



Utilização da fonte de luz como energia catalisadora da presa química inicial dos cimentos ionoméricos convencionais

Using a light source as a catalyst energy for initial chemical setting of conventional glass-ionomer cements

Sérgio Luiz PINHEIRO¹
Giuliana Rodrigues AZENHA²
Sílvia PROVASI²
Ana Paula Teixeira BOSCARIOLI²
Karina Teixeira VILLALPANDO²

RESUMO

Objetivo

Avaliar se o fotopolimerizador de uso odontológico (luz emissora de diodo) aplicado por 20 segundos sobre o cimento de ionômero de vidro convencional pode acelerar a presa química deste material.

Métodos

Os cimentos ionoméricos utilizados foram o Vidrion R (SS *White*, Rio de Janeiro) e o Ketac Molar (3M, *Espe, Alemanha*). Foram confeccionados quarenta corpos de prova divididos em quatro grupos (n=10): G1: Vidrion R sem fonte de luz; G2: Vidrion R ativadas por luz durante 20 segundos; G3: Ketac Molar sem fonte de luz; G4: amostras de Ketac Molar ativadas por luz durante 20 segundos. A espatulação do ionômero foi

¹ Pontifícia Universidade Católica de Campinas, Centro de Ciências da Vida, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde. Av. John Boyd Dunlop, s/n., Jardim Ipaussurama, 13060-904, Campinas, SP, Brasil. SL PINHEIRO. E-mail: <slpinho@puc-campinas.edu.br>.

² Pontifícia Universidade Católica de Campinas, Centro de Ciências da Vida, Faculdade de Odontologia. Campinas, SP, Brasil.

em quarenta segundos desde o início do processo até a perda do brilho. A fonte de luz foi o aparelho *Optilight Max* (Gnatus, São Paulo) com potência de luz de 1200mW/cm² e comprimento de onda de 450nm. Os resultados foram analisados no Programa *Biostat* (*Analyst Soft, Walnut, Califórnia, Estados Unidos*) versão 4.0, realizada a análise descritiva e o teste de Kruskal Wallis (Student-Newman-Keuls).

Resultados

A utilização da luz nos cimentos ionoméricos convencionais Vidrion R e Ketac Molar acarretou redução significativa no tempo gasto para a presa química destes materiais ($p < 0.01$). Não houve diferença entre o tempo gasto para presa química com ou sem a utilização da fonte de luz, quando comparados os cimentos ionoméricos Vidrion e Ketac ($p > 0.05$).

Conclusão

A utilização da fonte de luz emissora de diodo está indicada para acelerar a presa química inicial dos cimentos ionoméricos convencionais reduzindo o tempo operatório e favorecendo o tratamento em odontopediatria.

Palavras-chave: Catalisador. Cimentos de ionômeros de vidro. Luzes de cura dentária.

ABSTRACT

Objective

To assess whether a dental light curing unit (light emission diode) used for 20 seconds on conventional glass-ionomer cement can accelerate chemical setting of the material.

Methods

The glass-ionomer cements used were Vidrion R (SS White, Rio de Janeiro, Brazil) and Ketac Molar (3M, Espe, Germany). Forty test specimens were fabricated and divided into 4 groups ($n=10$): G1: R Vidrion samples without using the light source; G2: Vidrion R samples light activated for 20 seconds; G3: Ketac Molar samples without using the light source; G4: Ketac Molar samples light activated for 20 seconds. In all groups the ionomer was spatulated for 40 seconds. The time elapsed from the beginning of the spatulation to the loss of gloss was recorded in seconds. The light source device was the Optilight Max (Gnatus, São Paulo, Brazil) with light output of 1200mW/cm² and a wavelength of 450nm. The software Biostat version 4.0 (Analyst Soft, Walnut, California) analyzed the results. Descriptive analysis was performed, and the Kruskal Wallis test was used (Student-Newman-Keuls).

Results

The use of light on conventional glass ionomer cements Vidrion R and Ketac Molar significantly reduced the time required for the chemical setting of these materials ($p < 0.01$). The chemical setting time of the glass-ionomer cements Vidrion and Ketac did not differ with or without the light source ($p > 0.05$).

Conclusion

The use of a light emission diode is indicated to accelerate the initial chemical setting of conventional glass-ionomer cements, reducing the operative time and improving treatment in pediatric dentistry.

Keywords: Catalyst. Glass-ionomer cements. Curing light dental.

INTRODUÇÃO

O cimento de ionômero de vidro é um material muito estudado na odontologia, sendo aprimorado desde a década de 1970 com o intuito

de melhorar as características do material adequando-o às diferentes necessidades clínicas. O cimento de ionômero de vidro é composto, basicamente, por óxido de silício (29,0%), óxido de alumínio (16,6%), fluoreto de cálcio (34,3%),

fluoreto de alumínio (7,8%), fluoreto de sódio (3,0%) e fosfato de alumínio (9,8%). O líquido é uma solução aquosa com 45,0% de água, 30,0% de ácido poliacrílico, 10,0% de ácido tartárico e 15,0% de ácido itacônico¹. Quando misturados, inicia-se uma reação de presa do tipo ácido-base para formar um sal hidratado, que atua como matriz de ligação entre as partículas de vidro². O cimento de ionômero de vidro apresenta adesão físico-química à estrutura dental, biocompatibilidade e liberação de flúor para a cavidade bucal cuja presença está relacionada à inibição da desmineralização dos dentes, ao potencial de remineralização e ao efeito antibacteriano³⁻⁵.

O cimento de ionômero de vidro é amplamente utilizado em odontopediatria⁶, pois, além das propriedades acima descritas, apresenta coeficiente de expansão térmica semelhante à estrutura dental e inserção na cavidade em incremento único, o que minimiza o tempo operatório e otimiza o tratamento⁷. Sua utilização em odontopediatria se deve à grande capacidade de liberação e recarregamento de flúor, auxiliando na prevenção e tratamento da doença cárie⁸. É o material de escolha para o tratamento restaurador atraumático, geralmente realizado sem anestesia e com isolamento relativo do campo operatório, fatores estes que favorecem o tratamento em crianças⁸. O tratamento restaurador atraumático é muito utilizado em bebês, auxiliando no manejo do comportamento infantil e no controle da doença cárie⁹.

Os avanços relacionados a esse material estão diretamente ligados aos problemas encontrados, como a cor, a qual não é tão satisfatória quando comparada ao dente, a perda de superfície por desgaste e a sensibilidade do material em relação ao pH ácido³. O cimento de ionômero de vidro pode sofrer sinérese e embebição após ser aplicado na cavidade oral, uma vez que o cimento, durante a reação de presa, pode sofrer desidratação ou captação de água da saliva, necessitando de proteção superficial após sua aplicação^{3,10}. Diferentes protetores, como verniz, vaselina, manteiga de cacau ou resinas podem ser aplicados sobre a superfície do material imediatamente após a sua maturação¹⁰. Mesmo apresentando baixos valores relativos às

propriedades físicas e mecânicas quando comparado à resina composta, o cimento de ionômero de vidro é o material de escolha em muitos tratamentos.

Técnicas como o uso de ultrassom ou tratamento térmico estão sendo estudadas para acelerar a presa do ionômero convencional com o objetivo de diminuir o tempo operatório e reduzir as chances do material sofrer sinérese e embebição durante a reação de presa⁸. O aumento da proporção pó/líquido pode ser uma alternativa para acelerar essa reação^{7,11}. Além disso, a redução do tempo operatório é uma vantagem no tratamento em odontopediatria, visto que a criança permanecerá na cadeira odontológica por um período menor.

Dessa forma, o objetivo deste trabalho foi avaliar se o fotopolimerizador de uso odontológico Luz Emissora de Diodo (LED) aplicado por 20 segundos sobre o cimento ionomérico convencional pode acelerar a presa química desse material. Os cimentos de ionômero de vidro utilizados foram o Vidrion R (SS White, Rio de Janeiro) e o Ketac Molar (3M, Espe, Alemanha).

MÉTODOS

Para o desenvolvimento do trabalho, foram utilizados dois cimentos de ionômero de vidro convencionais de marcas comerciais diferentes, o Vidrion e o Ketac Molar. As amostras foram divididas em quatro grupos (n=10) (Quadro 1).

Grupo 1: o Vidrion R foi espatulado sem fotoativação durante a presa química inicial do material. Foi misturada uma porção de pó para uma gota de líquido. Durante todo o trabalho, foi utilizada placa de vidro grossa polida limpa (80X150X19mm JON, São Paulo) e espátula nº 24 (Duflex, SS White, Rio de Janeiro). O pó foi dividido em duas metades. Gotejou-se o líquido com o frasco na posição perpendicular à superfície da placa de vidro. Aglutinou-se a primeira metade do pó ao líquido em 20 segundos e, em seguida, a outra metade foi acrescentada em mais 20 segundos, obtendo-se uma massa cremosa, vítrea e com brilho superficial. Foi cronometrado o tempo decorrido até a perda do

brilho, desde o início da aglutinação da primeira metade do pó até o aparecimento do efeito fosco na superfície do material.

Grupo 2: o Vidrion R foi espatulado da mesma forma que o do grupo G1, mas, logo após o término da espatulação da segunda metade do pó, as amostras receberam tratamento com fonte de luz LED por 20 segundos com aparelho *Optilight Max* (Gnatus, São Paulo) com potência de luz de 1200mW/cm² e comprimento de onda de 450nm. Foi cronometrado o tempo decorrido até o cimento de ionômero de vidro perder o brilho, desde o início da aglutinação da primeira metade do pó, fotoativação, até ao aparecimento do efeito fosco na superfície do material.

Grupo 3: o Ketac Molar foi espatulado sem fotoativação durante a presa química inicial do material. A proporção utilizada foi de uma porção de pó da colher dosadora para uma gota de líquido. O pó foi dividido em duas metades. Gotejou-se o líquido com o frasco na posição perpendicular à superfície da placa de vidro. Aglutinou-se a primeira metade do pó ao líquido em 20 segundos e, em seguida, a outra metade foi acrescentada em mais 20 segundos, obtendo-se uma massa cremosa, vítrea e com brilho superficial. Foi cronometrado o tempo decorrido até o cimento de ionômero de vidro perder o brilho, desde o início da aglutinação da primeira

metade do pó até o aparecimento do efeito fosco na superfície do material.

Grupo 4: o Ketac Molar foi espatulado da mesma forma que no grupo G3, mas, logo após o término da espatulação da segunda metade do pó, as amostras receberam tratamento com fonte de luz LED por 20 segundos com aparelho *Optilight Max* com potência de luz de 1200mW/cm² e comprimento de onda de 450nm. Foi cronometrado o tempo decorrido até o cimento de ionômero de vidro perder o brilho, desde o início da aglutinação da primeira metade do pó, fotoativação, até o aparecimento do efeito fosco na superfície do material.

A distância entre a fonte de luz LED e as amostras durante sua ativação foi de, aproximadamente, um centímetro. Os dados coletados de todos os grupos foram expressos em segundos.

Os resultados foram analisados no Programa Biostat 4.0 (*Analyst Soft.*, Walnut, Califórnia, Estados Unidos da América) e submetidos à análise descritiva e ao teste de Kruskal Wallis (Student-Newman-Keuls).

RESULTADOS

A utilização da fonte de luz LED nos cimentos ionoméricos convencionais Vidrion e Ketac Molar acarretou redução significativa no tempo decorrido para a presa química desses materiais ($p < 0.01$). Não

Quadro 1. Produto, fabricante, lote, modo de aplicação e composição. Campinas (SP), 2014.

Produto, fabricante e lote	Modo de aplicação segundo fabricante e utilizado neste estudo	Composição segundo fabricante
<i>Ketac Molar Easy Mix</i> 3M ESPE, <i>Deutschland</i> , Alemanha Lote pó: 507887 Lote líquido: 505590	O material foi manipulado à temperatura ambiente 20-25° C. A Proporção pó/líquido foi de 1:1. Aglutinou-se o pó ao líquido em duas porções até obter uma mistura homogênea. Tempo de mistura 35 a 40 segundos.	Pó: vidro de flúor, silicato de cálcio, alumínio e lantânio, eudragit, ácido tartárico, ácido sórbico, copolímero de ácido acrílico e ácido maleico, ácido benzóico e pigmentos. Líquido: água, ácido tartárico e ácido benzóico.
<i>Vidrion RS</i> S. White Artigos Dentários Ltda, Ind. Brasileira Procedência: Alemanha Lote pó: 0140913 Lote líquido: 01331211	O pó foi dividido em duas metades. O líquido foi gotejado com o frasco na posição perpendicular. Aglutinou-se a primeira metade do pó ao líquido e manipulou-se por 20 segundos. Adicionou-se o pó restante à massa e manipulou-se por mais 20 segundos, obtendo-se uma massa cremosa, vítrea e úmida.	Pó: fluorsilicato de Sódio Cálcio Alumínio, sulfato de bário, ácido poliacrílico, pigmentos (os pigmentos variam de acordo com a cor do produto). Líquido: ácido tartárico e água destilada.

houve diferença entre o tempo decorrido para presa química com ou sem a utilização da fonte de luz LED, quando comparados os cimentos ionoméricos Vidrion e Ketac ($p > 0.05$) (Tabelas 1 e 3).

DISCUSSÃO

O cimento de ionômero de vidro, durante a reação de presa, passam por um período inicial crítico onde fatores ambientais podem alterar suas propriedades mecânicas. Após sua inserção na cavidade bucal, esse material continua seu processo de presa por um determinado período de tempo¹². A presença de umidade é um fator influenciador na dureza superficial do cimento de ionômero de vidro¹³ e pode alterar sua capacidade de resistência a abrasão¹⁴. Os resultados do presente trabalho demonstraram que a utilização da fonte de luz LED nos cimento de ionômero de vidro convencionais Vidrion e Ketac Molar acarretou redução significativa do tempo decorrido para a presa química inicial desses materiais. Isso pode reduzir as chances de sinérese e embebição do material e auxiliar no tratamento de crianças, especialmente, em bebês e naquelas que não colaboram.

A aceleração da presa inicial pode ser explicada pelo aumento da temperatura que ocorreu

através do calor fornecido pela luz LED, sendo que este acelera a reação de presa¹⁵. O ultrassom também promove geração de calor^{16,17}, porém, composição química, temperatura e tempo de fusão e distribuição do tamanho da partícula deveriam ser cuidadosamente controlados pelo efeito no tempo de presa e resistência do cimento¹⁸.

O coeficiente de expansão térmica de um material corresponde à lei da termodinâmica. Os resultados apresentados neste trabalho sugerem a hipótese de que a elevação da temperatura do material proporcionou aumento do espaço interatômico, o qual ocorreu em consequência da elevação do grau de agitação das moléculas. Essa agitação pode ter sido ocasionada pela energia interatômica a qual favoreceu o deslocamento do elétron na camada atômica e, portanto, a maior reatividade do mesmo.

Esse fenômeno também provoca uma expansão, chamada de expansão térmica, que acelera a reação entre as partículas e o endurecimento do material. O aumento da intensidade da luz pode conduzir a um aumento de temperatura durante a fase de polimerização do material¹⁹. Por sua vez, a polimerização dos compostos utilizando luz visível aumenta a temperatura devido ao processo de reação exotérmica (típico da polimerização de

Tabela 1. Medianas (MD), Médias Aritméticas (MA), Desvios Interquartílicos (DI), Desvios-Padrão (DP) e teste estatístico de Kruskal Wallis complementado por *Student-Newman-Keuls* entre os grupos amostrais (tempo em segundos). Campinas (SP), 2014.

	Vidrion R	Vidrion R + Fotoativação	Ketac	Ketac + Fotoativação	<i>p</i> (Kruskal-Wallis)
MA	112,00	75,90	129,90	83,60	0,0000
DP	10,08 ^a	9,31 ^{b#}	21,78 ^{a#}	16,80 ^b	
MD	109,50	72,00	135,00	80,00	
DI	14,00 ^a	14,25 ^{b#}	36,25 ^{a#}	19,50 ^b	

Nota: Letras e símbolos diferentes (sentido horizontal): diferenças significativas; letras iguais (sentido horizontal); ausência de diferenças significativas.

Tabela 2. Teste estatístico de Kruskal Wallis complementado por *Student-Newman-Keuls* entre os grupos amostrais (tempo em segundos) - valor de *p*. Campinas (SP), 2014.

	Vidrion R	Vidrion R + Fotoativação	Ketac Molar	Ketac Molar + Fotoativação
Vidrion R	-	0,0005	0,3389	0,0062
Vidrion R + Fotoativação	-	-	<0,0001	0,4442
Ketac	-	-	-	0,0002

adição), bem como à energia absorvida durante a irradiação com a fonte luminosa¹⁹. A dentina que permanece após o preparo é responsável por minimizar o calor, protegendo a polpa dental. O calor sobre a reação de presa supostamente torna o ácido mais ativo e pode acelerar a degradação das cargas vítreas, proporcionando aumento da taxa de difusão pela qual os íons são deslocados liberados do vidro; subsequentemente, um ácido mais reativo e uma maior taxa de fusão de íons liberados leva à formação mais rápida da matriz²⁰.

A utilização do LED para a polimerização de materiais dentários foi avaliada por diferentes autores^{21,22}. Esses aparelhos foram lançados com o principal objetivo de emitirem luz fria, porém, quando apresentam alta intensidade de luz, também produzem elevação de temperatura^{23,24}, como aconteceu neste trabalho.

O aumento na velocidade da reação de presa através do LED melhora as propriedades mecânicas do cimento de ionômero de vidro sem a necessidade de incorporar produtos químicos adicionais que podem alterar as propriedades desejáveis do material. Na literatura, são descritos diversos fatores que podem influenciar na resistência mecânica, como: proporção pó/líquido, pressão, umidade, tempo de manipulação^{15,25} e distribuição da granulometria das partículas de vidro²⁶. A não adição de compostos em um material oferece condições para maior longevidade do efeito desejável do mesmo²⁷. Além disso, o calor não interfere nas propriedades mecânicas do cimento de ionômero de vidro²⁸, sendo que acelerar a presa inicial do mesmo favorece a longevidade e qualidade do tratamento odontológico, sobretudo, em crianças, uma vez que a diminuição no tempo operatório pode contribuir com o sucesso do tratamento e satisfação do paciente.

CONCLUSÃO

Pode-se concluir que a utilização da fonte de luz LED está indicada como alternativa para acelerar a presa química inicial dos cimentos ionoméricos convencionais, podendo contribuir para a melhora

das características mecânicas deste material e para a redução do tempo operatório, otimizando o tratamento odontopediátrico.

COLABORADORES

Todos os autores participaram ativamente e integralmente de todas as fases do trabalho.

REFERÊNCIAS

1. Bussadori K, Imparato JCP, Guedes-Pinto AC. Cimento de ionômero de vidro. In: Bussadori K, Imparato JCP, Guedes-Pinto AC. *Dentística odontopediátrica*. São Paulo: Santos; 2000. p.11-7.
2. Nicholson JW, Croll TP. Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int.* 1997; 28(11):705-13.
3. Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *J Appl Oral Sci.* 2006;14(Supl.):3-9.
4. Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. Therapeutic effect of glass-ionomers: An overview of evidence. *Austr Dental J.* 2011;56(1):10-5.
5. Gorseta K, Skrinjarié T, Glavina D. The effect of heating and ultrasound on the shear bond strength of glass ionomer cement. *Collegium Antropologicum.* 2012;36(4):1307-12.
6. Silva FWGP, Queiroz AM, Freitas AC, Assed S. Utilização do ionômero de vidro em odontopediatria. *Odontol Clín Cient.* 2011;10(1):13-7.
7. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cement in pediatric dentistry: Review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):423-9.
8. Bussadori SK, Ribeiro PC, Santos EM, Raggio DP, Guedes-Pinto AC. Avaliação da reação de presa dos cimentos de ionômero de vidro. *J Bras Odontopediatr Odontol Bebê.* 2003;6(33):405-9.
9. Rodriguez-Loyola JP, Garcia-Godoy F, Lindquist R. Growth inhibition of glass ionomer cements on mutans streptococci. *Int J Pediatr Dent.* 1994;16(5):346-9.
10. Kamatham R, Sharada Reddy J. Surface coatings on glass ionomer restorations in Pediatric dentistry-Worthy or not? *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2013;31(4):229-33
11. Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials.* 1998; 19(6):479-83.
12. Van Noort R. Resin composites and polyacid-modified resin composites. In: Van Noort R. *Introduction to dental materials*. St Louis: Mosby; 2003. p.120-1.

13. Basting RT, Serra MC, Rodrigues AL. In situ microhardness evaluation of glass-ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. *J Oral Rehabil.* 2002;29(12):1187-95.
14. Salomão-Miranda F, Wanssa N, Bonini GAVC, Raggio DP, Imparato JCP. Influence of the spatula type and manipulation surface on the knoop hardness of glass ionomer cements. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr.* 2013;13(3):225-31.
15. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prah-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of environmental conditions on the material properties of setting glass-ionomer cement. *Dent Mater.* 2006;22(9):852-6.
16. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Gee AJ, Prah-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. *Eur J Orthod.* 2005;27(5):472-6.
17. Thanjal NK, Billington RW, Shahid S, Luo J, Hill RG, Pearson GJ. Kinetics of fluoride ion release from dental restorative glass ionomer cements: The influence of ultrasound, radiant heat and glass composition. *J Mater Sci Mater Med.* 2010;21(2):589-95.
18. Crisp S, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements: Decompositions of the powder. *J Dent Res.* 1974;53(6):1408-13.
19. Guiraldo RD, Consani S, De Souza AS, Consani RL, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of light energy density on heat generation during photoactivation of dental composites with different dentin and composite thickness. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(4):289-93.
20. Woolford MJ. Effect of radiant heat on the surface hardness of glass polyalkenoate (ionomer) cement. *J Dent.* 1994;22(6):360-3.
21. Knezević A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristić M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil.* 2001;28(6):586-91.
22. Mills RW, Jandt KD, Asworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.* 1999;186(8):388-91.
23. Godoy EP, Pereira SK, Carvalho BM, Martins GM, Franco APGO. Aparelhos fotopolimerizadores: elevação de temperatura produzida por meio da dentina e durante a polimerização da resina composta. *Rev Clin Pesq Odontol.* 2007;3(1):11-20.
24. Yap AUJ, Soh MS. Thermal emission by different light: Curing units. *Oper Dent.* 2003;28(3):260-6.
25. Prentice LH, Tyas MJ, Burrow MF. The effect of mixing time on the handling and compressive strength of an encapsulated glass-ionomer cement. *Dent Mater.* 2005;21(8):704-8.
26. Mount GJ. Glass ionomer cements: Past, present and future. *Oper Dent.* 1994;19:82-90.
27. Kleverlaan CJ, Van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater.* 2004;20(1):45-50.
28. Menne-Happ U, Llie N. Effect of heat application on the mechanical behaviour of glass ionomer cements. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):643-50.

Recebido: janeiro 26, 2016
Aprovado: agosto 31, 2016

