

Wpływ koloru materiału kompozytowego na wzrost temperatury w komorze miazgi zęba podczas fotopolimeryzacji

Effect of the colour of the composite material on the temperature increase in the pulp chamber during photopolymerization

Marek Witold Mazur¹, Marcin Aluchna²

¹ Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny
Department of Prosthodontics, Medical University of Warsaw
Kierownik: prof. dr hab. n. med. Jolanta Kostrzewa-Janicka

² Zakład Stomatologii Zachowawczej, Warszawski Uniwersytet Medyczny
Department of Conservative Dentistry, Medical University of Warsaw
Kierownik: prof. dr hab. n. med. Agnieszka Mielczarek

HASŁA INDEKSOWE:

lampa polimeryzacyjna, wzrost temperatury, kolor materiału kompozytowego, polimeryzacja

KEY WORDS:

dental curing lights, temperature rise, composite resin colour, polymerization

Streszczenie

Wprowadzenie. Materiały kompozytowe ze względu na swoje właściwości zyskały wiele zastosowań. Jednakże polimeryzacja światłem indukuje wzrost temperatury w komorze miazgi podczas procesu ich wiązania. Rozważane jest wiele czynników mających na to wpływ, w tym kolor kompozytu.

Cel pracy. Celem pracy było sprawdzenie wpływu koloru materiału kompozytowego podczas jego polimeryzacji na wzrost temperatury w komorze miazgi zęba.

Materiał i metody. W zębie trzecim trzonowym z płaszczynowo opracowaną powierzchnią żującą zamontowano pod kontrolą radiologiczną termoparę typu K. Położenie termopary i grubość zębiny zostały sprawdzone na obrazach z micro-CT. W specjalnie przygotowanej matrycy umieszczano materiał kompozytowy w kolorach A2, B2 i C2, po czym naświetlano go lampą polimeryzacyjną w trybie ciągłego działania przez 20s.

Summary

Introduction. Due to their properties, composite materials have gained many applications. However, light polymerization leads to an increase of intrapulpal temperature during the curing process. Many contributing factors are considered, including composite colour.

Aim of the study. To check the influence of the colour of the composite material during its polymerization on the temperature increase in the pulp chamber.

Material and methods. In the third molar with a prepared flat occlusal surface, a K-type thermocouple was installed under radiological control. The location of the thermocouple and the thickness of the dentine were checked on micro-CT images. A composite material in A2, B2, and C2 colours was placed in a specially prepared matrix, and then it was irradiated with a polymerization lamp in a continuous operation mode for 20 seconds. The temperature in the

Temperaturę w komorze zęba mierzono w czasie rzeczywistym z częstotliwością co 1 sekundę.

Wyniki. Nie wykazano istotnych różnic między kolorami w zakresie maksymalnej amplitudy temperatury i amplitudy temperatury w 20 sekundzie naświetlania. Jedynie czas do osiągnięcia temperatury maksymalnej podczas polimeryzacji różnił się istotnie między kolorami A2 i C2.

Wnioski. Kolor kompozytu ma niewielkie znaczenie jako czynnik wpływający na wzrost temperatury w komorze zęba.

tooth chamber was measured in real-time with a frequency of 1 second.

Results. There were no significant differences between the colours in the case of maximum temperature amplitude and temperature amplitude in the 20th second of exposure. Only the time to reach the maximum temperature during polymerization differed significantly between the A2 and C2 colours.

Conclusions. The colour of the composite is of little importance as a factor influencing the temperature increase in the tooth chamber.

Wstęp

Materiały kompozytowe polimeryzowane światłem są obecnie podstawowym materiałem stosowanym we wszystkich dziedzinach stomatologii. Składają się przede wszystkim z wypełniaczy w postaci szkieł o określonym rozdrobnieniu i żywic ulegających polimeryzacji.^{1,2} Wysoka estetyka i mechaniczna adhezja do tkanek zęba sprawiły że kompozyty stały się materiałem z wyboru w wielu procedurach stomatologii zachowawczej i protetyki.^{3,4}

Polimeryzacja za pomocą światła pozwala na utwardzanie materiału na żądanie operatora i umożliwia precyzyjną odbudowę warstwową. Jednak, nie tylko światło lampy polimeryzacyjnej rozpoczyna proces wiązania materiału, stąd lampy w unitach stomatologicznych zapatrzone są w regulację oświetlenia, co daje komfort pracy.

Pomimo rozlicznych zalet aplikacja materiałów kompozytowych doprowadza do wzrostu temperatury w komorze zęba. Badania Zacha i Coehna z 1965 roku przeprowadzone na zębach małych pokazały, że wzrost temperatury w komorze miazgi o 5,6°C doprowadza do śmierci 15% komórek miazgi. Do nekrozy wszystkich komórek potrzebny jest wzrost temperatury o 16,6°C.⁵ Źródłem wzrostu temperatury

w komorze miazgi zęba jest zarówno egzotermiczna reakcja polimeryzacji materiału złożonego, jak i energia transmitowana przez światło lampy polimeryzacyjnej. Liczne doniesienia pokazują, że temperatura osiągnięta przez materiał kompozytowy w czasie polimeryzacji osiąga nawet 60-70°C.⁶⁻⁸ W przypadku pomiarów wewnątrzkomorowych osiągnięte amplitudy temperatury są zdecydowanie niższe, zależnie od warunków w jakich przeprowadzano badanie wahają się między 1 a 12°C.⁹⁻¹²

Na wartość amplitudy temperatury w komorze zęba wpływają bardzo liczne czynniki. Najważniejszym jest grubość warstwy zębiny, będącej izolatorem termicznym. Innymi czynnikami jest materiał wypełniający komorę miazgi zęba, sposób pomiaru temperatury, moc lampy polimeryzacyjnej, czas jej pracy oraz rodzaj i kolor kompozytu.^{7,12-14} Uważa się, że ciemniejsze odcienie zapobiegają transmisji światła przez materiał, co ma działanie ochronne wobec miazgi. Jednakże słabsza transmisja światła powoduje, że konieczne jest umieszczanie tych materiałów w cieńszych warstwach co osłabia ich izolujące właściwości.¹⁵ Celem pracy było sprawdzenie zależności pomiędzy kolorem kompozytu a amplitudą temperatury wewnątrz komory zęba podczas fotopolimeryzacji.

Material i metody

Materiał do badań stanowiło 15 ludzkich trzecich zębów trzonowych, usuniętych z przyczyn chirurgicznych w Zakładzie Chirurgii Stomatologicznej WUM. Zęby były przechowywane w roztworze 0,1% tymolu przez miesiąc. Wybrano wyłącznie zęby pozbawione próchnicy i wad rozwojowych. Zebrane zęby zostały oczyszczone z tkanek miękkich poprzez zanurzenie w roztworze 5,25% podchlorynu sodu (Cerkamed, Polska) przez 1 minutę, a następnie usuwano złogi zmineralizowane za pomocą skalera (Woodpecker, Chiny). Przygotowane zęby zostały zanurzone w masie silikonowej (3M, USA) do wysokości połączenia szkliwno-zębinowego, a następnie bloczek zawierający zęby został poddany badaniu CBCT (Pax-i 3D, Korea Południowa).

Na podstawie badania CBCT wyselekcjonowano jeden ząb z najmniej wydatnymi rogami miazgi i sklepieniem komory najbardziej równoległym do płaszczyzny wyznaczonej przez szczyty guzków. Wybrany ząb został wyjęty z bloczka silikonowego i umieszczony na płytce szklanej, tak by guzki zęba kontaktowały z płaską powierzchnią. W takim ułożeniu przestrzennym ząb został zatopiony całkowicie w masie silikonowej. Na indeksie silikonowym zaznaczono linię w rzucie płaszczyzny zlokalizowanej 3 mm powyżej szczytów rogów miazgi odmierzając odpowiednie wartości od płaszczyzny wyznaczonej przez szczyty wybranych guzków. Indeks przecięto wzdłuż narysowanej uprzednio linii za pomocą skalpela (SwannMorton, Anglia). Wystająca powierzchnia zęba została usunięta za pomocą wiertła diamentowego w kształcie walca (MDT, Izrael) zamontowanego na wiertarce turbinowej (W&H, Austria). Dzięki takiemu przygotowaniu pomiędzy sklepieniem komory a powierzchnią przecięcia powinno pozostać 3 mm zębiny.

Następnie uwolniono ząb z indeksu

silikonowego i ucięto jego korzenie 3 mm poniżej połączenia szkliwno-zębinowego. Kanały poszerzono za pomocą sekwencji pilników Hedstroema (Endostar, Polska), a na powierzchni korzeni wykonano nacięcia retencyjne. Resztki miazgi z wnętrza komory i poszerzonych kanałów usunięto poprzez naprzemienne płukanie roztworem 5,25% podchlorynu sodu (Cerkamed, Polska) i 40% kwasu cytrynowego (Cerkamed, Polska). Na koniec przepłukano komorę roztworem soli fizjologicznej (Fresenius Kabi, Polska) i osuszono za pomocą strumienia powietrza i sączków papierowych (Endostar, Polska). Za pomocą sekwencji krążków Sof-lex (3M, USA) oraz gumek polerskich (Kenda, Lichtenstein) wypolerowano przygotowaną powierzchnię żującą. Tak przygotowany ząb ustabilizowano w masie silikonowej i poddano kolejnemu badaniu CBCT w celu kontroli poprawności przygotowania do badania.

Przygotowana próbka zastała otoczona grubą warstwą masy silikonowej, z wyjątkiem powierzchni okluzyjnej i odciętych korzeni. Termopara typu K o średnicy końcówki 1 mm została wprowadzona przez jeden z poszerzonych kanałów do wnętrza opracowanej komory, tak by opierała się o sklepienie. Wnętrze komory zostało wypełnione roztworem soli fizjologicznej (Fresenius Kabi, Polska). Pozycję termopary ustabilizowano za pomocą uplastycznionego wosku modelowego (Chema Elektromet, Polska), który naniesiono na odcięte korzenie. Wosk służył zarówno stabilizacji termopary jak i uszczelniał komorę wypełnioną solą fizjologiczną. Następnie dodano silikonowy postument od strony korzeni, uszczelniający warstwę wosku i stabilizujący całą konstrukcję.

Próbka została poddana badaniu mikrotomograficznemu (SkyScan, Belgia). W przeglądarce obrazów radiologicznych RadiAnt Viewer (Medixant, Polska) zmierzono precyzyjnie grubość warstwy zębiny a także



Ryc. 1. Pozycja termopary w obrazie z micro-CT.

odległość pomiędzy termoparą a sklepieniem komory w przekrojach strzałkowym i czołowym. Wartości wynosiły odpowiednio 2,8 mm i 0,35 mm dla przekroju czołowego oraz 2,7 mm i 0,4 mm dla przekroju strzałkowego (ryc. 1). Na powierzchni górnej przygotowanego bloczka dodano matrycę z polietylenu z otworem o wysokości 2 mm i średnicy 3 mm. Pozycja matrycy została ustabilizowana przy pomocy masy silikonowej. Matryca mogła być łatwo wysuwana i wsuwana na swoje miejsce.

Termopara typu K została podłączona do multimetru Tonghui TH1951 (Tonghui Electronic, Chiny), a ten do komputera z dedykowanym oprogramowaniem. W czasie rzeczywistym mierzono różnicę między temperaturą w komorze miazgi zęba a punktem odniesienia, którym był termos wypełniony wodą z lodem, o temperaturze 0°C. Temperatura w termosie była na bieżąco monitorowana za pomocą termometru alkoholowego. Procedurę pomiarową przeprowadzano w pomieszczeniu o temperaturze $21 \pm 1^\circ\text{C}$.

W przygotowanym miejscu w matrycy umieszczano materiał kompozytowy NEXT® (Arkona, Polska) w kolorach: A2, B2 i C2. Materiał był kondensowany nakładaczem kulkowym z lekkim nadmiarem, który następnie był usuwany poprzez ścięcie materiału wystającego poza obrys matrycy. Materiał był

polimeryzowany za pomocą lampy polimeryzacyjnej TPC LED 55 BN (TPC, USA) o natężeniu światła 1250 mW/cm^2 , która działała w trybie ciągłego świecenia przez 20 sekund. Po każdej polimeryzacji matryca z materiałem była wysuwana ze swojego miejsca a spolimeryzowany kompozyt usuwany. Przeprowadzono po 4 próby dla każdego koloru.

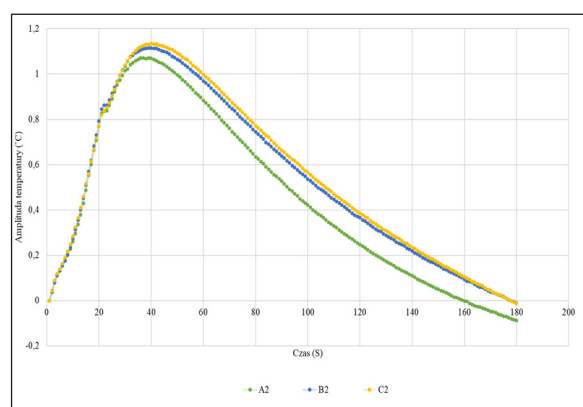
Pomiary temperatury z multimetru były automatycznie zapisywane w oprogramowaniu Microsoft Excel (Microsoft, USA) Z zapisanych danych odczytano wartości następujących zmiennych: wartość maksymalną przyrostu temperatury (T_{max}), wartość przyrostu temperatury w 20 sekundzie (T_{20}) i czas do wystąpienia maksymalnej temperatury ($T-T_{\text{max}}$). Dane następnie były analizowane statystycznie za pomocą oprogramowania SPSS (IBM, USA). Sprawdzono homogeniczność wariancji za pomocą testu Levene'a oraz normalność rozkładu przy użyciu testu Shapiro-Wilka. Zmienne T_{max} i T_{20} spełniały założenia jednoczynnikowej analizy wariancji ANOVA, zaś zmienna $T-T_{\text{max}}$ z uwagi na niespełnienie założeń dla jednoczynnikowej analizy wariancji została sprawdzona testem nieparametrycznym Kruskala-Wallisa.

Wyniki

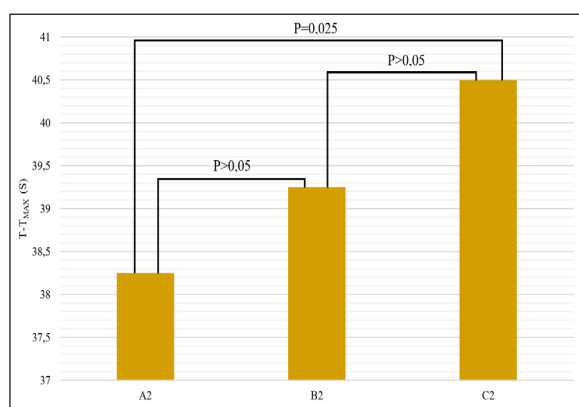
Uzyskane wartości maksymalnego przyrostu temperatury obliczone podczas badania bez względu na kolor materiału kompozytowego wahały się od 0,95 do 1,32. W każdej grupie zaobserwowano bardzo zbliżone średnie wartości przyrostu temperatury w 20 sekundzie badania. Średni czas do osiągnięcia maksymalnej temperatury był najmniejszy w grupie A2, największy zaś w grupie C2 (tab. 1, ryc. 2). Przeprowadzona analiza statystyczna wykazała, że pomiędzy grupami nie ma istotnych statystycznie różnic w przypadku analizy zmiennych T_{max} i T_{20} , natomiast czas do wystąpienia maksymalnej temperatury był istotne

T a b e l a 1. Średnie wartości maksymalnego przyrostu temperatury (T_{MAX}), przyrostu temperatury po 20 sekundach (T_{20}) i czasu do uzyskania temperatury maksymalnej ($T-T_{MAX}$) wraz z odchyleniem standardowym podczas polimeryzacji materiałów kompozytowych o różnych kolorach (A2, B2, C2)

Kolor kompozytu	T_{MAX} ($^{\circ}C$) \pm SD	T_{20} ($^{\circ}C$) \pm SD	$T-T_{MAX}$ (S) \pm SD
A2	1,073 \pm (0,066)	0,825 \pm (0,067)	38,25 \pm (1,5)
B2	1,118 \pm (0,116)	0,845 \pm (0,127)	39,25 \pm (2,5)
C2	1,135 \pm (0,129)	0,820 \pm (0,095)	40,5 \pm (1)



Ryc. 2. Zmiana amplitudy temperatury w czasie podczas polimeryzacji kompozytów o różnych kolorach (A2, B2, C2).



Ryc. 3. Czas do uzyskania maksymalnej temperatury podczas polimeryzacji kompozytów o różnych kolorach (A2, B2, C2).

statystycznie różny pomiędzy grupą A2 i C2 (ryc. 3)

Dyskusja

Rosnące wymagania estetyczne pacjentów i postęp techniczny dały efekt w postaci dostępności materiałów kompozytowych w bardzo licznych kolorach i ich nasyceniu. Firma VITA stworzyła klasyfikację kolorów uzupełnień ceramicznych, która została szeroko zaadaptowana do większości materiałów wypełnieniowych wykorzystywanych w stomatologii w tym materiałów kompozytowych. Zgodnie z tą klasyfikacją kolejne litery alfabetu oznaczają kolor kompozytu, zaś nasycenie oznaczone jest kolejnymi cyframi.¹⁶

W literaturze wykazano, że źródłem wzrostu temperatury w komorze zęba są dwa czynniki: promieniowanie lampy polimeryzacyjnej i

egzotermiczna reakcja polimeryzacji materiału kompozytowego.^{13,14} Kolor materiału kompozytowego może wpływać na amplitudę temperatury w sposób bezpośredni, czyli poprzez blokowanie transmisji promieniowania do komory miazgi, jak również w sposób pośredni przez odbijanie lub pochłanianie promieniowania, co zmniejsza jego podaż. W wyniku tego zostaje obniżona skuteczność polimeryzacji żywicy materiału kompozytowego i ilość generowanej energii cieplnej.^{7,11,12,17} Ceylan i wsp. wykazali, że użycie kompomerów z ciemnymi pigmentami doprowadza do mniejszego wzrostu temperatury w komorze zęba. Ciemne pigmenty poprzez pochłanianie promieniowania doprowadzają do obniżenia skuteczności polimeryzacji i blokują przedostawanie się promieniowania do miazgi. W efekcie wzrost temperatury w komorze jest mniejszy niż przy kolorach jasnych. Badania te dotyczyły jednak w pełni

opakerowych różnobarwnych kompozerów w kolorach nieklasyfikowanych według kolornika VITA. Najniższa temperatura została zanotowana w przypadku koloru niebieskiego, który bardzo dobrze odbija niebieskie światło lampy polimeryzacyjnej.¹⁵

Wzrost temperatury, pochodzący z promieniowania lampy polimeryzacyjnej jest przedłużony egzotermiczną reakcją materiału kompozytowego i dyfuzją dostarczonego do materiału ciepła. W przypadku koloru A2 23,1% całego wzrostu temperatury powstało po 20 sekundzie, czyli po wyłączeniu lampy polimeryzacyjnej. W przypadku koloru C2 było to już 27,2%. Zbliżone wartości wzrostu temperatury w 20 sekundzie między tymi grupami dowodzą, że różne kolory mają podobne właściwości izolujące przed promieniowaniem. Wskazuje to, że mechanizm bezpośredniego blokowania transmisji energii do miazgi ma niewielkie znaczenie w przypadku tych kolorów. Kompozyt w kolorze C2 tylko w nieznacznie większym stopniu izolował komorę miazgi przed promieniowaniem lampy polimeryzacyjnej. Wzrost temperatury był natomiast największy w grupie z kompozytem w kolorze C2. Było to spowodowane tym, że ciemny kolor pochłaniał dużo promieniowania. Dyfuzja energii cieplnej zmagazynowanej w materiale podczas działania lampy polimeryzacyjnej doprowadziła do większej amplitudy temperatur po dłuższym czasie. Dodatkowo ciemny kolor utrudniał polimeryzację kompozytu, co sprawiło że po zakończeniu pracy lampy polimeryzacyjnej było jeszcze stosunkowo dużo niespolimeryzowanych monomerów, które reagując ze sobą doprowadziły do wzrostu temperatury. Ciemny kolor kompozytu, zgodnie z doniesieniami innych badaczy, przynosi efekt podobny do zastosowania lampy soft start, która ograniczając dostawę energii w początkowej fazie polimeryzacji odsuwa w czasie szczyt temperatury i umożliwia adaptację tkanek do zmieniających się warunków.^{2,18}

Liczne doniesienia wskazują, że wybór materiału kompozytowego do badania ma duże znaczenie. Jak wspomniano jednym z czynników odpowiadających za wzrost temperatury w komorze miazgi jest egzotermiczna reakcja polimeryzacji. W reakcji polimeryzacji bierze udział żywica materiału kompozytowego, nie zaś wypełniacz którym jest najczęściej krzemionka. Dlatego zależnie od składu procentowego materiału różna jest przewodność cieplna.^{18,19} W przedstawionym badaniu zastosowano materiał kompozytowy Next[®], będący materiałem hybrydowym o zawartości 78% wypełniacza. Materiał ten jest standardowym kompozytem kondensowalnym. Zastosowano kolory A, B i C w tym samym nasyceniu 2. Różnice pomiędzy grupami wynikały wyłącznie z koloru zastosowanego materiału złożonego, nie zaś ze stopnia nasycenia pigmentem, czy składu chemicznego.

Maksymalna zarejestrowana w przedstawianej pracy różnica temperatur w pojedynczej próbie wynosiła zaledwie 1,3°C. Było to zdecydowanie mniej niż podana przez *Zacha* i *Coehna* temperatura 5,5°C, która jest uznana w piśmiennictwie za temperaturę krytyczną dla komórek miazgi zęba.⁵ Przyczyny należy upatrywać w metodzie przygotowania próbki badawczej. W przedstawianym badaniu pomiar wykonany na obrazach pochodzących z micro-CT pokazał, że grubość zębiny oddzielającej komorę zęba od materiału kompozytowego wynosiła 2,7-2,8 mm. Zdaniem licznych autorów zębina jest bardzo dobrym materiałem izolującym, co wpłynęło na tak niską amplitudę temperatury.^{7,19} Badania *Yasa* i wsp. prowadzone przy 0,5 mm grubości zębiny pokazały zdecydowanie większe wartości wzrostu temperatury przy polimeryzacji kompozytów.⁹

W pracy własnej wykazano, że istnieje zależność pomiędzy czasem do wystąpienia maksymalnej temperatury a kolorem kompozytu. Różnica między kolorem A a C w zakresie średniego czasu do osiągnięcia maksymalnej

temperatury wyniosła ponad 2 sekundy. Podobne wyniki uzyskali *Al-Qudah* i wsp., gdzie kompozyty ciemniejsze miały bardziej odległy w czasie pik temperatury.² Czas do osiągnięcia maksymalnej temperatury jest zmienną równie ważną co wartość temperatury maksymalnej. Im bardziej odsunięty w czasie jest szczyt temperatury, tym większe są możliwości reakcji miazgi zęba na zmianę warunków i dyfuzji ciepła do otoczenia. Miazga dzięki licznym anastomozom tętniczo-żylnym może dynamicznie reagować na aktualne warunki termiczne. Podobnie temperatura może być transmitowana przez tkanki miękkie otaczające ząb.^{18,19} Dlatego też *Ericsson* i wsp. w 1982 roku stwierdzili, że do trwałego uszkodzenia tkanek zmineralizowanych potrzebny jest odpowiednio długi okres oddziaływania podwyższonej temperatury. Ich badania dowodzą że temperatura musi wzrosnąć do 53°C oraz oddziaływać przez 1 minutę by wywołać trwałe uszkodzenie tkanki kostnej.²⁰

Wnioski

Kolor kompozytu nie jest czynnikiem, który wpływa istotnie na temperaturę wewnątrz komory zęba podczas jego polimeryzacji. Zastosowanie ciemniejszego koloru kompozytu opóźnia jednak istotnie moment wystąpienia pik temperatury w trakcie tego procesu. Zastosowanie ciemnych kompozytów w pobliżu miazgi może mieć działanie ochronne, gdyż powolne narastanie temperatury podczas ich polimeryzacji umożliwia adaptację tkanek. Ciepło pochodzące z reakcji polimeryzacji materiału ma większy udział we wzroście temperatury w komorze miazgi zęba niż oddziaływanie samej lampy polimeryzacyjnej.

Piśmiennictwo

1. *Żuławnik A, Zielonka M, Obroniecka K, Zasada D, Mielczarek A*: Influence of polymerization procedure on marginal leakage of composite resin restorations – an in vitro study. *Prosthodontics* 2018; 68(3): 279-292.
2. *Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL*: Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *J Dent* 2007; 35(3): 238-245.
3. *Slack WE, Yancey EM, Lien W, Sheridan R, Phoenix R, Vandewalle K*: Effect of high-irradiance light curing on exposure times and pulpal temperature of adequately polymerized composite. *Dent Mater J* 2020; 39(6): 976-983.
4. *Daugherty MM, Lien W, Mansell MR, Risk DL, Savett DA, Vandewalle KS*: Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. *Dent Mater* 2018; 34(10): 1531-1541.
5. *Zach L, Cohen G*. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 19: 515-530.
6. *Pryliński S, Bociong K, Kleczewska J, Pacyk A, Sokołowski J*: Wpływ koloru kompozytu stomatologicznego typu flow na efekty termiczne generowane podczas reakcji fotopolimeryzacji. *Dent Med Probl* 2015; 52: 159-166.
7. *Kim RJ-Y, Lee I-B, Yoo J-Y, et al.*: Real-Time Analysis of Temperature Changes in Composite Increments and Pulp Chamber during Photopolymerization. *BioMed Res Inter* 2015; 2015: 1-6.
8. *Altan H, Göztaş Z, Arslanoglu Z*: Bulk-Fill restorative materials in primary tooth: An intrapulpal temperature changes study. *Contemp Clin Dent* 2018; 9(5).
9. *Yasa E, Atalayin C, Karacolak G, Sari T, Turkun LS*: Intrapulpal temperature changes during curing of different bulk-fill restorative materials. *Dent Mater J* 2017; 36(5): 566-572.
10. *Santis RD, Lodato V, Gallicchio V, et al.*: Cuspal Deflection and Temperature Rise of MOD Cavities Restored through the Bulk-Fill

- and Incremental Layering Techniques Using Flowable and Packable Bulk-Fill Composites. *Mater* 2020; 13(24).
11. *Mousavinasab S-M, Khoroushi M, Moharreri M, Atai M*: Temperature changes under demineralized dentin during polymerization of three resin-based restorative materials using QTH and LED units. *Res Dent Endodont* 2014; 39(3).
 12. *Mousavinasab SM, Taromi Z, Zajkani E*: Thermal rise during photopolymerization and degree of conversion of bulk fill and conventional resin composites. *Dent Res J (Isfahan)* 2020; 17(4): 293-299.
 13. *Nilsen BW, Mouhat M, Haukland T, Örtengren UT, Mercer JB*: Heat Development in the Pulp Chamber During Curing Process of Resin-Based Composite Using Multi-Wave LED Light Curing Unit. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dent* 2020; 12: 271-280.
 14. *Agrawal V, Lakhani J, Mahant R, Kapoor S, Vaghamshi D, Shah A*: Pulpal temperature rise: Evaluation after light activation of newer pulp-capping materials and resin composite. *Contemp Clin Dent* 2018; 9(4).
 15. *Ertuğrul CÇ, Ertuğrul IF*: Temperature change in pulp chamber of primary teeth during curing of coloured compomers: an in vitro study using pulpal blood microcirculation model. *Peer J* 2019; 7.
 16. *Azevedo Miranda Dd, Valle Marçal YL, Picoli Proba F, Pimenta Moreira TK, Nobre Ferraz L, Baggio Aguiar FH*: Color correspondence of different brands and composite resin systems in relation to the Vita Classical scale through spectrophotometry. *Dent Oral Craniofac Res* 2019; 5(1).
 17. *Spanovic N, Par M, Skendrovic H, Bjelovucic R, Prskalo K, Tarle Z*: Real-time Temperature Monitoring During Light-Curing of Experimental Composites. *Acta Stomatol Croat* 2018; 52(2): 87-96.
 18. *Baroudi K, Silikas N, Watts DC*: In vitropulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *Inter J Paediatric Dent* 2009; 19(1): 48-54.
 19. *Hori M, Fujimoto K, Asakura M, Nagase Y, Mieki A, Kawai T*: Measurement of exothermic heat released during polymerization of a lightcuring composite resin: Comparison of light irradiation modes. *Dent Mater J* 2019; 38(4): 646-653.
 20. *Eriksson AR, Albrektsson T*: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50(1): 101-107.
- Zaakceptowano do druku: 10.06.2023 r.
Adres autorów: 02-097 Warszawa, ul. Binieckiego 6.
© Zarząd Główny PTS 2023.