

Mirosław DĄBROWSKI¹, Paweł ZABOROWSKI², Piotr TRZASKAWKA¹, Grzegorz BIESZCZAD¹

¹ WOJSKOWA AKADEMIA TECHNICZNA, INSTYTUT OPTOELEKTRONIKI, ul. Gen. Sylwestra Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa

² CENTRALNA WOJSKOWA PRZYCHODNIA LEKARSKA „CEPELEK”, Warszawa

Określenie zmian temperatury wybranych materiałów stomatologicznych do wypełnień ubytków zębów w trakcie polimeryzacji

Dr inż. Mirosław DĄBROWSKI

Główny specjalista w Zakładzie Techniki Podczerwieni 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 Podczerwieni 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 r.). Specjalista I stopnia stomatologii ogólnej (1991 r.) oraz specjalista II stopnia stomatologii zachowawczej (1993 r.). Obecnie pracuje w Poradni Dentystycznej Centralnej Wojskowej Przychodni Lekarskiej w Warszawie. Od 1996 roku współpracuje z pracownikami Zakładu Techniki Podczerwieni i Termowizji w zakresie zastosowania termowizji w stomatologii.



e-mail: zaborowski58@o2.pl

Mgr inż. Grzegorz BIESZCZAD

Absolwent Wydziału Elektroniki Wojskowej Akademii Technicznej (2008) – specjalność Teleinformatyka. Obecnie pracownik Zakładu Techniki Podczerwieni i Termowizji w Instytucie Optoelektroniki WAT. Zajmuje się problematyką związaną z projektowaniem systemów cyfrowych, programowaniem układów mikroprocesorowych oraz układów FPGA oraz zagadnieniami związanymi z cyfrowym przetwarzaniem obrazów, w szczególności obrazów termowizyjnych.



e-mail: gbieszczad@wat.edu.pl

Streszczenie

Celem badań było określenie wybranych właściwości fizycznych nowoczesnych materiałów do wypełnień ubytków zębów: Charisma, Valux Plus, Tetric EvoCeram w powiązaniu z procesem ich polimeryzacji. Pomiar wykonano za pomocą kamery termowizyjnej. W trakcie badań określono wartości wzrostu temperatury w trakcie polimeryzacji. Opracowane wyniki badań pozwoliły na porównanie cech użytych materiałów, istotnych dla ich właściwego stosowania.

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

Determination of temperature changes of selected dental restorative materials during polymerization process

Abstract

The paper deals with the problem of determining physical properties of dental restorative materials. The authors investigated the properties of such materials during the polymerization process. The proven test method [3, 4] was applied to measure three modern dental materials. The following parameters of the polymerization process were determined: polymerization time, maximal temperature value and rate of temperature changes for each tested material. The authors describe the measurement stand (Fig. 1), the measurement method and the tested materials as well. The results include plots of the polymerization temperature as a function of time for all tested sample materials (Figs. 2-5). The differences between materials (and between different colours of the same material) are discussed. The biggest difference in the maximum temperature value (4,7°C) occurred between Charisma and Tetric Evo Ceram restorative materials. The latter one exhibits the lowest polymerization temperature and the lowest temperature rise rate. The colour-dependent differences were observed for Tetric Evo Ceram and Valux Plus dental materials. As conclusions, the authors pointed out the significant relation between the analyzed properties of dental restorative materials and their effective and long-lasting application to filling dental cavities.

Keywords: thermal camera, polymerization temperature, light-cured dental materials.

1. Wstęp

Wśród materiałów używanych w stomatologii do wypełnień ubytków tkanek zębów próchnicowego, jak i niepróchnicowego pochodzenia, są światłoutwardzalne materiały kompozytowe. Nieustanne badania prowadzą do ich udoskonalania, pod względem właściwości fizycznych. Wprowadzanie do użytku nowych materiałów kompozytowych stwarza wyzwania technologiczne, w dziedzinie badań nad ich właściwościami mechanicznymi oraz termofizycznymi. Technika termowizyjna daje nowe możliwości pomiaru i analizy wybranych cech fizycznych tych materiałów, związanych ze zmianami temperatury w czasie ich polimeryzacji. Proces polimeryzacji materiałów światłoutwardzalnych, jest zależny od czasu naświetlania oraz intensywności wiązki światła. Utwardzanie materiałów światłem lampy powoduje wzrost temperatury tkanek zęba. W wielu przeprowadzanych badaniach, w czasie polimeryzacji, tkanki zęba osiągały temperaturę powyżej 40°C. Wiadomo, że wzrost temperatury miazgi zęba o 6 do 7°C, prowadzi do jej nieodwracalnego uszkodzenia łącznie z martwicą, co udowodniono na modelu zwierzęcym [1]. Z drugiej strony grubość zdrowej zębiny, oddzielającej dno ubytku tkanek zęba od miazgi, oraz rozległość ubytku, mogą w różny sposób wpływać na przekazywanie bodźców cieplnych w czasie polimeryzacji. Stwierdzono działanie izolacyjne zębiny, które zwiększało się wraz ze wzrostem jej grubości. Warstwa zębiny o grubości 1,9 mm i więcej okazała się wystarczająca do ochrony miazgi przed działaniem podwyższonej temperatury związanej z polimeracją. Natomiast na głębokości 1 mm, wykazano dwukrotnie mniejszy wzrost temperatury, niż na powierzchni materiału, bez względu na zastosowane źródło światła [2].

Wielkość wzrostu temperatury zależy również od typu używanej lampy polimeryzacyjnej. Stwierdzono, że lampa halogenowa powoduje istotny wzrost temperatury polimeryzowanego materiału podkładowego, w porównaniu do lampy diodowej i ksenonowej. Ważny jest również czas oświetlania materiału niezbędny do jego całkowitej polimeryzacji, który dla lampy ksenonowej wynosi 3 sekundy, a dla pozostałych 20-40 sekund [3]. Parametr ten określany jest przez producentów materiałów do wypełnień i zależy od rodzaju materiału i rodzaju lampy polimeryzacyjnej.

Z doświadczeń autorów wynika, że czas świecenia lampy jest zawyżony w stosunku do czasu niezbędnego do całkowitej polimeryzacji materiału.

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 [3]. Niezwykle istotną, z punktu widzenia klinicznego, cechą materiału światłoutwardzalnego jest skurcz, związany z dynamiką procesu polimeryzacji. Skurcz polimeryzowanego materiału jest cechą wysoce niepożądaną, mającą bardzo istotne znaczenie w aspekcie trwałości wypełnień i ich szczelności w powiązaniu z ochroną miazgi zęba [4]. Autorzy określają dynamikę procesu polimeryzacji jako stosunek maksymalnego przyrostu temperatury podczas polimeryzacji do czasu w jakim on nastąpił. Duża dynamika polimeryzacji może być powodem dużego skurczu, co w konsekwencji zmniejsza trwałość wykonanego wypełnienia zęba.

Kamera termowizyjna jest nowoczesnym urządzeniem do oceny zmian temperatury badanej powierzchni. Może być wykorzystywana do rejestracji rozkładu temperatury w różnych częściach jamy ustnej. Pozwala na diagnozowanie zmian patologicznych tkanek miękkich, a także zmian temperatury związanych z procesem polimeryzacji materiałów stosowanych do wypełnień ubytków tkanek zęba [3; 5].

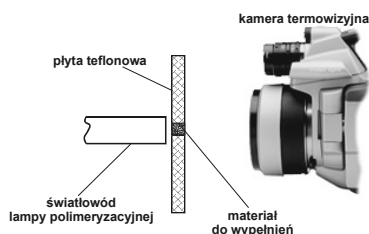
2. Cel i metoda badań

Celem badań była ocena wybranych własności fizycznych trzech nowoczesnych, powszechnie stosowanych materiałów do wypełniania ubytków tkanek zębów w powiązaniu z procesem polimeryzacji. Wykonując rejestrację zmian temperatury w trakcie polimeryzacji, uzyskano dane określające czas polimeryzacji, dynamikę procesu polimeryzacji oraz maksymalne przyrosty temperatury. Wyniki badań miały także odpowiedzieć na pytanie, jak odcień materiału do wypełniania ubytków wpływa na zmianę temperatury w procesie jego utwardzania.

Wybrane do badań materiały były polimeryzowane za pomocą lampy diodowej Bluephase C5.

Badania przeprowadzono na stanowisku pomiarowym zaprojektowanym przez autorów [3]. 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.

Zmiany temperatury w trakcie polimeryzacji próbek materiałów były rejestrowane metodą bezkontaktową za pomocą kamery termowizyjnej Therma CAM 640 FLIR (rys. 1).



Rys. 1. Schemat realizacji pomiaru
Fig. 1. Diagram of measurement realization

W badaniach oceniano trzy materiały:

1. Charisma - mikrohybrydowy, uniwersalny materiał kompozytowy stosowany do wypełnień ubytków w zębach przednich i bocznych,
2. Valux Plus - uniwersalny materiał kompozytowy o wieloletniej historii klinicznej, przeznaczony do wykonywania wypełnień w zębach przednich i bocznych,
3. Tetric EvoCeram - uniwersalny nanohybrydowy materiał złożony, zalecany do wypełniania ubytków zębów przednich i bocznych.

Do badań wykonano i poddano polimeryzacji po trzy próbki z każdego rodzaju materiału. Pomiary zrealizowano w pomieszczeniu ze stabilizowanymi warunkami zewnętrznymi w temperaturze 20°C i wilgotności 60%. 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.

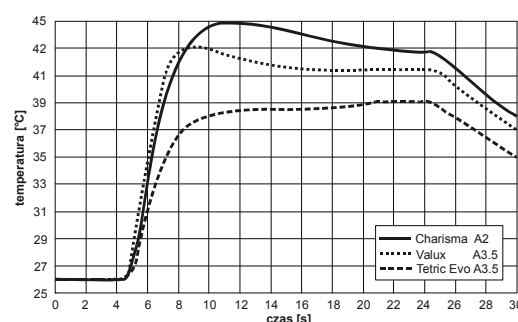
Celem uzyskania poprawnych wartości temperatury wykonano pomiary współczynnika emisyjności badanych materiałów, który zawierał się w przedziale od 0,88 do 0,92.

Rejestracja obrazów następowała z prędkością pięciu klatek na sekundę. Czas oświetlania lampą polimeryzującą był dla wszystkich materiałów taki sam i wyniósł 20 sekund.

3. Wyniki

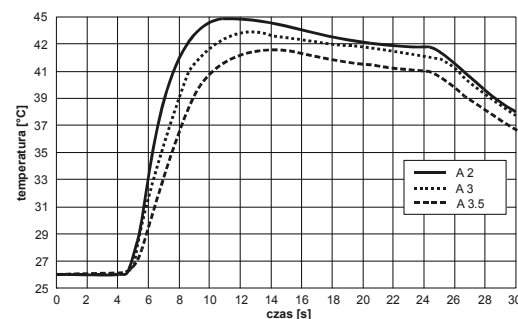
Na rysunku 2 przedstawiono zmiany temperatury podczas naświetlania materiałów. Kolejne wykresy przedstawiają przyrosty temperatury uzyskane dla poszczególnych materiałów w odpowiednich odcieniach. Na podstawie wykresów można także określić różnice pomiędzy maksymalnymi przyrostami temperatury (ΔT) uzyskanymi dla poszczególnych materiałów. Najwyższą temperaturę w czasie polimeryzacji stwierdzono dla materiału Charisma w odcieniu A2. Temperatura tego materiału wzrosła o 18,8°C w porównaniu do 17°C dla materiału Valux Plus A3,5 i najniższego wzrostu temperatury o 13,1°C dla materiału Tetric Evo Ceram A3,5.

Na rysunkach 3, 4 i 5 w postaci wykresu przedstawiono zmiany temperatury podczas naświetlania trzech rodzajów materiałów w zależności od ich odcienia. Wykresy słupkowe pokazują różnice wzrostu temperatury maksymalnej dla koloru A3,5, A3 i A2. Stwierdzono różnice w wzroście temperatury dla poszczególnych materiałów w zależności od ich odcienia. Dla materiału Charisma najwyższy wzrost temperatury wystąpił w najjaśniejszym odcieniu koloru A2. Dla materiałów Valux Plus i Tetric EvoCeram odwrotnie, dla najciemniejszego odcienia koloru A3,5. Spośród badanych materiałów największy wzrost temperatury stwierdzono dla materiału najjaśniejszego odcienia Charisma A2, a najmniejszy dla tego samego odcienia koloru A2 materiału Tetric EvoCeram.



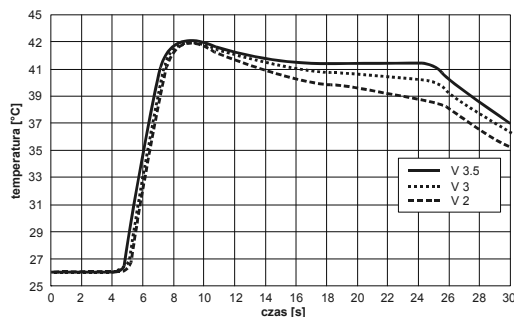
Rys. 2. Zmiana temperatury materiału w wyniku polimeryzacji dla maksymalnego wzrostu temperatury

Fig. 2. Polymerization temperature vs. time for the maximal temperature increase



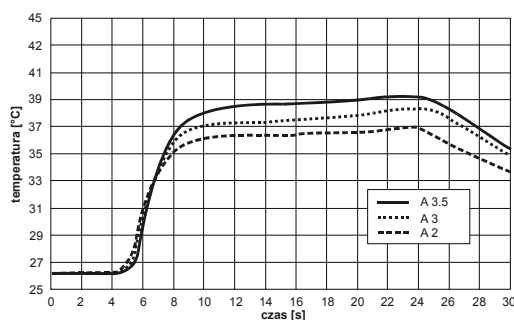
Rys. 3. Porównanie zmian temperatury materiału Charisma podczas polimeryzacji dla różnych odcieni materiału

Fig. 3. Comparison of polymerization temperatures for different shades of Charisma material



Rys. 4. Porównanie zmian temperatury materiału Valux Plus podczas polimeryzacji dla różnych odcieni materiału

Fig. 4. Comparison of polymerization temperatures for different shades of Valux Plus material



Rys. 5. Porównanie zmian temperatury materiału Tetric Evo Ceram podczas polimeryzacji dla różnych odcieni materiału

Fig. 5. Comparison of polymerization temperatures for different shades of Tetric Evo Ceram material

Dla materiału Charisma temperatura wzrastała do 7 sekundy od momentu włączenia lampy, następnie stopniowo zmniejszała się. Natomiast dla materiału Valux Plus wzrost temperatury trwał do 5 sekundy czasu naświetlania. Znaczną różnicę tego procesu zaobserwowano dla materiału Tetric EvoCeram. Szybki wzrost temperatury występował w tym materiale do 7 sekundy naświetlania, po czym podnosiła się ona jeszcze w granicach 1°C do 20 sekundy i od tego momentu obserwowano jej spadek.

Najmniejsze przyrosty temperatury podczas polimeryzacji zaobserwowano dla materiału Tetric EvoCeram, największe dla materiału Charisma i wynosiły one odpowiednio 10,7°C i 18,8°C. W badaniach wykonanych in vivo w ubytkach klasy III lub IV uzyskano wzrost temperatury o 12°C [6]. Należy jednak podkreślić zupełnie odmienne warunki dokonywanych pomiarów temperatury.

Różnica dla temperatury maksymalnej między badanymi materiałami wynosiła 5,7°C. Maksymalna temperatura polimeryzacji materiału Valux Plus była o 1,8°C niższa niż dla materiału Charisma i o 3,9°C niższa dla materiału Tetric EvoCeram.

Dla różnego odcienia tego samego materiału występują różnice przyrostu temperatury podczas polimeryzacji. W przypadku materiałów Tetric EvoCeram i Valux Plus o odcieniu najciemniejszej charakteryzują się największym przyrostem temperatury, a dla odcienia najjaśniejszego przyrost temperatury jest najmniejszy. Przy czym dla materiału Valux Plus różnice te są niewielkie i zawierają się w zakresie 0,3°C. Materiał Charisma wykazuje najwyższy przyrost temperatury dla odcienia najjaśniejszego.

Na podstawie analizy uzyskanych wykresów można określić dynamikę procesu polimeryzacji poszczególnych materiałów.

Zasadniczym kryterium dla dynamiki procesu polimeryzacji jest czas w jakim temperatura materiału rośnie w trakcie jego oświetlania lampą do polimeryzacji, umownie określony przez autorów czasem polimeryzacji (Δt). Parametr ten jest różny dla materiałów poszczególnych producentów, a istotne różnice występują także, w przypadku materiału Charisma, w odniesieniu do odcienia. Należy podkreślić, że w przypadku Tetric EvoCeram przyrost temperatury po około 11 sekundach jest już niewielki (w zakresie około jednego stopnia) i wynika z ogrzewania materiału przez lampę. Drugim parametrem jest maksymalny wzrost temperatury (ΔT).

Tab. 1. Dynamika procesu polimeryzacji [$\Delta T/\Delta t$].

Tab. 1. Temperature rise rate [$\Delta T/\Delta t$].

materiał	Charisma A2	Valux A3,5	Tetric Evo A3,5
ΔT [°C]	18,8	17	13,1
Δt [s]	6	4	11
$\Delta T/\Delta t$	3,13	4,25	1,19

Największa dynamika procesu polimeryzacji występuje dla materiału Valux Plus, najmniejsza dla Tetric EvoCeram. Materiały Tetric EvoCeram i Valux Plus charakteryzują się także różną dynamiką procesu polimeryzacji w odniesieniu do poszczególnych odcieni tego samego materiału tj. dynamika procesu maleje wraz z coraz jaśniejszym odcieniem materiału.

4. Wnioski

Na podstawie pomiaru zmiany temperatury w procesie polimeryzacji materiałów do wypełniania ubytków można określić parametry tych materiałów ważne z punktu widzenia ich właściwego stosowania. Mogą one stanowić także podstawę do porównywania różnych materiałów, zarówno ze względu na ich praktyczne stosowanie jak i trwałość wykonanych za ich pomocą wypełnień.

Z przeprowadzonych pomiarów wynika, że materiały do wypełnień ubytków zębów mogą znacznie różnić się skalą oddziaływania cieplnego na tkanki zęba w trakcie zabiegu. Niższa temperatura polimeryzacji jest korzystna, ponieważ mniejsze oddziaływanie cieplne zmniejsza ryzyko wzrostu temperatury miazgi zęba ponad dopuszczalną wartość. Na tej podstawie można określić największą, dopuszczalną z punktu widzenia medycznego, ilość materiału nakładaną jednorazowo przy wypełnianiu ubytku zęba. Ma to szczególne znaczenie przy wypełnianiu większych ubytków, gdzie może zachodzić konieczność nakładania materiału za pomocą kilku warstw.

Niższa dynamika, a więc wolniejszy proces polimeryzacji w trakcie naświetlania materiału skutkuje mniejszym skurczem polimeryzacyjnym, co w efekcie daje lepszą szczelność brzeżną wypełnienia. Porównanie pod tym względem użytych w badaniach materiałów zdecydowanie wyróżnia materiał Tetric EvoCeram, którego dynamika procesu polimeryzacji jest kilkakrotnie niższa od pozostałych dwóch materiałów.

W świetle powyższych wniosków z badań wstępnych należy zauważyć, że ze względu na mogące się pojawić niekorzystne z punktu widzenia klinicznego efekty, istotna jest znajomość wielkości i charakterystyki przyrostu temperatur 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] Knežević A., Tarle Z., Meniga A., Šutalo J., Pichler G.: Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. J Oral Rehabil 2001.
- [3] Zaborowski P., Żmuda S., Dąbrowski M., Dulski R.: Technika termowizyjna w stomatologii. Poradnik Stomatologiczny 7-8, 2007.
- [4] Dąbrowski M., Dulski R., Zaborowski P., Aluchna M.: Badanie zmian temperatury światłoutwardzalnych kompozytowych materiałów dentystrycznych w trakcie polimeryzacji; Prace Instytutu Elektrotechniki; Warszawa 2008.
- [5] Dąbrowski M., Dulski R., Żmuda S., Zaborowski P., Pogorzelski C.: The use of thermovision to observe physiological and pathological conditions of oral cavity mucous membrane. Infrared Physics & Technology 2002.
- [6] Hussey D.L., Biagioni P.A., Lamey J.: Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. J Dent 23, 1995.