

# Wpływ odległości źródła napromieniania na właściwości fotoutwardzalnych wypełnień stomatologicznych

Jolanta Świdarska<sup>1), \*)</sup>, Waldemar Świdarski<sup>2)</sup>, Adrian K. Antosik<sup>3)</sup>

DOI: [dx.doi.org/10.14314/polimery.2019.7.7](https://doi.org/10.14314/polimery.2019.7.7)

**Streszczenie:** Zbadano wpływ odległości źródła światła lampy LED od powierzchni próbki oraz czasu naświetlania na właściwości mechaniczne utwardzonych komercyjnych kompozytów stomatologicznych. Określono ich właściwości mechaniczne, takie jak: wytrzymałość na ściskanie, moduł Younga oraz odkształcenie przy ściskaniu. Każdorazowo po badaniach wytrzymałościowych okiem nieuzbrojonym oceniano wygląd uszkodzeń próbki kompozytu. Stwierdzono, że zwiększenie odległości źródła światła lampy LED od powierzchni kompozytu wydłuża czas jego utwardzania, co prowadzi do pogorszenia wytrzymałości na ściskanie, a w konsekwencji do zmniejszenia trwałości wypełnienia.

**Słowa kluczowe:** wypełnienia stomatologiczne, lampy LED, kompozyty stomatologiczne.

## Effect of radiation source distance on the properties of dental fillings

**Abstract:** Effects of radiation source (LED lamp) distance from the sample surface and exposure time on the mechanical properties of the cured commercial dental composites were examined. The basic properties of the hardened composites were determined, such as compressive strength, Young's modulus, and compression strain. After each strength test, the appearance of composite damages was assessed by naked eye. By increasing the distance of the source of radiation from the composite surface, the curing time of the composite was extended, resulting in a deterioration of compressive strength and, consequently, reducing the durability of dental filling.

**Keywords:** dental fillings, LED lamps, dental compositions.

Lampy LED (ang. *light-emitting diode*) wykorzystywane komercyjnie w latach dziewięćdziesiątych XX wieku charakteryzują się wąskim widmem emisyjnym (z maksimum promieniowania świetlnego w zakresie zbliżonym do 468 nm), energooszczędnością oraz bezpieczeństwem stosowania w charakterze źródła światła w procesie fotoutwardzania kompozytów stomatologicznych – podczas utwardzania kompozytu nie powodują znacznego wzrostu temperatury tkanek zęba.

Pierwsza generacja lamp diodowych nie spełniała warunków wymaganych przy fotoutwardzaniu kompozytów stomatologicznych (utwardzenie materiału o grubości klinicznej warstwy 2–2,5 mm było możliwe wówczas, gdy źródło promieniowania znajdowało się na powierzchni utwardzanego kompozytu). Wynikało to ze zbyt małej

mocy światła emitowanego przez te lampy, zwłaszcza w wypadku utwardzania materiałów o małej przezierności i dużym nasyceniu barwnika. Na początku XXI wieku wprowadzono kolejną generację lamp diodowych wykazujących znacznie większą wydajność diod elektroluminescencyjnych, skutkującą mocą emitowanego przez nie monochromatycznego światła przekraczającą 1000 mW/cm<sup>2</sup>, przy zachowaniu energooszczędności oraz dostatecznej, stabilnej intensywności naświetlania. Nowe lampy LED wykorzystano w stomatologii zgodnie z powszechnie stosowaną techniką warstwowego nakładania kompozytów i utwardzania ich za pomocą napromieniania światłem pochodzącym ze źródła umieszczonego jak najbliżej powierzchni kompozytu [1–6].

Do wypełnień stomatologicznych używa się dwóch rodzajów materiałów kompozytowych: materiałów utwardzalnych chemicznie i światłoutwardzalnych. W ostatniej dekadzie, ze względu na jakość oraz łatwość aplikacji, coraz większe znaczenie zyskują kompozyty fotoutwardzalne. Światłoutwardzalne wypełnienia stomatologiczne są wytwarzane w postaci pasty zawierającej układ fotoinicjujący wprowadzany już podczas produkcji. Warunkuje to bardziej równomierne rozłożenie fotoinicjatora w kompozycie niż w wypadku past przygotowywanych ręcznie w gabinetach stomatolo-

<sup>1)</sup> Zachodniopomorski Uniwersytet Technologiczny w Szczecinie, Wydział Budownictwa i Architektury, al. Piastów 50, 70-001 Szczecin.

<sup>2)</sup> Niepubliczny Zakład Opieki Zdrowotnej Denticus, ul. Bolesława Śmiałego 28, 70-348 Szczecin.

<sup>3)</sup> Zachodniopomorski Uniwersytet Technologiczny w Szczecinie, Instytut Technologii Chemicznej Organicznej, ul. Pułaskiego 10, 70-322 Szczecin.

\*) Autor do korespondencji; e-mail: [jolanta-swiderska@o2.pl](mailto:jolanta-swiderska@o2.pl)

gicznych. Utwardzenie kompozytu następuje po naświetleniu go skupioną wiązką światła o długości fali potrzebnej do zapoczątkowania reakcji, w której następuje aktywacja fotoinicjatorów. W wyniku ich rozpadu powstają centra aktywne (rodniki) inicjujące dalszą reakcję polimeryzacji. Kompozyty światłoutwardzalne wykazują mniejszą porowatość (mniejsze wymiary i liczba pustych przestrzeni w utwardzonej strukturze kompozytu), trudniej ulegają przebarwieniu oraz są trwalsze od swoich odpowiedników chemo- i termoutwardzalnych. Istotny wpływ na proces sieciowania ma odległość źródła promieniowania i związany z nią czas naświetlania. Doniesienia literaturowe wskazują, że czynniki te w istotnym stopniu oddziałują na głębokość penetracji materiałów, a tym samym na stopień usieciowania [7–14].

Celem przedstawionej pracy była ocena zależności między właściwościami mechanicznymi utwardzonego kompozytu komercyjnego a odległością źródła światła od naświetlanej powierzchni. Materiał stomatologiczny utwardzono przy użyciu lampy LED, następnie określano podstawowe właściwości mechaniczne: wytrzymałość na ściskanie, moduł Younga, odkształcenie przy ściskaniu otrzymanych wypełnień stomatologicznych. Organoleptycznie, okiem nieuzbrojonym oceniano też ich wygląd w miejscu pęknięcia po badaniach mechanicznych. Pozwoliło to na określenie korelacji czasu fotoutwardzania i odległości źródła emitowanego światła (lampy LED) od powierzchni modelowego kompozytu. Wyniki przeprowadzonych badań mogą być wykorzystane w procesie doboru warunków otrzymywania wypełnień stomatologicznych wysokiej jakości.



Rys. 1. Forma do nakładania wypełnień stomatologicznych (przed utwardzeniem)

Fig. 1. Mold for application of dental fillings (before curing)

## CZĘŚĆ DOŚWIADCZALNA

### Materiały

Spośród dostępnych komercyjnie kompozytów stomatologicznych do badań wybrano Filtek Silorane – materiał o konsystencji pasty firmy 3M ESPE o zawartości wypełniacza – krzemionki ok. 76%, żywicy siloranowej ok. 23%, stabilizatora ok. 0,13%, inicjatora 0,9% oraz pigmentu 0,005% [15].

### Metodyka badań

W oczyszczonej i odtuszczonej formie teflonowej umieszczano próbki kompozytu stomatologicznego (rys. 1), następnie naświetlano je za pomocą lampy LED (firmy Woodpecker) (rys. 2) w ciągu 10, 20, 30, 40, 50, 60 i 70 s w warunkach bezpośredniej styczności z powierzchnią materiału (odległość od źródła promieniowania 0 mm). Utwardzone wypełnienia stomatologiczne usuwano z formy i oczyszczano, wizualnie sprawdzano powierzchnię w celu identyfikacji uszczerbków próbki (rys. 3), po czym poddawano je badaniom wytrzymało-



Rys. 2. Bezprzewodowa lampa polimeryzacyjna LED Woodpecker

Fig. 2. Wireless polymerization Woodpecker LED lamp



Rys. 3. Wypełnienia stomatologiczne po utwardzeniu i wyjęciu z formy

Fig. 3. Dental fillings after hardening and removal from the mold

T a b e l a 1. Kryteria oceny wyglądu próbek po badaniu ich właściwości mechanicznych

T a b l e 1. Criteria for assessment of sample appearance after strength testing

Nazwa	Wygląd próbki	Ocena wytrzymałości na ściskanie utwardzonego kompozytu
Rozdrobniona	Dużo drobnych kawałków	Zła
Odlupana	Kilka kawałków	Średnia
Pęknięta	Dwa równe kawałki	Dobra
Uszczerbek	Dwa kawałki w tym jeden o niewielkich rozmiarach lub pęknięcia na powierzchni	Bardzo dobra

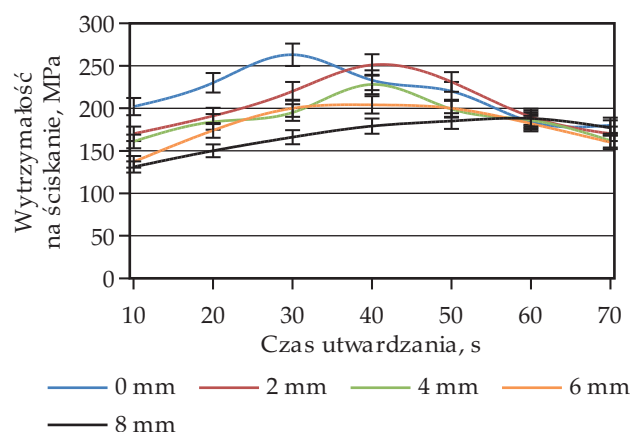
ściowym. Proces powtarzano, utrzymując źródło promieniowania diodowego w odległości 2, 4, 6 lub 8 mm od powierzchni utwardzanego kompozytu za pomocą dystansu – metalowej płytki o określonej grubości.

Wytrzymałość na ściskanie, moduł Younga oraz odkształcenie przy ścisnieniu wyznaczano za pomocą maszyny wytrzymałościowej INSTRON firmy Instron Applications Laboratory wg międzynarodowej normy

Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics ASTM D695. W każdym wypadku badanie powtarzano pięciokrotnie. Następnie okiem nieuzbrojonym określano uszkodzenia kompozytu i stan jego rozdrobnienia (tabela 1).

## WYNIKI BADAŃ I ICH OMÓWIENIE

Rysunek 4 przedstawia wytrzymałość na ściskanie próbek kompozytów stomatologicznych w funkcji czasu utwardzania i odległości źródła promieniowania. Wydłużenie do 30–60 s czasu utwardzania kompozytu stomatologicznego Filtek Silorane powodowało zwiększenie ich wytrzymałości na ściskanie. Zastosowanie dłuższego czasu utwardzania (60 s) wpłynęło na zmniejszenie tej wartości. Próbki utwardzane za pomocą światła LED stykającego się z powierzchnią kompozytu (odległość 0 mm) wykazywały maksymalną wytrzymałość na ściskanie 250 MPa po upływie 30 s. Kompozyty utwardzane światłem LED z odległości 2 mm lub 4 mm osiągały maksymalną wytrzymałość na ściskanie po upływie 40 s. W wypadku próbek utwardzanych światłem LED z odległości 6 mm lub 8 mm maksymalną wytrzymałość uzyskano po upływie, odpowiednio, 50 s i 60 s utwardzania. Niezależnie od odległości źródła promieniowania od powierzchni próbek kompozytu utwardzanych w ciągu 60 s maksymalna wytrzymałość na ściskanie wynosiła ok. 180 MPa, natomiast po 70 s naświetlania wytrzymałość kompozytu na ściskanie uległa zmniejszeniu. Zwiększenie odległości źródła promieniowania LED od powierzchni utwardzonej próbki powodowało przesunięcie w czasie osiągnięcia maksymalnej wytrzymałości na ściskanie. Optymalny stopień utwardzenia próbka kompozytu wykazywała po upływie dłuższego czasu, co jest związane ze słabszym natężeniem światła, a tym



Rys. 4. Wytrzymałość na ściskanie kompozytu stomatologicznego Filtek Silorane utwardzonego światłem lampy LED w funkcji czasu utwardzania oraz odległości źródła promieniowania od powierzchni próbki

Fig. 4. Compressive strength of the Filtek Silorane dental composite hardened using LED lamp light as a function of curing time and distance of radiation source from the composite surface



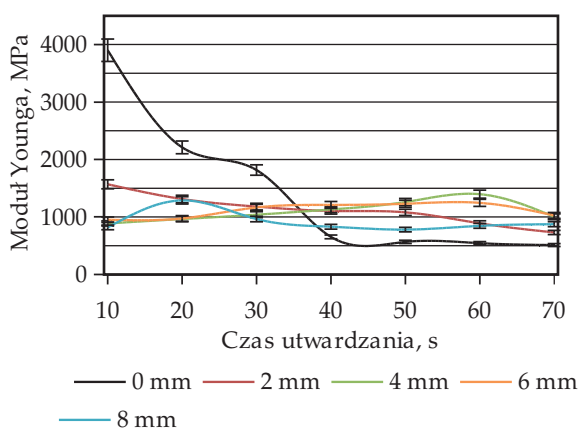
Tabela 2. Wygląd próbki po badaniu wytrzymałościowym

Table 2. Appearance of the sample after strength test

Czas naświetlania s	Odległość źródła promieniowania od powierzchni próbki, mm				
	0	2	4	6	8
10	Rozdrobniona	Rozdrobniona	Rozdrobniona	Rozdrobniona	Rozdrobniona
20	Odlupana	Rozdrobniona	Rozdrobniona	Rozdrobniona	Rozdrobniona
30	Uszczerbek	Odlupana	Odlupana	Rozdrobniona	Rozdrobniona
40	Pęknięta	Uszczerbek	Uszczerbek	Rozdrobniona	Rozdrobniona
50	Rozdrobniona	Pęknięta	Pęknięta	Uszczerbek	Pęknięta
60	Rozdrobniona	Rozdrobniona	Rozdrobniona	Pęknięta	Pęknięta
70	Rozdrobniona	Rozdrobniona	Rozdrobniona	Rozdrobniona	Rozdrobniona

samym wolniejszym inicjowaniem procesu utwardzania. Wygląd badanych próbek (tabela 2) potwierdza wyniki badań wytrzymałości na ściskanie – im większa wartość tym mniejszy stopień rozdrobnienia próbki po badaniu.

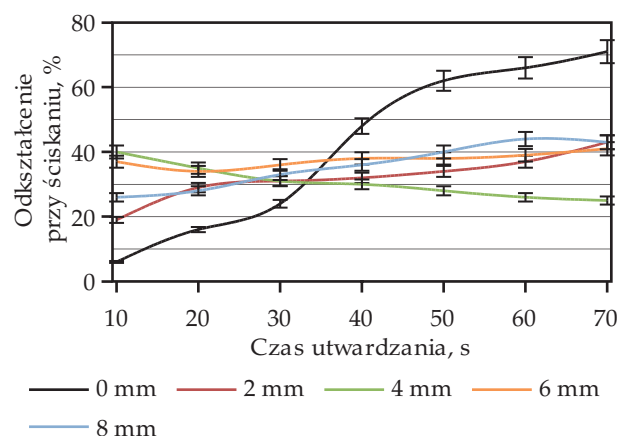
Zmiany wartości modułu Younga oraz odkształcenia przy ściskaniu przedstawiają, odpowiednio, rys. 5 i 6. Kompozyt dentystyczny utwardzany za pomocą światła lampy LED dotykającej powierzchni kompozytu wykazywał moduł Younga wynoszący prawie 4000 MPa. Jego wartość malała wraz z wydłużeniem czasu utwardzania – po 40 s osiągnął najmniejszą zarejestrowaną wartość 500 MPa. Moduły Younga pozostałych utwardzonych kompozytów, w zależności od czasów utwardzania, mieszczą się w przedziale 750–1500 MPa. Wynika to ze zmiennej głębokości penetracji wiązki światła związanej z odległością źródła światła od napromienianej powierzchni (natężenie efektywnie utwardzającego promieniowania maleje ze wzrostem kwadratu odległości).



Rys. 5. Moduł Younga kompozytu stomatologicznego Filtek Silorane utwardzanego światłem lampy LED w funkcji czasu utwardzania oraz odległości źródła promieniowania od powierzchni próbki

Fig. 5. Young modulus of the Filtek Silorane dental composite hardened using LED lamp light as a function of curing time and distance of radiation source from the composite surface

Głębokość penetracji może mieć wpływ na inicjację procesu utwardzania, a tym samym na wytworzoną strukturę wewnętrzną kompozytu bezpośrednio określającą wartość modułu Younga oraz odkształcenie kompozytu podczas działania sił ściskających. Wydłużenie czasu naświetlania nie rekompensuje zmniejszania się głębokości penetracji wiązki światła, wynikającego ze wzrostu odległości źródła promieniowania od powierzchni kompozytu. [13]. Największym odkształceniem (71%) przy ściskaniu charakteryzował się kompozyt utwardzany światłem lampy LED bezpośrednio dotykającej jego powierzchni. Pozostałe próbki wykazywały odkształcenie w przedziale 20–35%. Próbką kompozytu utwardzana w ciągu 30 s, bez względu na odległość źródła promieniowania, wykazywała odkształcenie ok.  $32 \pm 3\%$ . Największą wartością wytrzymałości na ściskanie (270 MPa) charakteryzowały się próbki utwardzane przez 30 s światłem lampy LED bezpośrednio dotykającej powierzchni kompozytu.



Rys. 6. Odkształcenie przy ściskaniu kompozytu stomatologicznego Filtek Silorane utwardzanego światłem lampy LED w funkcji czasu utwardzania oraz odległości źródła promieniowania od powierzchni próbki

Fig. 6. Compression deformation of the Filtek Silorane dental composite hardened using LED lamp light as a function of curing time and distance of radiation source from the composite surface

## PODSUMOWANIE

Badano wpływ odległości źródła światła lampy LED na wytrzymałość mechaniczną utwardzanych za jej pomocą komercyjnych, powszechnie używanych w gabinetach dentystycznych światłoczułych kompozytów stomatologicznych, na przykładzie kompozytu Filtek Silorane. Stwierdzono, że zwiększenie odległości źródła promieniowania od powierzchni próbki kompozytu wydłuża czas konieczny do uzyskania maksymalnej wytrzymałości na ściskanie, zmniejsza też jej wartość. Największe różnice wartości modułu Younga i odkształcenia przy ścisaniu, wynikające z zastosowania różnych czasów naświetlania, odnotowano w wypadku próbki utwardzanej światłem lampy LED w odległości 0 mm od jej powierzchni. Odpowiedni dobór odległości źródła promieniowania od powierzchni kompozytu jest bardzo ważnym czynnikiem wpływającym na jakość polimeryzacji, a w efekcie na trwałość wypełnień stomatologicznych.

## LITERATURA

- [1] Dudzik K., Iwanicka-Grzegorek E.: *Nowa Stomatologia* **2009**, 14, 122.
- [2] Mouht M., Mercer J., Stangvaltaite L., Ortengren U.: *Clinical Oral Investigation* **2017**, 21, 1687.  
<http://dx.doi.org/10.1007/s00784-016-1962-5>
- [3] Czech Z., Minciel E.: *Aparatura Badawcza i Dydaktyczna* **2016**, 21, 10.
- [4] Rueggberg F.A., Giannini M., Arrais C.A.G., Price R.B.T.: *Brazilian Oral Research* **2017**, 31, 64.  
<http://dx.doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0061>
- [5] Soares C.J., Rodrigues M.P., Vilela A.B.F. i in.: *Clinical Oral Investigation* **2017**, 28, 9.  
<http://dx.doi.org/10.1590/0103-6440201701380>
- [6] Świdorska J., Świdorski W., Antosik A.K.: *Przemysł Chemiczny* **2018**, 97, 1128.  
<http://dx.doi.org/10.15199/62.2018.7.18>
- [7] Kaczmarek U., Chłopawska J., Pawlaczyk K. i in.: *Czasopismo Stomatologiczne* **2007**, 60, 289.
- [8] Malara P., Czech Z., Świdorski W.: *Archives of Materials Science and Engineering* **2014**, 70, 51.
- [9] Lewandowska M., Andrzejczuk M., Kurzydłowski K.J. i in.: *Kompozyty* **2004**, 11, 302.
- [10] Świdorska J., Czech Z., Świdorski W., Kowalczyk A.: *Polish Journal of Chemical Technology* **2014**, 70, 28.  
<http://dx.doi.org/10.2478/pjct-2014-0050>
- [12] Pflaum T., Kranz S., Montag R. i in.: *Clinical Oral Investigation* **2018**, 22, 1651.  
<http://dx.doi.org/10.1007/s00784-017-2226-8>
- [13] Bennett A.W., Watts D.C.: *Dental Materials* **2004**, 20, 72.  
[http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00070-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00070-8)
- [14] Malara P., Czech Z., Świdorski W.: *Archives of Materials Science and Engineering* **2014**, 70, 62.
- [15] Karta charakterystyki Filtek Silorane firmy 3M ESPE.  
Otrzymano 27 IX 2018 r.  
Wersja skorygowana 4 II 2019 r.