

Mirosław DĄBROWSKI¹, Paweł ZABOROWSKI², Piotr TRZASKAWKA¹¹ WOJSKOWA AKADEMIA TECHNICZNA, INSTYTUT OPTOELEKTRONIKI, ul. Gen. Sylwestra Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa² CENTRALNA WOJSKOWA PRZYCHODNIA LEKARSKA „CEPELEK”, Warszawa**Analiza efektów cieplnych procesu polimeryzacji nowoczesnych materiałów stomatologicznych utwardzanych za pomocą różnych lamp diodowych****Dr inż. Mirosław DĄBROWSKI**

Główny specjalista w Zakładzie Techniki Podczzerwieni i Termowizji Instytutu Optoelektroniki Wojskowej Akademii Technicznej. Realizuje zadania naukowo-badawcze dotyczące praktycznego wykorzystania kamer termowizyjnych. Od 1996 roku we współpracy ze stomatologami z Wojskowego Instytutu Medycznego (dawniej CSK WAM) prowadzi badania z zakresu wykorzystania termowizji w stomatologii.



e-mail: mdabrowski@wat.edu.pl

Dr inż. Piotr TRZASKAWKA

Absolwent Wojskowej Akademii Technicznej (1991 r.). Adiunkt w Zakładzie Techniki Podczzerwieni i Termowizji Instytutu Optoelektroniki Wojskowej Akademii Technicznej. Realizuje zadania naukowo-badawcze dotyczące pomiarowego wykorzystania kamer termowizyjnych i wyznaczania sygnatur termalnych obiektów i zjawisk.



e-mail: ptrzaskawka@wat.edu.pl

Lek. stomatolog Paweł ZABOROWSKI

Absolwent Wojskowej Akademii Medycznej (1988). Specjalista I° stomatologii ogólnej (1991) oraz specjalista II° stomatologii zachowawczej (1993). Sprawuje opiekę leczniczą nad pacjentami w Poradni Dentystycznej Centralnej Wojskowej Przychodni Lekarskiej w Warszawie. Od 1996 roku współpracuje z pracownikami Zakładu Techniki Podczzerwieni i Termowizji w zakresie zastosowania termowizji w stomatologii.



e-mail: zaborowski58@o2.pl

Keywords: thermal camera, LED curing light, polymerization temperature, light-cured dental materials.**1. Wprowadzenie**

Ciągły proces wprowadzania do stomatologii nowoczesnych materiałów i urządzeń stwarza zapotrzebowanie w zakresie weryfikacji ich właściwości i parametrów, w szczególności nowoczesnych lamp do polimeryzacji oraz samych materiałów do wypełnień ubytków zębów udoskonalanych pod względem właściwości fizycznych (odporności na ścieranie, wytrzymałości mechanicznej, stopnia przylegania do tkanki zęba, niezmienności parametrów w czasie). Ważne jest sprawdzanie cech materiałów i urządzeń istotnych z punktu widzenia ich bezpiecznego stosowania.

Proces polimeryzacji materiałów kompozytowych zależy od czasu naświetlania i intensywności wiązki światła oraz nierozzerwalnie wiąże się z przyrostem temperatury. Wzrost temperatury wypełnienia oraz otaczających tkanek twardych zęba jest wynikiem egzotermicznego charakteru procesu polimeryzacji oraz bezpośredniego oddziaływania energii emitowanej przez lampę na utwardzany materiał i tkanki zęba. Proces ten może spowodować ogrzanie się miazgi zęba powyżej dopuszczalnej granicy 6 do 7°C, przekroczenie której prowadzi do jej nieodwracalnego uszkodzenia łącznie z martwicą [1].

Duże znaczenie dla wzrostu temperatury ma także rodzaj polimeryzowanego materiału wypełniającego ubytek tkanek zęba. Różnice te dotyczą zarówno wartości maksymalnego wzrostu temperatury, jak i dynamiki jej zmian w trakcie polimeryzacji [2]. Niezwykle istotną, z punktu widzenia klinicznego, cechą materiału światłoutwardzalnego jest skurcz, związany z dynamiką procesu polimeryzacji. Skurcz polimeryzowanego materiału jest cechą niepożądaną, mającą duże znaczenie w aspekcie trwałości wypełnień i ich szczelności w powiązaniu z ochroną miazgi zęba [3]. W badaniach określono dynamikę procesu polimeryzacji. Przy krótszym czasie polimeryzacji większa jest dynamika procesu i większy jest skurcz polimeryzacyjny, a w konsekwencji zmniejsza się trwałość wykonanego wypełnienia w zębie.

Ponieważ zmiany temperatury polimeryzowanego materiału następują na jego powierzchni oraz w obrębie otaczających go tkanek, to właściwym narzędziem pomiarowym jest w takim przypadku kamera termowizyjna.

2. Cel i metoda badań

Celem badań była ocena efektów cieplnych powstających w procesie polimeryzacji nowoczesnych materiałów do wypełniania ubytków tkanek w zębach, przy użyciu różnych lamp diodowych. Wykonanie rejestracji zmian temperatury w trakcie polimeryzacji pozwoliło na uzyskanie następujących danych: czasu polimeryzacji, maksymalnych przyrostów temperatury oraz dynamiki procesu polimeryzacji określonej jako stosunek maksymalnego przyrostu temperatury do czasu, w którym ten przyrost nastąpił.

Streszczenie

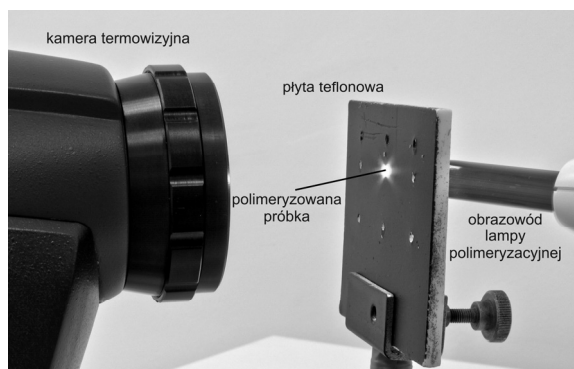
Celem badań było uzyskanie informacji na temat efektów cieplnych związanych z procesem polimeryzacji wybranych, nowoczesnych materiałów do wypełnień ubytków zębów. Do polimeryzacji próbek wykorzystano trzy lampy diodowe różnych producentów. Pomiaru zmian temperatury w trakcie polimeryzacji wykonano za pomocą kamery termowizyjnej. Opracowane wyniki badań pozwoliły na uzyskanie informacji o właściwościach badanych materiałów oraz lamp, istotnych dla ich prawidłowego stosowania w praktyce stomatologicznej.

Słowa kluczowe: kamera termowizyjna, lampy diodowe, temperatura polimeryzacji, światłoutwardzalne materiały stomatologiczne.

Analysis of thermal effect occurring during polymerization of modern dental materials cured by different types of LED curing lights**Abstract**

The paper deals with determination of thermal effects that occur during polymerization of dental filling materials. Three modern composite materials were tested and curing process was conducted using three LED lights from different manufacturers. Light parameters, important for the evaluation of thermal effects, were measured (Fig. 2, Tab. 1). The measurements were taken according to the previously developed and verified procedure [2, 3] on a test stand designed especially for that purpose (Fig. 1). During the tests the maximal temperature values, the polymerization time and the rate of temperature changes were determined for all the tested materials. The results are shown in Figs. 3-6. There are discussed the differences in thermal behavior between the tested materials as well as the behavior of the same type material but of different color when cured by various LED light types. The largest temperature rise of 17,5°C was observed for N'Durance® Cristal material cured by light C. The lowest temperature rise of 7,5°C was in turn observed for Filtek™ Z250 material cured by light A. Filtek materials cured by a light A exhibited the lowest temperature rise at the smallest rate. However, when cured by light B the significant thermal differences in polymerization process occurred for different material color. In the paper the authors point out the direct connection between physical properties of dental materials and their successful applications in tooth filling. The influence of the curing light type on the temperature rise in a polymerized material is also emphasized.

Z każdego materiału wykonano i poddano polimeryzacji po trzy próbki. Pomiary zrealizowano w pomieszczeniu ze stabilizowanymi warunkami zewnętrznymi w temperaturze 20°C i wilgotności 60%, według opracowanego przez autorów i sprawdzonego schematu na zaprojektowanym stanowisku pomiarowym [2, 3]. Kamera była umieszczona w odległości 30 cm od powierzchni polimeryzowanej próbki, co w połączeniu z odpowiednio dobranym obiektywem gwarantowało poprawną rozdzielczość geometryczną obrazowanego pola pomiarowego. Materiałem światłoutwardzalnym wypełniano otwór o średnicy dwóch milimetrów wykonany w płycie teflonowej o grubości dwóch milimetrów. Próbkę oświetlano z jednej strony płyty, natomiast temperaturę rejestrowano po stronie przeciwnej, odczytując w ten sposób wartości zmian temperatury materiału do wypełnień niejako od strony przylegającej do tkanki zęba – zębiny (rysunek 1).



Rys. 1. Schemat realizacji pomiaru
Fig. 1. Scheme of measurement

W badaniach oceniano następujące materiały:

1. Filtek Z250 - nanohybrydowy materiał kompozytowy łatwy do formowania i utrzymujący kształt przed polimeryzacją,
2. Filtek Ultimate - nanokompozytowy materiał o wysokiej odporności mechanicznej i niskiej ścieralności,
3. N'Durance Cristal - nanohybrydowy materiał kompozytowy o małym skurczu polimeryzacyjnym.

Każdy z materiałów występował w dwóch odcieniach koloru: A2 i A3.

Celem uzyskania poprawnych wartości temperatury wykonano pomiary współczynnika emisyjności badanych materiałów, którego wartość zawierała się w przedziale od 0,90 do 0,92.

Rejestracja obrazów następowała z prędkością pięćdziesięciu klatek na sekundę. Czas ekspozycji lampy był zgodny z zaleceniami producentów materiałów i wynosił 20 sekund w przypadku Filtek Z250 i Filtek Ultimate, a 30 sekund dla N'Durance Cristal. W przypadku ostatniego materiału wykonano pomiary zmian temperatury w czasie 20 sekund celem możliwości porównania maksymalnych przyrostów temperatury dla wszystkich materiałów.

Do polimeryzacji próbek użyto trzech lamp diodowych firm: 3M ESPE, Ivoclar Vivadent i DÜRR DENTAL (lampa A, B i C).

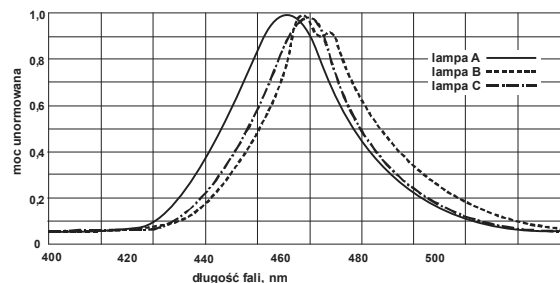
Rejestrację zmian temperatury w trakcie polimeryzacji badanych materiałów wykonano metodą bezkontaktową za pomocą kamery termowizyjnej FLIR SC 5600.

3. Wyniki pomiarów

Dla użytych w badaniach lamp wykonano pomiary mocy i widma promieniowania. Wykonane pomiary pozwoliły na analizę oddziaływania termicznego poszczególnych lamp z polimeryzowanymi materiałami. Na rysunku 2 przedstawiono zakresy widmowe badanych lamp zmierzone za pomocą spektrometru HR 4000CG-UV-NIR firmy Ocean Optics Inc. W tabeli 1 umieszczono wartości mocy promieniowania na wyjściu obrazowodu dla poszczególnych lamp zmierzone za pomocą miernika mocy Power Meter LabMaster Head LM3 firmy COHERENT Inc.

Użyte w badaniach lampy polimeryzacyjne różniły się w niewielkim stopniu w zakresie widma promieniowania zarówno dla wartości maksimum jak i połówkowej szerokości widma. Znaczne

różnice pomiędzy lampami występują w przypadku mocy promieniowania, jednakże gęstość mocy promieniowania poszczególnych lamp na powierzchni oddziaływania światła jest podobna. Jest to związane z różnymi średnicami wiązki generowanej przez lampy. Jednakże w przypadku lamp B i C, ze względu na większy obszar oddziaływania promieniowania dodatkowemu ogrzewaniu podlega również otoczenie próbki.



Rys. 2. Widmo promieniowania lamp polimeryzacyjnych
Fig. 2. Spectral characteristics of LED curing lights

Tab. 1. Moc promieniowania lamp polimeryzacyjnych
Tab. 1. Emitted power of LED curing lights

lampa	moc promieniowania [mW]	gęstość mocy promieniowania [mW/mm ²]
A	80	2,83
B	235	2,48
C	550	2,74

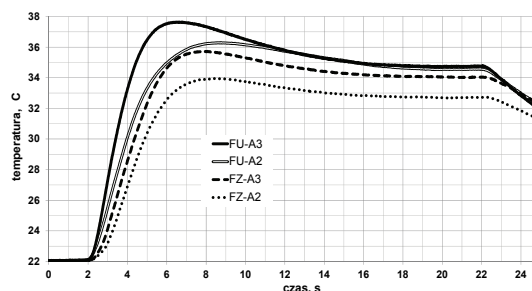
Maksymalne przyrosty temperatury powstałe w trakcie polimeryzacji dla poszczególnych materiałów oświetlanych różnymi lampami przedstawiono w tabeli 2.

Tab. 2. Maksymalne przyrosty temperatury polimeryzowanych materiałów
Tab. 2. The maximum temperature rise during polymerization for dental materials

lampa	materiał	Filtek Z250	Filtek Ultimate	N'Durance Cristal
A		7,5°C	9,8°C	15,5°C
B		13,8°C	15,5°C	16,8°C
C		16°C	16,5°C	17,5°C

Największe wzrosty temperatury zaobserwowano dla materiału N'Durance Cristal utwardzanego lampą C. Najmniejszy wzrost temperatury dotyczył materiału Filtek Z250 polimeryzowanego lampą A. Niezależnie od rodzaju lampy najniższe przyrosty temperatury zarejestrowano w przypadku materiału Filtek Z250, a najwyższe w przypadku materiału N'Durance Cristal.

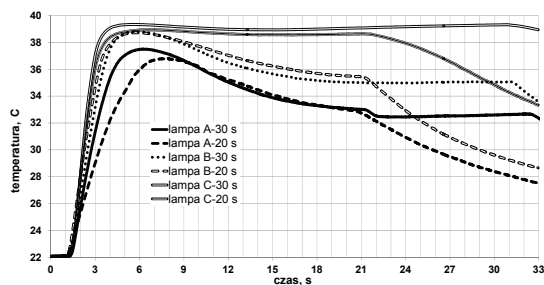
Istotne różnice temperatury w odniesieniu do dwóch odcieni koloru tego samego materiału zaobserwowano w przypadku materiałów Filtek Ultimate oraz Filtek Z250 polimeryzowanych za pomocą lampy B (rysunek 3).



Rys. 3. Zmiana temperatury polimeryzacji Filtek Ultimate (FU) i Filtek Z250 (FZ)
Fig. 3. Change of the polymerization temperature of Filtek Ultimate (FU) and Filtek Z250 (FZ)

Maksymalne przyrosty temperatury były większe o około 2°C dla koloru A3, większa też była dynamika procesu polimeryzacji. Zjawisko to zaobserwowano także we wcześniejszych badaniach realizowanych na innych materiałach. W przypadku lamp A i C oraz materiału N'Durance Cristal różnice były niewielkie (od 0,5 do 1°C).

Na rysunku 4 przedstawiono zmianę temperatury materiału N'Durance Cristal w kolorze A3 podczas polimeryzacji różnymi lampami dla dwóch czasów naświetlania 20 i 30 sekund.

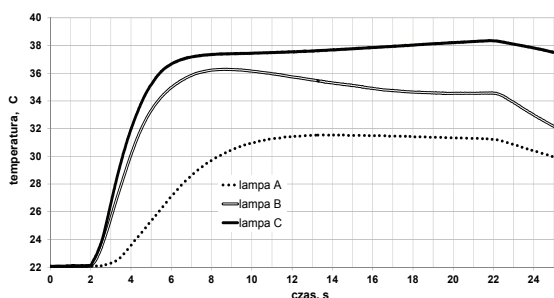


Rys. 4. Zmiana temperatury polimeryzacji N'Durance Cristal (kolor A2) dla czasów naświetlania 20 i 30 sekund

Fig. 4. Change of the polymerization temperature of N'Durance Cristal (color A2) for the duration of 20 and 30 seconds

W przypadku użycia lampy C zaobserwowano utrzymywanie się maksymalnej temperatury w trakcie całego procesu naświetlania próbki. Najniższe temperatury procesu polimeryzacji uzyskano w przypadku lampy A, najwyższe dla lampy C. W przypadku polimeryzacji próbek lampą A widać także najmniejszą dynamikę tego procesu. Porównanie przebiegu zmiany temperatury w odniesieniu dla dwóch czasów naświetlania pokazuje, że w przedłużonym czasie naświetlania obserwuje się utrzymywanie stałego poziomu temperatury próbki. Można sądzić iż proces polimeryzacji kończy się znacznie wcześniej, a przedłużenie czasu naświetlania skutkuje jedynie dłuższym utrzymywaniem się wysokiej temperatury preparatu.

Zdecydowanie najmniejsze przyrosty temperatury zaobserwowano w przypadku polimeryzacji materiałów Filtek Ultimate i Filtek Z250 naświetlanych lampą A. Dynamika procesu polimeryzacji była w tych przypadkach także najmniejsza. Należy podkreślić, że zarówno powyższe materiały, jak i lampy A zostały opracowane i wyprodukowane przez tę samą firmę. Zmiana temperatury utwardzanego materiału Filtek Ultimate w kolorze A2 została pokazana na rysunku 5.

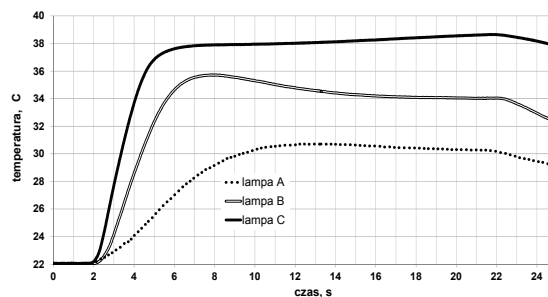


Rys. 5. Zmiana temperatury polimeryzacji Filtek Ultimate (kolor A3)
Fig. 5. Change of the polymerization temperature of Filtek Ultimate (color A3)

Na wykresie widoczne są znaczne różnice przebiegu procesu zmiany temperatury w trakcie oświetlania próbek poszczególnymi lampami. W przypadku lampy C obserwuje się stały wzrost temperatury w trakcie całego czasu naświetlania próbki (przyrost o 16,5°C). Nie można także wyróżnić momentu zakończenia procesu polimeryzacji, to jest przedziału czasu, w którym temperatura próbki zaczyna maleć pomimo oświetlania preparatu. Najmniejszy wzrost temperatury widoczny jest w przypadku lampy A. Także dynamika procesu polimeryzacji najmniejsza jest w przypadku lampy A, a największa dla lampy C.

Na wykresie przedstawionym na rysunku 6 pokazano zmianę temperatury materiału Filtek Z250 polimeryzowanego trzema lampami. Można stwierdzić, że w przypadku tego materiału przebieg zmian temperatury w trakcie naświetlania próbek jest bardzo zbliżony do materiału Filtek Ultimate. Dającymi się zaobserwować różnicami są mniejsze maksymalne przyrosty temperatury

i mniejsza dynamika procesu polimeryzacji w przypadku użycia lamp A i B.



Rys. 6. Zmiana temperatury polimeryzacji Filtek Z250 (kolor A3)
Fig. 6. Change of the polymerization temperature of Filtek Z250 (color A3)

Dzięki zastosowaniu kamery termowizyjnej można było określić wielkość pola oddziaływania cieplnego w trakcie zabiegu. Ze względu na zakres potencjalnie niekorzystnych efektów cieplnych pole to powinno ograniczać się do powierzchni utwardzanego preparatu, a to z kolei powinna zapewniać konstrukcja układu optycznego lampy, poprzez który transmitowane jest jej światło. Porównując oddziaływanie użytych lamp zaobserwowano największe pole w przypadku lampy C, co w powiązaniu z najwyższymi przyrostami temperatury jest zjawiskiem niepożądanym.

4. Wnioski

Pomiar temperatury polimeryzacji materiałów do wypełniania ubytków zębów pozwala określić skalę oddziaływania cieplnego na tkanki zęba podczas zabiegów stomatologicznych. Użycie w badaniach różnych lamp pokazuje jak duże znaczenie na przyrost temperatury preparatu mają parametry lamp, czas naświetlania oraz właściwe dopasowanie lampy do rodzaju utwardzanego materiału. Ponieważ ciepło generowane w trakcie procesu polimeryzacji jest przenoszone poprzez zębinę do miazgi zęba, bardzo ważne jest, aby przyrosty temperatury nie przekraczały dopuszczalnych poziomów, a czas oddziaływania lamp był jak najmniejszy. Przeprowadzone badania pozwalają na określenie optymalnych, z punktu widzenia medycznego, technicznych parametrów zabiegów wypełniania ubytków zębów, a więc czasu naświetlania oraz ilości preparatu polimeryzowanego w jednym procesie.

Określenie dynamiki procesu polimeryzacji pozwala różnicować badane materiały i lampy pod kątem uzyskania niewielkiego skurczu polimeryzacyjnego. Im niższa jest dynamika, a więc wolniejszy proces polimeryzacji tym mniejszy jest skurcz polimeryzacyjny, a w konsekwencji lepsza szczelność brzeżna wypełnienia. Ma to duże znaczenie w aspekcie trwałości efektów wykonanego zabiegu.

Na podstawie analizy wyników uzyskanych w trakcie badań można stwierdzić, że w celu uniknięcia niekorzystnych z punktu widzenia klinicznego nadmiernego nagrzewania się tkanek zęba istotna jest wiedza o wielkości i charakterystyce przyrostu temperatury podczas polimeryzacji dla stosowanych materiałów do wypełnień ubytków w zębach.

5. Literatura

- [1] Zach I., Cohen G.: Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965.
- [2] Zaborowski P., Żmuda S., Dąbrowski M., Dulski R.: Technika termowizyjna w stomatologii. Poradnik Stomatologiczny 7-8, 2007.
- [3] Dąbrowski M., Dulski R., Zaborowski P., Aluchna M.: Badanie zmian temperatury światłoutwardzalnych kompozytowych materiałów dentystycznych w trakcie polimeryzacji; Prace Instytutu Elektrotechniki; Warszawa 2008.