



CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
CURSO DE MESTRADO EM ODONTOLOGIA ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM
DENTÍSTICA

JULIANA DE OLIVEIRA FERLA

**EFEITO DE FONTES ATIVADORAS NA MICRODUREZA DE
RESTAURAÇÕES DE RESINA COMPOSTA E IONÔMERO
DE VIDRO MODIFICADO POR RESINA E POTENCIAL
CARIOSTÁTICO**

Guarulhos

2011



JULIANA DE OLIVEIRA FERLA

**EFEITO DE FONTES ATIVADORAS NA MICRODUREZA DE
RESTAURAÇÕES DE RESINA COMPOSTA E IONÔMERO
DE VIDRO MODIFICADO POR RESINA E POTENCIAL
CARIOSTÁTICO**

Dissertação apresentada à Universidade Guarulhos para a
obtenção do título de Mestre em Odontologia
Área de Concentração: Dentística
Orientadora : Profa. Dra. Alessandra Cassoni
Co-Orientador : Prof. Dr. César Augusto Galvão Arrais

Guarulhos

2011

F357e FERLA, Juliana de Oliveira
Efeito de fontes ativadoras na microdureza de restaurações de resina composta e ionômero de vidro modificado por resina e potencial cariostático/ Juliana de Oliveira Ferla. Guarulhos, 2011.
55 f. : il. ; 31 cm

Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Centro de Pós-Graduação e Pesquisa, Universidade Guarulhos, 2011.
Orientador: Prof. Dra: Alessandra Cassoni
Bibliografia: f.

1.cimento de ionômero de vidro. 2. resina composta. 3. laser de íon Argônio. 4 luz halógena. 5. cáries secundárias. I. Título. II. Universidade Guarulhos.

CDD 22st 617.6

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, intitulada "EFEITO DE FONTES ATIVADORAS NA MICRODUREZA DE RESTAURAÇÕES DE RESINA COMPOSTA E IONÔMERO DE VIDRO MODIFICADO POR RESINA E POTENCIAL CARIOSTÁTICO" em sessão pública realizada em 28 de Fevereiro de 2011, considerou a candidata JULIANA DE OLIVEIRA FERLA aprovada.

COMISSÃO EXAMINADORA:

1. Profa. Dra. Alessandra Cassoni Ferreira (UnG)



2. Prof. Dr. Ricardo Scarparo Navarro (UNICASTELO)



3. Prof. Dr. José Augusto Rodrigues (UnG)



Guarulhos, 28 de Fevereiro de 2011.

Dedico esta dissertação à minha Mãe,
Vera Lúcia Ferla.

Agradecimentos

Agradeço, sempre, na minha vida, primeiramente a **Deus**, simplesmente por existir e por permitir que eu consiga tudo que desejo.

Agradeço á minha querida **mãe Vera Lúcia**, pessoa extremamente importante na minha vida pela minha sólida formação e em meu caráter como pessoa, além de ser um exemplo de mulher e que apesar das muitas ocupações em que atua sempre esteve presente em me orientar e me conscientizar a seguir em frente, e as dificuldades encontradas nesse caminho seriam apenas obstáculos, mas, que seriam superados.

Agradeço ao meu **noivo Paulo Henrique**, por ser essa pessoa tão amável e querida, simplesmente única em minha vida. E em especial, o agradeco pelo apoio incondicional em todos os momentos da minha vida, principalmente em concretizar essa conquista de obter o título de mestre.

Agradeço a todos da minha **família**, por apoiar a seguir em frente.

Agradeço á minha irmã **Heloísa**, mesmo morando longe em outro país, lá na Itália, estive de alguma forma presente.

Agradeço ao meu **irmão Paulo** por ter me apoiado nos momentos em que mais precisei.

Agradeço á equipe da **clínica** em que trabalho, simplesmente por entender as minhas ausências, e dessa forma me apoiar a chegar até o final.

Em especial a secretária Michele, por sempre tentar resolver tudo relacionado aos meus pacientes, nos momentos em que eu não estava presente. Principalmente, quando eu tinha de comparecer as reuniões com a minha orientadora na hora do meu horário de almoço, essa secretária me ajuda sempre.

Agradeço á minha orientadora **Alessandra Cassoni**, por mais uma vez, me orientar de uma forma séria e com a mesma seriedade que sempre conduziu os seus trabalhos, a disposição a ensinar-me em todos os momentos.

E mais uma vez agradeço principalmente por ter contribuído em grande parte em despertar a vontade de pesquisar; que foi através de seu convite para a participação de um programa de iniciação científica que foi percebido por mim o quanto é satisfatório pesquisar! Contribuindo muito na elaboração desse trabalho.

Agradeço a **todas as pessoas**, que de alguma forma, diretamente ou indiretamente contribuíram na elaboração desse trabalho.

Ao professor **José Augusto Rodrigues**, pela exemplar dedicação em que atua em suas pesquisas e pela ajuda fundamental no início do meu aprendizado nos ensaios de microdureza na época da graduação, na minha primeira iniciação científica em 2006.

À **Paula Macarini**, pela enorme colaboração na parte experimental desse trabalho

Agradeço a **toda equipe** de Pós Graduação da Universidade Guarulhos, pelo grande incentivo a pesquisa.

“O sábio que tudo sabe é aquele que sabe que nada sabe”

Platão

“Uma experiência nunca é um fracasso, pois sempre vem demonstrar algo.”

Thomas A. Edison

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar os efeitos das fontes de ativação e de materiais restauradores após desafio ácido *in vitro* por meio de microdureza de esmalte humano e o grau de polimerização indireto dos materiais restauradores. Dentes humanos foram seccionados em trinta e seis blocos. Cavidades de 1,6mm foram realizadas com pontas diamantadas. Os dentes foram divididos em 2 grupos de acordo com o material restaurador (n=18): ionômero de vidro modificado por resina- CIVRM (Vitremmer-3M ESPE; A3) e resina composta - RC (Z250-3M ESPE; OA3). Cada grupo foi dividido em três subgrupos e ativados por uma fonte halógena (QTH - 700mW/cm² durante 40s), laser de íon Argônio (LA - 200mW durante 20s) ou luz emitida por diodo (LED - 1200mW/cm² durante 20s) (n=6). A microdureza dos materiais restauradores foi avaliada no topo das restaurações na região central. Os blocos de esmalte restaurados foram termociclados e submetidos a 10 ciclos de desmineralização-remineralização à 37°C para indução de lesões cáries artificiais. A avaliação quantitativa do desenvolvimento da lesão de cárie através de ensaio de microdureza Knoop superficial foi realizada através de quatro identações a 100µm da margem cavitária em cada fragmento de esmalte. Os dados foram avaliados por two-way ANOVA e teste de Tukey (p<0,05) para a análise dos materiais restauradores e da avaliação de esmalte superficial. Os corpos-de-prova foram seccionados longitudinalmente para avaliação das lesões de cárie subsuperficiais por meio da microdureza Knoop realizada em sete indentações localizadas a 30, 60, 90, 120, 150,180 e 210 µm da superfície e 100µm da cavidade restaurada. Os dados foram avaliados por three-way ANOVA e teste Tukey (p<0,05). ANOVA não mostrou diferenças estatisticamente significantes entre a microdureza dos materiais restauradores. Na avaliação das lesões de cárie superficial o fator “material” foi significativo (p=0,0001). Os resultados encontrados foram: IVMR: 272,8A e RC: 93,3B. O fator “fonte ativadora” e as interações entre os fatores não foram estatisticamente significantes. Os resultados encontrados foram: IVMR-QTH: 275,8A; IVMR-LED: 267,6A; IVMR-LA: 272,5A; RC-QTH: 115,4B; RC-LED: 80,7B; RC-LA: 82,7B. ANOVA mostrou diferenças estatisticamente significantes para os fatores “material”, “fonte ativadora” e “profundidade” (p< 0,0001) para avaliação de lesão de cárie subsuperficial. Houve diferenças estatisticamente significantes para a interação entre os fatores “fonte ativadora” e “profundidade” (p<0,0001). Os

resultados para RC foram estatisticamente menores do que IVMR para avaliação do esmalte superficial: IVMR-QTH: 456,3Aa; IVMR-LED: 380,8Aab; IVMR-LA: 351,7Ab; RC-QTH: 177,3Ba; RC-LED: 212,1Ba; RC-LA: 46,7Bb. Os resultados (KHN) para diferentes profundidades foram: 30 μ m: 166,6A; 60 μ m: 204,4AB; 90 μ m: 225,7ABC; 120 μ m: 241,8ABC; 150 μ m: 292,6AC; 180 μ m: 304,5C; 210 μ m: 314,4C. A fonte ativadora não influenciou o desenvolvimento das lesões de cáries secundárias ao redor das restaurações superficialmente. A ativação com laser de íon argônio proporcionou mais lesões de cárie subsuperficiais para os materiais avaliados. Houve um menor desenvolvimento de lesões de cárie ao redor das restaurações de IVMR do que RC. A profundidade das lesões de cárie foi similar para os materiais restauradores avaliados.

PALAVRAS-CHAVES

cimento de ionômero de vidro; resina composta; laser de íon Argônio; luz halógena; cáries secundárias

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the effects on caries development of light-activation mode and restorative materials after *in vitro* pH challenge by Knoop microhardness profile of human enamel and the indirect degree of polymerization of restorative materials. Human teeth were sectioned in thirty six blocks and cavity preparations of 1.6mm were performed with diamond burs. Teeth were distributed into 2 groups according to restorative material (n=18): resin-modified glass ionomer material-RMGI (Vitremer-3MESPE; A3) and composite resin-CR (Z250-3MESPE; OA3). Each group was divided in three subgroups and activated by quartz-tungsten-halogen lamp (QTH - 700mW/cm² for 40s), argon-ion laser (AL - 200mW for 20s) or Light Emitting Diode (LED - 1200mW/cm² for 20s) (n=6). The restorative materials microhardness was evaluated at the top of the restoration at the central region. Restored enamel blocks were thermocycled and submitted to 10 demineralization-remineralization cycles at 37°C to induce caries-like lesions. The quantitative evaluation by Knoop microhardness (KHN) profile of the superficial enamel caries-like lesions development was carried out by four indentations located 100µm from the restored cavity in each enamel block. Data were evaluated by 2-way ANOVA and Tukey tests (p<0.05) for restorative material and superficial enamel evaluation. The specimens were sectioned to evaluate caries-like lesions development by subsuperficial Knoop microhardness which was carried out by seven indentations located at 30, 60, 90, 120, 150, 180 and 210 µm from surface and 100µm from the restored cavity. Data were evaluated by 3-way ANOVA and Tukey tests (p<0.05). ANOVA did not show statistical significant differences among the KHN for superficial restorative material evaluation. Superficial enamel caries evaluation was different to the factor "material" (p=0.0001). KHN results were: RMGI: 272.8A; CR: 93.3B. The factor "photoactivation source" and interactions between factors was not statistically significant. KHN results were: RMGI-QTH: 275.8; RMGI-LED: 267.6; RMGI-AL: 272.5; CR-QTH: 115.4; CR-LED: 80.7; CR-AL: 82.7. ANOVA showed statistical significant differences to factor "material"; "photoactivation-source" and "depth" (p<0.0001) for subsuperficial enamel caries evaluation. There was a statistical significance for interactions between "photoactivation source" and "depth" (p<0.0001). KHN results of subsuperficial enamel caries evaluation around resin composite were statistically lower than resin-modified glass ionomer cement: RMGI-

QTH: 456.3Aa; RMGI-LED: 380.8Aab; RMGI-AL: 351.7Ab; CR-QTH: 177.3Ba; CR-LED: 212.1Ba; CR-AL: 46.7Bb. KHN results for different depths were 30µm: 166.6A; 60µm: 204.4AB; 90µm: 225.7ABC; 120µm: 241.8ABC; 150µm: 292.6AC; 180µm: 304.5C; 210µm: 314.4C. The photoactivation source did not influence secondary caries development around dental restoration superficially but argon ion laser led to higher subsuperficial caries to the restorative materials evaluated. There was less development of caries lesion around RMGIC restoration than CR. The depth of enamel caries lesions was similar for the restorative materials evaluated.

KEY WORDS

glass ionomer material; composite resin; Argon ion laser; halogen light, light emitting diode; secondary caries

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA | 13 |
| 2. PROPOSIÇÃO | 21 |
| 3. METODOLOGIA E RESULTADOS | 22 |
| 3.1 Artigo: Light-activation source influence on secondary-caries prevention around restorative materials | 22 |
| 4. CONCLUSÕES | 42 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 43 |
| ANEXOS | 49 |

1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

A prevenção da progressão de lesões de cárie poderiam reduzir a taxa de substituição de restaurações, reduzindo assim a necessidade de tratamento restaurador e custos adicionais. Agentes fluoroterápicos em forma de dentifrícios, gel, verniz, ou materiais restauradores, como os cimentos de ionômero de vidro apresentam potencial inibidor do processo de desmineralização, e aumentam a remineralização da estrutura dental, atuando como importante fator na prevenção e controle das lesões de cárie na superfície dental. O uso de materiais restauradores que liberam fluoretos é indicado para prevenir o desenvolvimento de cáries secundárias em pacientes de alto risco. O potencial cariostático dos materiais restauradores é descrito por pesquisas que demonstraram um alto efeito cariostático nos cimentos de ionômero de vidro convencionais, efeito moderado nos híbridos de ionômero de vidro e resina composta como também efeito insignificante nas resinas compostas e sistemas adesivos (JORGE et al., 2010).

Um dos motivos responsáveis pelo desenvolvimento de lesões de cáries secundárias e a falha nas restaurações é a microinfiltração. As fendas entre a restauração e as paredes cavitárias permitem a invasão de fluidos e bactérias levando a formação de cáries secundária (PEREIRA et al., 1998).

Mesmo que a união do compósito ao esmalte seja considerada um procedimento duradouro e eficaz, a microinfiltração pode ocorrer e ser prejudicial para a longevidade das restaurações. A capacidade de eliminar microespaços ao redor da interface esmalte-restauração é fundamental, para diminuir a probabilidade de desenvolvimento de cárie secundária (HICKS et al., 2003). É bem sabido que microespaços na superfície e ao longo da interface esmalte-restauração permitem o acesso de ácidos produzidos pelas bactérias cariogênicas para esta interface, e pode levar à desmineralização na fase inicial da lesão de cárie. Ao longo do tempo, a interface desmineralizada será aumentada, em largura e proporcionará um nicho protetor para as bactérias acidogênicas (HICKS et al., 2003).

A estrutura do dente imediatamente adjacente à restauração é suscetível à cárie secundária devido à falta de adaptação dos materiais restauradores e subsequente microinfiltração. Outros fatores, tais como: a composição química do esmalte e da dentina, na parede da cavidade e as características do material restaurador utilizado também afetam a progressão deste tipo de lesão de cárie.

Com o intuito de identificar os métodos de prevenção de cárie secundária e aumentar a durabilidade das restaurações dentárias clínicas, diferentes tecnologias são introduzidas e aplicadas na clínica odontológica (KLEIN et al., 2005). Apesar dos progressos das pesquisas *in situ* e de estudos *in vivo* em cariologia, as pesquisas laboratoriais são amplamente utilizadas para avaliar o desenvolvimento da cárie dentária, principalmente o efeito do flúor na inibição da desmineralização do esmalte e dentina e ativação da remineralização (QUEIROZ et al., 2008).

A avaliação *in vitro* da indução de lesão de cárie artificial em torno de cavidades restauradas é importante para analisar o comportamento dos materiais restauradores sobre o desenvolvimento das lesões de cáries (PEREIRA et al., 1998). Entre eles a microdureza é o único que considera alterações no conteúdo orgânico e inorgânico da dentina (HARA et al., 2003). A ciclagem térmica simula as condições extremas de temperatura que são encontradas na cavidade oral (MAGALHÃES et al., 2005). O método de indução de cárie artificial é adequado para estudos de cárie de esmalte (MENDES et al., 2004). Magalhães et al. (2005) avaliaram a microdureza do esmalte ao redor de restaurações em compósitos e verificaram que a diferença encontrada foi referente à técnica restauradora. Obtiveram menor desmineralização quando houve selamento marginal eficiente.

A formulação e o desenvolvimento dos cimentos de ionômero de vidro na década de 70 teve por objetivo combinar as boas propriedades do cimento de silicato e do policarboxilato de zinco: liberação de flúor e a capacidade de adesão à estrutura dentária. A apresentação dos ionômeros convencionais geralmente é em forma de pó e líquido e devem ser aglutinados. Os ionômeros modificados por resina são na sua versão mais básica, um cimento convencional com pequena quantidade de componentes resinosos, como o HEMA e o Bis-GMA (McCABE et al., 1998). Vários dos componentes aquosos dos ionômeros convencionais foram inseridos na mistura água/HEMA (LOGUERCIO et al., 2007). Uma resina hidrofílica foi adicionada como co-solvente (CATTANI-LORENTE et al., 1999).

Estudos demonstram que a inclusão de resina no ionômero de vidro produziu um aumento na resistência à flexão e tração melhorando suas propriedades mecânicas. Por outro lado, não é claro se a incorporação destes monômeros aumenta a dureza superficial e resistência à compressão (ELLAKURIA et al., 2003). Ilie e Hickel (2007) em um recente estudo sobre a manipulação do cimento de ionômero de vidro apresentaram as propriedades mecânicas melhoradas

do ionômero de vidro modificado por resina comparados ao convencional. Os ionômeros de vidro modificados por resina possuem a vantagem do controle do tempo de trabalho pela possibilidade de fotoativação (NAVARRO e PASCOTTO, 1998) além de apresentarem um comportamento mecânico superior (PEREIRA et al., 2002; ILIE e HICKEL, 2007) e sensibilidade à umidade menor do que os cimentos de ionômero de vidro convencionais (BERZINS et al., 2010). O seu desenvolvimento ocorreu em 1988 com o intuito de melhorar a sensibilidade à umidade e aumentar a resistência mecânica inicial dos cimentos de ionômero de vidro (ELLAKURIA et al., 2003; CATTANI-LORENTE et al., 1994).

Materiais do grupo dos cimentos de ionômero de vidro apresentam reação ácido-base entre o ácido poliacrílico e o íon livre do vidro. Pereira et al. (1998) compararam a capacidade de liberação de flúor de materiais para inibir a formação de cáries *in vitro*, e mediram a largura e a altura das zonas de inibição nas lesões de cárie. Os resultados mostraram que o cimento de ionômero de vidro convencional produziu uma maior zona de inibição, seguido do ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer-3M ESPE).

Desde o desenvolvimento por Bowen (*apud* ANUSAVICE, 2005) em 1962, uma nova resina foi criada. A composição da inovação foi constituída de bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), uma resina de dimetacrilato, e agente de ligação composto por um silano orgânico. As resinas compostas odontológicas são formadas estruturalmente por três componentes fundamentais: pela matriz que é constituída de um material resinoso plástico que se une às partículas de carga, pela própria carga que se constituem em partículas e proporcionam reforço, pois se encontram dispersas na matriz e pelo agente de união o qual promove a adesão entre a carga e a matriz resinosa. A morfologia das resinas compostas tem influência sobre diversas propriedades das resinas assim como na qualidade de polimerização (ANUSAVICE, 2005).

Sabe-se que as resinas compostas são materiais poliméricos com ligações cruzadas sustentadas por dispersão de cristais ou partículas de carga orgânica. Os materiais compósitos contendo monômeros dimetacrilato são amplamente utilizados, como agentes de união de resinas compostas, para restauração dentária, e para selantes de fissuras simplesmente devido à estética superior e propriedades físico-mecânicas (KHOSROSHAHI et al., 2008).

O fotoiniciador é um dos componentes mais importantes da composição das resinas compostas, porque ele inicia a fotopolimerização. Um exemplo é a utilização de canforoquinona como um fotoiniciador quando exposto à luz de comprimento de onda correto e a densidade de potência adequada, inicia a geração de radicais livres que precipitam a polimerização (KHOSROSHAHI et al., 2008). Diferentes fontes de luz com um comprimento de onda na faixa da cor azul são encontradas atualmente e são capazes de ativar a canforoquinona presente na composição de resinas compostas odontológicas.

As lâmpadas de quartzo tungstênio halógena (QTH) para polimerização foram os equipamentos mais utilizados para a polimerização das resinas compostas. A lâmpada halógena convencional de quartzo-tungstênio emite comprimento de onda entre 400-500 nm (RUEGGEBERG et al., 2000; KNEZEVIC et al., 2005) capaz de ativar a canforoquinona (RUEGGEBERG et al., 2000; PRICE et al., 2003) que possui espectro de absorção no comprimento de onda de 468 nm (STANSBURY, 2000). Quando o pico de absorção da canforoquinona é atingido na presença de uma amina orgânica ocorre a formação de radicais livres necessários para iniciar a reação de polimerização (PRADHAN et al., 2002).

A fonte de luz visível halógena consiste em um bulbo de luz de halogênio-tungstênio-quartzo. A qualidade de luz que emana das fontes de luz visível é um fator importante. No entanto, estas lâmpadas têm uma série de limitações tais como: degradação do bulbo, filtro refletor assim como uma vida útil limitada (YAZICI et al., 2007). Podem apresentar problemas atribuídos à quebra da fibra ótica, à degradação dos filtros, problemas com a lâmpada ou alterações de voltagem (KELSEY et al., 1992).

O termo dureza significa “resistência à penetração” e é resultado da interação de várias propriedades. Os ensaios mais utilizados para medir a dureza superficial são os de Brinell, Rockwell, Vickers e Knoop, e são baseados na habilidade do material de resistir à penetração por uma ponta, sob uma carga específica (RODE, 2001). O teste de avaliação de microdureza é um método indireto para avaliar o comportamento mecânico da polimerização das resinas compostas que está cada vez mais utilizada na Odontologia (RUEGGEBERG et al., 2000; PRICE et al., 2003; RODE et al., 2009).

A palavra *laser* é um anacrônimo para *light amplification by stimulated emission of radiation*. Luz é uma forma de energia eletromagnética que viaja em

ondas e em uma velocidade constante. A unidade básica da energia radiante é chamada de fóton, ou partícula de luz. A onda dos fótons pode ser definida por duas propriedades básicas: a primeira é a amplitude, que é definida como a altura de oscilação total de onda do topo até embaixo, sendo o *joule* uma unidade de energia, uma quantidade útil para dentística é o *milijoule* que é 1/1000 de *joule*; a segunda propriedade da onda é o comprimento de onda que é a distância entre qualquer dois pontos correspondentes na onda. O comprimento de onda é mensurado em metros, menores unidades dessa mensuração são os microns (10^{-6}m) ou nanômetro (10^{-9}m). Uma propriedade das ondas que é relacionada ao comprimento de onda é a frequência, que é a mensuração do número de oscilações da onda por segundo. A frequência é inversamente proporcional ao comprimento de onda: quanto menor o comprimento de onda, maior a frequência e vice-versa (PICK, 1993; PRADHAN et al., 2002).

O *laser* foi uma tecnologia que cresceu muito nos últimos anos. O *laser* de íon Argônio é uma alternativa de fonte de luz utilizada para polimerização de resinas compostas (CASSONI e RODRIGUES, 2007; CASSONI et al., 2008) devido ao seu comprimento de onda de 488nm (KHOSROSHAHI et al., 2008; TIELEMANS et al., 2009), muito próximo à ativação da canforoquinona. Esta, na presença de uma amina orgânica, resulta na formação de radicais livres necessários para iniciar a reação de polimerização (PRADHAN et al., 2002). Vários estudos foram realizados com *laser* de íon Argônio com colagem de braquetes na ortodontia (LALANI et al., 2000; ANDERSON et al., 2002; NOEL et al., 2003; JAMES et al., 2003; HILDEBRAND et al., 2007). Há evidências de resistência à desmineralização do esmalte e tempo reduzido, quando comparada com luz halógena (LALANI et al., 2000; ANDERSON et al., 2002; NOEL et al., 2003; JAMES et al., 2003; HILDEBRAND et al., 2007). Resistência à cárie foi observada em estudos *in vitro* (LALANI et al. 2000; NOEL et al., 2003; JAMES et al., 2003) e *in vivo* (ANDERSON et al., 2002). O esmalte humano irradiado com *laser* de íon Argônio apresenta diminuída suscetibilidade à cárie (WESTERMAN et al., 2006; WESTERMAN et al., 2004).

A maior diferença entre a polimerização com luz visível (halógena) e *laser* de íon Argônio de resinas compostas e ionômero de vidro modificados por resina observadas em estudo de Hicks et al. (2003) foi a mudança topográfica na superfície

adjacente às restaurações. Acredita-se que as alterações na estrutura mineral e componentes orgânicos, produzem uma superfície menos susceptível à formação de cáries. Hicks et al. (2004) investigaram o papel da radiação com *laser* de íon Argônio e sua combinação com aplicação tópica de flúor na redução da formação de lesões de cárie *in vivo*. Somente a aplicação prévia de *laser* de Argônio com baixa fluência ($12\text{J}/\text{cm}^2$) reduziu em 44% a profundidade das lesões. Quando associada à aplicação tópica de flúor houve uma redução das lesões de cárie na ordem de 62%. Existe pouca informação na literatura sobre a influência da ativação com *laser* de íon Argônio, especialmente para materiais de ionômero de vidro modificados por resina.

Tanto a luz visível quanto o *laser* de Argônio possuem distribuição de emissão espectral, na faixa de comprimento de onda da absorção da canforoquinona (KHOSROSHAHI et al., 2008, PICK, 1993; POWELL E BLANKENAU, 2000; PRADHAN et al., 2002;; TIELEMANS et al., 2009). Toda energia de luz produzida por meio do *laser* de Argônio contém a energia útil (o máximo comprimento de onda da canforoquinona é entre 468 e 492nm, e o comprimento de onda do *laser* de Argônio é 488nm) e seu fluxo de energia é maior (VERHEYEN, 2001).

Em 1991 a U.S. Food and Drugs Administration (FDA) aprovou para o comércio e uso clínico o primeiro *laser* de Argônio, para polimerização e fotoativação de materiais e cirurgias de tecidos moles (CASSONI e RODRIGUES, 2007; CASSONI et al. 2008; POWELL e BLANKENAU, 2000). Existe evidência de que a distância da fonte de luz do *laser* de íon Argônio até a superfície de amostras de resina composta não influencia nos valores de microdureza do material (RODE, 2001). O mesmo não ocorre com a fonte halógena que é negativamente pela maior distância (AGUIAR et al., 2005). O fato do *laser* de íon Argônio ser significativamente influenciado pela distância clínica tem uma grande importância uma vez que, é muito comum restaurações com grande profundidade proximal em dentes posteriores terem difícil acesso, para a fonte polimerizadora (RODE, 2001).

Em 1998, Vargas et al. demonstraram através da microdureza que a polimerização de resinas compostas ativadas com *laser* de íon Argônio *versus* fonte halógena não apresentou diferença em dureza superficial. Por outro lado, Cassoni et al (2008) demonstraram maiores valores de microdureza após ativação com fonte halógena. Além disso, Turbino et al. (2010) apresentaram valores de microdureza inferiores a partir de 1 mm de profundidade após ativação com *laser* de íon Argônio.

Também foi reportado que a dureza Vicker's de uma resina composta ativada por luz visível e *laser* de íon Argônio atingiu valores maiores de acordo com o aumento nos valores de grau de conversão (SOARES et al., 2004).

A maior diferença entre a polimerização com luz visível (halógena) ou *laser* de Argônio de resinas compostas e cimento de vidro resino-modificado observada em estudo de Hicks et al. (2003) foi notada por meio de mudanças topográficas na superfície adjacente às restaurações. Acredita-se que as alterações na estrutura mineral e componentes orgânicos produzem uma superfície menos susceptível à formação de lesões de cáries.

Hicks et al. (2004) investigaram o papel da radiação com *laser* de Argônio e sua combinação com aplicação tópica de flúor na redução da formação de lesões de cárie *in vivo*. Somente a aplicação prévia de *laser* de íon Argônio com baixa fluência ($12\text{J}/\text{cm}^2$) reduziu em 44% a profundidade das lesões. Quando associada à aplicação tópica de flúor houve uma redução das lesões de cárie na ordem de 62%. Um estudo de 6 meses *in vivo* investigou se a irradiação de *laser* de íon Argônio do esmalte poderia aumentar a retenção de flúor (Nammour et al., 2003). Os resultados mostraram que o esmalte irradiado pelo *laser* reteve flúor quatro vezes mais do que o esmalte não irradiado (Nammour et al., 2003). O processo de retenção de flúor ainda é desconhecido. Ele pode ser induzido por uma mudança na polarização dos componentes do esmalte devido ao efeito do *laser*.

A introdução no mercado odontológico dos LEDs (*light-emitting diode*) teve como objetivo o desenvolvimento de uma tecnologia para polimerização das resinas compostas baseada na concentrada produção de luz com comprimento de onda azul específico entre 450 e 470 nm (KRAMER et al., 2008; HUBBEZOGLU et al., 2007; D'ALPINO et al., 2006) coincidente com o comprimento de onda que permite uma maior possibilidade de excitação dos fotoiniciadores.

Estudos de microdureza superficial de resinas compostas (OKTE et al., 2005) e compômeros (CEFALY et al., 2005) apontam uma adequada polimerização com a fonte *LED* mas valores de microdureza reduzidos em 2mm de profundidade para o material Dyract (CEFALY et al., 2005). Por outro lado, Cefaly et al. (2006) encontrou maior sorção de água para cimento de vidro resino-modificado fotoativados com *LED* do que para os fotoativados com lâmpada halógena. A avaliação da força de cisalhamento de amostras polimerizadas com halógena e *LED*

demonstrou uma diminuição da força de cisalhamento para o ionômero de vidro modificado por resina após a ativação com *LED* (SFONDRINI et al., 2006).

Um vez que trabalhos relacionados com diferentes fontes ativadoras ao redor de restaurações de cimento de ionômero de vidro modificados por resina e resina composta após desafio ácido *in vitro* são escassos na literatura, faz-se necessário e importante que estudos sejam conduzidos para esclarecer esse tópico.

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar o potencial cariostático e o grau de polimerização indireto de dois diferentes materiais restauradores odontológicos (cimento de vidro resino-modificado - Vitremer-3M ESPE e resina composta - Z350-3M ESPE) ativados com fonte halógena ($700\text{mW}/\text{cm}^2$ durante 40s), *laser* de íon Argônio (200mW durante 20s) e LED ($1200\text{mW}/\text{cm}^2$ durante 40s) após ciclagem de pH *in vitro* em esmalte humano adjacente às cavidades restauradas através da microdureza por meio de 1 artigo:

1- Light-activation source influence on secondary-caries prevention around restorative materials.

METODOLOGIA E RESULTADOS

3. 1 CAPITULO 1

Light-activation source influence on secondary-caries prevention around restorative materials

AUTHORS INFORMATION

JULIANA DE OLIVEIRA FERLA, DDS

Guarulhos University, São Paulo, Brazil

Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry

JOSÉ AUGUSTO RODRIGUES, DDS, MS, Ph.D

Guarulhos University, São Paulo, Brazil

Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry

CÉSAR AUGUSTO GALVÃO ARRAIS, DDS, MS, Ph.D

Guarulhos University, São Paulo, Brazil

Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry

PAULA MACARINI

Guarulhos University, São Paulo, Brazil

Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry

ANA CECÍLIA CORREA ARANHA, DDS, MS, Ph.D

University of São Paulo

Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry

Special Laboratory of Lasers in Dentistry (LELO)

ALESSANDRA CASSONI, DDS, MS, Ph.D

Guarulhos University, São Paulo, Brazil

Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry

Dr. Ferla is a master student, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Guarulhos University

Miss Macarini is a student of the Graduate Program, School of Dentistry, Guarulhos University, Brazil

Dr. Aranha is an assistant professor, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, University of São Paulo, Special Laboratory of Lasers in Dentistry (LELO)

Dr. Cassoni, Dr. Rodrigues and Dr. Arrais are assistant professors of the Dental Research and Graduate Studies Division, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Guarulhos University, Brazil

Address reprint requests to:

Alessandra Cassoni

Universidade Guarulhos

Pós Graduação em Odontologia

Praça Teresa Cristina, 229

Centro - Guarulhos - SP, Brazil - CEP 07023-070

Phone (Fax): 55(11) 2464-1758

Email:acassoni@prof.ung.br

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the effects on caries development of light-activation mode and restorative materials after *in vitro* pH challenge by Knoop microhardness profile of human enamel and the indirect degree of polymerization of restorative materials. Human teeth were sectioned in thirty six blocks and cavity preparations of 1.6mm were performed with diamond burs. Teeth were distributed into 2 groups according to restorative material (n=18): resin-modified glass ionomer material-RMGI (Vitremer-3MESPE; A3) and composite resin-CR (Z250-3MESPE; OA3). Each group was divided in three subgroups and activated by quartz-tungsten-halogen lamp (QTH - 700mW/cm² for 40s), argon-ion laser (AL - 200mW for 20s) or Light Emitting Diode (LED - 1200mW/cm² for 20s) (n=6). The restorative materials microhardness was evaluated at the top of the restoration at the central region. Restored enamel blocks were thermocycled and submitted to 10 demineralization-remineralization cycles at 37°C to induce caries-like lesions. The quantitative evaluation by Knoop microhardness (KHN) profile of the superficial enamel caries-like lesions development was carried out by four indentations located 100µm from the restored cavity in each enamel block. Data were evaluated by 2-way ANOVA and Tukey tests (p<0.05) for restorative material and superficial enamel evaluation. The specimens were sectioned to evaluate caries-like lesions development by subsuperficial Knoop microhardness which was carried out by seven indentations

located at 30, 60, 90, 120, 150, 180 and 210 μm from surface and 100 μm from the restored cavity. Data were evaluated by 3-way ANOVA and Tukey tests ($p < 0.05$). ANOVA did not show statistical significant differences among the KHN for superficial restorative material evaluation. Superficial enamel caries evaluation was different to the factor "material" ($p = 0.0001$). KHN results were: RMGI: 272.8A; CR: 93.3B. The factor "photoactivation source" and interactions between factors was not statistically significant. KHN results were: RMGI-QTH: 275.8; RMGI-LED: 267.6; RMGI-AL: 272.5; CR-QTH: 115.4; CR-LED: 80.7; CR-AL: 82.7. ANOVA showed statistical significant differences to factor "material"; "photoactivation-source" and "depth" ($p < 0.0001$) for subsuperficial enamel caries evaluation. There was a statistical significance for interactions between "photoactivation source" and "depth" ($p < 0.0001$). KHN results of subsuperficial enamel caries evaluation around resin composite were statistically lower than resin-modified glass ionomer cement: RMGI-QTH: 456.3Aa; RMGI-LED: 380.8Aab; RMGI-AL: 351.7Ab; CR-QTH: 177.3Ba; CR-LED: 212.1Ba; CR-AL: 46.7Bb. KHN results for different depths were 30 μm : 166.6A; 60 μm : 204.4AB; 90 μm : 225.7ABC; 120 μm : 241.8ABC; 150 μm : 292.6AC; 180 μm : 304.5C; 210 μm : 314.4C. The photoactivation source did not influence secondary caries development around dental restoration superficially but argon ion laser led to higher subsuperficial caries to the restorative materials evaluated. There was less development of caries lesion around RMGIC restoration than CR. The depth of enamel caries lesions was similar for the restorative materials evaluated.

KEY WORDS

Resin-modified glass ionomer cement; composite resin; argon ion laser; halogen light, light emitting diode; secondary caries

INTRODUCTION

The longevity of dental restorations is related to durable bond and sealing of the cavity margins.¹ Microspaces and gaps at the surface and along the restoration-enamel interface allow the invasion of fluids and cariogenic microorganisms penetration,² as well as the progression of secondary caries.^{2,3} Secondary caries are frequent in patients with high caries risk and are responsible for replacement of dental restorations.⁴

Glass-ionomer restorative materials were introduced in dentistry as a preventive material since their fluoride releasing capacity inhibits secondary caries.^{5,6} The resin-modified glass ionomer materials were developed so as to improve the mechanical characteristics of glass-ionomer conventional for example increased flexural resistance and decrease the surface wear.⁷ The handling characteristic is also improved since the resin-modified glass ionomer materials are light activated.

Vitremer is a hybrid material of glass ionomer restorative material and composite resin with an acid-base and photocure reaction. This type of material is reportedly set via "triple-cure" mechanisms.⁸ Setting reaction of Vitremer occurs with an acid-base neutralization and free-radical methacrylate. A third setting reaction was incorporated to ensure that remaining monomer that is not affected by irradiation continued to polymerize. It contains microencapsulated potassium persulfate and ascorbic acid which makes up the patented redox catalyst system that provides the methacrylate cure of the glass ionomer in the absence of light but also contains photoinitiators.⁹

There is evidence that argon laser provides a preventive effect by reducing the depth of lesions in sound enamel, which was submitted to cariogenic challenge.^{2,3,10-14} It has been claimed that the surface coating created with argon laser might result from alterations in mineral structure and organic component, and produces a reactive surface that is less susceptible to caries formation. The synergistic effect between topical fluoride and argon irradiation has been demonstrated¹²⁻¹⁴ and it has been reported increased fluoride retention (400%) for enamel irradiated with low energy density of argon laser (10.72 J/cm²).¹⁵ The exact mechanism of caries resistance provided by argon laser irradiation is still unknown.¹⁶

Induced caries-like lesions around restorations is an *in vitro* evaluation that provides information of clinical behavior of restorative materials in these conditions.^{6,17} It is reasonable to speculate that activation with argon ion laser would prevent secondary caries formation especially when cavities were restored with a fluoride releasing dental material.

The objective of this study was to evaluate cariostatic potential of light-activation source and restorative materials after *in vitro* pH challenge by superficial and cross-sectional Knoop microhardness profile of human enamel around restorative materials and the indirect degree of conversion in superficial area of restorative materials.

The null hypothesis tested was: (1) superficial enamel microhardness around two restorative materials cured by different light-curing devices is not different; (2) cross-sectional enamel microhardness around two restorative materials cured by different light-curing devices is not different; and (3) there is no difference between two restorative materials in Knoop microhardness values.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1 Ethical Aspects

This study protocol was approved by the Guarulhos University Research Ethics Committee (CEP-UnG, process N° 104/2009).

2.2 Experimental design

The experimental units consisted of 36 dental blocks (n=6 per group) obtained from 18 unerupted human third molars stored in 0.1% thymol solution at 4°C. Blocks with 4x4x2 mm were sectioned from third molars with double-faced diamond disks (no. 7020; KG Sorensen, Barueri, SP, Brazil) used at low speed (Kavo, Joinville, SC, Brazil) and under water irrigation.

2.2.1 Restorative Material

The factors under study were material (at two levels); photo-activation source (at three levels) in a factorial design 2x3. The response variable was microhardness in Knoop hardness number

2.2.2 Enamel Evaluation

Superficial Enamel Evaluation:

The factors under study were material (at two levels); photo-activation source (at three levels) in a factorial design 2x3. The response variable was microhardness in Knoop hardness number.

2.2.3 Cross-sectional Enamel Evaluation:

The factors under study were material (at two levels); photo-activation source (at three levels) and "Depth" in 7 levels (30, 60, 90, 120, 150, 180 and 210µm) in a

factorial design 3x2x7 . The response variable was microhardness in Knoop hardness number.

2.3 Specimens preparation

Cavity preparation and restoration:

Cavity preparations of approximately 1.6mm diameter and 1.6mm depth were performed with n° 2292 diamond burs (KG Sorensen, Barueri, SP, Brazil) under water spray. Teeth were distributed into 2 groups according to restorative material: resin-modified glass ionomer material (RMGI) and composite resin (CR). Each group was divided in three subgroups according to Table 1.

Table 1 – Experimental groups

| Groups | Sub-Groups | | Energy density (J/cm ²) | n= Samples |
|--------|---------------------------------------|------------------------------------|-------------------------------------|------------|
| | Activation source and activation time | | | |
| RMGI | 1.1 | Quartz-tungsten halogen lamp – 40s | 28 | 6 |
| | 1.2 | Argon Laser – AL (200mW) – 20s | 12.8 | 6 |
| | 1.3 | Light Emitting diode - LED – 20s | 24 | 6 |
| CR | 2.1 | Quartz-tungsten halogen lamp – 40s | 28 | 6 |
| | 2.2 | Argon Laser – AL (200mW) – 20s | 12.8 | 6 |
| | 2.3 | Light Emitting diode - LED – 20s | 24 | 6 |

All cavities were prepared and restored by the same calibrated operator. Table 2 lists composition, lot number, and application instructions of the selected materials. A commercial RMGI (Vitremer, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA – A3) was tested in this study (Table 2). RMGI was mixed according to manufacturer's instructions in proportion of 1:1 and inserted in single increment with a Centrix Syringe (Centrix Inc., Shelton, CT, USA) with previous utilization of Vitremer Primer (3M ESPE, USA) for 30s, dried for 5s and light activated for 20 s. Groups 1.1; 1.2 and 1.3 were activated according to each activation source. After RMGI insertion Vitremer Finishing Gloss was applied and light activated for 20s with an LED (Radii Cal - SDI Limited, Bayswater, Victoria, Australia).

Table 2. Composition, lot number and application mode of the selected material.

| Material Manufacturer | Composition | Directions for use |
|---|---|---|
| Adper Single Bond 2 (3M-ESPE, Irvine, CA, USA) Lot: 9XL | HEMA, bis-GMA, DMAs, methacrylate functional, copolymer of polyacrylic and polyitaconic acids, water, ethanol, nanofiller, photoinitiator | Two coats were consecutively applied, gently air-dried and light- cured for 10 seconds |
| Conditioner 3M-ESPE, Irvine, CA, USA) Lot: 060808 | Conditioner: etchant (37% phosphoric acid) | Etch cavity for 15 s, wash and dry (do not desiccate) |
| Z350 – OA3 (3M-ESPE, Irvine, CA, USA) Lot: 7CN | Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA e camphorquinone. Fillers: Zirconia-silica | Light activation for 40 s each increment for QTH source |
| Vitremer 3M ESPE St. Paul, MN, USA Lot: 8HP and 8HH | Powder: fluoroaluminosilicate glass, microencapsulated potassium, Persulfate, ascorbic acid and pigments Liquid: aqueous solution of a polycarboxylic acid modified with pendant methacrylate groups, copolymer, water, HEMA and photoinitiators | Light activation for 40 s each increment for QTH source with 2mm maximum thickness |
| Vitremer Primer 3M ESPE St. Paul, MN, USA Lot: 8CB | Vitrebond copolymer, HEMA, ethanol and photoinitiators. | Primer is applied with a brush for 30 seconds to both dentin and enamel and air dried. The primer is then light cured for 20 seconds. |
| Vitremer Finishing Gloss 3M ESPE St. Paul, MN, USA Lot: 8FC | Unfilled resin, TEGMA, Bis-GMA, photoinitiators | Apply and light activate for 20s |

Abbreviations: bis-GMA=bisphenol glycidyl methacrylate; Bis-EMA= bisphenol A
polyethylene glycol diether dimethacrylate; UDMA=urethane dimethacrylate
DMA=dimethacrylates; HEMA=2-hydroxyethyl methacrylate

A two-step etch-and-rinse adhesive system (Adper Single Bond 2, 3M/ESPE) was used according to manufacturer's instructions (groups 2.1; 2.2 and 2.3). Enamel surfaces were etched with 37% phosphoric acid for 15 s, rinsed with water and dried with an air-stream. After application of the adhesive system with disposable microbrush tips, excess solvent was evaporated with a gentle air-stream for 5s and the adhesive was light-cured for 10s. Light-activation of adhesive was performed with LED with 1,200mW/cm² (Radii Cal - SDI Limited, Bayswater, Victoria, Australia) for all groups. After the bonding procedure a nano-filled resin composite (Filtek Z350, OA3, 3M/ESPE) was selected. RC was inserted in a single increment and activated by respective source (Table 1). Restored enamel blocks were placed in 100%

relative humidity at 37°C for 24h and then polished using the Sof-lex (3M ESPE) disks system for 15 s with each disk.

An 11 mm diameter light tip was placed in an Optilux 501 halogen machine (Demetron/Kerr, Danbury, CT, USA) and it had its power density measured by the radiometer which confirmed 700mW/cm² (\pm 58mW/cm²) of irradiance. LED source with 1,200mW/cm² (Radii Cal - SDI Limited, Bayswater, Victoria, Australia) and 8 mm diameter light tip was used. The argon ion laser (Accucure 3000, LaserMed, Salt Lake City, UT, USA) has a display that regulates the power at 100, 150, 200 or 250mW and the power selected was 200mW for 20s. The spot of 6.3 mm in diameter was measured with knife-edge method and Table 1 presents the energy density (J/cm²) calculated after multiplying the power density by the exposure time.

Restorative Material Evaluation

The restorative material quantitative evaluation was carried out by five central indentations with 100 μ m distance at restorative material surface. By means of a microhardness tester (PanTec – Panambra Ind. e Técnica SA, São Paulo, Brazil) a 25g load was applied for 20s. The restorative material evaluation was performed 24 hours after photoactivation.

Thermo- and pH Challenge

The specimens were thermocycled 1,000X between distilled water baths held at 5 and 55°C during 24h. The dwell time was 60 seconds and 5 seconds of transfer time (MSCT-3e, Elquip, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos, Brazil).

The restored enamel blocks were covered by wax with exception of the restoration area and 1mm around. The restored enamel blocks were submitted to pH challenge to induce caries-like lesions. The demineralization/remineralization dynamic model produced *in vitro* caries-like enamel lesions using a modified Featherstone model¹⁸ to simulate a high caries risk condition.

Each restored blocks was placed in 15 ml of demineralization solution at 37°C (2.0mmol/l of calcium, 2.0mmol/l of phosphate in a buffer solution of 74mM of acetate, pH 4.3). pH-cycling regimen was performed during 14 days with 10 daily cycles for 6 h in demineralizing solution at 37°C. The remineralization solution contained calcium and phosphate in a known degree of saturation (50 mmol/l KCl,

1.5 mmol/l Ca, 0.9mmol/l PO₄, 20 mmol/l tri-hydroxymethyl-aminomethan, pH 7.0) that was changed daily. The enamel blocks were washed with distilled water before the 18h remineralization solution immersion. In the 6th, 7th, 13th and 14th days of the cycle the restored enamel blocks were kept only in the remineralization solution according to Rodrigues et al. protocol description.⁶ (ANEXO 1)

Microhardness test:

Superficial Enamel Evaluation:

The quantitative evaluation by Knoop microhardness (KHN) profile of the enamel caries-like lesions development was carried out by four indentations located 100µm from the restored cavity in each enamel block around the restoration margins in the upper, bottom, left and right sides (Figure 2). By means of a microhardness tester (PanTec – Panambra Ind. e Técnica SA, São Paulo, Brazil) a 25g load was applied for 5s.

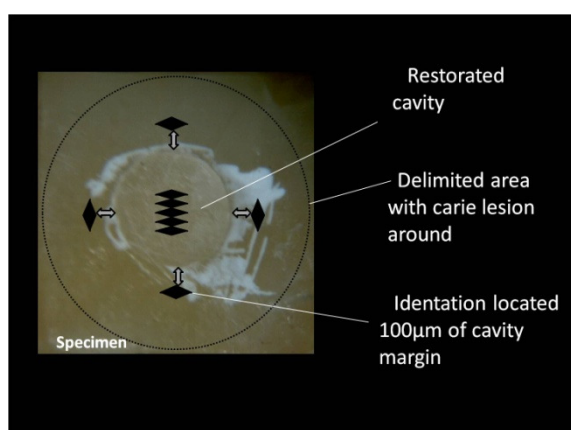


Figure 1. Eschematic representation of superficial enamel microhardness and restorative materials indentation location.

Cross-sectional microhardness Analysis:

The specimens were longitudinally sectionated in their central area with double-faced diamond disks (no. 7020; KG Sorensen, Barueri, SP, Brazil) used at low speed (Kavo, Joinville, SC, Brazil) and under water irrigation.

The cut surface was exposed for acrylic resin inclusion and flattened. Enamel surfaces were wet-polished with 400, 600 and 1,200-grit silicon carbide paper

(Carburundum Abrasivos Ltda., Vinhedo, Brazil) using a polishing machine (PL02 RB LAB Com. Técnica Ltda, São Paulo, Brazil). Afterwards that the specimens were polished with diamond pastes (6 μ m, 3 μ m, 1 μ m and 0,5 μ m – Arotec SA Ind e Com., Cotia, São Paulo, Brazil) on cloths, under mineral oil lubrication.

The demineralization of the restored enamel blocks was assessed with a microhardness tester (Pan Tec – Panambra Ind. e Técnica SA, São Paulo, Brazil). One lane of seven indentations was made being 100 μ m distant from enamel-restoration interface. The indentations were made with Knoop indenter using a 25g load applied for 5 s at the following depths: 30, 60, 90, 120, 150, 180 and 210 μ m from the outer enamel surface and 100 μ m from the enamel-restoration interface.

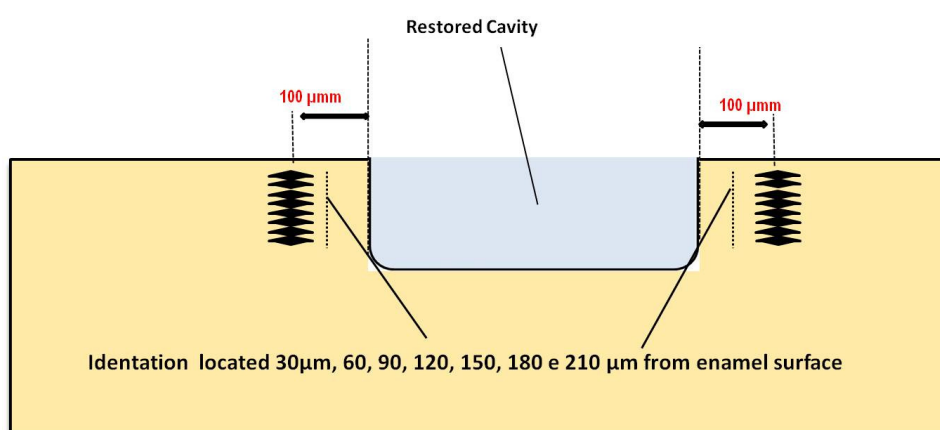


Figure 2. Schematic representation of Knoop evaluation location in cross-sectional enamel evaluation.

Statistical Analysis:

Superficial Enamel Evaluation and Restorative Material Evaluation:

Data were evaluated by two-way ANOVA and Tukey Test ($p < 0.05$) for superficial enamel evaluation and material evaluation. Two-way ANOVA was performed to evaluate the influence of the two variables tested: photoactivation source and material and the means of Knoop microhardness values (KHN) were compared by a Tukey Hoc post-test ($\alpha = 0.05$). The software employed was SANEST (EPAMIG, MG, Brazil).

Cross-sectional Enamel Evaluation:

Data were evaluated by three-way ANOVA and Tukey ($p < 0.05$) for subsuperficial enamel evaluation. Three-way ANOVA was performed to evaluate the influence of the three variables tested: photoactivation source; material; and depth. The means of Knoop microhardness values (KHN) were compared by a Tukey Hoc post-test ($\alpha = 0.05$). The software employed was SANEST (EPAMIG, MG, Brazil).

Sample size was calculated with software G power 3.1.2 (Heine, Universität Dusseldorf, NRN, GE).

RESULTS

RESTORATIVE MATERIAL EVALUATION

For restorative material evaluation ANOVA did not show statistical significant differences for the factor “material” ($p > 0.05$) (ANEXO 2). The factor “photoactivation source” and interactions between factors were not statistically significant for restorative material evaluation ($p > 0.05$). Table 3 shows the exploratory values and the Tukey’s results for factor material and photoactivation source for restorative material evaluation.

Table 3. Means (standard deviations) of microhardness (Knoop hardness number) for factors material and photoactivation source.

| Restorative material | QTH 28 J/cm ² | AL 12.8 J/cm ² | LED 24 J/cm ² |
|----------------------|-----------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| RMGIC (n=6) | 43.1 [12.6] | 50.8.[11.6] | 49.2 [13.3] |
| RC (n=6) | 65.3 [12.6] | 55.5 [15.1] | 52.5 [24.6] |

n=sample number

SUPERFICIAL ENAMEL EVALUATION

Figure 3 presents the KHN mean values and standard deviation for each experimental group for superficial enamel evaluation.

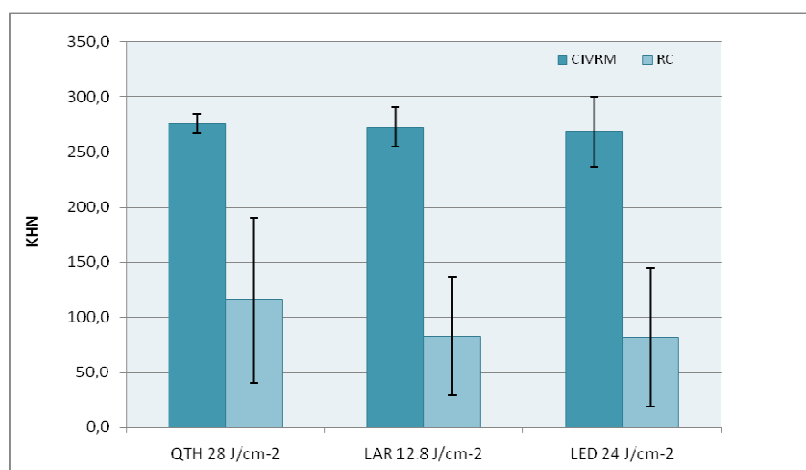


Figure 3. Mean values of Knoop microhardness values (KHN) and standard deviation for each experimental group for superficial enamel evaluation.

For superficial enamel caries evaluation ANOVA showed statistical significant differences to factor “material” ($p=0.00001$). The factor “photoactivation source” and interactions between factors were not statistically significant for superficial enamel evaluation (ANEXO 3).

Table 4 shows the exploratory values and the Tukey’s results for factor material and the means of photoactivation source for superficial enamel evaluation.

Table 4. Means [standard deviations]of enamel microhardness (Knoop hardness number) for factors material and photoactivation source and results of Tukey test for superficial enamel evaluation.

| Superficial Enamel | QTH 28 J/cm ² | AL 12.8 J/cm ² | LED 24 J/cm ² | Material Factor |
|--------------------|--------------------------|---------------------------|--------------------------|-----------------|
| RMGIC (n=6) | 275.8 [8.5] | 272.5 [17.4] | 267.6 [29.0] | 272.8 [19.9]A |
| RC (n=6) | 115.4 [74.7] | 82.7 [52.9] | 80.7 [63.3] | 93.3 [62.4]B |

Means followed by different upper case letter at column indicate statistical differences ($p < 0.05$) n=sample number

CROSS-SECTIONAL ENAMEL EVALUATION

Data were submitted to three-way ANOVA ($\alpha=0.05$) considering the factorial 2x3x7 model to observe the factors and their interactions (ANEXO 4). Figure 4 presents the KHN mean values and standard deviation for each experimental group for cross-sectional enamel evaluation.

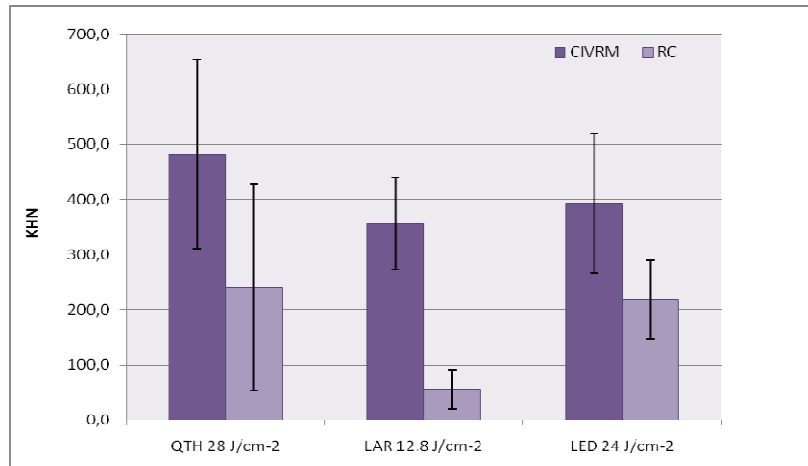


Figure 4. Mean values of Knoop microhardness values (KHN) and standard deviation for each experimental group for subsuperficial enamel evaluation.

ANOVA showed statistical significant differences to factor “material” ($p=0.00001$); “photoactivation source” ($p=0.00001$); “depth” (0.00007) and double interaction “material” x “photoactivation source” ($p=0.00005$) for subsuperficial enamel caries evaluation. The double interaction; “material” x “depth”; “photoactivation source” x “depth” and triple interactions between factors were not statistically significant for subsuperficial enamel evaluation. ($p>0.05$).

Table 5 shows the exploratory values and the Tukey’s results for factor material and photoactivation source for cross-sectional enamel evaluation.

Table 5. Means (standard deviations) of enamel microhardness (Knoop hardness number) for factors material and photoactivation source and results of Tukey test for cross-sectional enamel evaluation.

| Subsuperficial Enamel | QTH 28 J/cm ² | AL 12.8 J/cm ² | LED 24 J/cm ² |
|-----------------------|-----------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| RMGIC (n=42) | 482.6 [171.1]Aa | 357.3 [84.1]Ab | 393.5 [125.9]Aab |
| RC (n=42) | 240.5 [187.4]Ba | 55.8 [35.5]Bb | 218.4 [71.6]Ba |

Means followed by different upper case letter at column and lower case letter at row indicate statistical differences ($p < 0.05$) n=sample number

Table 6 shows the exploratory values and the Tukey's results for factor depth for cross-sectional enamel evaluation. From 30 μ m to 120 μ m there were no significant difference among enamel demineralization. As 150 μ m there was less demineralization than 30 μ m but there were no differences among 60 μ m to 210 μ m.

Table 6. Means (standard deviations) of enamel microhardness (Knoop hardness number) for factor depth and results of Tukey test for cross-sectional enamel evaluation.

| Cross-Sectional Evaluation | 30 μ m | 60 μ m | 90 μ m | 120 μ m | 150 μ m | 180 μ m | 210 μ m |
|----------------------------|-------------------|--------------------|---------------------|---------------------|--------------------|-------------------|-------------------|
| n=36 | 213.4 [164.9]c | 264.1 [187.5]bc | 282.5 [204.5]abc | 283.2 [180.5]abc | 319.3 [169.4]ab | 334.2 [181.6]a | 337.5 [180.1]a |

Means followed by different lower case letter at row indicate statistical differences ($p < 0.05$) n=sample number

DISCUSSION

First argon ion laser was cleared for marketing and clinical use in 1991 by the U.S. Food and Drug Administration (FDA).¹⁹ The clinical use of argon ion laser to light-activate dental materials has been demonstrated¹⁷ and argon laser is capable to polymerize compomers² or composite resin.²⁰⁻²² It has been reported that the use of

argon ion laser in dentistry to gain chair time in dental offices. Several studies were performed with orthodontic brackets adhesion with favorable results reducing bonding time.²³⁻²⁵

There is evidence that topical fluoride application presents decreased depth of enamel primary caries lesions.¹⁰⁻¹⁴ The caries resistance was also demonstrated *in vitro*²⁴ and *in vivo*²³ after argon ion laser irradiation. The human enamel irradiated with argon ion laser decreased the caries risk.^{13,26,27}

Although several studies showed that argon irradiation provides reduced caries lesion depth¹⁰⁻¹⁴ and increased enamel microhardness¹² compared with control groups, our study found similar results at superficial enamel for all activation sources evaluated and impaired enamel microhardness after argon ion laser activation along the cavity wall.

There were no differences in superficial enamel evaluation with different photoactivation sources after pH challenge. On the other hand, the subsuperficial enamel evaluation showed that argon ion laser activation impaired the KHN enamel results. One possible explanation is that the argon ion laser induced the development of cross-linked networks, forming linear polymers during the initial stages of polymerization²⁸ as well as there was an increased shrinkage stress in that regions.²⁹ The volumetric shrinkage could stress and produce failure in bond.¹⁵ Marginal gaps and microspaces could favour pH cycling-induced demineralization of the cavity wall.

The resin composite evaluated presents organic pigments and because of the dark shade the fabricant recommends 40 s exposure time and this is the same exposure time recommended to the RMGI for halogen activation. The dark shade (OA3) of the composite resin promotes light attenuation. The present study selected 200mW for 20 s based on previous results with the same resin composite evaluated (shade A3) that reached similar degree of conversion with halogen and argon ion laser activation, but decreased KHN superficial for argon ion laser activation with the exposure time of 10 s.²⁸ The exposure time of 20 s allowed an energy density of 12.8 J/cm² and this low energy density of argon ion laser is sufficient to achieve higher fluoride retention for enamel as demonstrated by Nammour et al (2005).¹⁵

Turbino et al. (2010) postulated that increments of more than 1mm in thickness are not recommended for the argon ion laser, as long as the power setting is 250mW with an exposure time of 30 s.²² It can be speculated that the argon ion

laser did not adequately polymerize composite resin in deeper areas where the enamel demineralization was more evident.

Roberts et al. (2009) demonstrated that increments above 3mm are not recommended for the same resin modified glass-ionomer material evaluated in the present study. The cavity preparation was standardized with 1.6mm deep to ensure that setting from light activation were maximized.³⁰

In this study resin composite presented more secondary caries than resin modified glass-ionomer materials,^{1,6} as observed in Table 4 and this result is related with fluoride release benefit of resin modified glass ionomer material.³¹⁻³³ The fluoride release reduces demineralization on enamel around restoration and along the cavity wall.

According to the results, the null hypothesis 1 (superficial enamel microhardness around two restorative materials cured by different light-curing devices is not different) was accepted, the null hypothesis 2 (cross-sectional enamel microhardness around two restorative materials cured by different light-curing devices is not different) was rejected, and the null hypothesis 3 was accepted (there is no difference between two restorative materials in Knoop microhardness values).

In conclusion, the argon ion laser activation has no additional benefit in preventing secondary caries for resin composite restorations or RMGI.

DISCLOSURE

The authors have no interest in any of the companies or products mentioned in this article.

CONCLUSION

The photoactivation source did not influence secondary caries development around dental restoration superficially but argon ion laser led to higher subsuperficial caries to the restorative materials evaluated. There was less development of caries lesion around RMGIC restoration than CR. The depth of enamel caries lesions was similar for the restorative materials evaluated.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work was supported by FAPESP (São Paulo Research Foundation) - Grant number FAPESP 2009/02240-3.

REFERENCES

1. Pereira PN, Inokoshi S, Tagami J. *In vitro* secondary caries inhibition around fluoride releasing materials. J Dent. 1998 Jul-Aug;26(5-6):505-10
2. Hicks MJ, Ellis R, Flaitz C, Werstermann G, Powell L. Restoration-enamel interface with argon laser and visible light polymerization of compomer and composite resin restorations: a polarized light and scanning electron microscopic *in vitro* study. J Clin Pediatr Dent. 2003(a) Summer; 27(4):353-8.
3. Hicks J, Flaitz C, Ellis R, Westerman G, Powell L. Primary tooth enamel surface topography with *in vitro* argon laser irradiation alone and combined fluoride and argon laser treatment: scanning electron microscopic study. Pediatr Dent 2003(b);25:491-6.
4. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. Dent Mater. 2005 Jan;21(1):9-20.
5. Dionysopoulos P, Kotsanos N, Koliniotou-Koubia E, Tolidis K. Inhibition of demineralization *in vitro* around fluoride releasing materials. J Oral Rehabil. 2003 Dec;30(12):1216-22.
6. Rodrigues JA, Marchi GM, Serra MC, Hara AT. Visual evaluation of *in vitro* cariostatic effect of restorative materials associated with dentifrices. Braz Dent J. 2005 16(2): 112-8.
7. Ellakuria J, Triana R, Mínguez N, Soler I, Ibaseta G, Maza J, García-Godoy F. Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements. Dent Mater. 2003 Jun;19(4):286-9
8. Swift EJ Jr, Pawlus MA, Vargas MA, Fortin D. Depth of cure of resin-modified glass ionomers. Dent Mater. 1995 May;11(3):196-200.
9. Mount GJ, Patel C, Makinson OF. Resin modified glass-ionomers: strength, cure depth and transucency. Aust Dent J. 2002 Dec;47(4):339-43.
10. Flaitz CM, Hicks MJ, Westerman GH, Berg JH, Blankenau RJ, Powell GL. Argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment in caries-like lesion formation in enamel: an *in vitro* study. Pediatr Dent. 1995 Jan-Feb;17(1):31-5

11. Hicks MJ, Flaitz CM, Westerman GH, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH. Enamel caries initiation and progression following low fluence (energy) argon laser and fluoride treatment. *J Clin Pediatr Dent* 1995;20:9-13.
12. Westerman GH, Ellis RW, Latta MA, Powell GL. An in vitro study of enamel surface microhardness following argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment. *Pediatr Dent* 2003;25:497-500.
13. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz C, Powell GL. In vitro enamel caries formation: argon laser, light-emitting diode and APF treatment effect. *Am J Dent* 2004(a);17:383-7.
14. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Ellis RW, Powell GL. Argon laser irradiation and fluoride treatment effects on caries-like enamel lesion formation in primary teeth: an in vitro study. *Am J Dent* 2004(b);17:241-4.
15. Nammour S, Rocca JP, Pireaux JJ, Powell GL, Morciaux Y, Demortier G. Increase of enamel fluoride retention by low fluence argon laser beam: a 6-month follow-up study in vivo. *Lasers Surg Med.* 2005 Mar;36(3):220-4.
16. Das UM, Prashanth ST. A comparative study to evaluate the effect of fluoride releasing sealant cured by visible light, argon lasers, and light emitting diode curing units: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2009 Jul-Sep;27(3):139-44
17. Magalhães CS, Hara AT, Turssi CP, Serra MC, Giannini M. Microhardness evaluation around composite restorations using fluoride-containing adhesive systems. *J Appl Oral Sci.* 2005 Sep;13(3):259-64
18. Featherstone JDB, O'Reilly MM, Shariati M, Brugler S (1986) Enhancement of remineralization *in vitro* e *in vivo*. In: LEACH SA. Factors relating to demineralization and remineralization of the teeth. Oxford: IRL.
19. Powell G L, Blankenau RJ. Laser curing of dental materials. *Dent Clin North Am.* 2000; Oct;44(4):923-30.
20. Cassoni A, Ferla Jde O, Albino LG, Youssef MN, Shibli JA, Rodrigues JA. Argon ion laser and halogen lamp activation of a dark and light resin composite: microhardness after long-term storage. *Lasers Med Sci.* 2010 Nov;25(6):829-34. Epub 2009 Jul 22

21. Mirsasaani SS, Atai MM, Hasani-Sadrabadi MM. Photopolymerization of a dental nanocomposite as restorative material using the argon laser. *Lasers Med Sci*. 2009 Jul 18. [Epub ahead of print]
22. Turbino ML, Belan LC, Soprano V, Martis Rode K, Ramos Lloret P, Nicolau Youssef M. Argon ion laser curing depth effect on a composite resin. *Lasers Med Sci*. 2010 May 28. [Epub ahead of print]
23. Anderson AM, Kao E, Gladwin M, Benli O, Ngan P. The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:251-259
24. Noel L, Rebellato J, Sheats RD. The effect of argon laser irradiation on demineralization resistance of human enamel adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study. *Angle Orthod*. 2003 Jun;73(3):249-58.
25. Hildebrand NK, Raboud DW, Heo G, Nelson AE, Major, PW. Argon laser vs conventional visible light-cured orthodontic bracket bonding: an in-vivo and *in vitro*-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Apr;131(4):530-6
26. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Powell GL. In vitro caries formation in primary tooth enamel: role of argon laser irradiation and remineralizing solution treatment. *J Am Dent Assoc*. 2006 May;137(5):638-44.
27. Westerman GH, Flaitz CM, Powell GL. Enamel caries initiation and progression after argon laser irradiation: in vitro argon laser systems comparison. *Clin Laser Med Surg*. 2002 Oct;20(5):257-62.
28. Cassoni A, Ferla JO, Shibli JA, Kawano Y. Knoop microhardness and FT-Raman Spectroscopy evaluation of a resin-based dental material light-cured by na argon íon laser and halogen lamp: an *in vitro* study. *Photomed Laser Surg*. 2008 Dec;26(6):531-9.
29. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech*. 2010;2010. pii: 131630. Epub 2009 Sep 30
30. 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.

31. McCabe JF. Resin modified glass-ionomers. *Biomaterials* 1998; 19:521-27.
32. Ilie N, Hickel R. Mechanical behavior of glass ionomer cements as a function of loading condition and mixing procedure. *Dent Mater J* 2007; 26:526-33
33. Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. 2002 Spring;4(1):73-80

4. CONCLUSÕES

Através dos resultados obtidos e, considerando-se as condições experimentais deste estudo, pode-se concluir que:

- Houve menor desenvolvimento de lesões de cárie ao redor das restaurações de IVMR do que ao redor da RC.
- O modo de ativação não influenciou o desenvolvimento de lesões de cáries ao redor das restaurações.
- A profundidade das lesões de cáries foi similar para os materiais avaliados.
- A ativação com laser de íon Argônio proporcionou mais lesões de cárie subsuperficiais para os materiais avaliados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aguiar FH, Lazzari CR, Lima DANL, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Braz Oral Res.* 2005;19(4):302-6.

Anderson AM, Kao E, Gladwin M, Benli O, Ngan P. The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:251-259.

Anusavice K. J. *Phillips materiais dentários.* 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p.375-9.

Berzins DW, Abey S, Costache MC, Wilkie CA, Roberts HW. Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *J Dent Res.* 2010;89(1):82-6.

Blankenau RJ, Powell G L. Laser curing of dental materials. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):923-30.

Cassoni A, Ferla JO, Shibli JA, Kawano Y. Knoop microhardness and FT-Raman Spectroscopy evaluation of a resin-based dental material light-cured by na argon íon laser and halogen lamp: an *in vitro* study. *Photomed Laser Surg.* 2008;26(6):531-9.

Cassoni A, Rodrigues JA. Argon laser: a light source alternative for photopolymerization and in-office tooth bleaching. *Gen Dent.* 2007 Sep-Oct;55(5):416-9. Review.

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.

Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM. Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. *Dent Mater.* 1994;10(1):37-44

Cefaly DF, Ferrarezi GA, Tapety CM, Lauris JR, Navarro MF. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units. *Braz Dent J.* 2005;16(2):98-102.

Cefaly DF, Wang L, de Mello LL, dos Santos JL, dos Santos JR, Lauris JR. Water sorption of resin-modified glass-ionomer cements photoactivated with LED. *Braz Oral Res.* 2006 Oct-Dec;20(4):342-6.

D'Alpino PHP, Svizero NR. Fotoativação: estágio atual. LED- Classificação e características. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 2006;60(5):407-11.

Ellakuria J, Triana R, Mínguez N, Soler I, Ibaseta G, Maza J, García-Godoy F. Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2003 Jun;19(4):286-9

Hara AT, Queiroz CS, Paes Leme AF, Serra MC, Cury JA. Caries progression and inhibition in human and bovine root dentine *in situ*. *Caries Res.* 2003;37(5):339-44.

Hicks J, Ellis R, Flaitz C, Werstermann G, Powell L. Restoration-enamel interface with argon laser and visible light polymerization of compomer and composite resin restorations: a polarized light and scanning electron microscopic *in vitro* study. *J Clin Pediatr Dent.* 2003; 27(4):353-8.

Hicks J, Winn D 2nd, Flaitz C, Powell L. *In vivo* caries formation in enamel following argon laser irradiation and combined fluoride and argon laser treatment: a clinical pilot study. *Quintessence Int.* 2004;35(1):15-20.

Hildebrand NK, Raboud DW, Heo G, Nelson AE, Major, PW. Argon laser vs conventional visible light-cured orthodontic bracket bonding: an *in-vivo* and *in vitro*-study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4):530-6.

Hubbezoglu L, Bolayir G, Dogan OM, Dogan A, Ozer A, Bek B. Microhardness evaluation of resin composites polymerized by three different light sources. *Dent Mater J.* 2007;26(6):845-53.

Ilie N, Hickel R. Mechanical behavior of glass ionomer cements as a function of loading condition and mixing procedure. *Dent Mater J.* 2007;26(4):526-33.

James JW, Miller BH, English JD, Tadlock LP, Buschang PH. Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(5):555-61.

Jeong TS, Kim YR, Kim JH, Kim HI, Kwon YH. Effects of LEDs on microhardness and temperature rise of dental composite resins. *Dent Mater J.* 2007;26(6):838-44.

Jorge ACT, Navarro RS, Freitas PM, Cassoni A, Rodrigues JA. A influência do preparo cavitário e materiais restauradores na prevenção da cárie secundária – estudo in situ. *Rev assoc paul cirdent* 2010;64(1):55-8.

Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Stormberg EF. Power and time requirements for use of the argon laser to polymerize composite resins. *J Clin Laser Med Surg*. 1992;10(4):273-78.

Khosroshahi ME, Atai M, Nourbakhsh MS. Photopolymerization of dental resin as restorative material using an argon laser. *Lasers Med Sci*. 2008;23(4):399-406.

Klein AL, Rodrigues LKA, Eduardo CP, Nobre dos Santos M, Cury JA. Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *Eur J Oral Sci*. 2005;113:239–244.

Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil*. 2005;32(5):362-7.

Kramer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light-curing units of resin-based composites in the LED . *Am J Dent*. 2008; 21(3):135-42.

Lalani N, Foley T, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod*. 2000;70(1):28-33.

Loguercio AD, Reis A. *Materiais Dentários Restauradores Diretos*. Editora Santos. 2007; 217-255.

Magalhães, CS, Hara AT, Turssi CP, Serra MC, Giannini M. Microhardness evaluation around composite restorations using fluoride-containing adhesive systems. *J Appl Oral Sci*. 2005;13(3):259-64.

McCabe JF. Resin modified glass-ionomers. *Biomaterials* 1998; 19:521-27.

Mendes FM, Nicolau J. Utilization of Laser Fluorescence to Monitor Caries Lesions Development in Primary Teeth. *J Dent Child (Chic)*. 2004;71(2):139-42.

Nammour S, Demortier G, Florio P, Delhaye Y, Pireaux JJ, Morciaux Y, Powell L. Increase of enamel fluoride retention by low fluence argon laser in vivo. *Lasers Surg Med*. 2003;33(4):260-3.

Navarro MFL, Pascotto, RC. Cimentos de ionômero de vidro-aplicações clínicas em Odontologia. São Paulo: Artes Médicas; 1998.

Noel L, Rebellato J, Sheats RD. The effect of argon laser irradiation on demineralization resistance of human enamel adjacent to orthodontic brackets: an *in vitro* study. *Angle Orthod.* 2003;73(3):249-58.

Okte Z, Villalta P, Garcia-Godoy F, Garcia-Godoy F Jr, Murray P. Effect of curing time and light curing systems on the surface hardness of compomers. *Oper Dent.* 2005;30(4):540-5.

Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent.* 2002;4(1):73-80

Pereira, PNR, Inokoshi S, Tagami J. In vitro secondary caries inhibition around fluoride releasing materials. *J Dent.* 1998;26(5-6):505-10.

Pick RM. Using laser in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):37-47.

Powell G L, Blankenau RJ. Laser curing of dental materials. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):923-30.

Pradhan RD, Melikechi N, Eichmiller F. The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon laser or conventional quartz-tungsten-halogen source. *Dent Mater.* 2002;18(3):221-226.

Price RB, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent.* 2003;5(3):193-207.

Queiroz CS, Hara AT, Leme, AFP, Cury JA. pH-Cycling Models to Evaluate the Effect of Low Fluoride Dentifrice on Enamel De- and Remineralization. *Braz Dent J* (2008) 19(1): 21-27.

Rode KM, Freitas P, Lloret PR, Powell LG, Turbino ML. Microhardness evaluation of a microhybrid composite resin light cured with halogen light, light-emitting diode and argon ion laser. *Lasers Med Sci.* 2009;24(1):87-92.

Rode KM. Estudo da microdureza e profundidade de polimerização de resina composta com uso do *laser* de Argônio. 2001. 122 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent*. 2000;12(6):340-9.

Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;129(4):541-6.

Soares LE, Martin AA, Pinheiro AL, Pacheco MT. Vicker's hardness and Raman spectroscopy evaluation of a dental composite cured by argon laser and halogen lamp. *J Biomed Opt*. 2004;9(3):601-8.

Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent*. 2000;12(6):300-8 Review.

Tielemans M, Compere P, Geerts SO, Lamy M, Limme M, De Moor RJ, Delmé KI, Bertrand MF, Rompen E, Nammour S. Comparison of microleakages of photo-cured composites using three different light sources: halogen lamp, LED and argon laser: an *in vitro* study. *Lasers Med Sci*. 2009;24(1):1-5.

Turbino ML, Belan LC, Soprano V, Martis Rode K, Ramos Lloret P, Nicolau Youssef M. Argon ion laser curing depth effect on a composite resin. *Lasers Med Sci*. 2010 May 28. [Epub ahead of print]

Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent*. 1998;23(2):87-93.

Verheyen P. Photopolymerization with the argon laser. *J Oral Laser Applic*. 2001;1(1):49-54.

Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Powell GL. *In vitro* caries formation in primary tooth enamel: role of argon laser irradiation and remineralizing solution treatment. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(5):638-44.

Westerman, GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Ellis RW, Powell GL. Argon laser irradiation and fluoride treatment effects on caries-like enamel lesion formation in primary teeth: an *in vitro* study. *Am J Dent*. 2004;17(4):241-4.

Yazici AR, Kugel G, Gül G. The Knoop Hardness of a Composite Resin Polymerized with Different Curing Lights and Different Modes. J Contemp Dent Pract. 2007;8(2):52-9.

Anexos

ANEXO 1: Imagens representativas das lesões incipientes obtidas após a ciclagem de pH de acordo com os grupos experimentais.


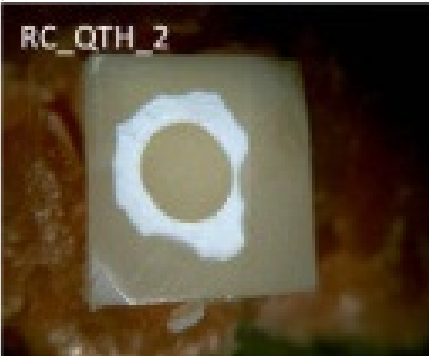
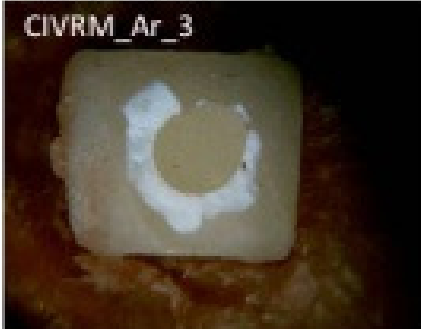
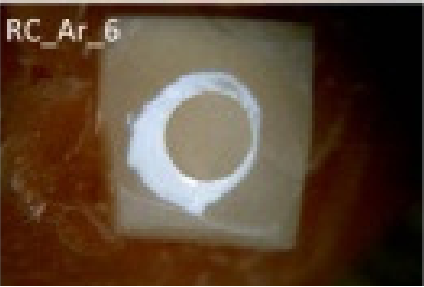
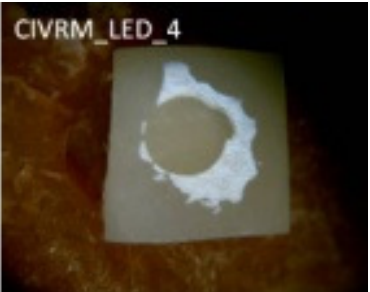
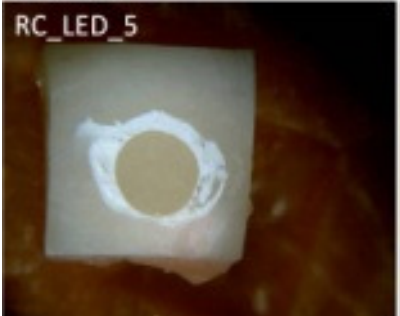
| Grupos | |
|--|--|
| CIVRM | RC |
| 1.1 Halógena  | 2.1 Halógena  |
| 1.2 Laser de Argônio  | 2.2 Laser de Argônio  |
| 1.3 LED  | 2.3 LED  |

Figura 1. Imagens representativas das lesões incipientes obtidas após a ciclagem de pH de acordo com os grupos experimentais; **1.1** CIVRM_QTH: fragmento de esmalte do grupo 1.1 (aumento de 10x) ; **1.2** CIVRM_LAR: fragmento de esmalte do grupo 1.2 (aumento de 10x); **1.3** CIVRM_LED: fragmento de esmalte do grupo 1.3 (aumento de 10x) **2.1** RC_QTH: fragmento de esmalte do grupo 2.1 (aumento de 10x); **2.2** RC_LAR: fragmento de esmalte do grupo 2.2 (aumento de 10x); **2.3** RC_LED: fragmento de esmalte do grupo 2.3 (aumento de 10x)

ANEXO 2- Análise estatística para os resultados de microdureza Knoop para os materiais avaliados

 * SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA *
 * Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado *
 * Empresa de Pesquisa Agropecuaria de Minas Gerais-EPAMIG *
 * ANALISE DA VARIÁVEL MDUREZA - ARQUIVO: ARGSUPER *

CODIGO DO PROJETO: ARG CARIE

RESPONSAVEL: ALESSANDRA

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: 2 FATORES

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

| FATOR | NOME |
|-------|----------|
| A | MATERIAL |
| B | FONTE |

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

| CAUSAS DA VARIACAO | G.L. | S.Q. | Q.M. | VALOR F | PROB.>F |
|--------------------|------|--------------|-------------|---------|---------|
| MATERIAL | 1 | 916.0659292 | 916.0659292 | 3.8864 | 0.05508 |
| FONTE | 2 | 69.8709072 | 34.9354536 | 0.1482 | 0.86312 |
| MAT*FON | 2 | 663.0002003 | 331.5001002 | 1.4064 | 0.25990 |
| RESIDUO | 30 | 7071.3718657 | 235.7123955 | | |
| TOTAL | 35 | 8720.3089025 | | | |

MEDIA GERAL = 52.744446

COEFICIENTE DE VARIACAO = 29.108 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|----------|------------|-----------|------------------|----|----|
| 1 | 1 | RESINA | 18 | 57.788886 | 57.788886 | a | A |
| 2 | 2 | IONOMERO | 18 | 47.700000 | 47.700000 | a | A |

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 10.45810 - D.M.S. 1% = 14.07682

MEDIAS DO FATOR MATERIAL
 DENTRO DE HAL DO FATOR FONTE

| NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS |
|-----------|----------|------------|-----------|------------------|
| 1 | RESINA | 6 | 65.299998 | 65.299998 |
| 2 | IONOMERO | 6 | 43.100001 | 43.100001 |

MEDIAS DO FATOR MATERIAL
 DENTRO DE LED DO FATOR FONTE

| NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS |
|-----------|----------|------------|-----------|------------------|
| 1 | RESINA | 6 | 52.533330 | 52.533330 |
| 2 | IONOMERO | 6 | 49.200002 | 49.200002 |

MEDIAS DO FATOR MATERIAL
 DENTRO DE ARG DO FATOR FONTE

| NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS |
|-----------|----------|------------|-----------|------------------|
| 1 | RESINA | 6 | 55.533330 | 55.533330 |
| 2 | IONOMERO | 6 | 50.799998 | 50.799998 |

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE FONTE

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|------|------------|-----------|------------------|----|----|
| 1 | 1 | HAL | 12 | 54.199999 | 54.199999 | a | A |
| 2 | 3 | ARG | 12 | 53.166664 | 53.166664 | a | A |
| 3 | 2 | LED | 12 | 50.866666 | 50.866666 | a | A |

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 15.46771 - D.M.S. 1% = 19.76676

MEDIAS DO FATOR FONTE
 DENTRO DE RESINA DO FATOR MATERIAL

| NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS |
|-----------|------|------------|-----------|------------------|
| 1 | HAL | 6 | 65.299998 | 65.299998 |
| 2 | LED | 6 | 52.533330 | 52.533330 |
| 3 | ARG | 6 | 55.533330 | 55.533330 |

MEDIAS DO FATOR FONTE
 DENTRO DE IONOMERO DO FATOR MATERIAL

| NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS |
|-----------|------|------------|-----------|------------------|
| 1 | HAL | 6 | 43.100001 | 43.100001 |
| 2 | LED | 6 | 49.200002 | 49.200002 |
| 3 | ARG | 6 | 50.799998 | 50.799998 |

ANEXO 3- Análise estatística para os resultados de microdureza Knoop para esmalte superficial ao redor das restaurações após o desafio ácido

 * SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA *
 * Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado *
 * Empresa de Pesquisa Agropecuaria de Minas Gerais-EPAMIG *
 * ANALISE DA VARIAVEL MDUR - ARQUIVO: ARGCARIE *

CODIGO DO PROJETO: ARG CARIE

RESPONSAVEL: ALESSANDRA CASSONI

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: 2 FATORES

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

| FATOR | NOME |
|-------|----------|
| A | MATERIAL |
| B | FONTE |

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

| CAUSAS DA VARIACAO | G.L. | S.Q. | Q.M. | VALOR F | PROB.>F |
|--------------------|------|----------------|----------------|----------|---------|
| MATERIAL | 1 | 288458.4863777 | 288458.4863777 | 125.6351 | 0.00001 |
| FONTE | 2 | 3195.6643798 | 1597.8321899 | 0.6959 | 0.51071 |
| MAT*FON | 2 | 1580.1237790 | 790.0618895 | 0.3441 | 0.71632 |
| RESIDUO | 30 | 68880.0754683 | 2296.0025156 | | |
| TOTAL | 35 | 362114.3500048 | | | |

MEDIA GERAL = 182.463898

COEFICIENTE DE VARIACAO = 26.261 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|----------|------------|------------|------------------|----|----|
| 1 | 2 | IONOMERO | 18 | 271.977776 | 271.977776 | a | A |
| 2 | 1 | RESINA | 18 | 92.950004 | 92.950004 | b | B |

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 32.63982 - D.M.S. 1% = 43.93388

MEDIAS DO FATOR MATERIAL
 DENTRO DE HAL DO FATOR FONTE

| NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS |
|-----------|----------|------------|------------|------------------|
| 1 | RESINA | 6 | 115.450002 | 115.450002 |
| 2 | IONOMERO | 6 | 275.816671 | 275.816671 |

MEDIAS DO FATOR MATERIAL
 DENTRO DE LED DO FATOR FONTE

| NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS |
|-----------|----------|------------|------------|------------------|
| 1 | RESINA | 6 | 80.683339 | 80.683339 |
| 2 | IONOMERO | 6 | 267.566650 | 267.566650 |

MEDIAS DO FATOR MATERIAL
 DENTRO DE ARG DO FATOR FONTE

| NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS |
|-----------|----------|------------|------------|------------------|
| 1 | RESINA | 6 | 82.716670 | 82.716670 |
| 2 | IONOMERO | 6 | 272.550008 | 272.550008 |

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE FONTE

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|------|------------|------------|------------------|----|----|
| 1 | 1 | HAL | 12 | 195.633336 | 195.633336 | a | A |
| 2 | 3 | ARG | 12 | 177.633339 | 177.633339 | a | A |
| 3 | 2 | LED | 12 | 174.124995 | 174.124995 | a | A |

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 48.27486 - D.M.S. 1% = 61.69222

MEDIAS DO FATOR FONTE
DENTRO DE RESINA DO FATOR MATERIAL

| NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS |
|-----------|------|------------|------------|------------------|
| 1 | HAL | 6 | 115.450002 | 115.450002 |
| 2 | LED | 6 | 80.683339 | 80.683339 |
| 3 | ARG | 6 | 82.716670 | 82.716670 |

MEDIAS DO FATOR FONTE
DENTRO DE IONOMERO DO FATOR MATERIAL

| NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS |
|------------|------|------------|------------|------------------|
| 1 | HAL | 6 | 275.816671 | 275.816671 |
| 2 | LED | 6 | 267.566650 | 267.566650 |
| 3 | ARG | 6 | 272.550008 | 272.550008 |
| 272.550008 | | 272.550008 | | |

ANEXO 4- Análise estatística para os resultados de microdureza Knoop para o esmalte subsuperficial após o desafio ácido

 * SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA *
 * Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado *
 * Empresa de Pesquisa Agropecuária de Minas Gerais-EPAMIG *
 * ANALISE DA VARIÁVEL MDUREZA - ARQUIVO: SAND *

CODIGO DO PROJETO: FERLA

RESPONSÁVEL: ALESSANDRA CASSONI

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: 3 FATORES

TRANSFORMAÇÃO DAS OBSERVAÇÕES SEGUNDO RAIZ(X + 0)

NOME DOS FATORES

| FATOR | NOME |
|-------|----------|
| A | MATERIAL |
| B | FONTE |
| C | PROFUND |
| D | REPET |

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

| CAUSAS DA VARIACAO | G.L. | S.Q. | Q.M. | VALOR F | PROB.>F |
|--------------------|------|--------------|--------------|----------|---------|
| MATERIAL | 1 | 3621.5598250 | 3621.5598250 | 216.8091 | 0.00001 |
| FONTE | 2 | 903.9160250 | 451.9580125 | 27.0570 | 0.00001 |
| PROFUND | 6 | 581.9162620 | 96.9860437 | 5.8062 | 0.00007 |
| MAT*FON | 2 | 427.2909173 | 213.6454587 | 12.7901 | 0.00005 |
| MAT*PRO | 6 | 123.9131543 | 20.6521924 | 1.2364 | 0.28937 |
| FON*PRO | 12 | 111.0627086 | 9.2552257 | 0.5541 | 0.87620 |
| MAT*FON*PRO | 12 | 190.1203814 | 15.8433651 | 0.9485 | 0.50072 |
| RESIDUO | 168 | 2806.2564298 | 16.7039073 | | |
| TOTAL | 209 | 8766.0357033 | | | |

MEDIA GERAL = 15.723589

COEFICIENTE DE VARIACAO = 25.993 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|------|------------|-----------|------------------|----|----|
| 1 | 1 | CIV | 105 | 19.876362 | 395.069760 | a | A |
| 2 | 2 | RC | 105 | 11.570816 | 133.883783 | b | B |

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 1.11105 - D.M.S. 1% = 1.46427

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL
 DENTRO DE QTH DO FATOR FONTE

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|------|------------|-----------|------------------|----|----|
| 1 | 1 | CIV | 35 | 21.360751 | 456.281672 | a | A |
| 2 | 2 | RC | 35 | 13.315054 | 177.290660 | b | B |

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL
 DENTRO DE LED DO FATOR FONTE

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|------|------------|-----------|------------------|----|----|
| 1 | 1 | CIV | 35 | 19.512575 | 380.740594 | a | A |
| 2 | 2 | RC | 35 | 14.563890 | 212.106895 | b | B |

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE LAR DO FATOR FONTE

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|------|------------|-----------|------------------|----|----|
| 1 | 1 | CIV | 35 | 18.755760 | 351.778515 | a | A |
| 2 | 2 | RC | 35 | 6.833504 | 46.696777 | b | B |

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 1.92439 - D.M.S. 1% = 2.53620

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE FONTE

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|------|------------|-----------|------------------|----|----|
| 1 | 1 | QTH | 70 | 17.337902 | 300.602857 | a | A |
| 2 | 2 | LED | 70 | 17.038233 | 290.301373 | a | A |
| 3 | 3 | LAR | 70 | 12.794632 | 163.702602 | b | B |

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 1.62962 - D.M.S. 1% = 2.03292

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE FONTE
DENTRO DE CIV DO FATOR MATERIAL

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|------|------------|-----------|------------------|----|----|
| 1 | 1 | QTH | 35 | 21.360751 | 456.281672 | a | A |
| 2 | 2 | LED | 35 | 19.512575 | 380.740594 | ab | A |
| 3 | 3 | LAR | 35 | 18.755760 | 351.778515 | b | A |

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE FONTE
DENTRO DE RC DO FATOR MATERIAL

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|------|------------|-----------|------------------|----|----|
| 1 | 2 | LED | 35 | 14.563890 | 212.106895 | a | A |
| 2 | 1 | QTH | 35 | 13.315054 | 177.290660 | a | A |
| 3 | 3 | LAR | 35 | 6.833504 | 46.696777 | b | B |

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 2.30463 - D.M.S. 1% = 2.87498

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE PROFUND

| NUM.ORDEM | NUM.TRAT. | NOME | NUM.REPET. | MEDIAS | MEDIAS ORIGINAIS | 5% | 1% |
|-----------|-----------|------|------------|-----------|------------------|-----|----|
| 1 | 7 | 210 | 30 | 17.732271 | 314.433419 | a | A |
| 2 | 6 | 180 | 30 | 17.448556 | 304.452094 | a | A |
| 3 | 5 | 150 | 30 | 17.105463 | 292.596861 | ab | A |
| 4 | 4 | 120 | 30 | 15.548843 | 241.766530 | abc | AB |
| 5 | 3 | 90 | 30 | 15.023895 | 225.717426 | abc | AB |
| 6 | 2 | 60 | 30 | 14.297245 | 204.411218 | bc | AB |
| 7 | 1 | 30 | 30 | 12.908850 | 166.638401 | c | B |

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 3.13877 - D.M.S. 1% = 3.68796

□DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA I