ 2009). *Frencken et al* descreveram que em dentes permanentes o principal motivo para falhas nas restaurações de classe II é a perda de CIV na área proximal (Frencken et al.⁷ 2012). Portanto, a busca de CIVs com fortes propriedades mecânicas é necessária para alcançar melhores taxas de longevidade das restaurações atraumáticas. Os CIVs de maior viscosidade promovem maior longevidade para as restaurações atraumáticas em dentes permanentes e decíduos. (Yip et al.⁸⁰)

Para avaliar a resistência de união foi utilizado o teste de microcissalhamento, que tem como vantagens reduzir a demanda de preparo de CP e padronização do teste (Cruz et al.⁸¹ 2012). No teste, utilizou-se macarrões perfurados para o protocolo, oferecendo a vantagem de não criar forças de tensão durante sua remoção e o diâmetro interior favorece a inserção fácil do material (Heringer et al.⁴⁴ 2016). O Vitro Molar foi o material com os menores valores enquanto que Ketac Molar, Fuji IX e Ion Z não tiveram diferença significativa entre eles, tanto em dentes permanentes como em decíduos. Os resultados concordam com o estudo de *Calvo et al* com o Ketac Molar e Fuji IX (Calvo et al.¹³ 2016). Os valores entre tempos de avaliação diminuíram tendo diferenças significativas em cada material, exceto para o Fuji IX em dentes permanentes e o Ketac Molar em dentes decíduos. Os resultados concordam com o estudo de *Tedesco et al* onde os valores de resistência de união diminuíram com a longevidade (Tedesco et al.⁸² 2014). Para explicar o resultado, o estudo anterior sugere que os CIVs podem formar uma camada de "troca iônica" com a dentina, o que pode tornar a interface adesiva extremamente forte. Também atribuem a microinfiltração de água entre a interface, fator que provoca a degradação.

O Ion Z não apresentou diferença significativa com Ketac Molar e Fuji IX, mas não existem outros estudos para poder comparar os resultados obtidos nesta pesquisa, os quais podem ser explicados pelos estudos citados anteriormente. *Pomacondor et al* explicam que o zinco pode estimular o efeito metabólico na mineralização e aumenta a oclusão de túbulos dentinários (Pomacondor-Hernandez et al.⁷¹ 2015), podendo aumentar as propriedades adesivas do CIV. No entanto, mais estudos devem ser desenvolvidos para avaliar esse material.

A principal ligação dos CIVs com a dentina é através das ligações iônicas entre os componentes nos materiais e a hidroxiapatita do substrato. Os resultados obtidos no teste podem ser explicados segundo a composição de cada material (Calvo et al.¹³ 2016). A maioria das falhas foram adesivas. Ion Z e Vitro Molar tem maior

percentagem de falhas mistas e coesivas do que o Ketac Molar e Fuji IX. As falhas podem ser devidas as propriedades do material nos componentes de união e o protocolo utilizado (Cruz et al.⁸¹ 2012).

Com os resultados obtidos em cada método, pode se concluir que o Ion Z, cimento novo no mercado, teve resultados similares comparado com o Ketac Molar e o Fuji IX, que são os cimentos mais utilizados nas pesquisas de ART. O Vitro Molar foi o material com pior desempenho. Com isto, pode se dizer que o Ion Z é um material que demonstrou ter um bom desempenho *in vitro* e que pode ser utilizado da mesma forma que o Ketac Molar e o Fuji IX em restaurações atraumáticas. No entanto, estudos clínicos devem ser feitos para comprovar a eficácia deste material *in vivo*.

6 CONCLUSÕES

- Os cimentos de ionômero de vidro apresentaram atividade antimicrobiana sendo o Ion Z o cimento de melhor desempenho. No entanto, na superfície de todos os CIVs foi possível o crescimento bacteriano, demonstrando que a capacidade antimicrobiana não tem relação com aderência bacteriana.
- A aderência bacteriana não tem relação com a rugosidade dos CIVs
- O efeito da abrasão e erosão na superfície dos CIVs depende mais dos produtos empregados para abrasão/erosão (soluções e dentifrícios) do que dos tipos de CIVs.
- A sorção de água, solubilidade e o efeito da expansão hidrocópica depende da composição de cada material. O Ion Z mostrou os valores maiores nestes testes.
- Os CIVs apresentaram semelhança na sua resistência flexural, exceto o Vitro Molar.
- Todos os CIVs apresentam pouca microinfiltração marginal em superfície oclusal e cervical. O Fuji IX apresentou o melhor desempenho.
- Os CIVs apresentam desempenho semelhante na resistência de união ao microcisalhamento em dentina de dentes permanentes e decíduos, exceto o Vitro Molar. A resistência de união diminui com o tempo.
- O Ion Z demonstrou bom desempenho *in vitro*, semelhante ao Ketac Molar e o Fuji IX, sendo promissor para uso nas restaurações atraumáticas após testes clínicos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Saúde Md. SB Brasil 2010: Pesquisa Nacional de Saúde Bucal: resultados principais. 2012.
2. Petersen PE. World Health Organization global policy for improvement of oral health--World Health Assembly 2007. *Int Dent J.* 2008; Jun;58(3):115-21.
3. Petersen PE. The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century--the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2003; Dec;31 Suppl 1:3-23.
4. Frencken JE, Holmgren CJ. How effective is ART in the management of dental caries? *Community Dent Oral Epidemiol.* 1999; Dec;27(6):423-30.
5. Tascon J. [Atraumatic restorative treatment to control dental caries: history, characteristics, and contributions of the technique]. *Rev Panam Salud Publica.* 2005; Feb;17(2):110-5.
6. Ruiz O, Frencken JE. ART integration in oral health care systems in Latin American countries as perceived by directors of oral health. *Journal of applied oral science : revista FOB.* 2009;17 Suppl:106-13.
7. Frencken JE, Leal SC, Navarro MF. Twenty-five-year atraumatic restorative treatment (ART) approach: a comprehensive overview. *Clinical oral investigations.* 2012; Oct;16(5):1337-46.
8. Takahashi Y, Imazato S, Kaneshiro AV, Ebisu S, Frencken JE, Tay FR. Antibacterial effects and physical properties of glass-ionomer cements containing chlorhexidine for the ART approach. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2006; Jul;22(7):647-52.
9. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater.* 2016; Jun 28;7(3).
10. Cho SY, Cheng AC. A review of glass ionomer restorations in the primary dentition. *J Can Dent Assoc.* 1999; Oct;65(9):491-5.
11. de Amorim RG, Leal SC, Frencken JE. Survival of atraumatic restorative treatment (ART) sealants and restorations: a meta-analysis. *Clinical oral investigations.* 2012; Apr;16(2):429-41.
12. van 't Hof MA, Frencken JE, van Palenstein Helderman WH, Holmgren CJ. The atraumatic restorative treatment (ART) approach for managing dental caries: a meta-analysis. *Int Dent J.* 2006; Dec;56(6):345-51.
13. Calvo AF, Kicuti A, Tedesco TK, Braga MM, Raggio DP. Evaluation of the relationship between the cost and properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Brazilian oral research.* 2016;30.

14. Holmgren CJ, Lo EC, Hu D, Wan H. ART restorations and sealants placed in Chinese school children--results after three years. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2000; Aug;28(4):314-20.
15. 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; Sep;18(9):1859-62.
16. Jorgensen JH, Ferraro MJ. Antimicrobial susceptibility testing: a review of general principles and contemporary practices. *Clinical infectious diseases : an official publication of the Infectious Diseases Society of America.* 2009; Dec 1;49(11):1749-55.
17. Yadiki JV, Jampanapalli SR, Konda S, Inguva HC, Chimata VK. Comparative Evaluation of the Antimicrobial Properties of Glass Ionomer Cements with and without Chlorhexidine Gluconate. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2016; Apr-Jun;9(2):99-103.
18. Marti LM, Mata M, Ferraz-Santos B, Azevedo ER, Giro EM, Zuanon AC. Addition of chlorhexidine gluconate to a glass ionomer cement: a study on mechanical, physical and antibacterial properties. *Braz Dent J.* 2014; Jan-Feb;25(1):33-7.
19. Tiwari S, Kenchappa M, Bhayya D, Gupta S, Saxena S, Satyarth S, et al. Antibacterial Activity and Fluoride Release of Glass-Ionomer Cement, Compomer and Zirconia Reinforced Glass-Ionomer Cement. *J Clin Diagn Res.* 2016; Apr;10(4):ZC90-3.
20. Simmons JO, Meyers EJ, Lien W, Banfield RL, Roberts HW, Vandewalle KS. Effect of surface treatments on the mechanical properties and antimicrobial activity of desiccated glass ionomers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2016; Nov;32(11):1343-51.
21. Garcia P, Cardia MFB, Francisconi RS, Dovigo LN, Spolidorio DMP, de Souza Rastelli AN, et al. Antibacterial activity of glass ionomer cement modified by zinc oxide nanoparticles. *Microscopy research and technique.* 2017; May;80(5):456-61.
22. Arroyo E, Enriquez L, Sanchez A, Ovalle M, Olivas A. Scanning electron microscopy of bacteria *Tetrasphaera duodecadis*. *Scanning.* 2014; Sep-Oct;36(5):547-50.
23. Garcia P, Cardia MFB, Francisconi RS, Dovigo LN, Spolidorio DMP, de Souza Rastelli AN, et al. Antibacterial activity of glass ionomer cement modified by zinc oxide nanoparticles. (1097-0029 (Electronic)).
24. Mondelli RF, Wang L, Garcia FC, Prakki A, Mondelli J, Franco EB, et al. Evaluation of weight loss and surface roughness of compomers after simulated toothbrushing abrasion test. *Journal of applied oral science : revista FOB.* 2005; Jun;13(2):131-5.
25. Moshaverinia M, Borzabadi-Farahani A, Sameni A, Moshaverinia A, Ansari S.

Effects of incorporation of nano-fluorapatite particles on microhardness, fluoride releasing properties, and biocompatibility of a conventional glass ionomer cement (GIC). *Dental materials journal*. 2016;35(5):817-21.

26. Stadler P, Matos Spartalis PA, Wambier LM, Glaci Reinke SM, Rodrigues Chibinski AC, dos Santos FA, et al. Evaluation of changes on glass ionomer cements after simulate toothbrushing

with dentifrices of different abrasiveness. *REVISTA DE ODONTOLOGIA DA UNESP*. 2012; 03-04;41(2):88-94.

27. Francisconi LF, Honorio HM, Rios D, Magalhaes AC, Machado MA, Buzalaf MA. Effect of erosive pH cycling on different restorative materials and on enamel restored with these materials. *Operative dentistry*. 2008; Mar-Apr;33(2):203-8.

28. Honorio HM, Rios D, Francisconi LF, Magalhaes AC, Machado MA, Buzalaf MA. Effect of prolonged erosive pH cycling on different restorative materials. *Journal of oral rehabilitation*. 2008; Dec;35(12):947-53.

29. Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nat Methods*. 2012; Jul;9(7):671-5.

30. ISO. International Standard Organization 4049. Dentistry: resin based dental fillings. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2000. 2000.

31. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*. 2005; Nov;26(33):6449-59.

32. Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006; Oct;22(10):973-80.

33. Reis AF, Giannini M, Pereira PN. Influence of water-storage time on the sorption and solubility behavior of current adhesives and primer/adhesive mixtures. *Operative dentistry*. 2007; Jan-Feb;32(1):53-9.

34. Gerdolle DA, Mortier E, Jacquot B, Panighi MM. Water sorption and water solubility of current luting cements: an in vitro study. *Quintessence Int*. 2008; Mar;39(3):e107-14.

35. Bhatia HP, Singh S, Sood S, Sharma N. A Comparative Evaluation of Sorption, Solubility, and Compressive Strength of Three Different Glass Ionomer Cements in Artificial Saliva: An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2017; Jan-Mar;10(1):49-54.

36. Huang C, Kei LH, Wei SH, Cheung GS, Tay FR, Pashley DH. The influence of hygroscopic expansion of resin-based restorative materials on artificial gap reduction. *J Adhes Dent*. 2002; Spring;4(1):61-71.

37. Bonifacio CC, Kleverlaan CJ, Raggio DP, Werner A, de Carvalho RC, van Amerongen WE. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Aust Dent J.* 2009; Sep;54(3):233-7.
38. Sawani S, Arora V, Jaiswal S, Nikhil V. Comparative evaluation of microleakage in Class II restorations using open vs. closed centripetal build-up techniques with different lining materials. *J Conserv Dent.* 2014; Jul;17(4):344-8.
39. Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK, Zinelis S. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clinical oral investigations.* 2016; May 10.
40. Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK, Zinelis S. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clinical oral investigations.* 2017; May;21(4):1063-70.
41. Gyanani HC, Chhabra N, Shah NC, Jais PS. Microleakage in Sub-Gingival Class II Preparations Restored Using Two Different Liners for Open Sandwich Technique Supplemented With or Without Ultrasonic Agitation: An In Vitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2016; Mar;10(3):Zc70-3.
42. Loguercio AD, Alessandra R, Mazzocco KC, Dias AL, Busato AL, Singer Jda M, et al. Microleakage in class II composite resin restorations: total bonding and open sandwich technique. *J Adhes Dent.* 2002; Summer;4(2):137-44.
43. Fabianelli A, Sgarra A, Goracci C, Cantoro A, Pollington S, Ferrari M. Microleakage in class II restorations: open vs closed centripetal build-up technique. *Operative dentistry.* 2010; May-Jun;35(3):308-13.
44. Heringer H, Catelan A, Alves D, Baggio F, Caldas M, Maffei L, et al. Influence of matrix type on microshear bond strength test. *Dental Cadmos.* 2016; May 2016;84(5):314-8.
45. Loguercio AD, Munoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigao J. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *Journal of dentistry.* 2015; Sep;43(9):1060-70.
46. Azevedo ER, Coldebella CR, Zuanon AC. Effect of ultrasonic excitation on the microtensile bond strength of glass ionomer cements to dentin after different water storage times. *Ultrasound Med Biol.* 2011; Dec;37(12):2133-8.
47. Duque C, Aida KL, Pereira JA, Teixeira GS, Caldo-Teixeira AS, Perrone LR, et al. In vitro and in vivo evaluations of glass-ionomer cement containing chlorhexidine for Atraumatic Restorative Treatment. *Journal of applied oral science : revista FOB.* 2017; Sep-Oct;25(5):541-50.
48. Kuter B, Eden E, Yildiz H. The effect of heat on the mechanical properties of glass ionomer cements. *European journal of paediatric dentistry : official journal of European Academy of Paediatric Dentistry.* 2013; Jun;14(2):90-4.

49. Forss H, Jokinen J, Spets-Happonen S, Seppa L, Luoma H. Fluoride and mutans streptococci in plaque grown on glass ionomer and composite. *Caries research*. 1991;25(6):454-8.
50. Hamilton IR. Effects of fluoride on enzymatic regulation of bacterial carbohydrate metabolism. *Caries research*. 1977;11 Suppl 1:262-91.
51. Yip HK, Smales RJ, Ngo HC, Tay FR, Chu FC. Selection of restorative materials for the atraumatic restorative treatment (ART) approach: a review. *Special care in dentistry : official publication of the American Association of Hospital Dentists, the Academy of Dentistry for the Handicapped, and the American Society for Geriatric Dentistry*. 2001; Nov-Dec;21(6):216-21.
52. Vermeersch G, Leloup G, Delmee M, Vreven J. Antibacterial activity of glass-ionomer cements, compomers and resin composites: relationship between acidity and material setting phase. *Journal of oral rehabilitation*. 2005; May;32(5):368-74.
53. Tavassoli Hojati S, Alaghemand H, Hamze F, Ahmadian Babaki F, Rajab-Nia R, Rezvani MB, et al. Antibacterial, physical and mechanical properties of flowable resin composites containing zinc oxide nanoparticles. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013; May;29(5):495-505.
54. Paunio IK. The effect of certain cations and anions on the alkaline phosphomonoesterase activities in human dental plaque. *Acta odontologica Scandinavica*. 1970; Jun;28(3):399-415.
55. Elsaka SE, Hamouda IM, Swain MV. Titanium dioxide nanoparticles addition to a conventional glass-ionomer restorative: influence on physical and antibacterial properties. *Journal of dentistry*. 2011; Sep;39(9):589-98.
56. Gogniat G, Thyssen M, Denis M, Pulgarin C, Dukan S. The bactericidal effect of TiO₂ photocatalysis involves adsorption onto catalyst and the loss of membrane integrity. *FEMS microbiology letters*. 2006; May;258(1):18-24.
57. Carlen A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K, Olsson J. Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*. 2001; Mar;22(5):481-7.
58. Bayrak GD, Sandalli N, Selvi-Kuvvetli S, Topcuoglu N, Kulekci G. Effect of two different polishing systems on fluoride release, surface roughness and bacterial adhesion of newly developed restorative materials. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2017; Nov 12;29(6):424-34.
59. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Sano H, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Bacterial adhesion not inhibited by ion-releasing bioactive glass filler. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2017; Jun;33(6):723-34.
60. Thomassewski MHD, Santos FA, Wambier DS. Wear of glass ionomer cement

indicated atraumatic restorative treatment after simulated toothbrushing. *Rev Odontol UNESP*. 2009;38(3):135-42.

61. Reinke S, Rastelli M, dos Santos F, Wambier DS. Action of Toothbrushes of different textures on Glass Ionomer Cements indicated for Atraumatic Restorative Treatment. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr*, João Pessoa. 2011;11(2):151-8.

62. Bala O, Arisu HD, Yikilgan I, Arslan S, Gullu A. Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *European journal of dentistry*. 2012; Jan;6(1):79-86.

63. Cibim DD, Saito MT, Giovani PA, Borges AFS, Pecorari VGA, Gomes OP, et al. Novel Nanotechnology of TiO₂ Improves Physical-Chemical and Biological Properties of Glass Ionomer Cement. (1687-8787 (Print)).

64. Wang L, Cefaly DF, Dos Santos JL, Dos Santos JR, Lauris JR, Mondelli RF, et al. In vitro interactions between lactic acid solution and art glass-ionomer cements. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2009; Jul-Aug;17(4):274-9.

65. Honorio HM, Rios D Fau - Francisconi LF, Francisconi Lf Fau - Magalhaes AC, Magalhaes Ac Fau - Machado MAAM, Machado Ma Fau - Buzalaf MAR, Buzalaf MA. Effect of prolonged erosive pH cycling on different restorative materials. (1365-2842 (Electronic)).

66. Soderholm KJ, Mukherjee R, Longmate J. Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *Journal of dental research*. 1996; Sep;75(9):1692-9.

67. Furtado J, Costa F V, Furtado M D, Pedroso T C. Physicochemical aspects related to the erosive potential of acid beverages. *RFO, Passo Fundo*. 2010;15(3):325-30.

68. Xavier C A, Cavalcanti L A, Montenegro V R, Melo BCA J. In vitro Evaluation of Dental Enamel Microhardness after Exposure to Isotonic Beverages. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr*, João Pessoa. 2010;10(2):145-50.

69. Mese A, Burrow MF, Tyas MJ. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. *Dental materials journal*. 2008; Sep;27(5):702-9.

70. Costa S, Borges R, Galbiatti F, Dantas A, Viegas R, Lemes H. Bond Strength of glass ionomer cement to Composite Resin Restorations - a Literature Review. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*. 2014; 2024;14(3):89-94.

71. Pomacondor-Hernandez C, Osorio R, Aguilera FS, Cabello I, De Goes M, Toledano M. Effect of zinc-doping in physicochemical properties of dental adhesives. *American journal of dentistry*. 2015; Oct;28(5):292-6.

72. Wang L, D'Alpino PH, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2003; Sep;11(3):162-7.

73. Xie D, Brantley Wa Fau - Culbertson BM, Culbertson Bm Fau - Wang G, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. (0109-5641 (Print)).
74. Zoergiebel J, Ilie N. Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. *Clinical oral investigations*. 2013; Mar;17(2):619-26.
75. Gorseta K, Glavina D, T S, Czamecka B, JW N. The effect of petroleum jelly, light-cured varnish and different storage media on the flexural strength of glass ionomer dental cements. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*. 2016;2(1):55-9.
76. Myaki S, Fava M, Hayashi P, Vieira C M, Balducci I. Infiltração marginal em restaurações com cimento de ionômero de vidro para o Tratamento Restaurador Atraumático *Rev Odontol UNESP*. 2000;29(1/2):105-12.
77. Raju VG, Venumbaka NR, Mungara J, Vijayakumar P, Rajendran S, Elangovan A. Comparative evaluation of shear bond strength and microleakage of tricalcium silicate-based restorative material and radioopaque posterior glass ionomer restorative cement in primary and permanent teeth: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2014;32(4):304-10.
78. German Cecilia C, Garcia Ballesta C, Cortes Lillo O, Perez Lajarin L. Shear bond strength of a self-etching adhesive in primary and permanent dentition. *American journal of dentistry*. 2005; Oct;18(5):331-4.
79. Bala O, Uctasli MB, Unlu I. The leakage of Class II cavities restored with packable resin-based composites. *The journal of contemporary dental practice*. 2003; Nov 15;4(4):1-11.
80. Yip HK, Smales Rj Fau - Ngo HC, Ngo Hc Fau - Tay FR, Tay Fr Fau - Chu FC, Chu FC. Selection of restorative materials for the atraumatic restorative treatment (ART) approach: a review. (0275-1879 (Print)).
81. Cruz JB, Lenzi TL, Tedesco TK, Guglielmi Cde A, Raggio DP. Eroded dentin does not jeopardize the bond strength of adhesive restorative materials. *Brazilian oral research*. 2012; Jul-Aug;26(4):306-12.
82. Tedesco TK, Bonifácio CC, Hesse D, Kleverlaan CJ, Lenzi TL, Raggio DP. Bonding longevity of flowable GIC layer in artificially carious dentin. *International Journal of Adhesion And Adhesives*. 2014;51:62-6.

**ANEXO A – Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da
Universidade Estadual de Ponta Grossa (COEP / UEPG)**

**FACULDADES PONTA
GROSSA/ PR****PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Avaliação das propriedades adesivas, microbiológicas e mecânicas de quatro cimentos de ionômero de vidro usados na Técnica de Restauração Atraumática

Pesquisador: denise stadler wambier

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 64775716.0.0000.5689

Instituição Proponente: Universidade Estadual de Ponta Grossa

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.941.377

Apresentação do Projeto:

A presente proposta objetiva comparar in vitro, as propriedades de 4 cimentos de ionômero de vidro utilizados no ART.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Geral:

Avaliar in vitro as propriedades adesivas, microbiológicas e mecânicas de quatro cimentos de ionômero de vidro empregados na técnica de restauração atraumática (ART).

Objetivos Específicos:

Avaliar nos quatro cimentos de ionômero de vidro:

- a microinfiltração marginal em restaurações
- as fendas na interface ionômero-dente
- a resistência de união na interface ionômero-dente.
- a inibição de crescimento bacteriano
- a aderência bacteriana na superfície.
- o efeito antimicrobiano com microdiluição.
- a resistência a abrasão por escovação
- a erosão em bebidas ácidas.

Endereço: Av. Carlos Cavalcanti, 8000

Bairro: Cidade Ponta Grossa

CEP: 84.030-000

UF: PR

Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42)3025-8555

E-mail: cep@faculdadespontagrossa.com.br

FACULDADES PONTA GROSSA/ PR



Continuação do Parecer: 1.941.377

- a sorção de água e solubilidade.
- a resistência flexural.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Medidas de proteção aos pesquisadores: Utilização de Equipamentos de Proteção Individual (EPI's).

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Espera-se que os materiais avaliados apresentem bons resultados em cada propriedade, em especial, o produto novo lançado no mercado odontológico (Ion Z, FGM).

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentou declaração do Banco de Dentes Humanos da UEPG

Recomendações:

não se aplica

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_834073.pdf	17/12/2016 22:36:11		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO.docx	17/12/2016 22:33:57	denise stadler wambier	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.docx	17/12/2016 22:14:44	denise stadler wambier	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	Dec_Banco_de_Dentes.docx	29/11/2016 01:35:32	denise stadler wambier	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Endereço: Av. Carlos Cavalcanti, 8000

Bairro: Cidade Ponta Grossa

CEP: 84.030-000

UF: PR

Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42)3025-8555

E-mail: cep@faculdadespontagrossa.com.br

**FACULDADES PONTA
GROSSA/ PR**

Continuação do Parecer: 1.941.377

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PONTA GROSSA, 23 de Fevereiro de 2017

Assinado por:
Cristiane Ansbach Pereira Mendes
(Coordenador)

Endereço: Av. Carlos Cavalcanti, 8000

Bairro: Cidade Ponta Grossa

CEP: 84.030-000

UF: PR

Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42)3025-8555

E-mail: cep@faculdadespontagrossa.com.br