



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



THALITA BOLDIERI

**PROPRIEDADES FÍSICAS E MECÂNICAS DE CIMENTOS DE IONÔMERO DE
VIDRO ENCAPSULADOS E NÃO ENCAPSULADOS.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas – Área de Odontopediatria, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Orientadora: Profa. Dra. Ângela Cristina Cilense Zuanon
Co-orientadora: Profa. Dra. Rita de Cássia Loiola Cordeiro

Araraquara
2016

Boldieri, Thalita

Propriedades físicas e mecânicas de cimentos de ionômero de vidro encapsulados e não encapsulados / Thalita Boldieri .-- Araraquara: [s.n.], 2016.

53 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientadora: Profa. Dra Ângela Cristina Cilense Zuanon

Co-orientadora: Profa. Dra. Rita de Cássia Loiola Cordeiro

1. Cimentos de ionômeros de vidro 2. Propriedades físicas
3. Estética dentária I. Título

THALITA BOLDIERI

**PROPRIEDADES FÍSICAS E MECÂNICAS DE CIMENTOS DE IONÔMERO DE
VIDRO ENCAPSULADOS E NÃO ENCAPSULADOS.**

Tese para obtenção do grau de Doutor

Comissão Julgadora

Presidente e Orientadora: Profa. Dra. Ângela Cristina Cilense Zuanon

Examinador 1: Profa. Dra. Karina Antunes Neves

Examinador 2: Profa. Dra. Hérica Adad Ricci

Examinador 3: Profa. Dra. Elaine Pereira da Silva Tagliaferro

Examinador 4: Dr. Osmir Batista Oliveira Jr.

Araraquara, 23 de março de 2016.

DADOS CURRICULARES

THALITA BOLDIERI

NASCIMENTO	13.3.1986 – Ribeirão Preto/SP
FILIAÇÃO	Luiz Roberto Boldieri Marlene Magalhães Boldieri
2005/2008	Curso de Graduação Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
2009/2012	Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas Área de Concentração Odontopediatria - Nível Mestrado Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
2012/2016	Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas Área de Concentração Odontopediatria - Nível Doutorado Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

"Que eu continue com vontade de viver, mesmo sabendo que a vida é, em muitos momentos, uma lição difícil de ser aprendida. Que eu permaneça com vontade de ter grandes amigos, mesmo sabendo que, com as voltas do mundo, eles vão indo embora de nossas vidas. Que eu realmente sempre a vontade de ajudar as pessoas, mesmo sabendo que muitas delas são incapazes de ver, sentir, entender ou utilizar essa ajuda. Que eu mantenha meu equilíbrio, mesmo sabendo que muitas coisas que vejo no mundo escurecem meus olhos. Que eu realmente a minha garra, mesmo sabendo que a derrota e a perda são ingredientes tão fortes quanto o sucesso e a alegria. Que eu atenda sempre mais à minha intuição, que sinaliza o que de mais autêntico eu possuo. Que eu pratique mais o sentimento de justiça, mesmo em meio à turbulência dos interesses. Que eu manifeste amor por minha família, mesmo sabendo que ela muitas vezes me exige muito para manter sua harmonia. E, acima de tudo...

Que eu lembre sempre que todos nós fazemos parte dessa maravilhosa teia chamada vida, criada por alguém bem superior a todos nós! E que as grandes mudanças não ocorrem por grandes feitos de alguns e, sim, nas pequenas parcelas cotidianas de todos nós!"

Chico Xavier

Dedico este trabalho...

À Deus,

Fiel e amigo, que permaneceu ao meu lado durante toda essa trajetória, mesmo que eu não percebesse, me capacitou para vencer os obstáculos que foram apresentados. E por ter guiado os meus passos, a fim de que trilhasse a direção correta e chegasse ao fim dessa caminhada.

“Tudo o que vale a pena possuir, vale a pena esperar o tempo e a vontade de Deus”.

Ao meu príncipe **Davi Boldieri Espíndula,**

Razão de tudo, aquele que foi a minha melhor companhia, a minha melhor ajuda, o motivo para continuar. Que desde o nascimento divide comigo os andares e laboratórios desta faculdade, compreende a minha ausência e sempre me presenteia com seu sorriso aos finais de tarde. Gostaria de dizer que me lembro de você em todas as horas, quando o desespero surge, seu sorriso vem em minha memória e a serenidade me permite prosseguir.

Muito obrigada por você existir!!! Te amo muito!

Agradecimentos Especiais

À minha mãe **Marlene Magalhães Barboza**,

Sua determinação, garra, honestidade e respeito ao próximo são exemplos a serem seguidos. Muito obrigada por toda ajuda que me deu durante essa fase e por sempre me apoiar. Amo a senhora incondicionalmente!

Ao meu pai **Luiz Roberto Boldieri**,

Pelo apoio e carinho em todos os momentos, pelo amor e atenção superando nossa distância, pelo exemplo de caráter e honestidade, por ser um pai maravilhoso. Amo!

Ao meu padrasto **José Eduardo Barboza**,

Por ter participado de toda a minha vida, me incentivado, me ajudado e me acolhido. Por sempre ter me estimulado a crescer profissionalmente e por ser uma pessoa incrível! Obrigada por tudo!

Aos meus **irmãos Michelle, Almir, Valdirene e Gislaine**,

Vocês são e sempre serão meus melhores amigos! Obrigada pelo carinho, respeito, amizade e pela constante torcida.

“Pais brilhantes estimulam os filhos a fazer de cada lágrima uma oportunidade de crescimento”

(Augusto Cury)

À minha orientadora, **Ângela Cristina Cilense Zuanon,**

Você ter se tornado minha orientadora foi um susto, seguido de imensa alegria e gratidão. Achei que saíam faíscas dessa orientação, simplesmente por me achar muito parecida com você, espontânea, briguenta e muito determinada. Esse trabalho só foi possível devido a sua dedicação e compreensão. Muito obrigada por tudo, me faltam palavras para agradecer tudo o que fez para me ajudar.

À minha co-orientadora, **Rita de Cássia Loiola Cordeiro,**

Obrigada por sempre me incentivar, pela dedicação, pelo carinho em todos os anos que me orientou e por ter sempre uma palavra amiga para me acalmar. Serei sempre grata por me apresentar os caminhos da pós-graduação.

A minha amiga **Luana Mafra Marti,**

Que foi fundamental no delineamento desse projeto, e surgiu como a luz no fim do túnel do meu doutorado. Obrigada por estar presente em minha vida, e me ajudar tanto com o Davi. É imenso o carinho e a gratidão que eu e meu filho temos por você.

Ao meu amigo **Vinicius Krieger Costa Nogueira,**

Pela essencial participação nesse projeto, pelo carinho e mais que isso pela amizade construída nesses anos. Sou muito grata a você!

As minhas amigas Camila Fragelli, Ana Paula Turrioni e Luciana Bianchi, que estão comigo desde o mestrado, participando da minha vida e me ajudando em todos aspectos. Obrigada pelo carinho, pela amizade e por toda atenção dada a mim e ao Davi. Espero ter vocês sempre ao meu lado.

A todos os amigos e colegas da Pós-Graduação, alguns que por aqui passaram e outros que aqui ainda estão: Amanda Fontana, Natália Apolinario, Luciana Bianchi, Ana Paula Turrioni, Beatriz Ferraz, Margareth da Mata, Rosa Dutra, Ana Luísa Botta, Hérica Ricci, Elcilaine Azevedo, Fabiano Jeremias, Marco Paschoal, Juliana Feltrin, Débora Schefel, Marcia Tanaka, Michele Diniz, Jonas Rodrigues, Leticia Vargas, Diego Giroto, Manoel Restrepo, Ana Carolina Becci, Luana Marti, Yasmin Albuquerque, Vinicius Krieger, Natalia Berlotto, Carolina Mendes, Matheus Mariussu, Jessica Cavalheiro, Tamiris Orrico e Liege Montoro.

Aos professores da Disciplina de Odontopediatria, Prof^a. Dr^a. Lourdes dos Santos-Pinto, Prof^a. Dr^a. Rita de Cássia Loiola Cordeiro, Prof^a. Dr^a. Angela Cristina Cilense Zuanon, Prof. Dr. Cyneu Aguiar Pansani, Prof^a. Dr^a. Josimeri Hebling Costa, Prof^a. Dr^a. Elisa Maria Aparecida Giro, Prof. Dr. Fábio César Braga de Abreu e Lima, e Prof^a. Dr^a. Fernanda Lourenção Brigenti pelos milhares de ensinamentos ao longo desses anos.

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil, Antonio Cabrini, Dulce de Oliveira, Sônia Tircailo, Odete Amaral, Marcia Held, Cristina Affon, Diego Pendenza e Flavia de Annunzio por além do apoio nas atividades científicas, me concederem carinho e apoio ao longo dessa jornada.

Ao Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr, representado pelo chefe Prof. Dr. Cyneu Aguiar Pansani e pela Vice-Chefe Prof^a. Dr^a. Lidia Parsekian Martins.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas coordenado pelo Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior (coordenador) e Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto (vice-coordenador).

Aos funcionários da Biblioteca, Ceres de Freitas, Marley Montagnoli, Eliane de Mendonça Spera, Maria Aparecida Carvalho, Maria Inês Carlos, Adriano Ferreira Luiz e Eliane Maria Sanches Scarso pela atenção e disponibilidade.

Aos funcionários da Seção de Pós-graduação Mara Amaral, Alexandre Garcia, Cristiano Lamounier, por toda disponibilidade.

A Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr, da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho – UNESP, na pessoa da sua Diretora Prof. Dr^a. Elaine Massucatto e seu vice-diretor, Prof. Dr. Edson Alves de Campos.

A Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho – UNESP, na pessoa de seu Magnífico Reitor Prof. Dr. Julio Cezar Durigan.e Vice-Reitor, Prof. Dr^a Marilza Vieira Cunha Rudge.

Ao CNPq e CAPES, pelo apoio financeiro.

A todos que no decorrer dessa etapa, deixaram sua contribuição.

Muito obrigada!

Boldieri T. Propriedades físicas e mecânicas de cimentos de ionômero de vidro encapsulados e não encapsulados [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar as propriedades físicas e mecânicas de cimentos de ionômero de vidro (CIV) encapsulados e não encapsulados e modificados ou não por resina. Foram utilizados os CIV Riva Self Cure HV® (RHVe) e Ketac Molar Easymix (KM), para a realização dos testes de rugosidade superficial (*R*), o qual utilizou rugosímetro, porosidade (PO) por meio de contagem de poros em imagem de microscopia eletrônica de varredura, dureza Vickers (HV) com auxílio de microdurômetro, resistência máxima à compressão (RC) em máquina de ensaios mecânicos EMIC e tempo de presa (TP), a partir de uma agulha Gilmore. Para avaliação da resistência à abrasão, causada pela escovação, espécimes de CIV modificados por resina (CIVMR), Riva Light Cure® convencional (RLCc), Riva Light Cure® encapsulado (RLCe) e Vitremer (VI) foram pesadas em uma balança de precisão para obtenção da massa inicial (*M_i*) e em seguida, foram submetidos ao teste inicial de rugosidade (*R_i*). Após os espécimes sofrerem 20.000 ciclos de escovação, foram lavados e os procedimentos de pesagem e medição da rugosidade foram repetidos obtendo a massa final (*M_f*) e rugosidade final (*R_f*). Para avaliação do manchamento e estabilidade de cor utilizou-se os CIV Vitremer (VI), Riva Light Cure® (RLCc) e Riva Light Cure® encapsulado (RLCe). Os corpos de prova foram armazenados em 20 mL de água ou coca-cola ou café ou suco de uva ou chá preto, trocados a cada 24 horas. Os corpos de prova foram analisados pelo espectrofotômetro, por meio de um LED de alta potência, na cor branca, as mensurações foram realizadas logo após a polimerização, 1 hora e 1, 2, 7, 14, 21 e 28 dias após o armazenamento nas soluções. Para a realização de todos os testes utilizou-se 10 corpos de prova por grupo (N=10). Pode-se observar que o CIV RHVe apresentou resultados significativamente melhores que o KM para os testes de dureza e porosidade. O CIV KM apresentou tempo de presa médio significativamente maior que do CIV RHVe. Não foi observada diferença estatística para a rugosidade superficial e resistência a compressão entre os CIV testados. No teste de abrasão, não houve diferença estatística significativa entre *M_i* e *M_f*, e nem entre os grupos. Para a rugosidade, todos os grupos apresentaram aumento estatisticamente significativo da *R_f*, porém não houve diferença na variação da rugosidade, o ΔR . O RLCe foi o material menos rugoso. Observou-se também que os três materiais testados quanto ao manchamento, apresentaram o mesmo padrão, sem diferença estatisticamente significativa entre eles. Quanto a estabilidade da cor, estes materiais também se comportaram da mesma maneira. Pode-se concluir que é válido o uso de CIV encapsulado, pois além de facilitar o trabalho clínico, apresentou bons resultados nos testes realizados.

Palavras-chaves: Cimentos de ionômeros de vidro. Propriedades físicas. Estética dentária.

Boldieri T. Physical and mechanical properties of glass ionomer cements encapsulated and unencapsulated. [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the physical and mechanical properties of glass ionomer cements (GIC) encapsulated and unencapsulated and modified or unmodified resin. The CIV Riva Self Cure HV® (RHVe) and Ketac Molar Easymix (KM) were used, to achieve the surface roughness testing (R), which used roughness, porosity (PO) through pores count in picture scanning electron microscopy, Vickers hardness (HV) with the aid of micro hardness, maximum compressive strength (RC) in a mechanical test machine EMIC and setting time (PT), from a Gilmore needle. To evaluate the abrasion caused by brushing, CIV modified specimens (RMGIC), Riva Light conventional Cure® (RLCc), Riva Light encapsulated Cure® (RLCe) and Vitremer (VI) were weighed on a precision scale to obtain the initial mass (Mi) and then underwent initial testing roughness (laugh). After brushing specimens undergo 20.000 cycles were washed and weighing and measuring procedures were repeated roughness obtaining the final mass (M) and the final roughness (Rf). To evaluate the color stability and staining was used to Vitremer (VI), Riva Light Cure® (RLCc) and Riva Light encapsulated Cure® (RLCe). The specimens were stored in 20 ml of water or cola or coffee or grape juice or black tea, changed every 24 hours. The samples were analyzed by spectrophotometer by means of a high power LED, the white color measurements were performed soon after the polymerization, 1 hour and 1, 2, 7, 14, 21 and 28 days after storage in solutions. To carry out all the tests we used 10 specimens per group (N = 10). It can be seen that the RHVe showed significantly better results than the KM for the testing of hardness and porosity. The GIC KM had time to significantly higher average prey that the GIC RHVe. There was no statistical difference in the surface roughness and resistance to compression between the GIC tested. In the abrasion test, there was no statistically significant difference between Mi and Mf, and not between the groups. For roughness, all groups showed a statistically significant increase in f, but there was no difference in the variation of roughness, the ΔR . The RLCe was less rough material. It was also observed that the three materials tested for staining showed the same pattern, with no statistically significant difference between them. As for color stability, these materials also behaved in the same way. It can be concluded that one can indicate the use of GIC encapsulated, as well as facilitate the clinical work showed good results in the tests.

Keywords: Glass ionomer cement. Physical properties. Esthetics dental.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 PROPOSIÇÃO.....	16
3 ESTUDO 1.....	17
4 ESTUDO 2.....	28
5 ESTUDO 3.....	37
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	50
REFERÊNCIAS	51

1 INTRODUÇÃO

Os cimentos de ionômero de vidro (CIV) surgiram dos estudos de Wilson e Kent no final da década de 1960 e chegaram ao mercado odontológico na década de 70^{18,32}. O intuito principal para o desenvolvimento do CIV foi criar um material restaurador que substituísse o cimento silicato.

Hoje, o aumento na utilização do CIV nas clínicas odontológicas é decorrente de suas características vantajosas, tais como: liberação de flúor⁸, adesão às estruturas dentárias³⁰, coeficiente de expansão térmica similar ao da estrutura dentária e biocompatibilidade³³. Porém, ainda apresentam limitações que impedem sua indicação em áreas submetidas a grandes esforços mastigatórios, principalmente devido à inadequada resistência mecânica destes materiais^{4,9,31}. Adicionalmente, as restaurações de CIV apresentam maior tendência ao desgaste superficial e fraturas, tanto nas margens quanto no corpo das restaurações⁹.

Os CIV são classificados em convencionais, quando possuem reação de presa tipo ácido-base; reforçados por metais, quando da incorporação de íons metálicos sinterizados ao pó; modificados por resina (CIVMR), quando há adição de componentes resinosos (HEMA) e componentes fotossensíveis iniciadores de polimerização e os CIV de alta viscosidade, quando possuem maior proporção pó/líquido.

O CIV é, muitas vezes o material de escolha, devido às suas propriedades satisfatórias, como a adesão aos tecidos mineralizados, biocompatibilidade, coeficiente de expansão térmica semelhante ao dente e liberação de flúor. É indicado em odontopediatria principalmente para selamento de cavidades, tratamento restaurador atraumático (TRA), selamento de fossas e fissuras, para base de restaurações, material restaurador e na técnica do amálgama aderido^{3,6,11,27}.

As falhas clínicas ocasionadas pela baixa resistência do CIV, fez com que fosse desenvolvido o CIVMR, melhorando a resistência à flexão, à tração e à tenacidade à fratura, porém, com menor rigidez^{16,19,21,22,28,29}.

Tem sido observado que o proporcionamento e manipulação constituem aspectos críticos relacionados com o desempenho clínico dos CIV¹², pois podem alterar suas propriedades físicas e mecânicas^{25,26}. Na tentativa de minimizar falhas

relacionadas a estes aspectos e promover misturas homogêneas adequadas para a utilização, foram idealizados os CIV encapsulados^{23,24}.

O tipo de manipulação (manual ou mecânica) e sua inserção na cavidade (espátula ou seringa) tem o intuito de reduzir a inclusão de porosidades no interior do material^{5, 23}. As porosidades internas nos CIV provocam grande estresse local, bem como representam pontos de iniciação e propagação de trincas, o que pode inclusive resultar em fratura parcial ou total da restauração^{7,10}. A diminuição do número de bolhas incorporadas no material e na interface dente-restauração durante a inserção do CIV na cavidade, aumenta a resistência à fratura das restaurações^{23 25}.

Além das propriedades intrínsecas dos materiais, algumas ações do cotidiano podem alterar a estrutura dos CIV, como a escovação, a mastigação e o consumo de bebidas contendo corantes, que podem alterar a superfície dos CIV, aumentando sua porosidade, rugosidade e causando o manchamento dos mesmos.

O desgaste é causado por ação mecânica¹⁷ que o material restaurador é submetido, seja pelo esforço mastigatório, ou pela abrasão durante a escovação dentária¹³⁻¹⁵. Já o manchamento, que ocorre em materiais resinosos pode resultar de fatores intrínsecos como a composição química do mesmo^{1,20} e de fatores extrínsecos como a má higiene e o consumo de agentes pigmentantes².

Baseados no conhecimento das propriedades físicas e mecânicas dos CIV e observando a escassez de trabalhos com o uso de CIV encapsulados é de interesse avaliar o comportamento desses materiais em diferentes situações in vitro, as quais representam os desafios a que são submetidos em seu dia a dia.

2 PROPOSIÇÃO

Objetivo Geral:

Avaliar as propriedades físicas e mecânicas de CIV encapsulados e CIV não encapsulados.

Objetivos Específicos:

Estudo 1:

Comparar propriedades físicas e mecânicas dos CIV de alta viscosidade Riva Self Cure HV® encapsulado (RHVe) e Ketac Molar Easymix (KM).

Estudo 2:

Avaliar, in vitro, a resistência à abrasão, causada pela escovação, de CIVMR submetidos à diferentes métodos de manipulação.

Estudo 3:

Avaliar a estabilidade de cor e a resistência ao manchamento do CIVMR Riva Ligh Cure® encapsulado (RLCe) e dos CIVMR não encapsulados Vitremer (VI) e Riva Ligh Cure® (RLCc) e encapsulado.

3 ESTUDO 1

Avaliação de propriedades físicas e mecânicas de cimentos de ionômero de vidro convencional e encapsulado*

RESUMO: Avaliar propriedades físicas e mecânicas dos cimentos de ionômero de vidro (CIV) Riva Self Cure HV® (RHVe) (SDI Dental Limited) e Ketac Molar Easymix (KM) (3M -ESPE). Foram realizados os testes de rugosidade superficial (Ra), porosidade (PO), dureza Vickers (HV), resistência máxima à compressão (Rc) e tempo de presa (TP). O CIV RHVe (encapsulado) foi inserido na matriz com auxílio da seringa Riva Applicator 2 e o CIV KM, com auxílio de seringa Centrix. Os corpos de prova (10 para grupo experimental) foram armazenados em temperatura ambiente e umidade relativa do ar de aproximadamente 100% por 24 horas antes da realização dos testes. A Ra foi obtida por meio de leitura em rugosímetro digital (Surfcorder SE 1700; Kosaka Laboratório Ltda.), a PO foi determinada após fratura do corpo de prova e contagem dos poros em seu interior a partir de imagem obtida a em microscopia eletrônica de varredura. Para determinação da HV os corpos de prova foram edentados em microdurometro (Micromet 2100 - Buehler Ltda), para RC os espécimes foram submetidos ao teste em máquina de ensaios mecânicos EMIC e o TP foi mensurado com auxílio de agulhas Gilmore. As avaliações dos resultados foram realizadas por análises do teste de t de student e as condições de normalidade dos dados comprovadas pelo teste de Shapiro-Wilk, com significância de 5%. Pode-se observar que o CIV RHVe apresentou resultados significativamente melhores que o KM para os testes de dureza (KM=58,20VHN e RS=72,13VHN) e porosidade (KM=61,60 para número de poros e 4,03% para a área de poros e RS=32,85 para número de poros e 2,54% para área de poros). O CIV KM apresentou tempo de presa médio significativamente maior que do CIV RHVe (KM=6,0min RHVe=2,22min respectivamente). Não foi observada diferença estatística para a rugosidade superficial e resistência a compressão entre os CIV testados. Assim, pode-se indicar o RHVe como uma boa opção clínica, uma vez que além da facilidade do manuseio, apresentou os melhores resultados para os testes realizados.

Palavras chave: cimento de ionômero de vidro, propriedades físicas, tempo de presa, dureza, rugosidade superficial

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>.

Introdução

O cimento de ionômero de vidro (CIV) surgiu em meados dos anos 70 após estudos realizados por Wilson e Kent²³, os quais incorporaram partículas de vidro em uma matriz solúvel de hidrogel, resultando na evolução dos cimentos de silicato e policarboxilato. Este material apresenta-se convencionalmente na forma pó e líquido, sendo o pó composto por sílica, alumínio e fluoretos de cálcio, e o líquido, uma solução aquosa composta por ácido carboxílico sob a forma de copolímero, além dos ácidos itacônico, tricarbálico, maleico ou tartárico. Quando o pó e líquido são misturados, formam um sal hidratado, que atua como matriz da ligação entre as partículas de vidro.

O CIV sofre aprimoramento contínuo, tanto em relação a sua composição quanto a sua manipulação, com o objetivo de melhorar suas características físicas, químicas, biológicas e mecânicas. Atualmente é um material de destaque na odontologia, pois agrega propriedades, ainda não obtidas em outros materiais, tais como adesão às estruturas dentais, biocompatibilidade, e a liberação e absorção de fluoreto³⁸.

Diante da necessidade apresentada durante o tratamento odontológico, pode-se encontrar no mercado diferentes tipos de CIV, dentre os quais, aqueles de alta viscosidade. Suas principais características concentram-se na composição do pó, cujas partículas são menores do que aquelas que possuem ácido liofilizado, encontradas nos CIV convencionais. Esta alteração foi desenvolvida no intuito de acelerar a reação de presa, melhorar as propriedades mecânicas e de manipulação do CIV, sendo indicado, entre outras finalidades, para o Tratamento Restaurador Atraumático^{7,18,33}.

A capacidade remineralizadora que o material oferece aos tecidos dentários²⁵, torna esta técnica bem-sucedida no controle do desenvolvimento e/ou paralização das lesões cariosas²², induzindo a reparação de dentina^{11,21}. Entretanto esses cimentos ainda possuem falhas referentes à estética e às propriedades mecânicas^{32,38}.

O incorreto proporcionamento pó/líquido e falhas em sua manipulação, também podem resultar em alterações clínicas indesejáveis. A quantidade correta de pó depende da colher medida adequada e da compactação do mesmo, assim como o volume do líquido varia de acordo com a pressão e ângulo utilizados para dispensar a gota^{5,13,15}. O material encapsulado, porém, permite melhor padronização da relação pó/líquido, assim como de sua manipulação, diminuindo a variabilidade induzida pelo operador. A mistura mecânica, entretanto, promove agitação e pode resultar na

incorporação de ar no interior da mistura, formação de porosidades e, conseqüentemente, enfraquecimento do material^{2,5,14,15}.

A inserção do material na cavidade, durante a fase operatória, também deve ser levada em consideração, sendo preferível sempre a utilização de seringas, como por exemplo, a seringa centrix¹⁰. Já os materiais encapsulados geralmente apresentam seringas próprias, e sua capsula já é provida de ponta dosadora, facilitando ainda mais sua utilização.

Dentre os CIV encapsulados, encontram-se os convencionais e aqueles modificados por resina (Riva Self Cure® e Riva Ligh Cure®), além dos CIV de alta viscosidade também classificados como convencional ou modificado por resina (Riva Self Cure HV® e Riva Ligh Cure HV®).

Considerando os fatores que podem interferir nas propriedades dos CIV, e conscientes da sua importância no cenário da odontologia, surge a pergunta se a manipulação mecânica associada à inserção com seringa pode melhorar características físicas e mecânicas deste material.

Objetivo

O estudo teve como objetivo comparar propriedades físicas e mecânicas dos CIV de alta viscosidade Riva Self Cure HV® encapsulado (RHVe) e Ketac Molar Easymix (KM).

Material e método

O Ketac Molar Easymix (KM), manualmente manipulado, de acordo com as especificações do fabricante, foi inserido em matrizes, com auxílio de seringa Centrix e o Riva Self Cure HV® (RHV), misturado mecanicamente, com a seringa Riva Applicator 2 (SDI). Após o preenchimento das matrizes, foi colocada sobre as mesmas, uma tira de poliéster, uma placa de vidro de 1 cm de espessura, e um peso de 100 g, por período de 30 s, para planificação e eliminação dos excessos de material. Os corpos de prova (10 para cada grupo experimental), foram armazenados em temperatura ambiente e umidade relativa do ar de aproximadamente 100% por 24 horas.

Rugosidade superficial

Para realização do teste de rugosidade superficial, os corpos de prova foram confeccionados a partir de matriz de teflon medindo 4 mm de diâmetro e 2 mm de altura.

Com auxílio do rugosímetro (Surfcorder SE 1700; Kosaka Laboratório Ltda., Kosaka, Japão), foram realizadas três leituras em diferentes posições do corpo de prova, sempre partindo de 1mm aquém de sua borda e passando pelo seu centro. Foi utilizado cut off de 0.25 para minimizar as ondulações entre os picos e vales. Os valores de rugosidade superficial (R_a) foram registrados por meio da média aritmética dos valores obtidos entre os picos e vales, pelo software acoplado ao rugosímetro.

Porosidade

Confeccionados a partir de uma matriz de silicone, medindo 3 mm de altura por 6 mm de diâmetro, os corpos de prova foram fraturados com auxílio de martelo e cinzel cirúrgicos, revestidos com liga de ouro-paládio sob alto vácuo e levados ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) (SM-300, Topcon, Tokyo, Japan), para obtenção das imagens, com aumento de 100X. Todas as imagens foram divididas em quadrantes, e a área do primeiro, foi analisada com auxílio do programa Image J (Rasband WS, Image J; US National Institutes of Health, Bethesda, MD) para evitar tendência na obtenção dos dados. O número e a área dos poros foram medidos por três vezes, pelo mesmo pesquisador, com intervalo de uma semana entre as análises, a fim de avaliar a reprodutibilidade intraexaminador^{9,10}.

Dureza Vickers

Foram confeccionados corpos de prova com auxílio de matrizes de teflon medindo 4 mm de diâmetro e 2 mm de altura (ISO 4049). Cada espécime foi polido por discos abrasivos, sequencialmente, da maior para a menor granulação (Sof-Lex, 3M) e acoplados à baixa-rotação. O polimento foi realizado, utilizando pressão leve, por um único operador³.

Após o polimento, cada corpo de prova foi dividido em quatro quadrantes e as leituras da dureza Vickers foi realizada por meio de microdurômetro digital (Micromet 2100 - Buehler Ltda., Lake Bluff, Illinois, EUA). Em cada quadrante foram realizadas duas endentações aplicando-se carga de 50 kgf durante 30 s sobre a superfície dos

corpos de prova³⁷. Os resultados foram inicialmente expressos em micrometros (μm), e transformados em valores de dureza Vickers (VHN), diretamente pela máquina de teste.

Tempo de presa

Foram confeccionados corpos de prova com 4mm de diâmetro e 2mm de altura, e então uma agulha Gilmore com massa de $400\text{ g} \pm 5\text{ g}$ foi cuidadosamente colocada perpendicularmente sobre a superfície dos corpos de prova por 5 segundos. Este processo foi repetido em intervalos de 10 segundos, quando as marcas circulares deixadas pela agulha sobre a superfície do corpo de prova foram examinadas. O tempo de presa foi determinado quando não foram mais observadas marcas circulares completas sobre a superfície do material²⁶.

Resistência máxima à compressão

Os corpos de prova foram confeccionados com auxílio de matriz metálica bipartida em aço inoxidável, com 4 mm de diâmetro e 6 mm de altura (ISO 9917-1: 2007). Os espécimes foram submetidos ao teste em máquina de ensaios mecânicos (EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaios Ltda, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga com capacidade máxima de 5 kN, operando a uma velocidade de 0,5 mm/min. No momento da fratura dos espécimes, os valores de carga foram registrados por meio de software do próprio do equipamento.

As avaliações de dureza, rugosidade, número e percentual da área ocupada pelos de poros, tempo de presa e resistência máxima à compressão, foram realizadas por análises do teste de t de student.

As condições de homogeneidade de variância e de normalidade dos dados foram comprovadas pelo teste de Shapiro-Wilk. Adotou-se o nível de significância de 5% para a tomada de decisão.

Resultado

As avaliações de dureza (HVN), rugosidade (R_a), número (N) e percentual da área (%) ocupada pelos de poros, tempo de presa (min) e resistência máxima à compressão (Mpa) estão representados na Tabela 1.

Os valores médios encontrados para rugosidade, e tensão máxima a compressão, não foram estatisticamente significantes entre os grupos KM e RHV ($p = 0,035$ e $p = 0,043$, respectivamente)

Para o teste de dureza Vickers, o cimento RHV apresentou maior média (72,13) quando comparado com o cimento KM (58,20), essa diferença foi estatisticamente significativa ($p=0,004$).

A porosidade do RHV foi numericamente menor que do KM, visto que tanto o número quanto a área de poros foram menores.

O tempo de presa do KM foi maior e significativamente diferente do RHV ($p=,000$).

Tabela 1- Médias (desvios padrão) dos dados de acordo com os grupos experimentais e testes realizados.

Grupos	Dureza (HVN)	Rugosidade (Ra)	Número Poros (n)	Área Poros (%)	Presa (min)	Compressão (Mpa)
KM	58,20	0,43	61,60	4,03	6,00	35,27
	(2,61) ^a	(0,22) ^a	(12,00) ^a	(0,94) ^a	(0,94) ^a	(18,11) ^a
RHV	72,13	0,63	32,65	2,54	2,22	46,43
	(13,01) ^b	(0,16) ^a	(7,88) ^b	(0,15) ^b	(0,25) ^b	(16,18) ^a

Nota: Médias nas colunas acompanhadas de letras iguais não representam diferença estatística significativa ($p>0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Discussão

Os CIV representam importante opção de material restaurador em odontologia, devido a sua capacidade de aderir à estrutura dental, somada à liberação de flúor, que inibe o metabolismo de microrganismos acidogênicos, reduz a velocidade de progressão das lesões de cárie¹², possui coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura do dente, além de sua grande versatilidade⁴.

Além de todas essas propriedades desejáveis, é ideal que esses materiais apresentem baixo grau de porosidade e rugosidade, já que estas características físicas podem alterar sua resistência, além de aumentar a adesão de biofilme nas restaurações, levando ao insucesso da mesma²⁹.

Os poros presentes nos materiais restauradores representam pontos de propagação de trincas, responsáveis por falhas que diminuem a resistência do material²⁰, e reduzem a longevidade clínica das restaurações^{2,28}. De acordo com Geirsson²⁰ (2004), os poros constituem regiões com alta concentração de estresse que aumentam a probabilidade de fratura do material e podem ser incorporados durante sua manipulação.

Neste estudo, pode-se observar menor número e menor área ocupada pelos poros no interior do RHV, manipulado mecanicamente, quando comparado ao KM (Tabela 1). Menor número de poros em um CIV também foi encontrado por Nomoto³⁰ (2001), após manipulação mecânica. Embora não tenha encontrado diferenças estatisticamente significativas, outro estudo de Nomoto²⁹ (2004) constatou, por meio de microtomografia, que a porosidade dos CIV de alta viscosidade foi maior quando mecanicamente manipulado.

Intimamente relacionada com a porosidade dos materiais, a rugosidade superficial se dá por meio da combinação de fatores que incluem as características da matriz, proporção, tamanho e exposição das partículas inorgânicas de vidro, e à formação de bolhas de ar ou porosidades durante o preparo do material^{19,33,41}. O Ra, comumente utilizado para caracterizar a rugosidade de uma superfície, representa o resultado da média aritmética das medidas obtidas³⁵. Pode ser aumentada devido ao desgaste, resultante de erosão superficial dos materiais, assim como de esforços mastigatórios e da ação abrasiva ocasionada pela escovação. O aumento da rugosidade superficial leva ao acúmulo de microrganismos, e consequente formação de biofilme com posterior deterioração do material⁴².

Embora tenha-se observado diferença estatisticamente significativa no número e área ocupada pelos poros entre os dois materiais estudados, não foi observada esta diferença quanto a rugosidade superficial (Tabela 1).

A resistência à compressão também é uma propriedade importante para os materiais restauradores, devido às forças impostas sobre os mesmos, resultantes da mastigação³⁶. Durante o estudo e realização do teste de resistência à compressão, o diâmetro e a altura dos espécimes devem ser considerados, pois quanto maior o volume dos mesmos, maior a probabilidade de introdução de defeitos e, consequentemente, menor resistência à compressão^{6,34}.

Considerando as variações nas dimensões dos espécimes de diferentes pesquisas (68³⁹ e 16⁸ Mpa), este estudo baseou-se na ISO 9917-1: 2007, utilizando corpos de prova com dimensões semelhantes a outros estudos^{16,27}.

Sabe-se que o proporcionamento incorreto do material, sua manipulação deficiente e mistura heterogênea, irregularidades nas extremidades do espécime e variações na temperatura ambiente, são fatores que podem influenciar sobre a resistência máxima à compressão⁸. Os valores sem diferença estatisticamente significativa encontrados neste estudo, para os dois materiais, indicam a obtenção de mistura homogênea e regular dos materiais, independente da forma de manipulação.

Fatores externos como pressão, temperatura, umidade e tempo de mistura, também podem influenciar nas características do material como a reação de presa. Segundo Algera¹ (2006), o peso molecular dos polímeros e copolímeros, a concentração de água e a proporção pó/líquido influenciam na velocidade da reação de presa e na resistência final dos CIV.

Observou-se nesse estudo que a reação de presa RHV foi cerca de três vezes mais rápida que a do KM, com tempo de 2,2 e 3.5 min. respectivamente (Tabela 1). Embora mais atenção e cuidado devam ser tomados durante a utilização de um material que possui tempo de presa mais rápido, menor tempo clínico será necessário e mais vantagens oferecerá quando se trabalha em odontopediatria.

Assim como as outras propriedades estudadas, a microdureza é de suma importância para a caracterização dos materiais restauradores. É dependente da maleabilidade e ductilidade do mesmo e determina sua resistência à indentação ou penetração. Os resultados do presente estudo mostraram diferença estatisticamente significativa na dureza entre os cimentos KM e RHC ($p=,004$).

Quando inseridos no meio bucal, materiais dentários são expostos a fenômenos como ação da saliva, alterações de pH, abrasão, erosão e desgaste causado pela mastigação e escovação dos dentes, levando assim a alteração de sua microdureza^{24,31}.

Conclusão

Pode-se indicar o RHVe como uma boa opção clínica, uma vez que além da facilidade do manuseio, o mesmo apresentou os melhores resultados para os testes realizados.

Referências *

1. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prah-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of environmental conditions on the material properties of setting glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2006; 22(9): 852-6.
2. Arcoria CJ, Butler JR, Wagner MJ, Vitasek BA. Bending strength of Fuji and Ketac glass ionomers after sonication. *J Oral Rehabil*. 1992; 19(6): 607-13.
3. Bala O, Arisu HD, Yikilgan I, Arslan S, Gullu A. Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *Eur J Dent*. 2012; 6(1): 79-86.
4. Berg JH, Croll TP. Glass ionomer restorative cement systems: an update. *Pediatr Dent*. 2015; 37(2): 116-24.
5. Billington RW, Williams JA, Pearson GJ. Variation in powder/liquid ratio of a restorative glass-ionomer cement used in dental practice. *Br Dent J*. 1990; 169(6): 164-7.
6. Blaker JJ, Maquet V, Jérôme R, Boccaccini AR, Nazhat SN. Mechanical properties of highly porous PDLLA/Bioglass composite foams as scaffolds for bone tissue engineering. *Acta Biomater*. 2005; 1(6): 643-52.
7. Bonifácio 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; 54(3): 233-7.
8. Bresciani E, Barata TeJ, Fagundes TC, Adachi A, Terrin MM, Navarro MF. Compressive and diametral tensile strength of glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci*. 2004; 12(4): 344-8.
9. Coldebella CR, Santos-Pinto L, Zuanon AC. Effect of ultrasonic excitation on the porosity of glass ionomer cement: a scanning electron microscope evaluation. *Microsc Res Tech*. 2011; 74(1): 54-7.
10. Da Mata M, Santos-Pinto L, Cilense Zuanon AC. Influences of the insertion method in glass ionomer cement porosity. *Microsc Res Tech*. 2012; 75(5): 667-70.
11. Duque C, Negrini TeC, Sacono NT, Spolidorio DM, de Souza Costa CA, Hebling J. Clinical and microbiological performance of resin-modified glass-ionomer liners after incomplete dentine caries removal. *Clin Oral Investig*. 2009; 13(4): 465-71.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>.

12. el-Badrawy WA, McComb D, Wood RE. Effect of home-use fluoride gels on glass ionomer and composite restorations. *Dent Mater.* 1993; 9(1): 63-7.
13. Fleming GJ, Farooq AA, Barralet JE. Influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of a restorative glass-ionomer dental cement. *Biomaterials.* 2003; 24(23): 4173-9.
14. Fleming GJ, Landini G, Marquis PM. Properties of encapsulated and hand-mixed zinc phosphate dental cement. *Am J Dent.* 2002; 15(2): 91-6.
15. Fleming GJ, Marquis PM, Shortall AC. The influence of clinically induced variability on the distribution of compressive fracture strengths of a hand-mixed zinc phosphate dental cement. *Dent Mater.* 1999; 15(2): 87-97.
16. Fleming GJ, Zala DM. An assessment of encapsulated versus hand-mixed glass ionomer restoratives. *Oper Dent.* 2003; 28(2): 168-77.
17. Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials.* 1998; 19(6): 503-8.
18. Frencken JE, Holmgren CJ. ART: a minimal intervention approach to manage dental caries. *Dent Update.* 2004; 31(5): 295-8, 301.
19. Geiger S, Ravchanukayev M, Liberman R. Surface roughness evaluation of resin modified glass-ionomers polished utilizing poly(acrylic acid) gel. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(9): 704-9.
20. Geirsson J, Thompson JY, Bayne SC. Porosity evaluation and pore size distribution of a novel directly placed ceramic restorative material. *Dent Mater.* 2004; 20(10): 987-95.
21. Hayashi M, Fujitani M, Yamaki C, Momoi Y. Ways of enhancing pulp preservation by stepwise excavation--a systematic review. *J Dent.* 2011; 39(2): 95-107.
22. Holmgren CJ, Roux D, Doméjean S. Minimal intervention dentistry: part 5. Atraumatic restorative treatment (ART)--a minimum intervention and minimally invasive approach for the management of dental caries. *Br Dent J.* 2013; 214(1): 11-8.
23. Kent BE, Lewis BG, Wilson AD. The properties of a glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1973; 135(7): 322-6.
24. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent.* 1996; 24(1-2): 141-8.

25. Maltz M, de Oliveira EF, Fontanella V, Bianchi R. A clinical, microbiologic, and radiographic study of deep caries lesions after incomplete caries removal. *Quintessence Int.* 2002; 33(2): 151-9.
26. 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; 25(1): 33-7.
27. Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ, Dashper SG, Eakins D, Reynolds EC. Incorporation of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate into a glass-ionomer cement. *J Dent Res.* 2003; 82(11): 914-8.
28. Nomoto R, Carrick TE, McCabe JF. Suitability of a shear punch test for dental restorative materials. *Dent Mater.* 2001; 17(5): 415-21.
29. Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater.* 2004; 20(10): 972-8.
30. Nomoto R, McCabe JF. Effect of mixing methods on the compressive strength of glass ionomer cements. *J Dent.* 2001; 29(3): 205-10.
31. Peutzfeldt A, García-Godoy F, Asmussen E. Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *Am J Dent.* 1997; 10(1): 15-7.
32. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Büchler A. Laboratory strength of glass ionomer cement, compomers, and resin composites. *J Prosthodont.* 2002; 11(2): 86-91.
33. Rios D, Honório HM, de Araújo PA, Machado MA. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16(4): 343-8.
34. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater.* 1995; 11(2): 142-6.
35. Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF. In vivo changes in roughness of resin-modified glass ionomer materials. *Dent Mater.* 1997; 13(3): 208-13.
36. White SN, Yu Z. Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(6): 568-72.
37. Xia Y, Zhang F, Xie H, Gu N. Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites. *J Dent.* 2008; 36(6): 450-5.
38. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000; 16(2): 129-38.

39. Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*. 2003; 24(14): 2451-61.
40. Yap AU, Pek YS, Cheang P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *J Oral Rehabil*. 2003; 30(1): 1-8.
41. Yip HK, Lam WT, Smales RJ. Surface roughness and weight loss of esthetic restorative materials related to fluoride release and uptake. *J Clin Pediatr Dent*. 1999; 23(4): 321-6.
42. Yip KH, Peng D, Smales RJ. Effects of APF gel on the physical structure of compomers and glass ionomer cements. *Oper Dent*. 2001; 26(3): 231-8.

4 ESTUDO 2

Abrasão por escovação sobre cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e encapsulado*

Resumo

Os cimentos modificados por resina (CIVMR) possuem elementos resinosos que buscam melhorar as propriedades físicas, mecânicas e estéticas. Podem também apresentar diferentes formas de preparo, sendo convencionais ou encapsulados. Este estudo avaliou a resistência à abrasão, causada pela escovação, nos materiais Riva Ligh Cure® convencional (RLCc), Riva Ligh Cure® encapsulado (RLCe) e Vitremer (VI). Confeccionou-se 10 corpos de prova para cada grupo experimental, utilizando-se uma matriz de aço inoxidável com quatro orifícios circulares de 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. Realizou-se fotopolimerização por 40 segundos. Os espécimes foram armazenados em estufa a 37 °C, em recipientes individuais com água destilada. Após 24 horas, foram removidos e secos com papel absorvente por 30 segundos e pesados em uma balança de precisão para obtenção da massa inicial (M_i). Em seguida, foram submetidos ao teste inicial (R_i) de rugosidade, em rugosímetro, no qual foram realizadas três leituras em diferentes posições, sempre partindo de 1mm aquém da borda do corpo de prova e passando pelo seu centro. Os valores de rugosidade superficial (R_a) foram registrados por meio da média aritmética dos valores obtidos entre os picos e vales, pelo software acoplado ao rugosímetro. Após submissão a 20.000 ciclos de escovação, os corpos de prova foram levados em água, em uma cuba ultrassônica durante 10 minutos e os procedimentos de pesagem e medição da rugosidade superficial foram repetidos obtendo a massa final (M_f) e rugosidade final (R_f). Não houve diferença estatística significativa entre a massa inicial e final, e nem entre os grupos experimentais. Para a rugosidade, todos os grupos apresentaram aumento estatisticamente significativo da R_f , porém não houve diferença na variação da rugosidade entre eles. Assim, conclui-se que pode-se indicar o CIVMR RLCe, pois mesmo não apresentando diferença com o Vitremer após simulação de 2 anos de escovação, sua vida útil durante este período, apresentou menor rugosidade superficial.

Palavras chave: cimento de ionômero de vidro, propriedades físicas, estética, rugosidade superficial

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>.

Introdução

O cimento de ionômero de vidro (CIV) apresenta-se como material altamente atrativo por profissionais da odontologia. Seu sucesso está relacionado com sua capacidade de adesão química à estrutura dentária, ao potencial anti-cariogênico devido à liberação de flúor, ao coeficiente de expansão semelhante ao das estruturas dentárias, à biocompatibilidade e à baixa citotoxicidade^{13,26,29}. Sua principal limitação refere-se a sua baixa resistência mecânica em regiões de grande impacto, como em restaurações de Classe I e II^{8,29}. Pode ser dividido em CIV convencionais e CIV modificados por resina (CIVMR)²⁸. Os últimos, possuem elementos resinosos (monômeros resinosos, HEMA ou Bis-GMA) adicionados à formulação original (ácido poliarílico a 45% e pó de partículas de vidro de fluoraminosilicato de cálcio), que buscam, a melhorara de suas propriedades físicas, mecânicas e estéticas.

Além de diferentes formulações, os CIV também podem apresentar diferentes formas em seu método de preparo. Aqueles encapsulados, têm se tornado popular entre os profissionais, uma vez que seu pré proporcionamento e manipulação mecânica apresentam-se como facilitadores no dia a dia clínico¹⁸. Alguns estudos^{1,18,19,27} relatam propriedades mecânicas superiores encontradas nos CIV encapsulados, quando comparados aos convencionais. Entretanto, nenhum resultado é encontrado na literatura, quando se considera as propriedades mecânicas dos CIVMR encapsulados.

Segundo Jones et. al. (1972)¹⁴ o desgaste é resultado da perda progressiva de substâncias de uma determinada superfície, decorrente de uma ação mecânica. O material restaurador é submetido constantemente aos desafios de degradação, seja pelo esforço mastigatório, ou pela abrasão durante a escovação dentária^{9,11,12}. Essa perda substancial pode resultar em alterações quanto à rugosidade superficial, facilitando a adesão do biofilme, exposição das margens da cavidade, favorecendo o desenvolvimento de cárie secundária, além de proporcionar alterações na anatomia, podendo resultar em desordens de oclusão^{5,23,24}.

Considerando a importância e a necessidade diária da remoção do biofilme dental por meio da ação mecânica da escova dental, o presente estudo avaliou, in vitro, a resistência à abrasão, causada pela escovação, de CIV convencional e CIVMR submetidos à diferentes métodos de manipulação.

Material e Método

Foram confeccionados 10 corpos de prova dos materiais Riva Ligh Cure® convencional (RLCc), Riva Ligh Cure® encapsulado (RLCe) e Vitremer (VI), utilizando-se uma matriz de aço inoxidável hemiseccionada com quatro orifícios circulares de 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura³. Após proporcionamento e manipulação de acordo com as especificações do fabricante, em temperatura ambiente ($23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$), os CIV RLCc e VI foram inseridos no interior da matriz com auxílio de seringa Centrix. Após agitação em Amalgador (Ultramat 2 – SDI) por 10 segundos, o CIV RLCe, foi introduzido na matriz, com auxílio da seringa Riva Applicator 2. Em seguida, sobre a superfície dos CIV foi colocada uma tira de poliéster (K-Dent – Quimidrol, Com. Ind. Importação Ltda, Joinville, SC, Brasil), uma placa de vidro e um peso de 1 Kgf por 30 segundos para permitir o escoamento do excesso do material e deixar a superfície lisa e padronizada². Após este período, realizou-se a fotopolimerização através da tira de poliéster pelo tempo de 40 segundos e as hemiseções da matriz metálica foram separadas, permitindo a retirada dos corpos de prova com uma pinça clínica, os quais foram protegidos com o agente de proteção próprio de cada material.

Os corpos-de-prova foram então, armazenados em estufa a 37°C , em recipientes individuais com água destilada. Após 24 horas, foram removidos e secos com papel absorvente por 30 segundos e, em seguida, pesados em uma balança de precisão (Shimadzu do Brasil LTDA, modelo AW 220). A pesagem foi realizada até alcançar-se a estabilidade da massa do corpo de prova, com variação aceitável de no máximo de $0,0002\text{ g}^{21}$ e então obtida a massa inicial (M_i).

Em seguida, foram submetidos ao teste inicial (R_i) de rugosidade. Foi utilizado o rugosímetro (Surfcorder SE 1700; Kosaka Laboratório Ltda., Kosaka, Japão), no qual foram realizadas três leituras em diferentes posições, sempre partindo de 1mm aquém da borda do corpo de prova e passando pelo seu centro. Foi utilizado um *cut off* de 0.25 para minimizar as ondulações entre os picos e vales. Os valores de rugosidade superficial (R_a) foram registrados por meio da média aritmética dos valores obtidos entre os picos e vales, pelo software acoplado ao rugosímetro.

Com auxílio de simulador de ciclos de escovação (Odeme ®, Luzerna, SC, Brasil), foi realizada a escovação em 5 corpos de prova simultaneamente, os quais mantiveram íntimo contato com as escovas dentais (Johnson & Johnson) de 30', de cerdas extra macias, com 36 tufo, medindo 170 mm de diâmetro e comprimento de 10 mm. Todos os espécimes foram submetidos a 20.000 ciclos de escovação, com

carga de 200 gramas de força na velocidade de 120 ciclos por minuto, num ambiente com temperatura a $37^{\circ}\text{C} \pm 0,3^{\circ}\text{C}$, protocolo que equivale a 1 ano de escovação dentária¹⁷. Foi utilizado 12 g de “slurry”, na proporção em massa de 2:1 de água:dentífrico fluoretado - Colgate Total 12 (Colgate – Palmolive, São Paulo, Brasil), de acordo com a norma da ISO/TS 1469-1.

Após a escovação, os corpos de prova foram levados em água, em uma cuba ultrassônica durante 10 minutos para remoção das partículas abrasivas do dentífrico²¹ e então os procedimentos de pesagem e medição da rugosidade superficial foram repetidos conforme descrito anteriormente, obtendo a massa final (*Mf*) e rugosidade final (*Rf*).

As avaliações de rugosidade e variação na massa dos corpos de prova foram realizadas por análises do teste ANOVA complementado por Tukey, por meio do software SPSS 2.2.

As condições de homogeneidade de variância e de normalidade dos dados foram comprovadas pelo teste de Shapiro-Wilk. Adotou-se o nível de significância de 5% para a tomada de decisão.

Resultados

Os valores de *Mi* e *Mf* dos materiais, estão representados na Tabela 1.

Tabela 1 - Média (desvio padrão) para as variáveis massa inicial (*Mi*) e massa final (*Mf*).

<i>Material</i>	<i>Mi</i>	<i>Mf</i>	<i>Delta M</i>
<i>VI</i>	0,3214 (0,0112) ^{aA}	0,3175 (0,0118) ^{aA}	0,0039 (0,0026) ^a
<i>RLCc</i>	0,3294 (0,0101) ^{aA}	0,3269 (0,0103) ^{aA}	0,0057 (0,0032) ^a
<i>RLCe</i>	0,3259 (0,0072) ^{aA}	0,3201 (0,0078) ^{aA}	0,0035 (0,0015) ^a

*Letras maiúsculas iguais nas linhas indicam resultado estatisticamente semelhante entre MI e MF.

Letras minúsculas iguais nas colunas indicam resultado estatisticamente semelhante entre os materiais. ($p > 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Os resultados referentes ao teste de rugosidade estão ilustrados na Tabela 2.

Tabela 2 - Média (desvio padrão) para as variáveis rugosidade inicial (*Ri*) e final (*Rf*).

<i>Material</i>	<i>Ri</i>	<i>Rf</i>	<i>Delta R</i>
<i>VI</i>	0,3401 (0,1057) ^{aA}		0,4560 (0,0960) ^a
<i>RLCc</i>	0,1986 (0,0419) ^{bA}	0,6096 (0,0346) ^{bB}	0,4109 (0,0505) ^a
<i>RLCe</i>	0,1909 (0,0382) ^{bA}	0,5749 (0,1661) ^{bB}	0,3840 (0,1967) ^a

*Letras maiúsculas iguais nas linhas indicam resultado estatisticamente semelhante entre *Ri* e *Rf*.

Letras minúsculas iguais nas colunas indicam resultado estatisticamente semelhante entre os materiais. ($p > 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Discussão

O presente estudo investigou a resistência à abrasão por escovação de CIVMR, sendo dois de manipulação manual (Riva Ligh Cure® convencional – RLCc; e Vitremer - VI) e um por preparação mecânica (Riva Ligh Cure® encapsulado - RLCe), por meio de mensurações de massa e rugosidade superficial.

A quantificação de massa mensurada por balança de precisão, é um método simples, preciso e comprovado por diversos estudos^{6,7,10,21} na avaliação da resistência à abrasão de diferentes materiais. Geralmente a avaliação de perda de massa está associada à alteração da rugosidade superficial, mensurada por meio de perfilômetros e rugosímetros. Miller¹⁵ (1907) foi o precursor dos testes de resistência abrasiva, por meio da escovação manual de dentes recém extraídos, dando sequência para vários estudos laboratoriais que se aperfeiçoaram ao longo do tempo. Desta maneira, por meio de protocolo estabelecido a partir da aplicação de uma carga, uma alta velocidade de ciclos por minuto e repetições seriadas, pôde-se chegar à equivalência de anos de escovação dentária²¹.

Um importante fator em estudos que avaliam a alteração de massa por meio da abrasão em CIV, está relacionado com a desidratação sofrida por esse tipo de material, que se não bem controlada pode mascarar os reais resultados quanto a perda estrutural^{16,21}. Neste estudo, a padronização dos processos de secagem e pesagem, somada a um ambiente de temperatura controlada diminuiu possíveis alterações durante a mensuração das massas. As alterações causadas pelo grau de sinérise e embebição são relacionadas à proporção de água presente na formulação do cimento²⁵. Os CIV testados neste estudo não apresentaram diferença entre a

massa inicial e final, e nem entre os grupos (Tabela 1), o que pode estar relacionado à adição dos elementos resinosos, diminuindo a quantidade de água presente em suas formulações.

Quando os materiais são comparados, os trabalhos relacionados à resistência ao desgaste são contraditórios^{7,16,20,29}. Em sua maioria, os CIV convencionais apresentam menor rugosidade superficial, fato explicado pelo proporcionamento pó/líquido, tamanho das partículas inorgânicas, menor formação de bolhas de ar durante a manipulação, além da qualidade de adesão entre partícula e matriz^{7,29}. Os CIVMR são compostos principalmente por partículas de vidro de fluoraminosilicato de cálcio, ácido poliacrílico e 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA), os quais durante a polimerização formam ligações cruzadas entre moléculas de HEMA e cadeias poliácidas²⁰. Essa composição promove a formação das matrizes poliácida e poli-HEMA, levando a diferenças de abrasão e maior rugosidade, devido à formação de diferentes fases em um mesmo material⁵.

Os resultados obtidos neste estudo, referentes à rugosidade superficial do VI ($R_i = 0,3401$; $R_f = 0,7963$) (Tabela 2), se assemelham aos achados de Sadaghiani²² (2007), onde a rugosidade variou de 0,49 a 0,62; e representam valores ligeiramente superiores aos achados por Carvalho⁴ (2008) (entre 0,39 e 0,49). Resultados inferiores foram obtidos, porém, por Carvalho⁵ (2012) quando encontraram valores entre 0,46 e 1,04. Essas diferenças são justificáveis devido as divergências nas metodologias (número e tempo de ciclos, interferência de ciclos de pH, avaliações com diferentes tipos de escovas e cerdas). A utilização de metodologias coesas com pequenas diferenças enriquece a literatura e abre novas possibilidades para pesquisas futuras. De maneira geral, o CIV VI apresentou resultados compatíveis com a literatura atual.

Em relação aos cimentos Riva Ligh Cure® convencional e Riva Ligh Cure® encapsulado, seus valores de rugosidade inicial foram significativamente menores ($RLC_c = 0,1986$; $RLC_e = 0,1909$) do que o observado para VI (0,3401). A literatura não conta com trabalhos que avaliaram esse tipo de material, sendo esses resultados importantes para indicação e futuras comparações entre os cimentos ionoméricos. Embora não se tenha observado diferença estatisticamente significativa, dados referentes à rugosidade final mostram que o material encapsulado apresentou valor inferior (0,5749) ao observado no convencional (0,6096). Nomoto¹⁸ (2004) relatou que cimentos de baixa viscosidade são favorecidos pela técnica manual enquanto que isso

não necessariamente se aplica a materiais de alta viscosidade. Nossos achados indicam que o cimento RLC não apresenta diferença na rugosidade superficial quanto ao método de mistura, podendo esse ser manual ou mecânico, devido a sua composição. Além disso, esse tipo de CIV apresentou diferença estatística significativa na rugosidade final quando comparados ao cimento VI, abrindo espaço para novos estudos e análises comparando esse tipo de material aos CIV convencionais.

Conclusão

Baseando-se nos testes realizados, pode-se indicar o CIVMR RLCE, pois após simulação de 2 anos de escovação, apresentou menor rugosidade superficial.

Referências *

1. Arcoria CJ, Butler JR, Wagner MJ, Vitasek BA. Bending strength of Fuji and Ketac glass ionomers after sonication. *J Oral Rehabil.* 1992; 19(6): 607-13.
2. Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent.* 2005; 30(2): 213-9.
3. Botta AC, Duarte S, Paulin Filho PI, Gheno SM. Effect of dental finishing instruments on the surface roughness of composite resins as elucidated by atomic force microscopy. *Microsc Microanal.* 2008; 14(5): 380-6.
4. Carvalho FG, Fucio SB, Paula AB, Correr GM, Sinhoreti MA, Puppini-Rontani RM. Child toothbrush abrasion effect on ionomeric materials. *J Dent Child.* 2008; 75(2): 112-6.
5. Carvalho FG, Sampaio CS, Fucio SB, Carlo HL, Correr-Sobrinho L, Puppini-Rontani RM. Effect of chemical and mechanical degradation on surface roughness of three glass ionomers and a nanofilled resin composite. *Oper Dent.* 2012; 37(5): 509-17.
6. Dhummarungrong S, Moore BK, Avery DR. Properties related to strength and resistance to abrasion of VariGlass VLC, Fuji II L.C., Ketac-Silver, and Z-100 composite resin. *ASDC J Dent Child.* 1994; 61(1): 17-20.
7. Frazier KB, Rueggeberg FA, Mettenberg DJ. Comparison of wear-resistance of Class V restorative materials. *J Esthet Dent.* 1998; 10(6): 309-14.

8. Frencken JE, Songpaisan Y, Phantumvanit P, Pilot T. An atraumatic restorative treatment (ART) technique: evaluation after one year. *Int Dent J.* 1994; 44(5): 460-4.
9. Goldstein GR, Lerner T. The effect of toothbrushing on a hybrid composite resin. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(4): 498-500.
10. Harrington E, Jones PA, Fisher SE, Wilson HJ. Toothbrush-dentifrice abrasion. A suggested standard method. *Br Dent J.* 1982; 153(4): 135-8.
11. Harrison A, Lewis TT. The development of an abrasion testing machine for dental materials. *J Biomed Mater Res.* 1975; 9(3): 341-53.
12. Heath JR, Wilson HJ. Abrasion of restorative materials by toothpaste. *J Oral Rehabil.* 1976; 3(2): 121-38.
13. Hse KM, Leung SK, Wei SH. Resin-ionomer restorative materials for children: a review. *Aust Dent J.* 1999; 44(1): 1-11.
14. Jones DW, Jones PA, Wilson HJ. A simple abrasion test for composites. *J Dent.* 1972; 1(1): 28-34.
15. Miller W. Experiments and Observations on the wasting of tooth tissue variously designated as erosion, abrasion, chemical abrasion, denudation, etc. *Dent Cosmos;* 1907, 49(1): 1-23.
16. Momoi Y, Hirosaki K, Kohno A, McCabe JF. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. *Dent Mater.* 1997; 13(2): 82-8.
17. 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. *J Appl Oral Sci.* 2005; 13(2): 131-5 .
18. Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater.* 2004; 20(10): 972-8.
19. Nomoto R, McCabe JF. Effect of mixing methods on the compressive strength of glass ionomer cements. *J Dent.* 2001; 29(3): 205-10.
20. Peutzfeldt A, García-Godoy F, Asmussen E. Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *Am J Dent.* 1997; 10(1): 15-7.
21. Rios D, Honório HM, de Araújo PA, Machado MA. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16(4): 343-8.
22. Sadaghiani L, Wilson MA, Wilson NH. Effect of selected mouthwashes with and without toothbrushing on the surface hardness of a resin modified glass-ionomer and two compomers. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2007; 15(3): 98-103.

23. Turssi CP, de Magalhães CS, Serra MC, Rodrigues Júnior AL. Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing preceded by pH-cycling simulations. *Oper Dent*. 2001; 26(6): 576-84.
24. Turssi CP, Hara AT, de Magalhães CS, Serra MC, Rodrigues AL. Influence of storage regime prior to abrasion on surface topography of restorative materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003; 65(2): 227-32.
25. Wang Y, Darvell BW. Failure behavior of glass ionomer cement under Hertzian indentation. *Dent Mater*. 2008; 24(9): 1223-9.
26. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater*. 2007; 23(3): 343-62.
27. Williams JA, Billington RW. Changes in compressive strength of glass ionomer restorative materials with respect to time periods of 24 h to 4 months. *J Oral Rehabil*. 1991; 18(2): 163-8.
28. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont*. 1990 1990; 3(5): 425-9.
29. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2000; 16(2): 129-38.

5 ESTUDO 3

Estabilidade de cor e resistência ao manchamento de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina.*

Resumo

O cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR) apresenta propriedades mecânicas favoráveis, maior translucidez e estética. Investigou-se o efeito de produtos como água, coca-cola, café, suco de uva e chá preto sobre a superfície de três CIVMR, com o objetivo de avaliar a estabilidade de cor, a resistência ao manchamento e sua forma de apresentação (encapsulados ou não). Foram utilizados os materiais Vitremer (VI), Riva Ligh Cure® (RLCc) e Riva Ligh Cure® encapsulado (RLCe), dos quais foram confeccionados 180 corpos de prova (60 espécimes de cada material), a partir de uma matriz de silicone, medindo 3 mm de altura por 6 mm de diâmetro. Os materiais VI e RLCc foram manualmente espatulados e levados à matriz com auxílio de uma seringa centrix e o cimento de ionômero de vidro (CIV) encapsulado RLCe, foi agitados em amalgamador por 10 segundos e a matriz foi preenchida com auxílio da seringa Riva Applicator 2 (SDI). Os corpos de prova foram fotopolimerizados por 80 segundos, divididos em 6 subgrupos (N=10) e armazenados em 20 mL das soluções a serem testadas, trocadas a cada 24 horas. Para mensurar a estabilidade da cor e a resistência ao manchamento, os corpos de prova foram analisados pelo espectrofotômetro Easyshade® Vita Advance (Vident, Brea, CA, EUA). Por meio de um LED de alta potência, na cor branca, as mensurações foram realizadas logo após a polimerização, 1 hora e 1, 2, 7, 14, 21 e 28 dias após o armazenamento nas soluções. Estes valores foram registrados no próprio display do espectrofotômetro, sendo os mesmos, obtidos de acordo com os parâmetros CIELab. Aos dados foi aplicado o teste de normalidade, e em seguida, foi aplicado ANOVA de medidas repetidas, complementado por Tukey. Como resultado observou-se que todos os materiais apresentaram o mesmo padrão ao manchamento, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os mesmos. Quanto a estabilidade da cor, os três materiais também se comportaram da mesma maneira (ΔE variaram de 0,3385 na primeira hora a 3,8825 no 28º dia de armazenamento). Sendo assim, conclui-se que pode-se indicar qualquer um dos materiais estudados para o uso clínico quando se considera a estabilidade de cor e o manchamento.

Palavras chave: cimento de ionômero de vidro, propriedades físicas, estética

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>.

Introdução

Na tentativa de desenvolver um CIV com melhores características de trabalho, melhor resistência e estética foi desenvolvido o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR)⁴⁶. Sua comercialização iniciou-se no início da década de 90, a partir da incorporação de monômeros resinosos na fórmula original do cimento de ionômero de vidro (CIV).

Atualmente, monômeros como o Bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato), incorporados ao material, substituem os primeiros monômeros representados pelo HEMA (hidroxietilmetacrilato), bastante fluido e hidrofílico. Com isso, as propriedades mecânicas do CIV tornaram-se mais favoráveis⁴⁶, uma vez que a fotopolimerização permite controle do tempo operatório, o material tornou-se mais resistente³¹, obteve-se maior translucidez e estética³³.

Na tentativa de manter as propriedades desejáveis do CIV, surgiram no mercado materiais encapsulados, já pré dosados e manipulados mecanicamente¹⁸, a fim de evitar possíveis alterações decorrentes de falhas no proporcionamento e manipulação manual.

Existem, porém, propriedades inerentes aos materiais restauradores que se modificam na dependência dos hábitos dos indivíduos, sem que o profissional possa controlar. O manchamento, que ocorre tanto nas resinas compostas como nos CIV, possui etiologia multifatorial, a qual associa fatores intrínsecos como a composição química^{4,27} e fatores extrínsecos como a má higiene e o consumo de agentes pigmentantes⁵.

Considerando a exposição dos elementos dentais e materiais restauradores à saliva, alimentos e bebidas pigmentadas, esse estudo investigou o efeito de alguns produtos sobre a superfície de três CIVMR, com o objetivo de avaliar a estabilidade de cor, a resistência ao manchamento e sua forma de apresentação (encapsulados ou não).

Material e método

Foram utilizados os materiais Vitremer (VI), Riva Ligh Cure® (RLCc) e Riva Ligh Cure® encapsulado (RLCe), dos quais foram confeccionados 180 corpos de prova (60 espécimes de cada material), a partir de uma matriz de silicone, medindo 3 mm de altura por 6 mm de diâmetro. Os materiais VI e RLCc foram espatulados manipulados, de acordo com as especificações do fabricante, e inseridos na matriz com auxílio de seringa Centrix (Nova DFL, Brasil). Para o CIV encapsulado RLCe, após agitação em amalgamador (Ultramat 2 – SDI) por 10 segundos, a matriz foi preenchida com auxílio da seringa Riva Applicator 2 (SDI). Após a inserção do material na matriz, foi acomodada sobre a mesma uma tira de poliéster, uma placa de vidro e um peso de 100 g, por 30 s, para planificação e eliminação dos excessos de material. Em seguida, os corpos de prova foram fotopolimerizados por 80 segundos com o aparelho fotopolimerizador (Elipar Freelight 2, 3M ESPE). A intensidade da luz foi aferida por um radiômetro digital para luz halógena e LED (ECEL-RD-7/9V-Dabi-Atlante) a cada 10 polimerizações, mantendo-se em no mínimo 500 mW / cm².

Os corpos de prova foram divididos em 6 subgrupos (N=10) e armazenados em água destilada, café, suco de uva, chá preto e coca-cola, de acordo com o Quadro 1. Cada espécime foi armazenado em um recipiente contendo 20 mL de solução, as quais foram trocadas a cada 24 horas.

Para mensurar a estabilidade da cor e a resistência ao manchamento, os corpos de prova foram analisados pelo espectrofotômetro Easyshade® Vita Advance (Vident, Brea, CA, EUA). Por meio de um LED de alta potência, na cor branca, as mensurações foram realizadas logo após a polimerização, 1 hora e 1, 2, 7, 14, 21 e 28 dias após o armazenamento nas soluções. A medição da cor foi realizada em luz ambiente, sempre no mesmo local e com fundo branco^{11,17,42} para obtenção de valores de alteração da cor confiáveis^{11,28}. Estes valores foram registrados no próprio display do espectrofotômetro, sendo os mesmos, obtidos de acordo com os parâmetros de L, a* e b*, também conhecido por CIELab, no qual uma cor é localizada por três eixos: L, que representa a luminância, expressa em percentagem (de 0 para o preto, a 100 para o branco) e a* e b*, os quais representam duas gamas de cor que vão respectivamente do verde ao vermelho e do azul ao amarelo, com valores que variam de -120 a +120.

Quadro 1 - Soluções utilizadas, pH, marcas comerciais e modo de preparo.

Solução	pH	Nome Comercial	Modo de preparo
Água destilada	6,8	Destilada na instituição.	Solução comercial
Suco de Uva Integral	2,9	Suco de Uva Integral Garibaldi (Coop. Vinícola Garibaldi)	Solução comercial
Chá-preto	5,2	Leão Fuze Chá Preto Natural (The Coca-Cola Company ©.)	Solução preparada com 1 sachê do chá imerso em 200mL de água fervente
Café	5,0	Nescafé tradição instantâneo (Nestlé Brasil Ltda)	Solução preparada com 50g do café solúvel para 200mL de água fervente
Coca-Cola	2,4	Coca-Cola (The Coca-Cola Company ©)	Solução comercial

* Todas as soluções foram utilizadas em temperatura ambiente.

Fonte: Elaboração própria.

A alteração da cor após o armazenamento (ΔE), foi calculada pela fórmula:

$$\Delta E = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2}$$
³².

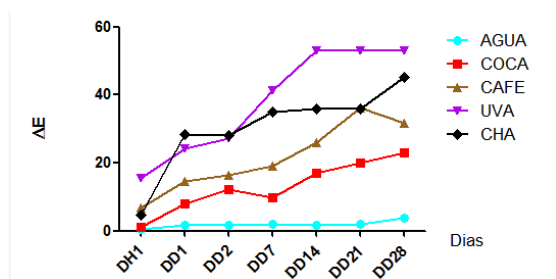
Aos dados foi aplicado o teste de normalidade, e em seguida, foi aplicado ANOVA de medidas repetidas, complementado por Tukey.

Resultado

Quanto às substâncias de armazenamento para análise do manchamento, pode-se observar nos Gráficos 1, 2 e 3 que todos os materiais apresentaram o mesmo padrão de manchamento, não havendo diferença estatisticamente significativa.

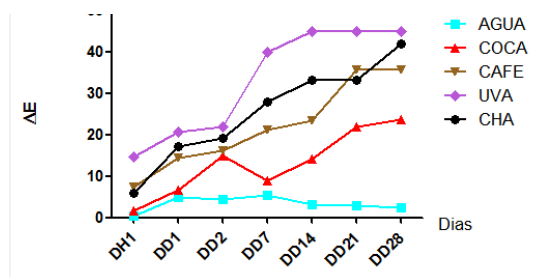
Quanto a estabilidade da cor (imersão em água), os três materiais se comportaram da mesma maneira. Os valores de ΔE variaram de 0,3385 na primeira hora a 3,8825 no 28º dia de armazenamento (Tabela 1).

Gráfico 1 - Variação de cor (ΔE) x tempo de armazenamento para RLCC



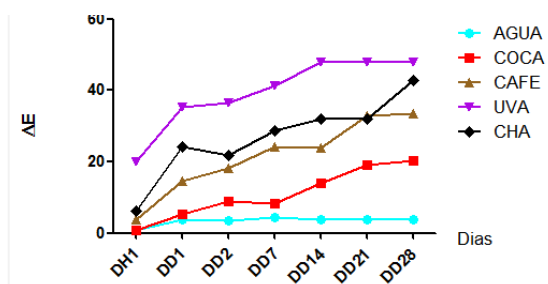
Fonte: Elaboração própria.

Gráfico 2 - Variação de cor (ΔE) x tempo de armazenamento para RLCE.



Fonte: Elaboração própria.

Gráfico 3 - Variação de cor (ΔE) x tempo de armazenamento para Vi.



Fonte: Elaboração própria.

Tabela 1- Valores de estabilidade de cor e mancha dos materiais, em função da solução e tempo de armazenamento.

	Material	DH1	DD1	DD2	DD7	DD14	DD21	DD28
Água	VI	0,73 ^{aA} (0,5835)	3,822 ^{abB} (2,2431)	3,648 ^{abB} (1,2229)	4,352 ^{abB} (1,5031)	3,768 ^{aB} (0,6968)	3,848 ^{aB} (0,7322)	3,882 ^{aB} (0,6981)
	RLCe	0,580 ^{aA} (0,2755)	1,605 ^{aAB} (0,7215)	1,782 ^{aAB} (0,7313)	1,913 ^{aB} (0,7364)	1,715 ^{bAB} (0,5800)	2,019 ^{bB} (0,7574)	3,732 ^{aC} (1,9274)
	RLCc	0,338 ^{aA} (0,1426)	4,875 ^{bB} (1,8756)	4,443 ^{bB} (2,5585)	5,377 ^{bB} (2,3806)	3,180 ^{aB} (0,5686)	2,881 ^{abB} (1,0323)	2,355 ^{aB} (0,8187)
Coca	VI	0,846 ^{aA} (0,5157)	5,225 ^{aB} (3,0301)	8,985 ^{aBD} (3,523)	8,433 ^{aB} (2,7919)	13,883 ^{aCD} (3,3114)	19,012 ^{aE} (3,7528)	20,420 ^{aE} (7,3231)
	RLCe	0,997 ^{aA} (0,5508)	8,090 ^{aB} (2,7631)	12,171 ^{aBC} (3,1695)	9,873 ^{aB} (2,8981)	16,908 ^{aCD} (6,9232)	19,852 ^{aDE} (6,5653)	22,938 ^{aE} (4,9333)
	RLCc	1,704 ^{aA} (0,7471)	6,783 ^{aAC} (3,8899)	14,882 ^{aBEG} (5,9918)	9,031 ^{aAFG} (3,2449)	14,204 ^{aBCF} (7,658)	21,932 ^{aDE} (11,482)	23,708 ^{aD} (13,000)
Café	VI	3,920 ^{aA} (1,1312)	14,711 ^{aB} (2,8913)	18,148 ^{aDB} (2,9402)	24,263 ^{aCD} (7,7379)	23,899 ^{aCD} (6,7882)	32,755 ^{aE} (9,3589)	33,579 ^{aE} (9,2718)
	RLCe	6,652 ^{bA} (1,1564)	14,479 ^{aB} (2,8206)	16,507 ^{aB} (2,8215)	19,205 ^{aB} (3,5335)	25,953 ^{aC} (7,1297)	36,1561 ^{aD} (10,1357)	31,632 ^{aD} (4,8414)
	RLCc	7,311 ^{bA} (2,1049)	14,464 ^{aB} (2,7563)	16,209 ^{aBC} (2,5251)	21,051 ^{aCD} (4,3937)	23,348 ^{aD} (5,0232)	35,571 ^{aE} (8,7502)	35,573 ^{aE} (5,2222)
Suco de Uva	VI	20,07 ^{aA} (14,9354)	35,286 ^{aAC} (18,7976)	36,408 ^{aAC} (18,6552)	41,384 ^{aBC} (20,9743)	47,843 ^{aBC} (15,5133)	47,843 ^{aBC} (15,5133)	47,843 ^{aBC} (15,5133)
	RLCe	15,564 ^{aA} (6,4498)	24,202 ^{aAB} (4,6807)	27,262 ^{aB} (6,0033)	41,432 ^{aC} (12,9011)	52,947 ^{aD} (11,0654)	52,947 ^{aD} (11,0654)	52,947 ^{aD} (11,0654)
	RLCc	14,784 ^{aA} (4,217)	20,657 ^{aA} (3,4632)	21,937 ^{aA} (3,2055)	40,034 ^{aB} (7,7838)	44,799 ^{aB} (13,003)	44,799 ^{aB} (13,003)	44,799 ^{aB} (13,003)
Cha-Preto	VI	6,298 ^{aA} (5,0212)	24,282 ^{aBC} (9,6644)	21,789 ^{aB} (7,2251)	28,583 ^{aCD} (6,8573)	32,128 ^{aDE} (4,463)	32,128 ^{aDE} (4,463)	42,728 ^{aF} (8,0331)
	RLCe	4,731 ^{aA} (1,0741)	28,511 ^{aB} (8,5581)	28,020 ^{aB} (6,9096)	34,999 ^{aC} (5,8262)	35,758 ^{aC} (6,2158)	36,035 ^{aC} (6,2389)	45,530 ^{aD} (8,2662)
	RLCc	6,022 ^{aA} (2,0228)	17,177 ^{aB} (4,817)	19,217 ^{aB} (5,300)	28,027 ^{aC} (9,0059)	33,103 ^{aCE} (5,7294)	33,103 ^{aC} (5,7294)	42,018 ^{aD} (8,1205)

*Letras minúsculas iguais nas colunas indicam diferenças não estatisticamente significante para os materiais.

Letras maiúsculas iguais nas linhas indicam diferenças não estatisticamente significante para o tempo de armazenamento.

Fonte: Elaboração própria

Discussão

Em odontopediatria, as restaurações anteriores são, muitas vezes, realizadas com CIVMR, pois além de serem estéticos possuem a vantagem de liberarem flúor. Para garantir boa estética e sucesso clínico, é necessário que estes materiais apresentem estabilidade de cor intrínseca e resistência ao manchamento de sua superfície. Estudos anteriores^{1,10,13} mostraram que tanto os CIV como as resinas compostas são suscetíveis ao manchamento em diversos meios de coloração.

A determinação da cor dos materiais odontológicos pode ser dividida em duas categorias: exame visual e instrumental. A avaliação da cor exclusivamente pelo exame visual é muito subjetiva, o que confere baixa reprodutibilidade. Com o auxílio de instrumentos de colorimetria, porém, erros subjetivos na avaliação da cor são eliminados, tornando o método reprodutível, objetivo, e os resultados quantificáveis, podendo ser usado para cálculos estatísticos. O espectrofotômetro é um desses instrumentos, utilizado rotineiramente para avaliar o comportamento de cor de diferentes materiais dentários^{7,16,36}.

Alguns métodos *in vitro*, como armazenamento em água ou saliva artificial, são usados para avaliar a estabilidade de cor em materiais à base de resina^{24,39}. Porém, protocolo específico ainda foi estabelecido na literatura para esse fim, sendo as amostras geralmente, armazenadas em água e acompanhadas por diferentes períodos de tempo, que variam entre 7 a 30 dias^{2,3}.

Para este estudo, o sistema CIELab foi utilizado devido a sua capacidade de detectar pequenas diferenças na cor⁽²⁷⁾. Para avaliação da estabilidade de cor, os espécimes foram armazenados em água destilada. Pode-se observar que o ΔE variou de 0,73 na primeira hora, para 3,88 após 28 dias para o VI, de 0,58 a 3,73 para o RLCe e 0,33 a 2,35 para o RLCc (Tabela 1). Assim, os três materiais se comportaram de maneira semelhante, não apresentando diferença estatisticamente significativa entre eles. De acordo com Small⁴¹ (1998), os valores apresentados seriam compatíveis a mudanças de cor imperceptíveis a olho nu. Seghi⁴⁰ (1989) relatou que alterações possíveis de serem visualizadas teriam $\Delta E = 1,5$. Outros estudos revelaram que $\Delta E \leq 3.3$ é um valor clinicamente aceitável para mudança de cor dos materiais odontológicos^{21,25 44}.

Vários estudos avaliam o efeito da água na mudança de cor de materiais restauradores estéticos^{6,22,38,40,45}. Assim como neste estudo, demonstraram

diferenças estatisticamente significativas entre os valores iniciais e valores finais de cor pós-imersão (Tabela 1). As alterações de cor após 24 horas de imersão, podem ser atribuídas a reação de polimerização pós-irradiação que se estende até 24 horas^{6,38}, ao passo que as alterações a longo prazo de imersão, podem ser atribuídas à absorção higroscópica de água no material^{6,40,44}. Outros fatores como a composição do material também podem afetar sua cor e seu aspecto clínico, devido a sua degradação ao longo do tempo^{30,35,45}.

O manchamento de materiais estéticos também é amplamente estudado, quando os mesmos são expostos a diferentes soluções corantes comumente consumidas no dia a dia. As bebidas selecionadas para este estudo são muito utilizadas e têm forte potencial para manchar a cor dos materiais restauradores^{1,9,12,13,19,37}.

Este trabalho aponta que os corpos de prova armazenados em suco de uva sofreram maior alteração de cor, seguidos pelo chá preto, café e em menor quantidade pela coca cola, todas as soluções mancharam os diferentes materiais da mesma maneira, sem diferença estatística entre eles (Gráficos 1, 2 e 3) (Tabela 1).

Alguns fatores, tais como a matriz de resina, as dimensões de suas partículas, profundidade de polimerização, agentes de coloração, e os valores de pH das soluções corantes, têm sido relatados para afetar a descoloração dos materiais^{20,47}.

O pH dos agentes de coloração do presente estudo foi de 2,4 para a coca cola, 2,9 para o suco de uva, 5,0 para o café e 5,2 para o chá. Estudos^{5,43,44} demonstram que embora a coca cola apresente baixo pH que pode danificar a integridade da superfície dos materiais, a mesma não produziu manchamento com tanta intensidade como o café e chá, que apresentam pH mais alto. Os autores relatam que este fato ocorre, pois, refrigerantes a base de cola não apresentam o corante amarelo presentes no chá e no café, os quais têm diferentes polaridades. Componentes de polaridade mais alta (no chá) são absorvidos em primeiro lugar, e componentes de menor polaridade (no café) são absorvidos mais tarde. Portanto, o manchamento por chá ocorre devido à adsorção de corantes polares pela superfície dos materiais, enquanto o manchamento causado pelo café ocorre tanto pela adsorção, quanto pela absorção desses corantes⁴⁴.

O manchamento não depende apenas do tempo de imersão, mas também da composição do material devido à diferentes mudanças de seu índice de refração³⁴ e de diferenças na absorção de água, que é dependente da hidrofobicidade dos

monômeros^{14,15}. Estudos anteriores mostraram que a absorção de água dos CIVMR é maior do que a de CIV convencional, devido a absorção rápida de água pelo HEM^{8,41}. Knobloch²⁶ (2000) também declaram que os CIVMR apresentaram absorção de água elevada devido à sua natureza hidrofílica. Sabendo que a porção resinosa é capaz de absorver água, conclui-se que também é capaz de absorver outros fluidos, resultando em manchamento^{5,10}.

Outro fator determinante na estabilidade de cor e manchamento dos materiais restauradores é a deposição de partículas corantes sobre suas superfícies, as quais podem ser removidas pela escovação^{23,29}. Neste estudo, a escovação não foi levada em consideração. Portanto os grandes valores de ΔE por nós encontrados ao decorrer do tempo pode ser atribuído além da absorção dos corantes também a adsorção na superfície dos materiais.

Conclusão

Pode-se indicar qualquer um dos materiais estudados para o uso clínico quando se considera a estabilidade de cor e o manchamento.

Referências*

1. Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Color stability of compomer after immersion in various media. J Esthet Dent. 2000; 12(5): 258-63.
2. Albuquerque PP, Moreira AD, Moraes RR, Cavalcante LM, Schneider LF. Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. J Dent. 2013; 41 Suppl 3: 67-72.
3. Ardu S, Gutemberg D, Krejci I, Feilzer AJ, Di Bella E, Dietschi D. Influence of water sorption on resin composite color and color variation amongst various composite brands with identical shade code: an in vitro evaluation. J Dent. 2011; 39 Suppl 1: 37-44.
4. Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. Dent Mater. 2009; 25(12): 1564-8.

5. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent.* 2005; 33(5): 389-98.
6. Buchalla W, Attin T, Hilgers RD, Hellwig E. The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(3): 264-70.
7. Burrow MF, Makinson OF. Color change in light-cured resins exposed to daylight. *Quintessence Int.* 1991; 22(6): 447-52.
8. Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater.* 1999; 15(1): 71-8.
9. Chan KC, Fuller JL, Hormati AA. The ability of foods to stain two composite resins. *J Prosthet Dent.* 1980; 43(5): 542-5.
10. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater.* 1994; 10(6): 353-62.
11. Ertaş E, Güler AU, Yücel AC, Köprülü H, Güler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J.* 2006; 25(2): 371-6.
12. Fay RM, Servos T, Powers JM. Color of restorative materials after staining and bleaching. *Oper Dent.* 1999; 24(5): 292-6.
13. Fay RM, Walker CS, Powers JM. Discoloration of a compomer by stains. *J Gt Houst Dent Soc.* 1998; 69(8): 12-3.
14. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006; 22(3): 211-22.
15. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res.* 1998; 42(3): 465-72.

16. Ferracane JL, Moser JB, Greener EH. Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins. *J Prosthet Dent*. 1985; 54(4): 483-7.
17. Fujita M, Kawakami S, Noda M, Sano H. Color change of newly developed esthetic restorative material immersed in food-simulating solutions. *Dent Mater J*. 2006; 25(2): 352-9.
18. Gee D, Pearson GJ. Effect of mixing speed on mechanical properties of encapsulated glass-ionomer cements. *Br Dent J*. 1993; 174(2): 65-8.
19. Gross MD, Moser JB. A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resins. *J Oral Rehabil*. 1977; 4(4): 311-22.
20. Hotwani K, Thosar N, Baliga S. Comparative in vitro assessment of color stability of hybrid esthetic restorative materials against various children's beverages. *J Conserv Dent*. 2014; 17(1): 70-4.
21. Inokoshi S, Burrow MF, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent*. 1996 1996; 21(2): 73-80.
22. Johnston WM, Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater*. 1997; 13(2): 89-97.
23. Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence Int*. 1991; 22(9): 733-7.
24. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent*. 2011; 39 Suppl 1: 30-6.
25. Kim HS, Um CM. Color differences between resin composites and shade guides. *Quintessence Int*. 1996; 27(8): 559-67.
26. Knobloch LA, Kerby RE, McMillen K, Clelland N. Solubility and sorption of resin-based luting cements. *Oper Dent*. 2000; 25(5): 434-40.
27. Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *J Biomed Mater Res*. 2002; 63(5): 657-63.

28. Lee YK, Powers JM. Color difference of four esthetic restorative materials by the illuminant. *Am J Dent*. 2005; 18(5): 359-63.
29. Lim BS, Moon HJ, Baek KW, Hahn SH, Kim CW. Color stability of glass-ionomers and polyacid-modified resin-based composites in various environmental solutions. *Am J Dent*. 2001; 14(4): 241-6.
30. Lim YK, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Influence of filler distribution on the color parameters of experimental resin composites. *Dent Mater*. 2008; 24(1): 67-73.
31. McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*. 1998; 19(6): 521-7.
32. Mokhlis GR, Matis BA, Cochran MA, Eckert GJ. A clinical evaluation of carbamide peroxide and hydrogen peroxide whitening agents during daytime use. *J Am Dent Assoc*. 2000; 131(9): 1269-77.
33. Mount GJ. Longevity in glass-ionomer restorations: review of a successful technique. *Quintessence Int*. 1997; 28(10): 643-50.
34. Oliveira DC, Souza-Júnior EJ, Prieto LT, Coppini EK, Maia RR, Paulillo LA. Color stability and polymerization behavior of direct esthetic restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2014; 26(4): 288-95.
35. Pires-de-Souza FeC, Garcia LaF, Hamida HM, Casemiro LA. Color stability of composites subjected to accelerated aging after curing using either a halogen or a light emitting diode source. *Braz Dent J*. 2007; 18(2): 119-23.
36. Powers JM, Fan PL, Raptis CN. Color stability of new composite restorative materials under accelerated aging. *J Dent Res*. 1980; 59(12): 2071-4.
37. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater*. 2003; 19(1): 12-8.
38. Sabatini C, Campillo M, Aref J. Color stability of ten resin-based restorative materials. *J Esthet Restor Dent*. 2012; 24(3): 185-99.

39. Sarafianou A, Iosifidou S, Papadopoulos T, Eliades G. Color stability and degree of cure of direct composite restoratives after accelerated aging. *Oper Dent*. 2007; 32(4): 406-11.
40. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res*. 1989; 68(12): 1760-4.
41. Small IC, Watson TF, Chadwick AV, Sidhu SK. Water sorption in resin-modified glass-ionomer cements: an in vitro comparison with other materials. *Biomaterials*. 1998; 19(6): 545-50.
42. Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *Eur J Dent*. 2009; 3(1): 50-6.
43. Tunc ES, Bayrak S, Guler AU, Tuloglu N. The effects of children's drinks on the color stability of various restorative materials. *J Clin Pediatr Dent*. 2009; 34(2): 147-50.
44. Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int*. 1991; 22(5): 377-86.
45. Watanabe H, Covey D. Esthetic restorative material shade changes due to photopolymerization. *Gen Dent*. 2008; 56(3): 260-6.
46. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont*. 1990; 3(5): 425-9.
47. Yu H, Pan X, Lin Y, Li Q, Hussain M, Wang Y. Effects of carbamide peroxide on the staining susceptibility of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent*. 2009; 34(1): 72-82.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os CIV de alta viscosidade, indicados para o Tratamento Restaurador Atraumático, possuem partículas menores do que aquelas encontradas nos CIV convencionais^{7,18,33}, e de acordo com alguns autores, a agitação mecânica pode enfraquecer o material, devido a formação de porosidades^{2,5,14,15}. Nesse trabalho, observou-se que o uso dos CIV encapsulados, além de facilitar o dia a dia clínico, não teve as propriedades estudadas prejudicadas pela agitação mecânica, pois foi semelhante ao KM em algumas propriedades (rugosidade e tensão máxima a compressão) e superior em outras (dureza Vickers e porosidade).

Foram analisadas também a resistência a abrasão após escovação dos CIVMR espatulados e encapsulados, assim como a estabilidade de cor e resistência ao manchamento, uma vez que estes materiais, diariamente são abrasados pela a mastigação e escovação^{9,11,12} e expostos ao consumo de agentes pigmentantes⁵.

Observamos que quanto a abrasão, a perda de massa dos três CIVMR (RLCe, RLCc e VI) foram semelhantes, mas a rugosidade tanto inicial quanto final dos cimentos Riva encapsulados foi menor.

A estabilidade da cor dos três materiais (RLCe, RLCc e VI) foram semelhantes e quanto ao manchamento, todos os materiais apresentaram o mesmo padrão. Quanto as soluções, foi observado que o suco de uva provocou uma maior alteração de cor, seguidos pelo chá preto, café e em menor quantidade pela coca cola.

Sendo assim podemos sugerir que o encapsulamento dos CIVMR não prejudicou na rugosidade desses cimentos, não influenciou na estabilidade de cor, nem mesmo da resistência ao manchamento podendo ser utilizado na clínica odontológica.

6 REFERÊNCIAS*

1. Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater.* 2009; 25(12): 1564-8.
2. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent.* 2005; 33(5): 389-98.
3. Bonifácio 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; 54(3): 233-7.
4. Bresciani E, Barata TeJ, Fagundes TC, Adachi A, Terrin MM, Navarro MF. Compressive and diametral tensile strength of glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci.* 2004; 12(4): 344-8.
5. Covey DA, Ewoldsen NO. Porosity in manually and machine mixed resin-modified glass ionomer cements. *Oper Dent.* 2001; 26(6): 617-23.
6. da Silva RC, Zuanon AC. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment (ART). *Braz Dent J.* 2006; 17(2): 106-9.
7. Dowling AH, Fleming GJ. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent.* 2009; 37(2): 133-40.
8. Eichmiller FC, Marjenhoff WA. Fluoride-releasing dental restorative materials. *Oper Dent.* 1998; 23(5): 218-28.
9. Esteves Barata TJ, Bresciani E, Cestari Fagundes T, Gigo Cefaly DF, Pereira Lauris JR, Lima Navarro MF. Fracture resistance of Class II glass-ionomer cement restorations. *Am J Dent.* 2008; 21(3): 163-7.
10. Fleming GJ, Landini G, Marquis PM. Properties of encapsulated and hand-mixed zinc phosphate dental cement. *Am J Dent.* 2002;15(2):91-6.
11. Frencken JE, Holmgren CJ. ART: a minimal intervention approach to manage dental caries. *Dent Update.* 2004; 31(5): 295-8, 301.
12. Gee D, Pearson GJ. Effect of mixing speed on mechanical properties of encapsulated glass-ionomer cements. *Br Dent J.* 1993; 174(2): 65-8.
13. Goldstein GR, Lerner T. The effect of toothbrushing on a hybrid composite resin. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(4): 498-500.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>.

14. Harrison A, Lewis TT. The development of an abrasion testing machine for dental materials. *J Biomed Mater Res.* 1975; 9(3): 341-53.
15. Heath JR, Wilson HJ. Abrasion of restorative materials by toothpaste. *J Oral Rehabil.* 1976; 3(2): 121-38.
16. Hse KM, Leung SK, Wei SH. Resin-ionomer restorative materials for children: a review. *Aust Dent J.* 1999; 44(1): 1-11.
17. Jones DW, Jones PA, Wilson HJ. A simple abrasion test for composites. *J Dent.* 1972; 1(1): 28-34.
18. Kent BE, Lewis BG, Wilson AD. The properties of a glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1973; 135(7): 322-6.
19. Kim Y, Hirano S, Hirasawa T. Physical properties of resin-modified glass-ionomers. *Dent Mater J.* 1998; 17(1): 68-76.
20. Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *J Biomed Mater Res.* 2002; 63(5): 657-63.
21. Liporoni P, Paulillo LA, Cury JA, Dos Santos Dias CT, Paradella TC. Surface finishing of resin-modified glass ionomer. *Gen Dent.* 2003; 51(6): 541-3.
22. McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials.* 1998; 19(6): 521-7.
23. Mitchell CA, Douglas WH. Comparison of the porosity of hand-mixed and capsulated glass-ionomer luting cements. *Biomaterials.* 1997; 18(16): 1127-31.
24. Mitchell CA, Orr JF, Russell MD. Capsulated versus hand-mixed glass-ionomer luting cements for post retention. *J Dent.* 1998; 26(1): 47-51.
25. Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater.* 2004; 20(10): 972-8.
26. Nomoto R, McCabe JF. Effect of mixing methods on the compressive strength of glass ionomer cements. *J Dent.* 2001; 29(3): 205-10.
27. Rios D, Honório HM, de Araújo PA, Machado MA. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16(4): 343-8.
28. Roberts HW, Berzins DW, Charlton DG. Hardness of three resin-modified glass-ionomer restorative materials as a function of depth and time. *J Esthet Restor Dent.* 2009; 21(4): 262-72.
29. Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF. In vivo changes in roughness of resin-modified glass ionomer materials. *Dent Mater.* 1997; 13(3): 208-13.

30. Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*. 1998; 19(6): 467-78.
31. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J*. 2004; 49(3): 112-21.
32. Wilson AD, Crisp S, Lewis BG, McLean JW. Experimental luting agents based on the glass ionomer cements. *Br Dent J*. 1977; 142(4): 117-22.
33. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2000; 16(2): 129-38.

Não autorizo a reprodução deste trabalho até 23/03/2018
(Direitos de publicação reservado ao autor)
Araraquara, 23 de março de 2016
Thalita Boldieri