

Sebastian Pryliński¹, Joanna Kleczewska², Kinga Bociong³, Agnieszka Pacyk¹,
Monika Domarecka¹, Jerzy Sokołowski¹

Wpływ rodzaju źródła światła na efekty termiczne generowane podczas reakcji polimeryzacji kompozytu płynnego przeznaczonego do techniki „bulk fill”

The influence of different light sources on thermal effects generated during polymerization of bulk-fill flowable dental composite base material

¹ Zakład Stomatologii Ogólnej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi

² Instytut Technologii Polimerów i Barwników, Politechnika Łódzka

³ Uczelniane Laboratorium Badań Materiałowych, Uniwersytet Medyczny w Łodzi

Streszczenie

Wstęp. Współczesne płynne materiały kompozytowe typu flow umożliwiają prace nawet w bardzo głębokich ubytkach. Zmiany w składzie sprawiły, że wyparty one tradycyjne materiały podkładowe oraz umożliwiły modyfikacje technik aplikacji – technika „bulk fill”. Utwardzanie kompozytów następuje podczas egzotermicznej reakcji fotopolimeryzacji, przy użyciu lampy polimeryzacyjnej. Ciepły efekt reakcji polimeryzacji jest sumaryczną pochodną kinetyki samej reakcji i energii dostarczonej przez użyte źródło światła, co wymaga dokładniejszej analizy pod kątem potencjalnego wpływu wzrostu temperatury na tkanki zęba.

Cel. Ocena efektów termicznych towarzyszących procesowi sieciowania materiału kompozytowego typu „bulk fill”, w zależności od rodzaju użytego źródła światła.

Materiał i metody. Do badań użyto płynnego materiału kompozytowego SDR (Dentsply), w formie wypełnień. Próbkę przygotowano w otwartej silikonowej matrycy, o średnicy 5 mm i grubości 1 mm. Materiał SDR polimeryzowany był w warstwie o grubości 1 mm przy użyciu sześciu różnych lamp, z wykorzystaniem polimeryzacji ciągłej, która polegała na naświetlaniu materiału pełną mocą lampy, w czasie zgodnym z zaleceniami producenta. Efekty termiczne rejestrowano w postaci termogramów kamerą termowizyjną VigoCam v50 (VigoSystem, Polska), przy częstotliwości 20 ramek/s. Zarejestrowane dane pomiarowe analizowano przy użyciu oprogramowania komputerowego Therm (VigoSystem, Polska) oraz Excel (Microsoft), co pozwoliło na dokonanie kompleksowej oceny zmian temperatury materiałów w czasie utwardzania.

Wyniki. Rodzaj lampy i warunki prowadzenia polimeryzacji wpływają w znaczący sposób na szybkość przyrostu temperatury w pierwszych sekundach polimeryzacji. Im wyższa gęstość mocy lampy, tym wyższe wartości współczynnika szybkości przyrostu temperatury (a). Wydłużenie czasu naświetlania skutkuje statystycznie wyższymi wartościami osiągniętej temperatury maksymalnej.

Słowa kluczowe: materiały kompozytowe, bulk fill, lampy polimeryzacyjne, efekty termiczne.

Abstract

Introduction. Contemporary flow composite materials make even very deep cavities processing possible. Recent changes in their structural composition made them displace traditional foundation materials as well as modify application techniques (the bulk-fill method). The hardening of the composites happens during the exothermic photopolymerization reaction while using the polymerization lamp. The thermal effect of such reaction is the summary derivative of the kinetics of the reaction itself as well as the energy delivered by the light source used in the process. This, however, needs more precise analysis considering the potential influence that temperature rise may have on the surrounding teeth tissues.

Aim. Evaluating the thermal effects accompanying the cross-linking process of “bulk fill” composite material according to the kind of light curing unit used.

Material and methods. Liquid SDR (Dentsply) composite material in the form of dental fillings was used for conducting this research. Samples were prepared in an open silicone mould, 5 mm in diameter and 1 mm thick. The SDR material was exposed to polymerization up to 1 mm deep, with the use of six various different light curing units providing the continuity of polymerization process. This consisted in exposing material to full lamp strength, according to the producer's instruction. The thermal results were registered as thermograms by the thermographic camera VigoCam v50 (VigoSystem Polska) with frequency of 20 frames per second. The above measurements were subject to analysis with the use of Therm (VigoSystem Polska) and Excel (Microsoft) software what made complex assessment of material temperature changes in process of their hardening possible.

Results. The kind of light curing unit used and the surrounding conditions significantly influence the rate of temperature rise in the initial seconds of polymerization process.

The higher lamp's power density, the higher rate of temperature growth. Lengthening of light exposure time results in statistically measurable higher levels of the maximum attainable temperature.

Keywords: dental composites, bulk fill, light curing units, thermal effects.

Wstęp

Próby zmniejszenia wielkości skurczu polimeryzacyjnego materiałów kompozytowych koncentrują się obecnie na zmianie składu chemicznego kompozytów, modyfikacji technik aplikacji, jak również na opracowywaniu nowych sposobów prowadzenia polimeryzacji. W literaturze przedmiotu znaleźć można liczne publikacje wskazujące na zależność między metodą aktywacji polimeryzacji materiałów kompozytowych a dynamiką przebiegu reakcji sieciowania oraz generowanymi naprężeniami skurczowymi. Niewiele jest jednak doniesień, które uwzględniałyby analizę efektów termicznych podczas reakcji sieciowania kompozytów.

Do niedawna najczęściej spotykanymi w praktyce stomatologicznej źródłami światła były lampy halogenowe. Obecnie, coraz częściej wypierane są one przez lampy diodowe, emitujące światło z zakresu widzialnego niebieskiego, o długości fali 460–480 nm (maksimum absorpcji kamforochinonu). Jak donoszą producenci, lampy te charakteryzuje zmniejszona emisja ciepła w porównaniu do halogenowych źródeł światła.

Funkcje pierwszych lamp diodowych były ograniczone, jednakże najnowsze urządzenia charakteryzują się już bardzo dobrymi parametrami użytkowymi, jak chociażby gęstością mocy na poziomie 1200 mW/cm². Emisja zwiększonej ilości fotonów w określonej jednostce czasu powoduje wprowadzenie w stan wzbudzenia większej ilości cząsteczek kamforochinonu (CQ), a dzięki tworzeniu wielu wolnych rodników przyczynia się do szybkiej inicjacji reakcji polimeryzacji. Pozytywnym aspektem tego zjawiska może być wysoki stopień konwersji, warunkujący optymalne parametry wytrzymałościowe materiału. Niestety, jednym z negatywnych zjawisk towarzyszących temu procesowi jest znaczny wzrost temperatury kompozytu. Jest on wypadkową egzotermicznego charakteru reakcji polimeryzacji oraz ciepła generowanego przez źródło światła i absorbowanego przez kompozyt w trakcie naświetlania. Stąd też ważne jest, by efekty termiczne generowane podczas utwardzania wypełnienia kompozytowego rozpatrywać zarówno w odniesieniu do czynników materiałowych (skład chemiczny materiału, kolor, grubość polimeryzowanej warstwy), jak i „polimeryzacyjnych” (rodzaj lampy, technika naświetlania, natężenie światła, czas naświetlania).

Z przeglądu piśmiennictwa wynika, że ciepło generowane w obrębie sieciowanego materiału może prowadzić do urazu termicznego miazgi zębów. Mechanizm uszkodzenia miazgi obejmuje koagulację protoplazmy oraz wnikanie toksycznego monomeru poprzez otwarte kanaliki zębinowe, co może spowodować uszkodzenie naczyń oraz martwicę tkanek. Temperatura krytyczna, skutkująca martwicą miazgi, wynosi 41,5–42°C [1]. Muller i Rabb wykazali, że wzrost przepływu krwi

w miazdze ma miejsce w przypadku przekroczenia temperatury 43°C [9]. Po przekroczeniu 49°C uszkodzenia w mikrokrażeniu stają się nieodwracalne. Zdaniem Zach i Cohen [8], wzrost temperatury wewnątrz miazgi o 5,5°C, a według innych badań [1,11] o 10°C, może wiązać się z nieodwracalnym jej uszkodzeniem. Według Stanleya [10], ekspozycja zdrowych zębów na źródło ciepła i wzrost temperatury wewnątrz miazgi o 5,6°C powoduje w 15% utratę żywotności miazgi, o 11,2°C w 60%, a o 16,8°C powoduje nieodwracalne zmiany w miazdze zęba w 100% przypadków [11–13].

Istnieje wiele metod służących do oceny wzrostu temperatury podczas polimeryzacji kompozytów. W literaturze możemy znaleźć informacje na temat pomiarów przy użyciu termistora, termogniwa, kalorymetrii i różnych typów termicznych analiz. Uzyskane przez autorów wyniki mówią o wzroście temperatury od 3,3°C do 40°C [14–16]. Niestety powyższe metody wymagają kontaktu urządzeń z badaną powierzchnią, co nastęrcza wiele trudności i może być przyczyną niedokładności uzyskanych wyników. Termografia cyfrowa jest natomiast metodą bezkontaktowego pomiaru zmian temperatury, charakteryzującą się dużą dokładnością i czułością. Wykorzystując jej zalety, Hussey i wsp. [17] dokonali pomiaru in vivo wzrostu ciepła podczas polimeryzacji kompozytu.

Efekty termiczne i ich wpływ na stan miazgi są bardzo ważne, szczególnie w sytuacjach klinicznych, kiedy miazgę zęba od dna ubytku oddziela cienka warstwa zębiny. Najczęściej stosowanymi materiałami podkładowymi w przypadkach wykonywania wypełnień kompozytowych są ich wersje płynne, ułatwiające adaptację materiału do twardych tkanek zęba. Niestety duży skurcz polimeryzacyjny tych polimerów (5–9%) warunkował sposób aplikacji i polimeryzacji w warstwach nie przekraczających 1 mm. Wprowadzenie kompozytów płynnych o zmienionej matrycy organicznej typu SDR dało początek technice „bulk fill”, czyli jednorazowej polimeryzacji warstw do grubości 4 mm.

Cel

Celem pracy było porównanie efektów termicznych towarzyszących procesowi sieciowania materiału SDR, w zależności od rodzaju lampy polimeryzacyjnej, z wykorzystaniem techniki termografii w podczerwieni.

Materiał i metody

Do badań zmian temperatury w czasie fotopolimeryzacji wybrano płynny kompozyt SDR firmy Dentsply (**Tabela 1**).

Próbki do badań przygotowano w otwartej siliikonowej formie o średnicy 5 mm i grubości 1 mm. Zamocowaną w uchwycie formę, wypełnioną materiałem, naświetlano z jednej strony, natomiast od strony przeciwnej rejestrowano zmiany tempe-

Tabela 1. Zestawienie zawartości napełniacza i wielkości skurczu polimeryzacyjnego materiału kompozytowego użytego w badaniach – dane ze strony producenta

Table 1. The collation of extender contents and quantity of polymerization shrinkage stress of the SDR composite material – information from the manufacturer website

Materiał Material	Zawartość napełniacza Extender contents		Skurcz objętościowy [%] Volumetric shrinkage [%]
	% wag	% obj.	
SDR (Dentsply)	68	45	3,4

ratury powierzchni próbek w czasie utwardzania. Powierzchnię naświetlaną oddzielano od końcówki światłowodu szkiełkiem mikroskopowym o grubości 2 mm w celu ograniczenia możliwości nagrzewania się materiału wskutek absorpcji ciepła pochodzącego bezpośrednio od włączonej lampy polimeryzacyjnej. Każde badanie wykonano w trzech powtórzeniach, uzyskując trzy wyniki.

Materiał SDR polimeryzowany był w warstwie o grubości 1 mm przy użyciu różnych lamp (**Tabela 2**), z wykorzystaniem polimeryzacji ciągłej, która polegała na naświetlaniu materiału pełną mocą lampy (**Rycina 1**), w czasie zgodnym z zaleceniami producenta.

Do pomiaru efektów termicznych w trakcie fotopolimeryzacji wykorzystano kamerę termowizyjną VigoCam v50 (VigoSystem, Polska), która umożliwia bezkontaktowe określanie powierzchniowego rozkładu temperatury materiałów. Kamera ta wyposażona jest w niechłodzony detektor podczerwieni o rozdzielczości matrycy 384 x 288 punktów obrazowych. Rozdzielczość termiczna podczas badań wynosiła 0,1°C.

W trakcie pomiaru, w trybie sekwencji obrazów, przy częstotliwości 10 ramek/sekundę, zarejestrowano 40-sekundowe termogramy – zmiany temperatury obiektów w czasie. Następnie, dane pomiarowe poddane zostały analizie przy użyciu



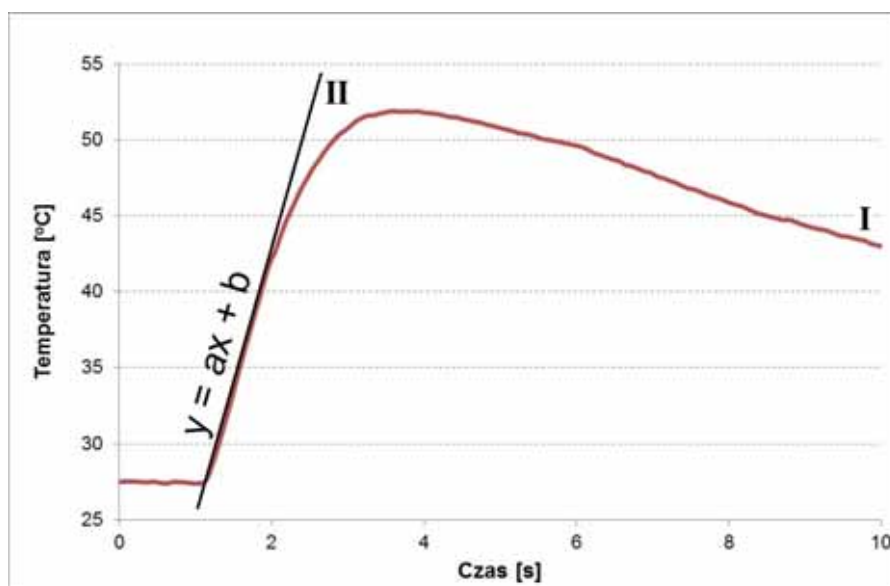
Rycina 1. Graficzny schemat przebiegu fotopolimeryzacji ciągłej

Figure 1. Graphic outline of continuous photopolymerization

Tabela 2. Parametry lamp polimeryzacyjnych wykorzystanych w badaniach i czasy naświetlania

Table 2. The characteristics of light curing units used in the research and times of light exposures

Lampa (producent) Dental curing unit (manufacturer)	Rodzaj lampy DCU type	Gęstość mocy lampy [mW/cm ²] DCU power (mW/cm ²)	Czas naświetlania [s] Exposure time (s)
Megalux Soft-start (Mega-Physik)	halogenowa	800	40
MiniLED OEM (Acteon Satelec)	diodowa	1250	20
ScanWave (Acteon Satelec)	diodowa	1500	9
FlashMax P3 460 4W (CMS Dental)	diodowa	6000	3
DemiUltra (Kerr)	diodowa	1250	10
SaphirePlus (Denmat Holdings, LLC)	plazmowa	1800	5



Rycina 2. Schemat analizy danych termograficznych (I – graficzny przebieg zmian temperatury próbek; II – funkcja liniowa opisująca zmiany temperatury w czasie pierwszych sekund pomiaru)

Figure 2. Analysis outline of thermographic data (I – graphic evaluation of temperature changes; II – linear function of temperature changes during first seconds polymerization)

oprogramowania komputerowego Therm (Vigo-System, Polska) oraz Excel (Microsoft), która pozwoliła na dokonanie kompleksowej oceny zmian temperatury materiałów w czasie utwardzania. Analiza funkcji liniowej $y = ax + b$, obrazującej początkowe sekundy pomiaru termograficznego, posłużyła do oszacowania szybkości przyrostu temperatury w czasie naświetlania materiału różnymi lampami, znajdującej swoje odzwierciedlenie w wartości współczynnika kierunkowego prostej (a) – **Rycina 2**.

Wyniki

Materiał kompozytowy SDR osiągnął statystycznie najwyższą temperaturę T_{max} podczas fotopolimeryzacji diodową lampą MiniLED OEM (58,2°C). Współczynnik przyrostu temperatury (a) osiągnął jednak w tym przypadku wartość najniższą ($a \approx 7$).

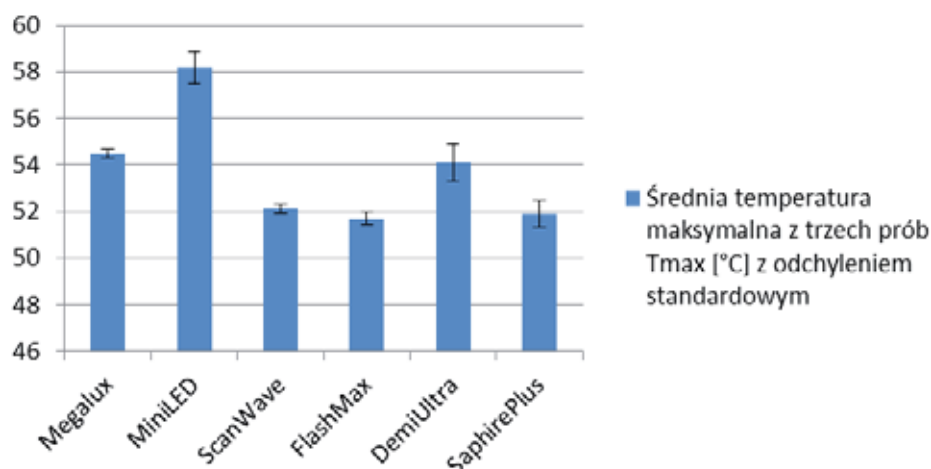
Wysokie wartości temperatur maksymalnych zaobserwowano również w czasie naświetlania materiału SDR halogenową lampą Megalux Soft-start oraz polimeryzacyjną lampą diodową DemiUltra (**Tabela 3, Rycina 3**). Wyniosły one odpowiednio 54,5 °C i 54,1 °C, przy współczynniku nachylenia prostej, obrazującej szybkość przyrostu temperatury w pierwszych sekundach pomiaru, wynoszącym w obu przypadkach $a \approx 9,5$. Można uznać więc, że lampy te generowały w tym samym czasie statystycznie zbliżone przyrosty temperatury.

Nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic pomiędzy wartościami temperatury maksymalnej, generowanej przez lampy ScanWave ($T_{max} = 52,1^\circ\text{C}$), FlashMax (51,7°C) oraz SapphirePlus (51,9°C). Stosowanie tych lamp skutkowało generalnie najniższymi przyrostami temperatury. Dla

Tabela 3. Wpływ rodzaju lampy na temperaturę maksymalną (T_{max}) oraz współczynnik szybkości przyrostu temperatury (a) podczas polimeryzacji kompozytu SDR

Table 3. The influence of different light sources on maximal average temperature (T_{max}) and speed of temperature increase modulus (a) during polymerization SDR composite

Lampa DCU	Współczynnik szybkości przyrostu temperatury (a) Speed of temp increase modulus (a)	Średnia temperatura maksymalna T_{max} [°C] Maximal average temperature T_{max} [°C]	±	Odchylenie standardowe Standard deviation
Megalux	9,5	54,5	±	0,2
MiniLED	6,8	58,2	±	0,7
ScanWave	8,6	52,1	±	0,2
FlashMax	12,9	51,7	±	0,3
DemiUltra	9,7	54,1	±	0,8
SapphirePlus	11,8	51,9	±	0,6



Rycina 3. Graficzne zestawienie średniej temperatury maksymalnej T_{max} [°C] z odchyleniem standardowym

Figure 3. Graphic collation of maximal average temperature T_{max} [°C] with standard deviation

Tabela 4. Wyniki testu t z różnicami statystycznymi dotyczącymi średniej temperatury maksymalnej dla różnych lamp. Dla istotnych statystycznie różnic podano p-value

Table 4. Test results include statistical variables concerning maximal average temperature for different types of lamps. In case of major statistical variables, the p-valued was used

Rodzaj lampy	Megalux	MiniLED	ScanWave	FlashMax	DemiUltra	SapphirePlus
Megalux	x	0,0006	0,0001	0,0001	brak różnic	0,0019
MiniLED	0,0001	x	0,0001	0,0024	0,0002	0,0006
ScanWave	0,0001	0,0001	x	brak różnic	0,0157	brak różnic
FlashMax	0,0001	0,0001	brak różnic	x	0,0087	brak różnic
DemiUltra	brak różnic	0,0024	0,0157	0,0087	x	0,0190
SapphirePlus	0,0019	0,0002	brak różnic	brak różnic	0,0190	x

lampy diodowej FlashMax oraz plazmowej SapphirePlus odnotowano jednak najwyższe współczynniki szybkości przyrostu temperatury (a), wynoszące odpowiednio 12,9 oraz 11,8 (**Tabela 3, Rycina 3**). Były to wartości statystycznie wyróżniające te źródła światła spośród wszystkich lamp przeanalizowanych w trakcie badań.

Rozkład zmiennych sprawdzono z wykorzystaniem testu Shapiro Wilka. Rozkład wszystkich zmiennych był zgodny z rozkładem normalnym. Wariacje były jednorodne, w związku z tym zastosowano test t dla prób niepowiązanych. Przyjęto poziom istotności $\hat{\epsilon} = 0,05$ (**Tabela 4**).

Omówienie wyników

Efekty termiczne, generowane w czasie fotopolimeryzacji wypełnienia oraz ich wpływ na stan miazgi, odgrywają bardzo istotną rolę – szczególnie w tych sytuacjach klinicznych, kiedy miazgę zęba oddziela od dna ubytku jedynie cienka warstwa zębiny, np. przy próchnicy głębokiej. Z jeszcze trudniejszą sytuacją mamy do czynienia wówczas, gdy dochodzi do obnażenia bądź zranienia miazgi zęba. W takich przypadkach, w trakcie utwardzania, materiał wypełniający pozostaje

w bezpośrednim kontakcie z miazgą zęba. Zgodnie z prawami fizyki, duży gradient temperatury pomiędzy miazgą a naświetlanym wypełnieniem uruchamia mechanizmy prowadzące do szybkiego wyrównywania temperatury na granicy tkanek-kompozyt. Pod nieobecność zębiny, mogącej stanowić warstwę termoochronną przez wzgląd na relatywnie niski współczynnik przewodności cieplnej [19], nagłe przyrosty temperatury skutkują szokiem termicznym miazgi.

Powszechnie wiadomo, że przyczynami wzrostu temperatury kompozytów w czasie utwardzania są: egzotermiczny charakter reakcji polimeryzacji oraz ciepło emitowane przez źródło światła. Według Lloyd'a i wsp. [20], przyrosty temperatury materiałów w czasie naświetlania są większe, jeśli wydłużony zostaje czas ekspozycji kompozytu na światło. Mimo, iż wydłużenie czasu fotopolimeryzacji nie było bezpośrednim przedmiotem niniejszych badań, na podstawie uzyskanych wyników możliwe jest podjęcie polemiki z hipotezą stawianą przez Lloyd'a i wsp. Materiał SDR naświetlany był bowiem w czasie zalecanym przez producenta – różnym dla różnych lamp polimeryzacyjnych (**Tabela 2**). Zaobserwowano, że mimo kilkukrot-

nie dłuższego czasu naświetlania lampą Megalux Soft-start (40 s), osiągnięta T_{max} nie była znacząco wyższa, niż w przypadku pozostałych źródeł światła i, podobnie jak miało to miejsce dla innych lamp, osiągała maksimum już po upływie kilku sekund.

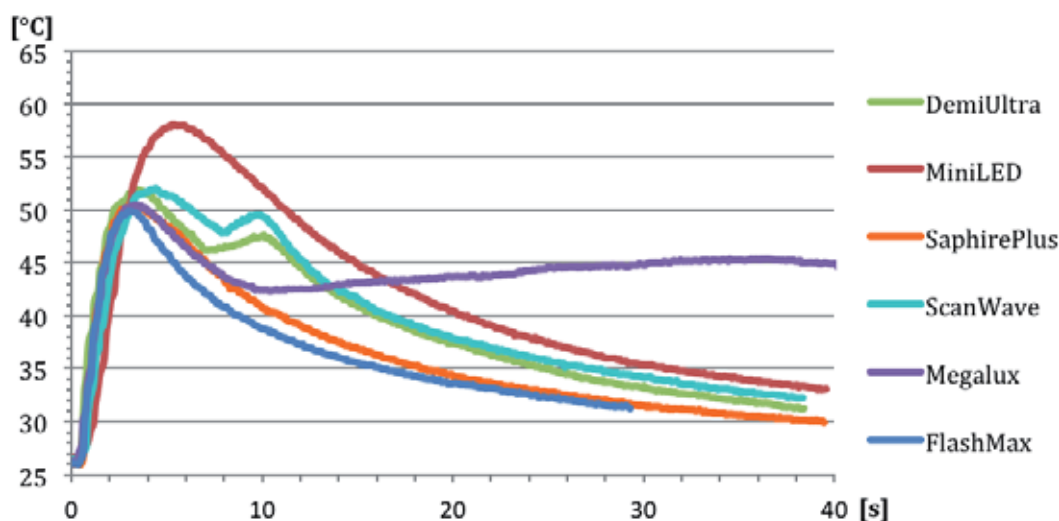
Należy jednak nadmienić, że Megalux to lampa halogenowa, emitująca światło o najniższej gęstości mocy. Tym samym odznacza się ona odmienną od pozostałych lamp charakterystyką fotosieciovania. Zastosowany, zgodnie z zaleceniami producenta, dłuższy czas polimeryzacji lampą Megalux Soft-start skutkowało odmiennym przebiegiem krzywej obrazującej przyrost temperatury kompozytu SDR w czasie utwardzania. Po osiągnięciu T_{max} zarejestrowano bowiem spadek temperatury SDR, a po czasie ok. 15 sekund – ponowny jej wzrost (**Rycina 4**). Zgodnie z naszą hipotezą, pierwszy fragment krzywej – do czasu osiągnięcia T_{max} – przypisać należy egzotermicznej reakcji polimeryzacji, podczas gdy zwiększanie się temperatury po 15. sekundzie powiązać należy już raczej z ciepłem emitowanym przez samą lampę i absorbowanym przez spolimeryzowany materiał.

Mała gęstość mocy lampy Megalux Soft-start (800 mW/cm²) wywołała w tym przypadku jedynie niewielkie przyrosty temperatury w drugiej części procesu naświetlania. Z dużym prawdopodobieństwem można założyć, że gdyby moc lampy była większa, ciepło zaabsorbowane przez materiał w drugiej fazie utwardzania skutkowałooby znacznie wyraźniejszym wzrostem temperatury powierzchni próbki. Hipoteza ta stoi w zgodzie z badaniami Masutani i wsp. [21], którzy wykazali, że szybkość egzotermicznej reakcji polimeryzacji jest ściśle powiązana z intensywnością światła i zwiększa się wraz ze wzrostem mocy lampy polimeryzacyjnej. I rzeczywiście, badania nasze potwierdziły, że

statystycznie najwyższe wartości współczynnika szybkości przyrostu temperatury (a) osiągnane są przy naświetlaniu kompozytu SDR lampami o najwyższej mocy: FlashMax ($a = 12,9$) oraz SapphirePlus ($a = 11,8$).

Niemniej jednak, z przeprowadzonych przez nas badań wynika dodatkowo, że moc lampy jest tylko jednym z czynników wpływających na generowane efekty termiczne i nie należy jej rozważać w oderwaniu od pozostałych parametrów, jak np. długości czasu naświetlania. Zastosowanie lampy FlashMax o gęstości mocy sięgającej, jak podaje producent, 6000 mW/cm² powinno bowiem wywołać największy efekt termiczny. Tymczasem, 3-sekundowy impuls świetlny o dużej mocy wygenerował temperaturę maksymalną 51,7°C, zbliżoną do temperatury uzyskanej podczas naświetlania kompozytu SDR lampą ScanWave – podobnego typu, ale o 4-krotnie mniejszej mocy ($T_{max} = 52,1°C$). W tym przypadku, za zrównanie osiąganych wartości temperatur maksymalnych odpowiada zapewne wydłużenie czasu polimeryzacji z 3 s (dla lampy FlashMax) do 9 s – dla ScanWave.

W kontekście ww. rozważań przeanalizować należy również wysokie wartości T_{max} generowane podczas naświetlania kompozytu SDR lampą MiniLED – wyższe o ok. 4°C niż te, zarejestrowane podczas fotopolimeryzacji przy użyciu lampy DemiUltra (54,1°C). Jako że oba źródła światła należą do lamp diodowych i odznaczają się jednakową gęstością mocy (1250 mW/cm²), wydłużenie czasu naświetlania lampą MiniLED (20 s) przełożyło się na większe efekty cieplne niż miało to miejsce w przypadku 10-sekundowego naświetlania materiału lampą DemiUltra. Wyniki te wydają się pozostawać w zgodzie z badaniami Lloyd i wsp. [19]. Najniższa wartość współczynnika kierunkowego (a) dla lampy MiniLED (6,8) sugeruje, że efektyw-



Rycina 4. Graficzny przebieg zmian temperatury podczas naświetlania kompozytu SDR w zależności od zastosowanego źródła światła

Figure 4. Graphic evaluation of temperature changes during polymerization SDR composite material with different light curing units

ność aktywacji polimeryzacji w początkowych sekundach pomiaru może nie być wysoka. Tym samym, zalecenia producenta odnośnie do wydłużenia czasu naświetlania lampą MiniLED OEM do 20 sekund wydają się jak najbardziej uzasadnione.

Wnioski

Fotopolimeryzacja materiału SDR z wykorzystaniem różnych źródeł światła generuje statystycznie zbliżone wartości temperatury maksymalnej, zawierające się w przedziale 51,7–54,5°C, za wyjątkiem utwardzania lampą MiniLED, skutkującego o ok. 4°C wyższymi wartościami T_{max} .

Rodzaj lampy i warunki prowadzenia polimeryzacji wpływają w znaczący sposób na szybkość przyrostu temperatury w pierwszych sekundach utwardzania, która to w głównej mierze zależy od gęstości mocy lampy oraz czasu naświetlania. Im wyższa gęstość mocy lampy, tym wyższe wartości współczynnika szybkości przyrostu temperatury (a).

W przypadku zastosowania lamp diodowych o tej samej gęstości mocy (MiniLED i DemiUltra), zwiększenie czasu naświetlania skutkuje statystycznie wyższymi wartościami osiągniętej temperatury maksymalnej.

Piśmiennictwo

- [1] Villat C, Pradelle-Plasse N, Picard B, Colon P. Characterization method of photo polymerization kinetics of two dental composite resins using two types of lights sources. *Materials Science&Engineering C*. 2008;(28):971–976.
- [2] Schneider LFJ, Consani S, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Milan FM. Temperature changes and hardness with different resin composites and photo-activation methods. *Oper Dent*. 2005;30:516–521.
- [3] Hubbezoglu I, Dogan A, Dogan OM, Bolayir G, Bek B. Effect of light curing modes and resin composites on temperature rise under human dentin: An in vitro study. *Dent Mater*. 2008;27(4):581–589.
- [4] Yoshikawa T, Morigami M, Sadr A, Tagami J. Acceleration of curing of resin composite at the bottom surface using slow-start method. *Dent Mater*. 2013;32(6):999–1004.
- [5] Weerakoon AT, Meyers IA, Symons AL, Walsh LJ. Pulpal Heat Changes with new developed resin photo polymerization systems. *Australian Endodontic Journal*. 2002;28(3):108–111.
- [6] Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Effect of composite shade, incremental thickness and curing light on temperature rise during photo curing. *Journal of Dentistry*. 2007;(35):238–245.
- [7] Ahmad I. *Stomatologia estetyczna*. Wydawnictwo Urban &Partner 2007.
- [8] Raab WH. Temperature related changes in pulpal microcirculation. *Proc Finn Dent Soc*. 1992;88(Suppl 1):469–479.
- [9] Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg*. 1965;19:515–530.
- [10] Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Reserch in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2003;90(5):474–497.
- [11] Stanley H. Pulpal consideration of adhesive materials. *Oper Dent*. 1992;5:151–64. Supplement.
- [12] Castelnovo J, Tjan AHL. Temperature rise in pulpal chamber during fabrication of provisional resinous crowns. *J Prosth Dent*. 1997;78(5):441–446.
- [13] Lieu C, Nguyen T, Payant L. In vitro Comparison of Peak Polymerization Temperatures of 5 provisional restoration resins. *J Can Dent Association*. 2001;67:36–39.
- [14] Kleverlaan CJ, de Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur J Oral Sci*. 2004;112:84–88.
- [15] Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK. Computer-controlled differential scanning calorimetry of dental composites. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1991;38:319–325.
- [16] McCabe JF. Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA) *Dent Mater*. 1985;1:231–234.
- [17] Hussey DL, Biagioni PA, Lamey P-J. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo, *Journal of Dentistry*. 1995;5(23):267–271.
- [18] Stewardson DA, Shortall ACC, Harrington E, Lumley PJ. Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. *Journal of Dentistry*. 2004; 32:643–651.
- [19] Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dental Materials*. 1986;2:170–4.
- [20] Masutani S, Setcos JC, Schnell RJ, Phillips RW. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dental Materials*. 1988;4:174–8.

Adres do korespondencji:

ul. Pomorska 251, 92-213 Łódź
tel.: 504 190 335
e-mail: prylinski.sebastian@interia.pl