

Atendendo solicitação da
autora, o texto completo desta
dissertação será disponibilizado
somente a partir
de 06/05/2024



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



Isabela Fátima Araújo Souza

**Avaliação da fotopolimerização com laser Monet por 1s e 3s e LEDs Valo e
Led-X Pro por 3s no grau de conversão, microdureza e resistência ao
cisalhamento de bráquetes**

Araraquara

2022



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



Isabela Fátima Araújo Souza

Avaliação da fotopolimerização com laser Monet por 1s e 3s e LEDs Valo e Led-X Pro por 3s no grau de conversão, microdureza e resistência ao cisalhamento de bráquetes

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas, na Área de Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

Araraquara

2022

S729a	<p>Souza, Isabela Fátima Araújo</p> <p>Avaliação da fotopolimerização com laser Monet por 1s e 3s e LEDs Valo e Led-X Pro por 3s no grau de conversão, microdureza e resistência ao cisalhamento de bráquetes / Isabela Fátima Araújo Souza. -- Araraquara, 2022</p> <p>56 p. : tabs., fotos</p> <p>Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara</p> <p>Orientador: Renato Parsekian Martins</p> <p>1. Cura luminosa de adesivos dentários. 2. Polimerização. 3. Resistência ao cisalhamento. I. Título.</p>
-------	---

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Isabela Fátima Araújo Souza

Avaliação da fotopolimerização com laser Monet por 1s e 3s e LEDs Valo e Led-X Pro por 3s no grau de conversão, microdureza e resistência ao cisalhamento de bráquetes

Comissão julgadora

Dissertação para obtenção do grau de mestre em Ciências Odontológicas

Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

Prof. Dr. Ronald de Freitas Paixão

Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

Araraquara, 06 de maio de 2022

DADOS CURRICULARES

Isabela Fátima Araújo Souza

NASCIMENTO: 26 de novembro de 1991, Feira de Santana-BA

FILIAÇÃO: Valéria de Lourdes Mascarenhas de Araújo
Josemar Carneiro de Souza

2009/2015: Graduação em Odontologia – Universidade Estadual de Feira de Santana

2016/2019: Curso de Especialização em Ortodontia – AVANCE escola de Odontologia, FACOPH – Faculdade do Centro Oeste Pinelli Henriques – Feira de Santana/BA

2019/2022: Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Nível Mestrado– Área de Ortodontia, Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP- Araraquara/SP

Às mulheres que vieram antes de mim:
minhas avós, Guiomar (*in memoriam*)
e Noélia (*in memoriam*);
E ao meu filho, Arthur,
fontes de amor, força e inspiração.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela graça da vida e oportunidade de crescimento e melhoramento nessa existência.

Aos meus pais, Valéria e Josemar, por todo amor, apoio e abdições em prol de meu crescimento e felicidade, a minha gratidão será eterna e transcende o espaço-tempo.

Aos meus irmãos, Zé Aloir e Lucas, parceiros nos aprendizados da vida inteira, amo vocês! Té, decidir fazer mestrado foi inspirado em você! Lucas, fico muito feliz e orgulhosa de ver o profissional que você tem se tornado, segue em frente firme e forte.

Ao meu amor, Pablo, por todo incentivo, confiança e parceria, sem teu apoio seria muito mais difícil chegar até aqui.

Ao meu filho, Arthur, que já carrega muito amor e já me dá força para me melhorar sempre mesmo ainda em meu ventre.

À toda minha família, avôs, avós (*in memoriam*), tias e tios, primos e primas, sobrinhos emprestados, por todo apoio, orações, preocupações e amor acima de tudo.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Renato Parsekian Martins, por cada ensinamento acadêmico e clínico, por cada oportunidade a mim dada. Além de mim, a ortodontia brasileira tem muito a agradecer por suas contribuições.

À Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins, por todo apoio acadêmico e emocional durante todo esse período, foi de extrema importância seus cuidados para que fosse possível chegar até aqui.

Aos meus amigos Layene e Francisco, minha AQAfamily, vocês são irmãos que a vida me deu e faço questão de cuidar sempre. Fran, aprendi mais que ortodontia e pesquisa científica em Araraquara, aprendi sobre amor, sobre vida, sobre ser e viver nesse mundo e devo grande parte a ti. Lay, você é minha inspiração desde sempre, exemplo de dedicação, competência, responsabilidade, inteligência, e além de tudo é uma amiga maravilhosa, que sempre me auxilia em tudo: ortodontia, vida acadêmica e pessoal.

Aos amigos de infância, Ana Clara, Brenna, Filipe Roger, Marcella, Mylla, Nanda, Saulo e Tyci, que são sempre apoio em cada passo da vida, inclusive durante esses anos de mestrado.

À amiga Thais Caribé pelo apoio tanto na vida profissional quanto pessoal, mesmo de longe, gratidão por ser ouvidos e mãos disponíveis sempre que preciso.

Aos amigos do departamento de Clínica Infantil da FOAr UNESP, Diego Pendenza, Flavia Annunzio, Dulce Oliveira e Antônio Cabrini, meus dias na faculdade jamais seriam os mesmos sem vocês! Incontáveis vezes me senti profundamente acolhida, na alegria e na tristeza, me senti parte da Unesp com vocês.

Aos amigos que fiz na FOAr UNESP, Matheus Vitória, Esteban Arroyo, Juan Francisco, Paula Silva, Raissa Marielly, Adriana Souza, Julianna Parizotto, Renata Kato, Bárbara Blumer, Airton Júnior por tantos momentos de alegria.

Aos funcionários da FOAr UNESP, por cada bom dia, por me auxiliar sempre que foi necessário e por estarem sempre solícitos.

Aos professores Dr. Gelson Adalbo, Dr. Luis Geraldo Vaz e Dr. Leandro Fernandes, pelo auxílio durante a execução dos experimentos mecânicos, sempre solícitos, sem vocês não conseguiria concluí-los.

Aos amigos e colegas que fiz na AVANCE – Escola de Odontologia, em especial ao Prof. Ronald Paixão, ao Prof. Alexandre Vianna, à Profa. Patrícia Pedrosa, à Profa. Layene Almeida e todos os colegas, professores e funcionários. Me sinto mais confiante profissionalmente estando perto de todos vocês.

À Orthometric e à CAO Group Inc. pelo apoio com os materiais na pesquisa e pelos momentos científicos promovidos que participei ao longo do mestrado.

À equipe da Sorrident Consultório Odontológico, por entender a minha ausência ao longo desses anos e me ajudar e apoiar em tudo que foi preciso.

O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

“We’ve all got both light and dark inside us. What matters is the part we choose to act on.
That’s who we really are.”

J. K. Rowling*

* Rowling JK. Harry Potter and the Order of the Phoenix. Vancouver: Raincoast Books; 2003.

Souza IFA. Avaliação da fotopolimerização com laser Monet por 1s e 3s e LEDs Valo e Led-X Pro por 3s no grau de conversão, microdureza e resistência ao cisalhamento de bráquetes [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

RESUMO

OBJETIVO: comparar as diferenças na resistência ao cisalhamento, grau de conversão e microdureza causadas por dois fotopolimerizadores LEDs de alta potência com potências diferentes e tempo de 3s e um fotopolimerizador a diodo laser com tempos de 1s e 3s. **MÉTODOS:** 28 pré-molares humanos foram divididos em quatro grupos, de acordo com a fonte de luz usada para fotopolimerização: no primeiro grupo foi utilizado o Laser Monet por 3s, no segundo o Laser Monet por 1s, no terceiro o Valo Cordless na potência máxima por 3s e no quarto o Led-X Pro na potência máxima por 3s. Após a colagem de bráquetes, os corpos de prova foram submetidos a um teste de resistência ao cisalhamento. Discos de resina Transbond XT foram utilizados como corpos de prova para medir o grau de conversão e microdureza. 20 discos foram divididos em 4 grupos tal qual no teste de resistência ao cisalhamento. O grau de conversão foi obtido utilizando um espectrômetro. Um testador de microdureza foi usado para medir a dureza Knoop. Os dados foram analisados com 3 testes de análise de variância de um nível. **RESULTADOS:** Foi encontrada diferença na resistência ao cisalhamento e grau de conversão entre os grupos ($p < 0,001$). Não foi encontrada diferença na microdureza. **CONCLUSÃO:** Os grupos que utilizaram o laser Monet e LedX Pro por 3s apresentaram tensão de resistência adesiva maior que os outros grupos. O grau de conversão foi o mesmo, com exceção do uso do laser 1s. Na comparação de microdureza não houve diferença.

Palavras-chave: Cura luminosa de adesivos dentários. Polimerização. Resistência ao cisalhamento.

Souza IFA. Light curing evaluation of Monet laser for 1s and 3s and Valo and Led-X Pro LEDs for 3s on the degree of conversion, microhardness and shear bond strength of brackets [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

ABSTRACT

PURPOSE: To compare the differences in shear strength, degree of conversion and microhardness resulted by light curing using two high-power LED units with different powers during 3s and a laser diode curing light during 1s and 3s. **METHODS:** 28 human premolars were divided into four groups according to the light source used for light curing: in the first group, the Monet Laser was used for 3s, in the second, the Monet Laser for 1s, in the third, the Valo Cordless at Xtra power for 3s and in the fourth the Led-X Pro in maximum power for 3s. After bracket bonding the specimens were subjected to a shear bond strength test. Resin disks (Transbond XT) were used as specimens to the degree of conversion and microhardness measurement. 20 discs were divided into 4 groups as in the previous test. The degree of conversion was obtained using a spectrometer. A microhardness tester was used to measure the Knoop hardness. Data were analyzed using 3 one-level analysis of variance tests. **RESULTS:** Differences were found in shear bond strength and in degree of conversion between groups ($p < 0.001$). No difference was found in microhardness. **CONCLUSION:** The groups that used the Monet laser and LedX Pro for 3s showed greater adhesion strength than the other groups. The degree of conversion was the same at the groups, except for the use of the 1s laser. There was no difference comparing microhardness.

Keywords: Light-Curing of Dental Adhesives. Polymerization. Shear Strength.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 PROPOSIÇÃO	17
2.1 Objetivo geral	17
2.2 Objetivos específicos.....	17
3 PUBLICAÇÕES	18
3.1 Publicação 1	18
3.2 Publicação 2	35
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	48
REFERÊNCIAS	49
ANEXO	52

1 INTRODUÇÃO

A substituição da bandagem de todos os dentes pela adesão do bráquete ao dente possibilitou diversos avanços na ortodontia. Menor tempo de montagem do aparelho, maior conforto aos pacientes durante o tratamento diminuindo o uso de separadores, menos manchas dentárias e inflamação gengival, menos espaços interdentários ao final do tratamento, foram algumas das vantagens alcançadas¹, mesmo desde o primeiro sistema adesivo descrito.

A adesão bráquete-dente só foi possível em 1965, a partir do desenvolvimento da técnica do condicionamento ácido² associado a resina epóxi (éter diglicidílico de Bisfenol A com um agente de cura de poliamida), inicialmente com tempo de cura de 15 minutos³, reduzindo para 5 minutos após modificações na fórmula⁴. Outros cimentos foram desenvolvidos ao longo do tempo^{5,6}, porém o próximo grande avanço na adesão foi a introdução de resinas fotopolimerizáveis e suas unidades de cura em 1979⁷.

As resinas fotopolimerizáveis possuem duas moléculas necessárias para a reação de polimerização, o iniciador e o monômero. O iniciador é a substância capaz de absorver luz e iniciar o processo de polimerização dos monômeros. A canforoquinona é o iniciador mais utilizado e absorve luz visível com comprimentos de onda entre 400 e 500 nm (luz azul). Quanto maior a intensidade da luz, um maior número de moléculas de canforoquinona serão ativadas, mais radicais livres serão formados e maior será a extensão da polimerização da resina composta. Os fotopolimerizadores com fonte de luz halógena de quartzo-tungtênio foram a base dos sistemas de fotopolimerização por décadas. No entanto, esses sistemas têm baixíssima eficiência, somente uma pequena fração (em torno de 1%) da energia total liberada é convertida em luz com uma intensidade de aproximadamente 300 a 400 mW; o restante é liberado como energia térmica⁸, que pode ser prejudicial aos tecidos dentários⁹.

Depois da luz halógena, foram lançados fotopolimerizadores a base de arco de plasma, que emitem maior intensidade de luz em uma faixa estreita de comprimento de onda (em torno de 470 nm)¹⁰ e foram projetados principalmente para diminuir o tempo de fotopolimerização e conseqüentemente o tempo clínico para montagem do aparelho ortodôntico. Emitem luz de plasma brilhante sendo composto de uma mistura gasosa de moléculas ionizadas, como moléculas de xenônio e elétrons¹⁰. Foi

inicialmente proposto pelos fabricantes somente 3s de fotopolimerização para alcançar resultados equivalentes a 40s de luz halógena, no entanto esse parâmetro não foi confirmado por estudos¹¹⁻¹³, e foi indicado o uso de 3 aplicações de 3s cada.¹⁴

Outro tipo de luz utilizada para fotopolimerização são os lasers de argônio, que emitem luz azul-esverdeada de íons de argônio ativados em comprimentos de onda selecionados (entre 450 e 500 nm)¹⁵. Lasers de argônio com intensidade de 250 ± 50 mW/cm², aplicados por 10 segundos para cura de resinas fotopolimerizáveis, alcançam propriedades físicas iguais ou até superiores em comparação com os sistemas de luz halógena convencionais, obtêm maiores taxas de conversão¹⁵ e profundidades de polimerização¹⁶. Por outro lado, a geração de calor durante a polimerização combinada com alta contração de polimerização foram relatadas^{17, 18}.

Para solucionar os problemas descritos anteriormente como eficiência, custo, e longevidade das unidades de cura, os LEDs (light emitting diodes) de estado sólido foram introduzidos no mercado. Enquanto as lâmpadas halógenas operam com um filamento quente, os LEDs usam junções de semicondutores dopados (junções p-n) para a geração de luz. A luz emitida pelos LEDs azuis de nitreto de gálio cobre o espectro de absorção da canforquinona, de modo que não são necessários filtros nas unidades de fotopolimerização LED, somente uma pequena lente de polímero na frente da junção p-n que colima parcialmente a luz. Os LEDs consomem menos energia em comparação com luz halógena e não requerem refrigeração externa na maioria dos produtos do mercado. Além disso, as lâmpadas LED têm uma vida útil de vários milhares de horas sem perda significativa de intensidade. Os LEDs emitem aproximadamente 15% de luz visível e 85% de calor¹⁹. No entanto, a primeira geração de LEDs produzia potência de 7 μ W, composta por 7 a 19 diodos, baixos níveis de intensidade de luz de cerca de 100–280 mW/cm², menor que as unidades de cura a base de luz halógena da época²⁰. Assim ainda não era possível reduzir o tempo de fotopolimerização quando comparado à luz halógena²¹.

As novas gerações de LEDs lançadas subsequentemente apresentam potência de luz cada vez maior, e com isso a geração de calor volta a ser uma preocupação clínica para os tecidos gengivais e pulpares^{22,23}. Os LEDs de segunda geração têm uma única unidade de LED de alta potência para fornecer maior intensidade de luz, mas a largura de banda espectral permanece na faixa de 450 nm a 470 nm, estreita em comparação com luz halógena²². Esses comprimentos de onda são eficazes na polimerização de resinas que contêm canforquinona, mas não são muito eficazes na

polimerização de resinas que usam fotoiniciadores, sensibilizadores ou co-iniciadores alternativos que são sensíveis a comprimentos de onda mais baixos²⁴.

A terceira geração de unidades de cura LED usam uma combinação de diodos, cada um emitindo comprimento de onda idênticos, complementares ou diferentes, incluindo diodos de luz violeta além de azul. É essa variação no número, geometria e na seleção dos comprimentos de onda dos diodos que produz uma saída espectral mais ampla (420-490 nm). Essas luzes em conjunto podem polimerizar uma gama mais ampla de resinas do que as luzes de polimerização de segunda geração, já que além do amplo espectro podem alcançar intensidade de 1000 mW/cm² a cerca de 3000 mW/cm² com uma ponta padrão (igualando ou excedendo as lâmpadas de arco de plasma)^{20,24}.

A intensidade de luz alcançada pelos LED de terceira geração permitiu reduzir o tempo de fotopolimerização e ainda assim alcançar propriedades químicas e mecânicas adequadas de compósitos, inclusive aqueles utilizados na colagem de bráquetes²⁵⁻²⁷. Isto só é possível se a quantidade de energia absorvida for ao menos equivalente, mesmo com a redução do tempo de fotopolimerização. Esta relação é elucidada segundo a lei física onde energia (J) é o produto da potência (W) e tempo (s), enquanto a densidade de energia (J/cm²) é o produto da densidade de potência (W/cm²) e tempo de exposição (s)²⁸.

A energia absorvida pelos fotoiniciadores durante a fotoativação tem um efeito direto na polimerização da resina. Este parâmetro pode ser usado para determinar a eficiência de polimerização de resinas compostas²⁹, e pode ser determinado pela medição do grau de conversão; este valor é por sua vez refletido nas propriedades mecânicas do compósito como a microdureza e no caso da colagem de bráquetes, também na tensão de resistência adesiva³⁰.

Quando utilizado o grau de conversão para quantificar a extensão da polimerização, compara-se a quantidade de ligações duplas de carbono restantes na estrutura do polímero após a fotopolimerização com a quantidade inicial, antes da fotopolimerização. No caso das resinas à base de dimetacrilato, a fotopolimerização é desencadeada por radicais livres gerados pela irradiação de um primer fotossensível. Esses radicais insaturam a ligação C=C do grupo metacrilato, gerando uma reação em cadeia. Essa razão é determinada por espectrometria e, quando expressa em porcentagem, é chamada de grau de conversão³¹.

Testes de microdureza também têm sido usados para avaliar compósitos. Esses testes são baseados na capacidade do material de resistir à penetração de uma ponta. Para materiais com característica de recuperação elástica, como resinas compostas, o teste de microdureza Knoop é mais recomendado^{27, 32-34}.

Mais especificamente para avaliar a eficiência da colagem de bráquetes, o ensaio mecânico de resistência ao cisalhamento é utilizado³⁵⁻³⁸. Nele mensura-se a tensão de resistência adesiva necessária para a falha da colagem do bráquete à superfície dentária. O sistema adesivo fotopolimerizável utilizado na clínica ortodôntica deve permitir adesão suficiente para manter o bráquete em posição adequada até o fim do tratamento. Sabe-se que alcançar a fotopolimerização adequada do compósito utilizado na colagem está relacionado com maior tensão de resistência adesiva na interface bráquete-dente^{35,38}.

O objetivo desse estudo é comparar o grau de conversão e a microdureza de um compósito ortodôntico fotopolimerizado com diferentes unidades de cura LED de alta potência e diodo laser, e comparar a resistência ao cisalhamento da colagem de bráquetes usando diferentes unidades de cura de LED de alta potência e laser para fotopolimerização, com tempo de 1s e 3s.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Houve diferença significativa nos valores de grau de conversão do compósito entre os grupos testados, sendo que o grupo que utilizou o tempo de 1s obteve os menores valores de grau de conversão. As diferentes luzes de cura e a redução do tempo de foto polimerização não influenciaram na microdureza superficial do compósito.

Houve diferença significativa nos valores de resistência ao cisalhamento entre os grupos testados, com maiores valores para os grupos como fotopolimerização a base de diodo laser ou LED de alta potência por tempo de 3 segundos. A tensão de resistência adesiva alcançada em todos os grupos testados parece aceitável clinicamente.

REFERÊNCIAS*

1. Newman GV. Bonding plastic orthodontic attachments to tooth enamel. *J N J State Dent Soc.* 1964; 35: 346.
2. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955; 34(6): 849–53.
3. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1965; 51(12): 901-12.
4. Newman GV, Snyder WH, Wilson CE. Acrylic adhesives for bonding attachments to tooth surfaces. *Angle Orthodontist.* 1968; 38(1): 12-8.
5. Sadler JF. A survey of some commercial adhesives: their possible application in clinical orthodontics. *Am J Orthod.* 1958; 44: 65-9.
6. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E. New direct bonding system for plastic brackets. *Am J Orthod.* 1971; 59(4): 350-61.
7. Tavas MA, Watts DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light-activated composite: an in vitro study. *Br J Orthod.* 1979; 6(4): 207-8.
8. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent.* 2000; 13: 77D-81D.
9. Ulusoy C, Irmak O, Bagis YH, Ulusoy OI. Temperature rise and shear bond strength of bondable buccal tubes bonded by various light sources. *Eur J Orthod.* 2008; 30(4): 413-7.
10. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999;(25): S4-15.
11. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent Mater.* 2003; 19(6): 517-22.
12. Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schäfer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J Dent.* 2004; 32(6): 479-88.
13. Hofmann N, Denner W, Hugo B, Klaiber B. The influence of plasma arc vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. *J Dent.* 2003; 31(6): 383-93
14. Katahira N, Foxton RM, Inai N, Otsuki M, Tagami J. Comparison of PAC and QTH light sources on polymerization of resin composites. *Am J Dent.* 2004; 17(2): 113-7
15. Meniga A, Tarle Z, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. Pulsed blue laser curing of hybrid composite resins. *Biomaterials.* 1997; 18(20): 1349-54.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

16. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc.* 1999; 65(8): 447-50.
17. Christensen RP, Palmer TM, Ploeger BJ, Yost MP. Resin polymerization problems: are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999; (25): S42-54.
18. Strydom C. Polymerization and polymerization shrinkage stress: fast cure versus conventional cure. *SADJ.* 2005; 60(6): 252-3.
19. Krämer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J of Dent.* 2008; 21(3): 135-42.
20. Pelissier B, Jacquot B, Palin WM, Shortall AC. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use 1: from past to present. *Dent Update.* 2011; 38(10): 660-2, 664-6, 668-70.
21. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci.* 2002; 110(6): 471-9.
22. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater.* 2004; 20(1): 80-7.
23. Mahant RH, Chokshi S, Vaidya R, Patel P, Vora A, Mahant P. Comparison of the amount of temperature rise in the pulp chamber of teeth treated with QTH, second and third generation LED light curing units: an in vitro study. *J Lasers Med Sci.* 2016; 7(3):184-91
24. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials.* 2003; 24(10): 1787-95.
25. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni G V., Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003; 124(1): 74-82.
26. Chalipa J, Jalali YF, Gorjizadeh F, Baghaeian P, Hoseini MH, Mortezaei O. Comparison of bond strength of metal and ceramic brackets bonded with conventional and high-power led light curing units. *J Dent (Tehran).* 2016; 13(6): 423-30.
27. Amato PA, Martins RP, dos Santos Cruz CA, Capella MV, Martins LP. Time reduction of light curing: Influence on conversion degree and microhardness of orthodontic composites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 146(1): 40-6.
28. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(12): 1165-73.
29. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dent Mater J.* 2007; 26(1): 38-44.

30. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater J.* 1985; 1(1):11–4.
31. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater.* 2013; 29(2): 139–56.
32. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of specimen diameter on the relationship between subsurface depth and hardness of a light-cured resin composite. *Eur J Oral Sci.* 2003; 111(6): 543-6.
33. Cerveira GP, Berthold TB, Souto AA, Spohr AM, Marchioro EM. Degree of conversion and hardness of an orthodontic resin cured with a light-emitting diode and a quartz-tungsten-halogen light. *Eur J Orthod.* 2010; 32(1): 83-6.
34. Araújo JLN, de Melo Alencar C, Barbosa GM, Silva CM, Turbino ML. Effect of leds with different wavelengths on the microhardness and nanohardness of nanohybrid composite resins. *J Contemp Dent Pract.* 2021; 22(2): 122-7
35. Almeida LF, Martins LP, Martins RP. Effects of reducing light-curing time of a high-power LED device on shear bond strength of brackets. *J Orofac Orthop.* 2018; 79(5): 352-8
36. Cerekja E, Cakirer B. Effect of short curing times with a high-intensity light-emitting diode or high-power halogen on shear bond strength of metal brackets before and after thermocycling. *Angle Orthod.* 2011; 81(3): 510-6.
37. Lamper T, Steinhäuser-Andresen S, Huth KC, Ilie N, Paschos E. Does a reduction of polymerization time and bonding steps affect the bond strength of brackets? *Clin Oral Investig.* 2012; 16(2): 665-71.
38. Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 125(3):337-41