https://doi.org/10.62753/ctp.2004.19.0.1

Małgorzata Grądzka-Dahlke[1]
Politechnika Białostocka, Wydział Mechaniczny, ul. Wiejska 45c, 15-351 Białystok

Grażyna Tokajuk[2], **Marcin Wilczko**[3], **Małgorzata Pawińska**[4], **Wanda Stokowska**[5]
Akademia Medyczna w Białymstoku, Wydział Lekarski z Oddziałem Stomatologii, ul. Curie-Skłodowskiej 7a, 15-089 Białystok

WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNE WYBRANYCH KOMPOZYTÓW STOMATOLOGICZNYCH STOSOWANYCH DO STABILIZACJI ZĘBÓW

Przedstawiono wyniki wstępnych badań właściwości wytrzymałościowych kompozytów stomatologicznych. Zazwyczaj przy wyborze konkretnych materiałów spośród szerokiej oferty handlowej właściwości mechaniczne nie są brane pod uwagę. Decydują tutaj cechy estetyczne, łatwość aplikacji itp. Przedmiot prezentowanych badań stanowiły wybrane zestawienia osnowy i zbrojenia kompozytów stosowanych do szynowania zębów. Oceniano wartości modułu sprężystości, naprężenia niszczącego oraz odkształcenie materiałów podczas statycznego trójpunktowego zginania. Uzyskane wyniki badań porównawczych wskazują na możliwość optymalnego doboru osnowy i zbrojenia kompozytu do poszczególnych zastosowań klinicznych w celu zapewnienia najbardziej korzystnych warunków zrostu tkanki kostnej.

Słowa kluczowe: materiały stomatologiczne, kompozyty światłoutwardzalne, właściwości mechaniczne

MECHANICAL PROPERTIES OF SELECTED DENTAL COMPOSITES USED IN TEETH STABILIZATION

Dental practice today utilizes a large number of different materials. Specific advantages of using materials in various applications are considereded. New developments of polymeric composites for restorative filling materials are mainly focused on the reduction of polimerization shrinkage and improvement of biocompatibility, aesthetics, wear resistance and processing properties. The mechanical properties, especially the elastic modulus are very important parameters for evaluating and ranking composites used to stabilizing mobile teeth during periodontal therapy.

The preliminary results of mechanical properties estimation of selected dental composite materials have been presented in this paper. Fifteen different composites were examinated in this study. Materials were chosen from among present commercially available components. Three light-curing resin materials were used as a matrix reinforced with five various fillers (Tab. 1). Samples were prepared according to ISO standard. The fracture strength, flexural modulus and deformation were determined for each material in static three-point bending test in an universal testing machine (Fig. 1).

The results of comparative tests suggested, that fracture properties of the dental composites are highly influenced by the matrix material (Fig. 2). Higher values of flexural modulus were recorded for composites based on LCR matrix. These materials may be used during periodontal therapy, where teeth should be rigidly fixed. However composites with Flow-It matrics revealed a significantly higher flexibility. The elastic modulus was lower, while the values of fracture deformation strain were highest in this group of specimens. These properties allow the use of those materials for teeth stabilization in posttraumatic therapy. SEM analysis of the fractured surfaces suggested two kinds of failure mechanism of tested materials (Fig. 3). In this study no significant differences were found between the flexural modulus and specimen deformation of the composites with various fillers. It indicated that the filler type has lower influence on fracture parametrs of dental materials than the matrix. This effect is assumed to be related to inherent flaws, especially inadequate adhesion of polymer matrix to the filler and air porosities included in the composite material (Fig. 4). The performed study showed it possible to choose the optimum composite components for specific clinical application on the ground of mechanical properties tests.

Key words: dental materials, light-cured composites, mechanical properties

WPROWADZENIE

Kompozyty stomatologiczne obejmują rozległą oraz bardzo zróżnicowaną funkcjonalnie i pod względem właściwości paletę materiałów. Można wyróżnić wśród nich kilka grup, różniących się zastosowaniem, składem oraz najważniejszymi właściwościami podlegającymi ocenie [1-4]. Na przykład materiały na wypełnienia ubytków zębowych powinny charakteryzować się przede wszystkim dobrą adhezją do szkliwa i zębiny, odpornością na zużycie tarciowe oraz małym skurczem polimeryzacyjnym, aby zapobiec powstawaniu szczelin. W grupie materiałów stosowanych do rekonstrukcji zębów i w protetyce najczęściej ocenia się właściwości mechaniczne, szczególnie w warunkach obciążeń dynamicznych [3-10]. W przypadku kompozytów do stabili-

[1] dr inż., [2] dr med., [3] lek. med., [4] dr n. med., [5] prof. dr hab. n. med.

zacji zębów jedną z najważniejszych cech determinujących wybór konkretnego materiału jest sztywność zespolenia. Poza tym wszystkie materiały powinny charak- teryzować się biotolerancją, trwałością, estetyką i łatwością aplikacji. W obszarze każdej z grup obserwuje się szybki postęp. Producenci materiałów stomatologicznych oferują wciąż nowe materiały o coraz lepszych właściwościach użytkowych.

W praktyce lekarskiej stosowane są różne rozwiązania stabilizacji rozchwianych zębów. Jednym z najważniejszych jest połączenie sąsiadujących zębów za pomocą tzw. szyny. Materiał osnowy szyny stanowią najczęściej kompozyty oparte na bazie światłoutwardzalnych żywic akrylowych typu BisGMA lub glasjonomery, charakteryzujące się bardzo dobrą adhezją do tkanek zęba, a także kompomery, będące połączeniem kompozytu i glasjonomeru. Materiały te stosowane są również jako wypełnienia ubytków (Flow-It, LCR, Dyract-AP, Build-It, Build-It FR, First-Fill, Flow-It ALC, Flex-Span, Simile). Natomiast zbrojenie to m.in. różnego rodzaju sploty włókien szklanych, metalowych lub z tworzyw sztucznych (Fibre-Kor, Splint-It, Splint Lock, Multi-Layer, Retainer). Wybór materiałów jest trudny ze względu na szeroką ofertę handlową, jak też z konieczności zapewnienia optymalnych warunków zespolenia w zależności od konkretnego przypadku klinicznego. Na przykład po leczeniu ortodontycznym i pourazowym zespolenie powinno umożliwić niewielki ruch względny zębów, zbliżony do ich fizjologicznej ruchomości. Natomiast w przypadku chorób przyzębia, szczególnie przy dużych ubytkach kości wyrostka zębodołowego, stabilizacja powinna być bardziej sztywna.

W referacie przedstawiono wyniki wstępnych badań wybranych kompozycji materiałów stosowanych do stabilizacji zębów.

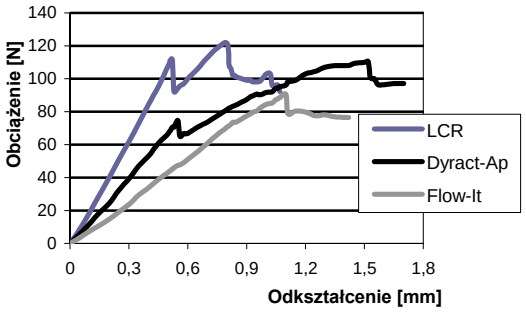
MATERIAŁY I METODYKA BADAŃ

Do badań wybrano 15 kompozytów na bazie materiałów stosowanych najczęściej w praktyce klinicznej. Badano trzy rodzaje osnowy - światłoutwardzalny kompozyt LCR, kompomer Dyract-AP, kompozyt Flow-It oraz pięć rodzajów zbrojenia, w tym włóknami szklanymi w postaci różnych splotów, włóknami organicznymi i metalowymi (tab. 1). Próbki do badań wytrzymałościowych w kształcie belek o wymiarach 2x4x25 mm przygotowano zgodnie z zaleceniami producentów materiałów, analogicznie do warunków aplikacji klinicznej.

Badania wytrzymałościowe przeprowadzono na maszynie Instron TM-SM podczas statycznego 3-punktowego zginania wg normy ISO-4049 [11]. Rejestrowano przebieg zmian siły i odkształcenia. Przykładowy wykres dla trzech wybranych materiałów pokazano na rysunku 1. Przy ocenie naprężenia niszczącego i maksymalnego odkształcenia brano pod uwagę wartość siły, przy której następowało pękanie osnowy kompozytu, widoczne w postaci załamania na wykresie. Porównywano także wartości modułów sprężystości badanych materiałów oraz podatność kompozytów, określaną na podstawie odkształcenia - maksymalnej strzałki ugięcia belki w chwili pękania.

TABELA 1. **Warianty kompozytów użytych w badaniach**
TABLE 1. **Type of composites used in the research**

Nr	Osnowa	Zbrojenie		
		Materiał włókna	Rodzaj	Nazwa fabryczna
1	LCR	szklane	rowing	Fibre-Kor
2	LCR	szklane	tkanina	Fiber-Splint
3	LCR	szklane	splot wielo-warstwowy	Multi-Layer
4	LCR	organiczne	rowing	Splint-It Linke
5	LCR	metalowe	splot	Retainer
6	Dyract-Ap	szklane	rowing	Fibre-Kor
7	Dyract-Ap	szklane	tkanina	Fiber-Splint
8	Dyract-Ap	szklane	splot wielo-warstwowy	Multi-Layer
9	Dyract-Ap	organiczne	rowing	Splint-It Linke
10	Dyract-Ap	metalowe	splot	Retainer
11	Flow-It	szklane	rowing	Fibre-Kor
12	Flow-It	szklane	tkanina	Fiber-Splint
13	Flow-It	szklane	splot wielo-warstwowy	Multi-Layer
14	Flow-It	organiczne	rowing	Splint-It Linke
15	Flow-It	metalowe	splot	Retainer



Rys. 1. Wykres obciążenie-odkształcenie (F-f) uzyskany podczas statycznego trójpunktowego zginania kompozytów o różnej osnowie z wielowarstwowym zbrojeniem włóknami szklanymi

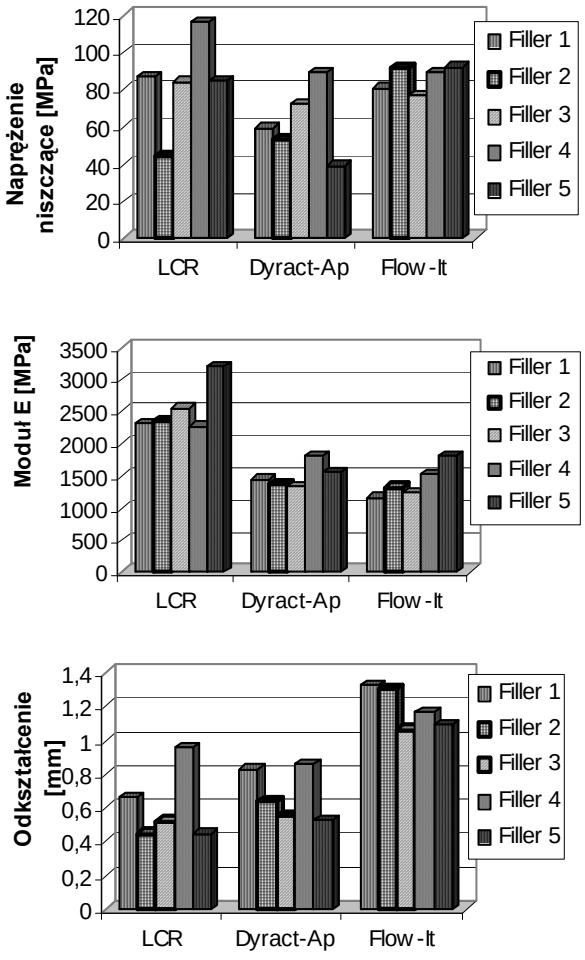
Fig. 1. Graph load-deformation (F-f) obtained in three-point bending of composites based on different matrix reinforced with multilayer fibreglass

Dodatkowo przeprowadzono obserwację powierzchni przełomów badanych materiałów na elektronowym mikroskopie skaningowym HITACHI S3000-N.

WYNIKI BADAŃ WŁASNYCH

Dla zilustrowania wpływu osnowy i zbrojenia kompozytów na ich właściwości wyniki zestawiono w posta-

ci histogramów na rysunkach 2a-c. Przedstawione dane wskazują, że właściwości wytrzymałościowe kompozytów zależą w głównej mierze od materiału osnowy. Na podstawie uzyskanych danych trudno zaobserwować analogie pomiędzy poszczególnymi rodzajami zbrojenia. Przyczyną może być niewielki udział objętościowy zbrojenia oraz niedostateczna jakość kompozytów, co potwierdzają obserwacje mikroskopowe przełomów próbek (rys. rys. 3 i 4). Badania miały jednak na celu porównanie właściwości szyn wykonanych w warunkach zbliżonych do klinicznej aplikacji z materiałów najczęściej stosowanych przez stomatologów.



Rys. 2. Wykresy porównawcze właściwości wytrzymałościowych badanych kompozytów: a) naprężenie niszczące, b) moduł sprężystości, c) odkształcenie

Fig. 2. Comparative graphs of mechanical properties of tested materials: a) breaking stress, b) elastic modulus, c) deformation

Pod względem wytrzymałości najbardziej korzystnym materiałem osnowy wydaje się kompozyt Flow-It, zapewniający stabilne właściwości szyny. W przypadku połączenia Flow-It ze wszystkimi rodzajami zbrojeń uzyskano wartości naprężenia niszczącego w przedziale $\sigma = 80 \div 100$ MPa. Jednocześnie kompozyty te charakteryzowały się największą podatnością. Uzyskane wartości modułu sprężystości są najniższe w całej badanej grupie materiałów, natomiast wartości odkształcenia, przy którym następowało pękanie, są największe - powyżej 1 mm. Maksymalne wartości odkształcenia otrzymano dla kompozytów na bazie Flow-It zbrojonych włóknem szklanym w postaci rowingu oraz tkaniny. Stąd można sugerować, że materiały te mogą być stosowane do stabilizacji zębów w leczeniu pourazowym, gdzie pewna dopuszczalna ruchomość zębów korzystnie wpływa na procesy regeneracji tkanki kostnej.

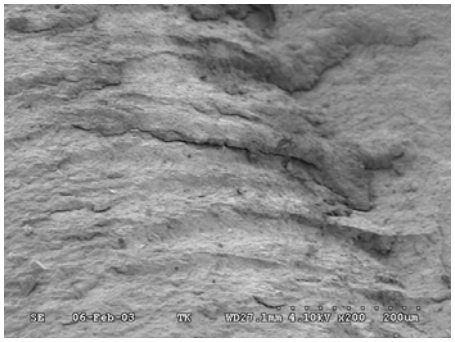
Kompozyty na osnowie LCR wykazują największą sztywność (dla wszystkich badanych połączeń wartość modułu sprężystości wyniosła powyżej 2000 MPa) przy dosyć wysokiej wartości naprężenia niszczącego. Jedynie w przypadku zbrojenia tkaniną z włókien szklanych (rys. 2a - Filler 2) pękanie nastąpiło przy obciążeniu ok. 44 MPa. Wynik ten można tłumaczyć niedostateczną penetracją materiału osnowy i zwilżeniem włókien zbrojenia, przez co powstały nieciągłości w materiale (rys. 4b). Natomiast największy moduł sprężystości uzyskano dla kompozytu na osnowie LCR zbrojonego włóknami metalowymi (rys. 2a - Filler 5), wartość $E = = 3215$ MPa. Materiał ten może być rekomendowany do szynowania zębów w przypadku leczenia chorób przyzębia, szczególnie przy dużych ubytkach tkanki kostnej, gdzie zachodzi konieczność sztywnego zespolenia zębów.

Materiał osnowy kompomer Dyract-Ap nie wyróżnia się pod względem właściwości mechanicznych. W przypadku zastosowania kompozytów opartych na Dyract-Ap zaobserwowano znaczny rozrzut wyników. Szczególnie niekorzystna jest niska wartość naprężenia niszczącego ($\sigma < 40$ MPa), która może być przyczyną nieoczekiwanego uszkodzenia szyny.

Mikroskopowe obserwacje powierzchni przełomów badanych kompozytów pozwoliły wskazać różnice w mechanizmach pękania. Na rysunkach 3a-d pokazano obrazy mikroskopowe przełomów przykładowych próbek kompozytów z różną osnową. Powierzchnia przełomu kompozytu na bazie LCR, który charakteryzował się naj- większą sztywnością, jest gładka (szklista), co świadczy o zdecydowanie kruchym mechanizmie pękania (rys. 3a). W przypadku dwóch pozostałych materiałów również miał miejsce kruchy przełom, jednak powierzchnie przełomu są bardziej rozwinięte. Przy większym powiększeniu na powierzchni Flow-It można zaobserwować niejednorodności materiału oraz liczne drobne linie pęknięć (rys. 3d). Można sądzić, że proces pękania następował tu stopniowo, wielokierunkowo, wyhamowując na ziarnach wypełniacza materiału osnowy.

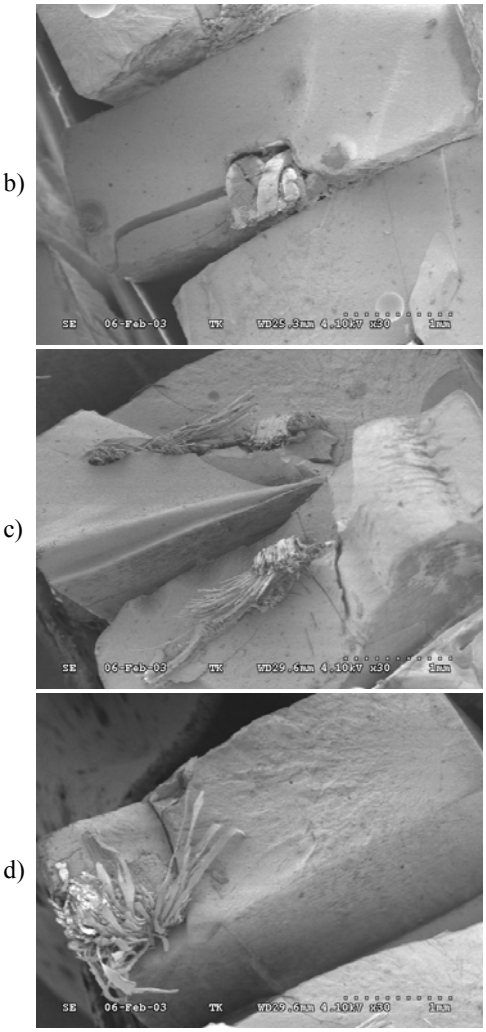
Na podstawie mikrofotografii przełomów można również poszukiwać uzasadnienia faktu braku wpływu rodzaju zbrojenia na właściwości wytrzymałościowe kompozytów (rys. 4a-e). Szczególnie w przypadku zastosowania zbrojenia włóknami szklanymi w postaci rowingu, tkaniny i splotu wielowarstwowego przy różnych materiałach osnowy można było oczekiwać analo-

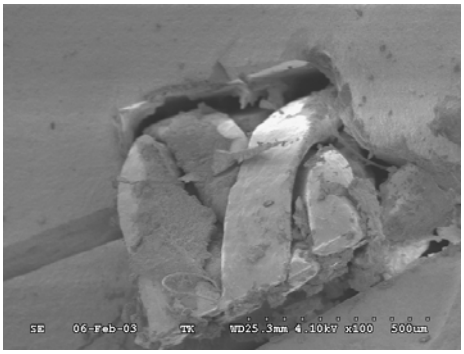
gicznych zależności, związanych zarówno z kierunkiem ułożenia włókien, jak też różnym udziałem objętościowym zbrojenia (do wykonania próbek użyto gotowych elementów dostępnych w sklepach zaopatrzenia stomato- logicznego, tzw. szyny). Warunkiem dobrej jakości kom- pozytu jest odpowiednia adhezja materiału osnowy do włókien. Na przełomie kompozytu zbrojonego tkaniną szklaną (rys. 4b) można zaobserwować wiązki włókien, które nie zostały zwilżone osnową i dlatego nie mogły przenosić obciążeń. Jakość próbek kompozytów ze zbro- jeniem wielowarstwowym (rys. 4c) pomimo dobrej adhezji materiału osnowy pogarszał zbyt duży udział włókien w stosunku do przekroju próbki. Stąd można sugerować, że przy wyborze zbrojenia kompozytu do stabilizacji zę- bów istotną rolę odgrywa również łatwość i skuteczność aplikacji szyny w trudnych warunkach klinicznych.



Rys. 3. Mikrostruktury przełomów kompozytów z różną osnową: a) LCR, b) Dyract-Ap, c), d) Flow-It; pow. a-c) 30x, d) 200x

Fig. 3. Fracture microstructures of different composite matrixes: a) LCR, b) Dyract-Ap, c), d) Flow-It; magn. a-c) 30x, d) 200x





Rys. 4. Przełomy próbek kompozytów z różnymi rodzajami zbrojenia: a) rowing szklany, b) tkanina szklana, c) wielowarstwowy splot szklany, d) włókna organiczne, e) włókna metalowe

Fig. 4. The fractures of composite samples reinforced with different fillers: a) fibreglass bundle, b) glass cloth, c) multilayer fiberglass, d) polymeric fibre, e) metallic fibre

PODSUMOWANIE

Przedstawione badania miały charakter pilotażowy, pozwoliły jednak zaobserwować pewne zależności. Uzyskane wyniki wskazują na możliwość wyboru optymalnego połączenia materiału osnowy i zbrojenia kompozytów stosowanych do stabilizacji zębów w zależności od konkretnego zastosowania klinicznego na podstawie oceny ich właściwości mechanicznych. Analiza wyników pozwala stwierdzić, że właściwości wytrzymałościowe kompozytu zależą w głównej mierze od materiału osnowy.

Podczas leczenia chorób przyzębia, gdzie zachodzi konieczność zapewnienia sztywnego unieruchomienia zębów, należy zastosować kompozyt, charakteryzujący się wysokimi wartościami modułu sprężystości E. Najbardziej korzystnym rozwiązaniem będą kompozyty z osnową LCR (dla większości badanych połączeń wartość modułu sprężystości wyniosła powyżej 2000 MPa przy zbrojeniu włóknami metalowymi Retainer E = = 3215 MPa).

Natomiast w przypadkach pourazowych dla zachowania pewnej ruchomości zębów bardziej korzystnym rozwiązaniem byłaby szyna wykazująca większą podatność. Spośród badanych materiałów największą podatnością charakteryzują się kompozyty oparte na Flow-It. Dodatkowo materiał ten zapewnia stabilne właściwości szyny. W przypadku połączenia Flow-It ze wszystkimi rodzajami zbrojeń uzyskano wartości naprężenia niszczącego w przedziale $\sigma = 80 \div 100$ MPa.

Wyniki uzyskane dla trzeciej grupy kompozytów z osnową Dyract-Ap nie potwierdzają celowości ich zastosowania do stabilizacji zębów. Materiały nie wyróżniają się pod względem właściwości mechanicznych, wykazują natomiast znaczny rozrzut wyników. Szczególnie niekorzystna jest niska wartość naprężenia niszczącego ($\sigma < 40$ MPa), która może być przyczyną nieoczekiwanego uszkodzenia szyny.

Praca finansowana przez Komitet Badań Naukowych (grant nr 01/PBZ-KBN-082/T08/2002) oraz przez Wydział Lekarski Akademii Medycznej w Białymstoku (praca nr 4-09 765).

LITERATURA

[1] Burns D.R., Beck D.A., Nelson S.K., A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontics treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics, J. Prosth. Dent. 2003, 50, 474-498.

[2] Moszner N., Salz U., New developments of polimeric dental composites, Prog. Polym. Sci. 2001, 26, 535-576.

[3] Rizkalla A.S., Jones D.W., Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials, Dental Materials 2004, 20, 207-212.

[4] Abe Y., Lambrechts P., Inoue S., Braem M.J.A., Takeuchi M., Vanherle G., Van Meerbeek B., Dynamic elastic modulus of „packable" composites, Dental Materials 2001, 17, 520-525.

[5] Arcís R.W., López-Macipe A., Toledano M., Osorio E., Rodriguez-Clemente R., Murtra J., Fanovich M.A., Pascual C.D., Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxiapatite for dental restoration, Dental Materials 2002, 18, 49-57.

[6] Combe E.C., Shaglouf A.-M.S., Watts D.C., Wilson N.H.F., Mechanical properties of direct core build-up materials, Dental Materials 1999, 15, 158-165.

[7] Jacobsen P.H., Darr A.H., Static and dynamic moduli of composite restorative materials, J. Oral. Rehab. 1997, 24, 265-273.

[8] Manhart J., Kunzelmann K.-H., Chen H.Y., Hickel R., Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins, Dental Materials 2000, 16, 33-40.

[9] Sabbagh ., Vreven J., Leloup G., Dynamic and static moduli of elesticy of resin-based materials, Dental Materials 2002, 18, 64-71.

[10] Xu H.H.K., Schumacher G.E., Eichmiller F.C., Peterson R.C., Antonucci J.M., Mueller H.J., Continous-fiber preform reinforcement of dental resin composite restorations, Dental Materials 2003, 19, 523-530.

[11] ISO-4049, Resin-based filling materials (1988).

Recenzent
Jan Chłopek