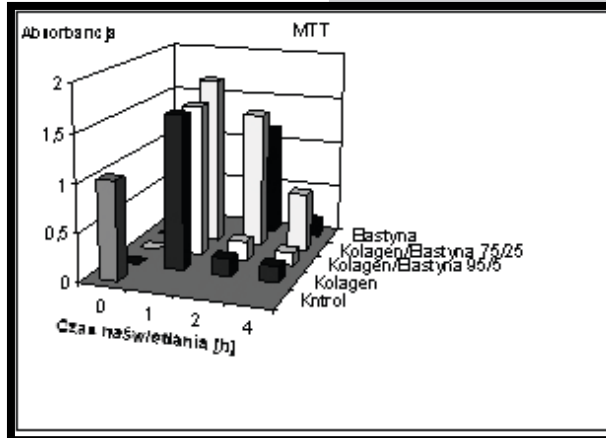


(powyżej 50%) są zbyt kruche, by mogły zostać komercyjnie wykorzystane.

W celu oceny właściwości biologicznych filmów z kolagenu, hydrolizatów elastyny i mieszanin przeprowadzono na nich badanie wzrostu komórek 3T3. Komórki hodowane na nienasświetlanych próbkach przez tydzień wykazywały kształt kulisty, co świadczy o braku powinowactwa do powierzchni badanych materiałów. Na podstawie wyników testów MTT, przedstawionych na RYSUNKU 3, uznano je za martwe. Przy kontakcie z filmami napromienianymi morfologia komórek była podobna do obserwowanej w próbie kontrolnej. Dla filmów po 1h naświetlania obserwuje się znaczący wzrost przeżywalności komórek. Najlepsze rezultaty otrzymano dla próbek kolagen/elastyna 75/25.



RYS. 3. Ocena przeżywalności komórek 3T3 na filmach z kolagenu, elastyny i mieszanin przed i po naświetlaniu za pomocą testu MTT.
FIG.3. The MTT assay testing 3T3 cells viability on collagen, elastin and collagen/elastin films before and after UV irradiation after one week.

higher amount of elastin hydrolysates than 50% are very fragile and it is impossible to employ them commercially.

To assess the biological performance of films made from collagen, elastin hydrolysates and blends, the response of 3T3 cells grown was investigated. After one week, cells seeded on non-irradiated samples showed a rounded morphology. It points at inadequate surface for cell growth. However the cells in contact with irradiated films reveal a morphology similar to observed on control (data not showed). MTT results are presented on FIGURE 3. Cells seeded on non-irradiated films were considered as non viable. After 1 hour of irradiation of the samples a significant increase of viability of cells is observed. The highest absorbances are observed

for collagen/elastin 75/25 films.

Wnioski

Na podstawie badań stwierdzono, że promieniowanie UV jest odpowiednim czynnikiem modyfikującym dla filmów kolagenowo-elastynowych. Wprawdzie obserwuje się niewielkie pogorszenie właściwości mechanicznych takich jak UTS i wydłużenie przy zerwaniu, jednak biokompatybilność znacząco rośnie.

Conclusion

Our study demonstrated that UV irradiation is a good factor for modification of collagen/elastin films. Although mechanical properties as UTS and elongation at break slightly decrease after irradiation, but significant increase of biocompatibility is observed.

Piśmiennictwo

- [1] W.F.Daamen, H.Th.B van Moerkerk, T. Hafmans, L. Buttafoco, A.A. Poot, J.H. Veerkamp, T.H. van Kuppevelt, *Biomaterials* 2003, Vol. 24, 4001-4009
- [2] J.Habermehl, J. Skopinska, F. Boccafocchi, A. Sionkowska, H. Kaczmarek, G. Laroche, D. Mantovani, *Macromolecular Bioscience* 2005, Vol. 5, 821-828
- [3] A.Sionkowska, J. Skopinska, M. Wisniewski, A. Leznicki, J. Fisz, *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology* 2006, Vol. 85, 79-84

References

- [4] A.Sionkowska, J. Skopinska, M. Wisniewski, A. Leznicki, *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology* 2007, Vol. 86, 186-191
- [5] T. B. W. N.T. Sosokel, L.B. Sandberg, *Methods of Enzymology* 144 (1987) 196-214.

KOMPOZYTY CERAMIKA-POLIMER DO ZASTOSOWAŃ STOMATOLOGICZNYCH

A.CWALIŃSKA, M.SZAFRAN*, G. ROKICKI, M. BIERNAT

POLITECHNIKA WARSZAWSKA, WYDZIAŁ CHEMICZNY,
 UL. NOAKOWSKIEGO 3, 00-664 WARSZAWA, POLSKA

*E-MAIL: SZAFRAN@CH.PW.EDU.PL

Streszczenie

W artykule przedstawiono wyniki badań nad otrzymaniem nowych materiałów kompozytowych do zastosowań stomatologicznych. Jednym ze składników fazy organicznej był nowy, rozgałęziony monomer uretano-metakrylowy UM1. Charakteryzuje się on ponad cztery razy mniejszym skurczem polimeryzacyjnym w porównaniu do powszechnie stosowanej w stomato-

CERAMIC-POLYMER COMPOSITES FOR DENTAL APPLICATION

A.CWALIŃSKA, M.SZAFRAN*, G. ROKICKI, M. BIERNAT

WARSAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, FACULTY OF CHEMISTRY,
 3, NOAKOWSKIEGO STREET, 00-664 WARSAW, POLAND

*E-MAIL: SZAFRAN@CH.PW.EDU.PL

Abstract

This paper presents results of research on obtaining new composite materials for dental application. One of the components of organic phase is new, branched UM1 urethane-methacrylic monomer. The monomer shows over four times lower polymerization shrinkage in comparison to commonly used in dentistry Bis-GMA – based resin. Applied inorganic fillers

logii żywicy opartej na monomerze Bis-GMA. Wypełniacz stanowiły ceramiczne proszki krzemionkowe, których udział był stały i wynosił 60%obj. kompozytu, w tym 10 % obj. nanokrzesionki. Proszki wprowadzano do kompozycji żywic, w których zmieniano stosunek wagowy mieszaniny Bis-GMA/TEGDMA do żywicy UM1. Badania wykazały, że dodatek żywicy UM1 pozwala na uzyskanie kompozytów o większej twardości i większej wytrzymałości na zginanie w porównaniu do kompozytów opartych na Bis-GMA.

Słowa kluczowe: kompozyty stomatologiczne, kompozyty ceramiczno-polimerowe, żywica uretano-wo-metakrylowa, skurcz polimeryzacyjny

[Inżynieria Biomateriałów, 69-72, (2007), 69-73]

Wprowadzenie

Dynamiczny rozwój technik stomatologicznych oraz wzrastające oczekiwania pacjentów determinują nowe podejście do sztuki leczenia zębów. Dąży się do osiągnięcia parametrów wytrzymałościowych wypełnień dorównujących właściwościom amalgamatów oraz zapewnienia biogodności materiału z naturalnymi tkankami zęba [1-5].

Przeważająca liczba fotoutwardzalnych kompozytów do zastosowań stomatologicznych bazuje na monomerze metakrylowym Bis-GMA. Oprócz wielu zalet, takich jak mała lotność, relatywnie mały skurcz polimeryzacyjny, mały współczynnik dyfuzji i dobra adhezja do twardych tkanek zęba, Bis-GMA posiada również wady – bardzo dużą lepkość, małą konwersję grup winylowych w czasie polimeryzacji oraz zwiększoną chłonność wody [6]. Wady te wynikają z budowy chemicznej tego monomeru, a dokładnie są efektem obecności grup hydroksylowych. W związku z tym Bis-GMA stosuje się w połączeniu z monomerami o mniejszej lepkości, tzw. reaktywnymi rozcieńczalnikami (monomerami rozcieńczającymi). Obecnie w tym celu używa się TEGDMA – dimetakrylanu glikolu trietylenowego, który zmniejsza lepkość żywicy i zwiększa konwersję grup winylowych, jednakże powoduje wzrost skurczu polimeryzacyjnego.

Artykuł prezentuje wstępne wyniki badań nad wpływem dodatku nowej żywicy uretano-wo-metakrylowej UM1 na niektóre parametry kompozytów stomatologicznych, takie jak mikrotwierdność oraz wytrzymałość na zginanie. Praca obejmuje również porównanie otrzymanych wartości z parametrami kompozytów na bazie żywicy złożonej z monomerów metakrylowych – Bis-GMA i TEGDMA.

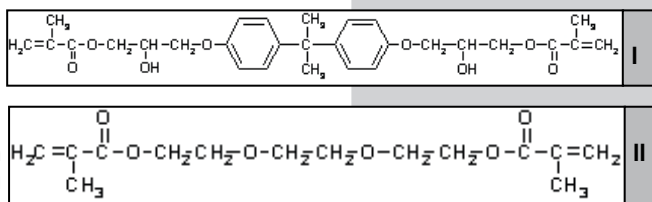
Część doświadczalna

Materiały

W badaniach zastosowano proszki ceramiczne składające się z krzemionki. Mikroproszek ceramiczny (99,5% wag. SiO₂), o średniej wielkości ziarna ok. 5μm oraz gęstości wynoszącej 2,38g/cm³, przygotowano w Zakładzie Technologii Nieorganicznej i Ceramiki Wydziału Chemicznego PW. Nanowypełniaczem była silanizowana nanokrzesionka R709, DEGUSSA, o średniej wielkości ziarna 40nm i gęstości równej 2,20g/cm³.

Fazę organiczną stanowiły monomery metakrylowe:

- Bis-GMA – dimetakrylan eteru diglicydowego bisfenolu A, ALDRICH o wzorze (I)
- TEGDMA – dimetakrylan glikolu trietylenowego, ALDRICH, o wzorze (II)



consisted of silica powders, which total content was kept constant and amounted up to 60vol.% of composite, while nanofiller amount was 10 vol.%. Ceramic powders were added to mixture of resins, in which weight ratio of Bis-GMA/TEGDMA composition to UM1 resin varied. Results prove that UM1 resin additive allows obtaining composites distinguished by increased hardness and flexural strength in comparison to those based on Bis-GMA monomer.

Keywords: dental composites, ceramic-polymer composites, urethane-methacrylic resin, polymerization shrinkage

[Engineering of Biomaterials, 69-72, (2007), 69-73]

Introduction

Dynamic development of dental techniques and increasing expectations of patients determine new approach to craft of dentistry. Achieving strength parameters comparable to those of amalgams and biocompatibility assurance to tooth tissues is brought into particular attention [1-5].

Majority of photocurable dental composites is based on Bis-GMA methacrylic monomer. Apart from many advantages, such as low volatility, relatively low polymerization shrinkage, low diffusion coefficient and good adhesion to tough tooth tissues, Bis-GMA has also some disadvantages – high viscosity, low vinyl groups conversion under ambient polymerization conditions and water uptake capacity [6]. Those shortcomings result from chemical structure of this monomer and precisely are an effect of the presence of hydroxyl groups. Therefore Bis-GMA is applied with addition of reactive diluents (diluting monomers). Nowadays for that purpose triethylene glycol dimethacrylate – TEGDMA is used. Though an addition of TEGDMA decreases the viscosity of resin and increases conversion of vinyl groups, it still causes an increase of polymerization shrinkage.

In this paper some preliminary results on the effect of addition of a new UM1 urethane-methacrylic resin on microhardness and flexural strength of photocurable composites are presented. The results were compared with the properties of composites based on methacrylic monomers containing resin – Bis-GMA and TEGDMA.

Experimental part

Materials

Applied ceramic powders consist of silica. Micropowder (99,5wt % SiO₂), with average particle size ca 5μm and density 2,38g/cm³, was prepared at the Department of Inorganic Technology and Ceramics, Faculty of Chemistry of Warsaw University of Technology. Used nanofiller was silanized nanosilica R709, DEGUSSA, with average particle size 40nm and density 2,20g/cm³.

Organic phase consisted of methacrylic monomers:

- Bis-GMA – bisphenol A glycerolate dimethacrylate, ALDRICH, represented by formula (I)
- TEGDMA – triethylene glycol dimethacrylate, ALDRICH, represented by formula (II)

and of new urethane-methacrylic UM1 resin, prepared at the Department of Chemistry and Technology of Polymers, Faculty of Chemistry of Warsaw University of Technology. UM1, a mixture of three liquid monomers, was synthesized via non-isocyanate route, which consists in forming urethane linkages in reaction of various carbonates

oraz otrzymana w Katedrze Chemii i Technologii Polimerów Wydziału Chemicznego PW nowa żywica uretanowo-metakrylowa UM1 będąca ciekłą mieszaniną trzech izomerów. Żywicę otrzymano metodą bezizocyjanianową, polegającą na tworzeniu wiązań uretanowych w reakcji pięcioczłonowych węglanów cyklicznych z aminami alifatycznymi. Do syntezy użyto tanich materiałów wyjściowych, takich jak glicerol, węglan dimetylu, 1,6-diaminoheksan (RYS.1).

Aby zwiększyć siłę wiązania fazy organicznej z nieorganiczną proszek ceramiczny poddawano silinacji za pomocą γ -metakryloksypropylotrimetoksylanu w ilości 1,5% wag. w stosunku do masy proszku, w środowisku toluenu. Jako fotoinicjator stosowano kamforochinon firmy ALDRICH.

Metodyka badań

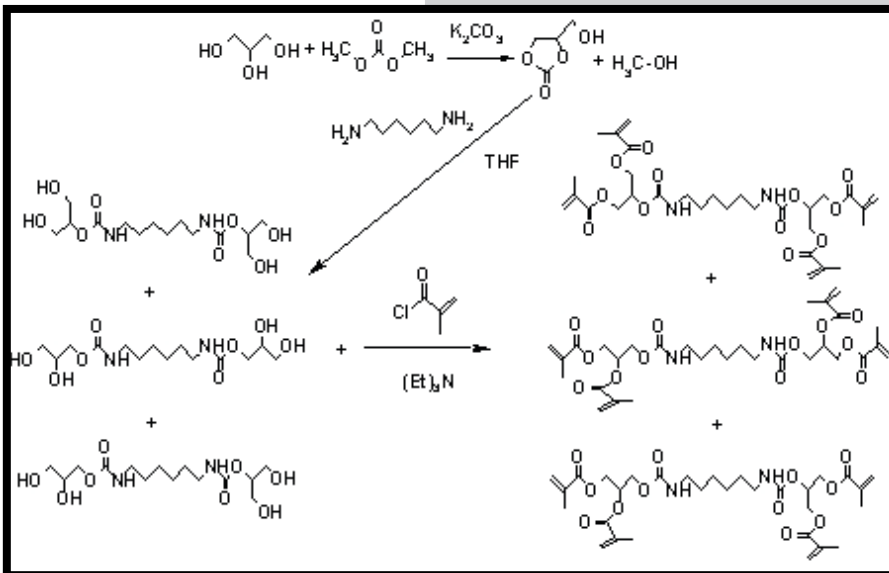
Przygotowano kompozycje monomerów Bis-GMA/TEGDMA (59,6:40,4% wag.) oraz monomeru UM1 z 5% wag. dodatku kamforochinonu w stosunku do masy fazy organicznej. Skurcz polimeryzacyjny stosowanych do badań żywic oznaczano metodą piknometryczną z różnicy gęstości żywicy przed i po polimeryzacji.

Do badań wykorzystano dwa rodzaje kształtek kompozytowych: kształtki do oznaczenia mikrotwardości o średnicy $\varphi=10\text{mm}$ i wysokości $h=2\text{mm}$ oraz kształtki do badania wytrzymałości na zginanie o wymiarach $25\times 25\times 2\text{mm}$ (zgodnie z normą PN-EN ISO 4049). Stałą, założoną ilość wypełniacza (50% obj. SiO_2 oraz 10% obj. $n\text{-SiO}_2$), wprowadzano do kompozycji żywic i mieszano przy użyciu łopatkę dentystycznej. Tak przygotowane masy nakładano do form, po czym utwardzano je światłem lampy inicjującej polimeryzację (lampa stomatologiczna MEGALUX o natężeniu światła $750 - 900\text{mW/cm}^2$ i mocy 75W). Stosunek wagowy mieszaniny Bis-GMA/TEGDMA do żywicy UM1 w kolejnych kompozytach wynosił odpowiednio: 100:0, 80:20, 60:40, 40:60, 20:80, 0:100.

Otrzymane kształtki poddano badaniom mikrotwardości metodą statyczną Vickers'a (obciążenie 200 G, czas 10 s) oraz wytrzymałości na zginanie metodą zginania trójpunktowego (urządzenie MTS QTest, szybkość posuwu trawersy $0,75\text{mm/min}$). W celu oceny powierzchni próbek badano mikrostrukturę utwardzonych kształtek przy użyciu skanującego mikroskopu elektronowego SEM (LEO 1530).

Wyniki badań

Przeprowadzone w ramach pracy pomiary obejmowały badania parametrów fizykochemicznych nowego, wielofunkcyjnego monomeru uretanowo-metakrylowego UM1 oraz żywicy na bazie Bis-GMA, jak również badania



RYS.1. Schemat syntezy wielofunkcyjnych monomerów uretanowo-metakrylowych.

FIG.1. Synthesis of multifunctional urethane-methacrylic monomers.

with amines. In the synthesis presented below cheap and easily available starting materials were used, such as glycerol, dimethyl carbonate, hexamethylenediamine and methacryloyl chloride (FIG.1).

In order to increase adhesion of organic and inorganic phase ceramic micropowder was surface treated with 1,5 wt% of 3-(trimethoxysilyl)propyl

methacrylate [Aldrich], in toluene solution. Camphorquinone (Aldrich) was used as a photoinitiator.

Research methods

The monomer system, used in preparation of samples, consisted of Bis-GMA/TEGDMA monomers (59,6:40,4wt%) and UM1 monomer. It was prepared with an addition of 5wt% of camphorquinone. Polymerization shrinkage of examined resins was measured using pycnometer by comparison of resins density before and after polymerization.

Specimens of each material were prepared in two types of moulds. Vickers' microhardness measurements were carried out on the samples with diagonal $\varphi=10\text{mm}$ and height $h=2\text{mm}$. Samples for flexural strength measurement were prepared in moulds of $25\times 25\times 2\text{mm}$ as specified in the PN-EN ISO 4049 specification. Constant and precise amounts of fillers (50vol.% SiO_2 and 10vol.% $n\text{-SiO}_2$) were mixed with resins, than put into moulds and light-cured using conventional curing device (MEGALUX, $750-900\text{mW/cm}^2$, 75W). Weight ratio of Bis-GMA/TEGDMA composition to UM1 resin varied in following composites: 100:0, 80:20, 60:40, 40:60, 20:80, 0:100.

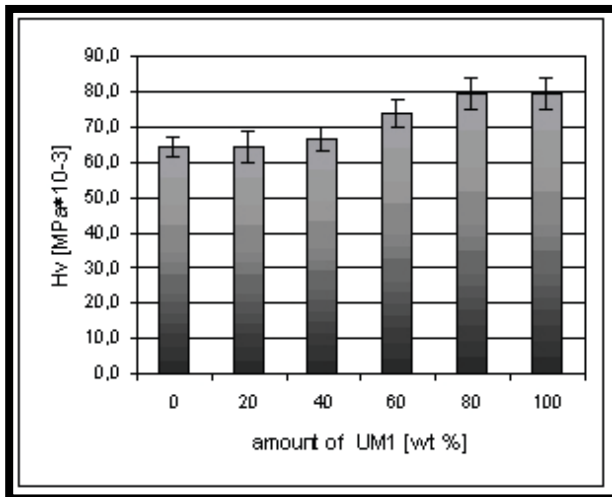
The Vickers' hardness of obtained samples was measured – load of 200G was applied during 10s on their surface. The flexural strength was measured using a three-point bending method – samples were loaded in a MTS QTest machine at a speed rate of $0,75\text{mm/min}$ until fracture occurred. In order to valuate samples' morphology scanning-electron microscopy SEM (LEO 1530) was performed.

Results

Measurements conducted in this work include physico-chemical tests of the new, multifunctional UM1 urethane-methacrylic monomer and resin based on Bis-GMA, as well as examinations of the composite samples prepared on the basis of the above resins.

The following parameters were studied:

- resins' density,
- resins' viscosity,
- resins' polymeric shrinkage,



RYS.2. Wpływ dodatku żywicy uretanowo-metakrylowej UM1 na mikrotwierdność kształtek kompozytowych wykonanych z proszku SiO₂ i nanoproszku R709.

FIG.2. Effect of urethane-methacrylic resin UM1 on microhardness of composite samples made of SiO₂ filler and R709 nanofiller.

kształtek kompozytowych otrzymanych na bazie tych żywic. Oznaczono następujące parametry:

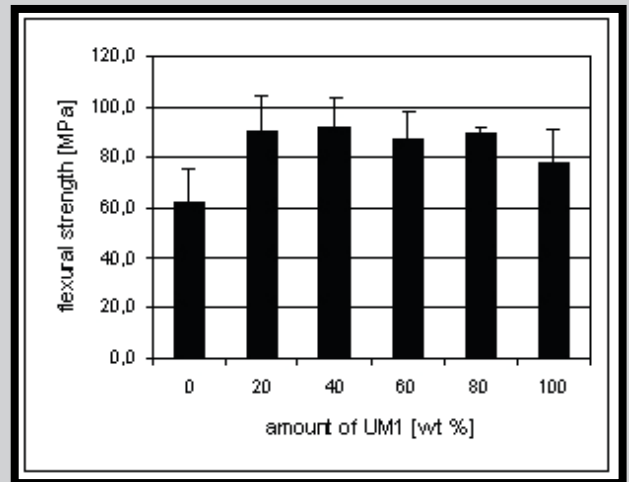
- gęstość żywic,
- lepkość żywic,
- skurcz polimeryzacyjny żywic,
- kąt zwilżania proszków ceramicznych przez żywice,
- stopień inhibicji tlenowej,
- mikrotwierdność utwardzonych żywic oraz mas kompozytowych (metodą statyczną Vickers'a),
- wytrzymałość na zginanie (metodą trójpunktową),
- wytrzymałość na ścieranie,
- mikrostrukturę – skaningowy mikroskop elektronowy SEM.

Uzyskane wyniki potwierdziły założenia dotyczące dobrych właściwości syntezowanej żywicy uretanowo-metakrylowej UM1. Skurcz polimeryzacyjny żywicy UM1 wynosił jedynie 2,5%, czyli aż ponad 4 razy mniej w porównaniu do skurczu kompozycji Bis-GMA/TEGDMA, dla której wynosił 10,3%. Wpływ dodatku żywicy UM1 na mikrotwierdność i wytrzymałość na zginanie kształtek kompozytowych wykonanych z mikro- i nanoproszku SiO₂ przedstawiono na RYS.2. i RYS.3.

Jak widać z wyników przedstawionych na RYS.2 i RYS.3, dodatek nowej rozgałęzzonej żywicy uretanowo-metakrylowej wpływa znacząco na wzrost mikrotwierdności i wytrzymałości na zginanie kompozytów. Mikrostrukturę omawianego kompozytu przedstawiono na RYS.4.

Podsumowanie

Przedstawiono wstępne wyniki badań dotyczące wpływu nowej, rozgałęzzonej żywicy uretanowo-metakrylowej na wybrane parametry kompozytów ceramika-polimer z przeznaczeniem na wypełnienia ubytków. Potwierdzono



RYS.3. Wpływ dodatku żywicy uretanowo-metakrylowej UM1 na wytrzymałość na zginanie kształtek kompozytowych wykonanych z proszku SiO₂ oraz nanoproszku R709.

FIG.3. Effect of urethane-methacrylic resin UM1 on flexural strength of composite samples made of SiO₂ filler and R709 nanofiller.

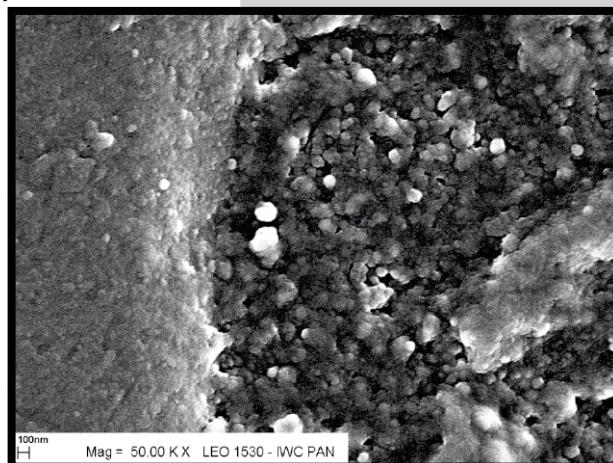
- wetting angle of ceramic powders by resins,
- oxygen inhibition level,
- microhardness of cured resins and composites (Vickers' static method),
- flexural strength (three-point bending method),
- wear rate,
- microstructure – scanning-electron microscopy SEM.

Received results confirm the assumptions that in general properties of synthesized UM1 resin are very good. Polymeric shrinkage of UM1 amounted merely 2,5%, which is over 4 times less compared to Bis-GMA/TEGDMA resin shrinkage (10,3%). FIG.2. and FIG.3. illustrate the influence of UM1 resin additive on microhardness and flexural strength of composite samples made of micro- and nano- SiO₂ filler.

According to results presented in FIG.2 and FIG.3 the addition of the new, branched UM1 resin significantly increases composites' microhardness and flexural strength. Microstructure of tested composite is shown in FIG.4.

Summary

The objective of this paper was to present preliminary results of research regarding the effect of new branched UM1 urethane-methacrylic resin onto chosen parameters of ceramic-polymer composites, used as dental cavities fillings. The assumption on influence of UM1 resin addition to increase of composites' hardness and flexural strength, as well as decrease of oxy-



RYS.4. Mikrostruktura kompozytu ceramika-polimer – wykonanego z proszku SiO₂ (zsil. 1,5% wag.) i nanoproszku R709, zawierającego dodatek 40% wag. żywicy UM1, SEM, pow. 50.00 KX, detektor InLens.

FIG.4. Microstructure of the ceramic-polymer composite – made of SiO₂ filler (sil.1,5wt%) and R709 nanofiller, containing 40wt% UM1 resin, SEM, magn. 50.00 KX, detektor InLens.

założenia o wzroście twardości kompozytu i wytrzymałości na zginanie oraz zmniejszonej inhibicji tlenowej, wynikające z dodatku żywicy UM1. Ponadto jej skurcz polimeryzacyjny jest znacząco mniejszy – jedynie 2,5% w porównaniu do 10,3% dla żywicy Bis-GMA/TEGDMA, co w rezultacie powinno prowadzić do zmniejszenia naprężeń w strukturze kompozytu, jak również między kompozytem a zębina.

Żywica UM1 wydaje się być obiecującą alternatywą dla Bis-GMA, bądź jako jego zamiennik lub jako dodatkowy składnik obecnie stosowanych żywic dentystycznych. Otrzymane wyniki wskazują na celowość dalszych, bardziej szczegółowych badań w tym zakresie.

Podziękowania

Praca finansowana przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego Nr grantu R 0802701.

gen inhibition, were confirmed. Moreover, polymerization shrinkage of new monomer is significantly lower than for Bis-GMA/TEGDMA resin (only 2,5% vs. 10,3%). This should result in decreasing tensions in composite's structure, as well as between the composite and dentin.

UM1 resin appears to be a very promising alternative for Bis-GMA, either as a substitute or additional component of currently used dental resins. Received results show that further research is highly advisable, especially in the above scope.

Acknowledgements

This work is financed by the Ministry of Science and Education. Grant no R 0802701.

Piśmiennictwo

- [1] Sideridou I., Tserki V., Papanastasiou G., Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins, *Biomaterials* 2002, 1819-1829.
 [2] Musanje L., Ferracane J.L., Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite, *Biomaterials* 2004, 4065-4071.
 [3] Pereira S.G., Osorio R., Toledano M., Nunes T.G., Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins, *Dental Materials* 2005, 823-830.

References

- [4] Malacarne J., Carvalho R.M., de Goes M.F., Svizero N., Pashley D.H., Tay F.R., Yiu C.K., Carrilho M.R. de Oliveira, Water sorption/solubility of dental adhesive resins, *Dental Materials* 2006, 973-980.
 [5] Zandinejad A.A., Atai M., Pahlevan A., The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites, *Dental Materials* 2006, 382-387.
 [6] Szafran M., Cwalińska A., Rokicki G., Biernat M., Wpływ dodatku rozgałęzionych żywic uretanowo-metakrylowych na właściwości kompozytów ceramika-polimer do zastosowań stomatologicznych, *Kompozyty 7:3* (2007) 117-121.

KOROZJA IMPLANTÓW W WARUNKACH ELEKTROSTYMULACJI ZROSTU KOSTNEGO

J. SZEWCZENKO^{1*}, P. WŁASZCZUK², J. GAŁECKA³

¹ POLITECHNIKA ŚLĄSKA,
INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH,
44-100 GLIWICE, UL. KONARSKIEGO 18A,
² ŚLĄSKI UNIWERSYTET MEDYCZNY W KATOWICACH,
KATEDRA MORFOLOGII ZAKŁAD HISTOPATOLOGII,
UL. MEDYKÓW18, 40-752 KATOWICE
³ INSTYTUT APARATURY I TECHNIKI MEDYCZNEJ ITAM,
UL. ROOSEVELTA 11841-800 ZABRZE
E-MAIL: JANUSZ.SZEWCZENKO@POLSL.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 69-72, (2007), 73-76]

Wstęp

Stal chromowo-niklowo-molibdenowa jest najczęściej stosowanym biomateriałem metalowym. Wieloletnie badania na przydatnością tego materiału na implanty zaowocowało określeniem wymagań normatywnych, spełnienie których jest warunkiem stosowania tej stali na implanty krótkotrwałe [1].

IMPLANTS CORROSION IN CONDITIONS OF BONE UNION ELECTROSTIMULATION

J. SZEWCZENKO^{1*}, P. WŁASZCZUK², J. GAŁECKA³

¹ SILESIA TECHNICAL UNIVERSITY,
INSTITUTE OF ENGINEERING AND BIOMEDICAL MATERIALS,
44-100 GLIWICE, UL. KONARSKIEGO 18A,
² MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, KATOWICE,
DEPARTMENT OF PATHOMORPHOLOGY
UL. MEDYKÓW18, 40-752 KATOWICE
³ INSTITUTE OF MEDICAL TECHNOLOGY AND EQUIPMENT ITAM
UL. ROOSEVELTA 11841-800 ZABRZE
E-MAIL: JANUSZ.SZEWCZENKO@POLSL.PL

[Engineering of Biomaterials, 69-72, (2007), 73-76]

Introduction

Stainless steel is a commonly used metallic biomaterial. A long-time research on usefulness of this material allowed to determine the requirements that have to be fulfilled to consider this material for short-time implants [1].

Nowadays, a great body of research is focused on the development of corrosion resistance, increasing a biocompatibility and limiting postoperative complications. This aim is reached by a surface treatment.