PRACE ORYGINALNE

Dent. Med. Probl. 2015, **52**, 3, 298–303
ISSN 1644-387X
© Copyright by Wroclaw Medical University
and Polish Dental Society

Mariusz Cierech[1, A–F], Adam Kolenda[1, A–F], Izabela Osica[2, A–D], Maciej Spychalski[2, B, C], Krzysztof Jan Kurzydłowski[2, E, F], Elżbieta Mierzwińska-Nastalska[1, A, E, F]

Wpływ fotopolimeryzującej żywicy łączącej na wybrane właściwości fizykochemiczne powierzchni tworzywa akrylowego

Influence of Photopolymerized Resin on Selected Physicochemical Properties of Polymethyl Methacrylate Resin Surface

[1] Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny, Warszawa, Polska
[2] Wydział inżynierii Materiałowej, Politechnika Warszawska, Warszawa, Polska

A – koncepcja i projekt badania, **B** – gromadzenie i/lub zestawianie danych, **C** – analiza i interpretacja danych, **D** – napisanie artykułu, **E** – krytyczne zrecenzowanie artykułu, **F** – zatwierdzenie ostatecznej wersji artykułu

Streszczenie

Wprowadzenie. Powstawanie i rozwój stomatopatii protetycznych powikłanych zakażeniem grzybiczym w dużej mierze zależy od stopnia adhezji drobnoustrojów do płyty protezy. Obecnie próbuje się modyfikować skład chemiczny lub wpływać na powierzchnię spolimeryzowanego tworzywa akrylowego.
Cel pracy. Podjęcie próby modyfikacji powierzchni tworzywa akrylowego (PMMA – polimetakrylan metylu) poprzez zastosowanie fotopolimeryzującej żywicy łączącej Adper Single Bond 2® i zbadanie wybranych właściwości fizykochemicznych tak powstałej powierzchni.
Materiał i metody. W badaniach wykorzystano płytki wykonane z polimetakrylanu metylu po 30 dla próby badanej i próby kontrolnej. Próbę badaną stanowiły płytki PMMA, których powierzchnia była modyfikowana fotopolimeryzującą żywicą łączącą Adper Single Bond 2. Do określenia różnicy w jakości powierzchni płytek w obu grupach zastosowano pomiary chropowatości powierzchni oraz kąta zwilżania.
Wyniki. Modyfikacja powierzchni tworzywa akrylowego fotopolimeryzującą żywicą spowodowała otrzymanie powierzchni o mniejszej średniej dla chropowatości w porównaniu do powierzchni akrylu bez modyfikacji żywicą, choć różnica jest nieistotna statystycznie. Otrzymana średnia wartość kąta zwilżania jest mniejsza w przypadku modyfikacji powierzchni tworzywa akrylowego żywicą łączącą, a różnica ta jest istotna statystycznie.
Wnioski. W wyniku otrzymania powierzchni mniej chropowatej i bardziej hydrofilnej w odniesieniu do niemodyfikowanego żywicą łączącą tworzywa akrylowego oczekuje się mniejszego odkładania płytki protez oraz biofilmu bakteryjno-grzybiczego. Modyfikacja powierzchni PMMA może stanowić alternatywę protokołu postępowania w przypadkach stomatopatii protetycznych powikłanych zakażeniem grzybami drożdżopodobnymi (**Dent. Med. Probl. 2015, 52, 3, 298–303**).

Słowa kluczowe: tworzywa akrylowe, modyfikacja powierzchni, *Candida albicans*, kąt zwilżania, chropowaość.

Abstract

Background. The incidence and the development of denture stomatitis complicated by a fungal infection depend, in most cases, on the fungo-bacterial level of adhesion to the denture. Currently, there are some attempts being made to modify or influence the surface of the chemical composition of polymerized polymethyl methacrylate (PMMA).
Objectives. The aim of this study was an attempt to modify the PMMA surface using a photopolymerized acrylic resin Adper Single Bond 2® and examine some physicochemical properties of the obtained, new surface.

Pracę wykonano w ramach projektu badawczego realizowanego w latach 2014–2015, finansowanego ze środków dotacji statutowej uzyskanej przez Wydział Lekarsko-Dentystyczny Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego.

Material and Methods. The study was conducted on plates made of polymethylmethacrylate, 30 for the test and control groups. PMMA were the test samples and their surfaces were modified by coating photopolymerized resin Adper Single Bond 2. The measurement of the surface roughness and wetting angle were defined in order to determine the difference in the surface quality of tiles in both groups.
Results. Surface modification by photopolymerized acrylic resin resulted in obtaining a slightly smaller average roughness in comparison with the unmodified surface, but the difference was statistically insignificant. The obtained average value of the wetting angle was lower in the case of modifying the surface of acrylic resin and the difference was statistically significant.
Conclusions. As a result of receiving less rough and more hydrophilic surface in comparison with the unmodified acrylic surface, the lower denture plaque and the deposition of fungo- bacterial biofilm is expected. PMMA surface modification may be an alternative treatment protocol in cases of denture stomatitis complicated by fungal-yeast infection (**Dent. Med. Probl. 2015, 52, 3, 298–303**).

Key words: acrylic resins, surface modification, *Candida albicans*, wetting angle, roughness.

Mimo nieustającego postępu w materiałoznawstwie polimetakrylan metylu (PMMA) nadal jest podstawowym tworzywem wykorzystywanym w protetyce stomatologicznej do wykonania protez całkowitych, częściowych osiadających, szkieletowych czy protez typu overdenture (OVD) wspartych o uzębienie resztkowe lub implanty. Łatwość obróbki mechanicznej, duża trwałość w warunkach jamy ustnej, akceptowalna wytrzymałość mechaniczna oraz zadowalający efekt estetyczny sprawiły, że tworzywo akrylowe jest podstawowym materiałem w wykonawstwie płyt protez ruchomych. Od dziesięcioleci z powodzeniem są podejmowane próby polepszania właściwości tworzywa akrylowego poprzez optymalizację procesu polimeryzacji (np. polimeryzacja ciśnieniowa) [1] czy zmiany składu chemicznego poprzez dodawanie innych jednostek monomeru metakrylanu (akryl usieciowany, kopolimery), plastyfikatorów niebiorących udziału w procesie polimeryzacji (np. organiczne estry tłuszczowe) czy domieszki innych wypełniaczy [2–4], czego wynikiem jest akceptowany z klinicznego punktu widzenia biomateriał. Obecnie kierunki badań nad modyfikacją tworzywa biegną dwukierunkowo. Po pierwsze są podejmowane próby modyfikacji składu chemicznego poprzez domieszkowanie m.in. nanocząsteczkami srebra [5] czy platyny [6], po drugie próbuje się wytworzyć na powierzchni spolimeryzowanego akrylu hydrofilową warstwę utrudniająca adhezję drobnoustrojów [7–9]. Nadal jednak nie znaleziono takiej modyfikacji tworzywa, która znalazłaby powszechne zastosowanie w warunkach klinicznych i w sposób istotny zmniejszałaby formowanie na jego powierzchni biofilmu bakteryjno-grzybiczego.

Niewątpliwie jedną z podstawowych wad PMMA jest łatwość przylegania do niego drobnoustrojów, w tym mikroorganizmu będącego przyczyną stomatopatii protetycznych – *Candida albicans* [10]. Stomatopatie protetyczne definiowane jako różnego stopnia zmiany zapalne, których bezpośrednią przyczyną są uzupełnienia protetyczne, w przypadku powikłania infekcją grzybiczą mogą oddziaływać systemowo, będąc, w skrajnych przypadkach, nawet zagrożeniem dla życia pacjenta [11]. Przyleganie drobnoustrojów do płyty protezy jest procesem złożonym, na który ma wpływ wiele czynników i niemożliwe wydaje się stwierdzenie, który z nich ma największe znaczenie. Formowanie biofilmu składa się z dwóch następujących po sobie faz. Pierwsza, nieswoista i odwracalna, opiera się na adhezji drobnoustrojów do powierzchni biomateriału za pomocą nieswoistych oddziaływań van der Waalsa oraz oddziaływań elektrostatycznych. Druga, późniejsza, polega na swoistych oddziaływaniach między różnymi gatunkami drobnoustrojów, gdzie największą rolę odgrywa *Candida albicans*. Tworzy się wtedy trójwymiarowa struktura biofilmu, która jest znacznie trudniejsza do usunięcia oraz bardziej oporna na stosowane farmakologiczne leczenie przeciwgrzybicze [12]. Ma to niezwykle istotne implikacje kliniczne, ponieważ zakażona proteza stanowi stały rezerwuar drobnoustrojów. Eradykacja mikroorganizmów wyłącznie z błony śluzowej jamy ustnej podczas leczenia stomatopatii protetycznych powikłanych infekcją grzybiczą najczęściej jest niewystarczająca, co potwierdza szybki nawrót choroby obserwowany po zakończeniu terapii. Dlatego uzasadnione i konieczne jest podjęcie leczenia farmakologiczno-protetycznego z wymianą protez włącznie.

Ryzyko wystąpienia zakażenia grzybiczego zależy od charakterystyki środowiska jamy ustnej gospodarza oraz od samych właściwości biomateriału, z którego proteza jest wykonana. Do pierwszej grupy należy przestrzeganie reżimu higienicznego, a więc systematycznego mechanicznego oraz chemicznego oddziaływania na powierzchnię protezy. Zaliczyć tutaj należy także zdolność do prawidłowej odpowiedzi układu immunologicznego pacjenta na czynniki drażniące oraz jakość i ilość śliny. Do najważniejszych właściwości tworzywa akrylowego mających wpływ na odkładanie biofilmu bakteryjno-grzybiczego należy zaliczyć chropowatość powierzchni, nasiąkliwość, właściwości

hydrofobowe oraz porowatość. Z wcześniejszych badań własnych [13] wynika, iż świeżo spolimeryzowane tworzywo akrylowe wykazuje porowatość rzędu 0,01%, zatem można stwierdzić, że proteza jest w zasadzie lita w całej objętości. Nie można natomiast zapominać, że wraz z czasem porowatość może wzrastać, stając się istotnym czynnikiem wpływającym na adhezję drobnoustrojów. W badaniu nasiąkliwości stwierdzono natomiast, iż jest ona silnie zależna od metody polimeryzacji akrylu i wynosi po 12 tygodniach obserwacji od 1,7% (m/m) dla samopolimeru do 1,02% (m/m) dla tworzywa polimeryzowanego pod ciśnieniem [13]. Badania Ali et al. [14] wykazały istotne statystycznie ograniczenie odkładania biofilmu grzybiczego na płytkach pokrytych żywicą łączącą Adper Single Bond 2®. Zastosowano metodę seryjnych rozcieńczeń oraz obserwację w mikroskopie świetlnym drobnoustrojów po wybarwieniu błękitem trypanu. Badanie mikroskopowe wykazało następujące ilości kolonii grzybiczych: dla grupy kontrolnej: 166,27; 21,13; 8,63; 1,23; 0 odpowiednio dla rozcieńczeń 1/10, $1/10^2$, $1/10^3$, $1/10^4$, $1/10^5$. Dla grupy pokrytej żywicą łączącą wyniki wynosiły odpowiednio 40,27; 9; 0,7; 0; 0 i były to różnice istotne statystycznie. Nie określono natomiast mechanizmu tego procesu, zakładając jedynie, iż może mieć to związek z wygładzeniem powierzchni lub zmianą hydrofobowości/hydrofilności tworzywa. Zasadne zatem wydaje się podjęcie próby wyjaśnienia tego zjawiska, tym bardziej że żywica Adper Single Bond 2 jest powszechnie dostępna na polskim rynku, a możliwość profilaktyki lub leczenia stomatopatii protetycznych za pomocą łatwej i szybkiej metody, jaką jest naniesienie na płytę protezy żywicy i jej polimeryzacja wydaje się obiecująca.

Celem pracy było stworzenie protokołu nanoszenia na spolimeryzowane tworzywo akrylowe żywicy łączącej Adper Single Bond 2 oraz badania *in vitro* chropowatości i kąta zwilżania.

Materiał i metody

Przygotowanie próbek

W badaniu wykorzystano polimeryzowane termicznie tworzywo akrylowe Superacryl Plus® (Spofa Dental, Czechy). Przygotowano próbki z wosku modelowego o wymiarach 10 × 10 × 2 mm, przeprowadzając standardowe postępowanie zamiany wosku na akryl. Tworzywo polimeryzowano w polimeryzatorze zgodnie z zaleceniami producenta. Po schłodzeniu i wyjęciu próbek z puszki polimeryzacyjnej dokonano tylko niezbędnych zabiegów usunięcia resztek gipsu. Próbek nie poddawano procesowi polerowania w celu uzyskania powierzchni jak najbardziej przypominającej dośluzową powierzchnię płyty protezy. Wykonano po 30 próbek dla grupy badanej oraz kontrolnej. Modyfikacja powierzchni polegała na przemyciu próbek alkoholem izopropylowym, osuszeniu oraz naniesieniu cienkiej warstwy żywicy łączącej Adper Single Bond 2 (3M ESPE). Następnie próbki przykryto przezroczystą folią spożywczą oraz naświetlano światłem lampy polimeryzacyjnej Bluphase® (Ivoclar Vivadent) o zakresie długości fali 385–515 nm oraz mocy 1200 mW/cm^2 przez 60 s. Niespolimeryzowana warstwa żywicy była usuwana za pomocą płynnego monomeru żywicy akrylowej Superacryl Plus (Spofa Dental, Czechy). Grupę kontrolną stanowiły próbki bez ww. modyfikacji.

Badanie kąta zwilżania

Hydrofobowy/hydrofilowy charakter powierzchni wytworzonych materiałów przed modyfikacją i po niej określono za pomocą badania kąta zwilżania. Wartość kąta zwilżania θ jest wyznaczana na podstawie pomiaru kąta zawartego między badaną powierzchnią płaską ciała stałego a styczną do powierzchni utworzonej kropli cieczy graniczącej z tymże ciałem. Pomiary wykonano w temperaturze pokojowej z użyciem goniometru typu Contact Angle® System OCA (DeltaPhysics). Jako ciecz pomiarową zastosowano wodę destylowaną. Objętość kropli pomiarowej wyniosła 1 µl, szybkość dozowania była równa 2 µl/s. Wyniki badania kąta zwilżania stanowią wartość uśrednioną wyznaczoną na podstawie 30 pomiarów dla każdej z grup.

Badanie topografii powierzchni

Ocenę chropowatości powierzchni wytworzonych materiałów w stanie wyjściowym i poddanym modyfikacji wykonano z użyciem profilometru optycznego typu Wyko NT9300® (Veeco Instruments Inc.). Na podstawie pomiarów wyznaczono wysokościowy parametr profilu chropowatości badanych powierzchni: Ra – średnia arytmetyczna rzędnych profilu (chropowatość). Wyniki badania chropowatości są wartością uśrednioną z 30 pomiarów dla każdej z grup.

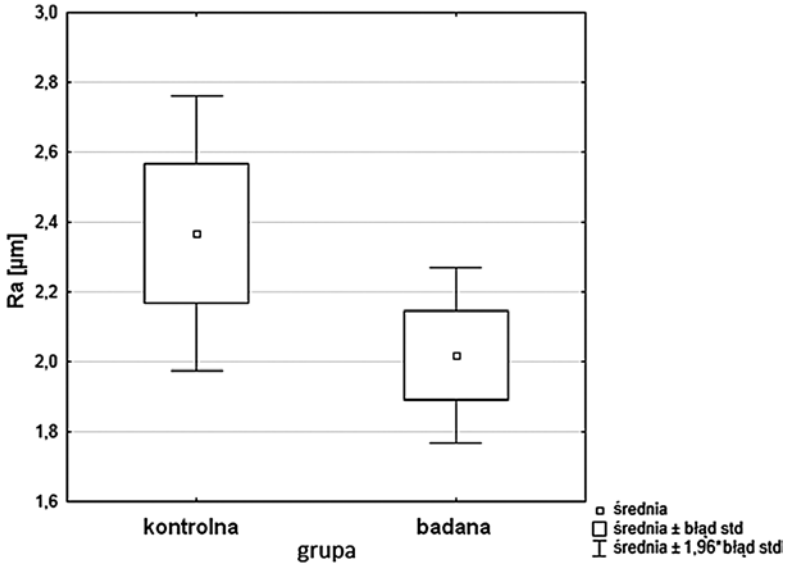
Analiza statystyczna

W ocenie rozkładu badanych grup wykorzystywano test Kołmogorowa-Smirnowa, w ocenie jednorodności wariancji testy Browna-Forsythe'a i Levene'a, a do porównania średnich wartości w obu grupach test t-Studenta dla prób niezależnych. W każdym przypadku za znamienne statystycznie uznawano wartość $p < 0,05$.

Wyniki

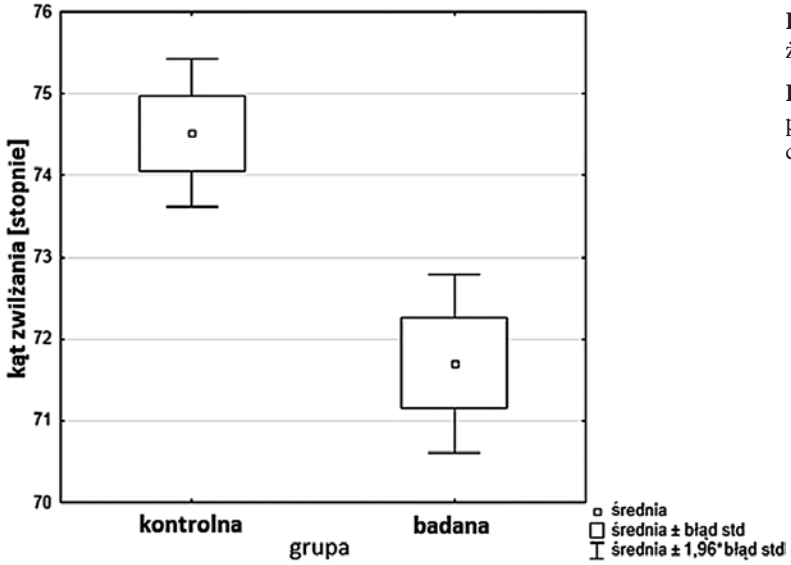
W badaniu chropowatości tworzywa akrylowego modyfikowanego żywicą łączącą Adper Single Bond 2 parametr Ra wyniósł 2,02 μm (SD = 0,87 μm). Dla tworzywa bez wyżej wymienionej modyfikacji Ra = 2,36 μm (SD = 1,11 μm). Zarówno w grupie badanej, jak i kontrolnej uzyskano rozkłady normalne (grupa badana d = 0,16477, p < 0,2; grupa kontrolna d = 0,17714, p > 0,2) oraz stwierdzono jednorodność wariancji, używając dwóch niezależnych testów Browna-Forsythe'a (F = 0,909, p = 0,34) i Levene'a (F = 1,039, p = 0,31). Zostały zatem spełnione warunki dla zastosowania parametrycznego testu t-Studenta (t = 1,539506, p = 0,12). Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono także brak istotnych statystycznie różnic między grupą badaną a kontrolną (ryc. 1).

Kąt zwilżania tworzywa akrylowego modyfikowanego żywicą łączącą Adper Single Bond 2 wyniósł 71,71 μm (SD = 4,09 μm). Dla tworzywa bez wyżej wymienionej modyfikacji kąt zwilżania wyniósł 74,51 μm (SD = 3,38 μm). Zarówno w grupie badanej, jak i kontrolnej uzyskano rozkłady normalne (grupa badana d = 0,11138, p > 0,2; grupa kontrolna d = 0,11455, p > 0,2) oraz stwierdzono jednorodność wariancji z użyciem dwóch niezależnych testów Browna-Forsythe'a (F = 2,608, p = 0,109) i Levene'a (F = 2,57, p = 0,11). Zostały zatem spełnione warunki do zastosowania parametrycznego testu t-Studenta (t = 3,888255, p = 0,000176). Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono istotne statystycznie różnice między grupą badaną a kontrolną (ryc. 2).



Ryc. 1. Porównanie parametru Ra w grupie badanej i kontrolnej

Fig. 1. Comparison of Ra parameter in the study group and in the control group



Ryc. 2. Porównanie parametru kąta zwilżania w grupie badanej i kontrolnej

Fig. 2. Comparison of wetting angle parameter in the study group and in the control group

Omówienie

Właściwości mechaniczne tworzywa akrylowego są dobrze poznane i w dużej mierze spełniają wymagania stawiane przez lekarzy i pacjentów, przez co należy się spodziewać, że materiał ten będzie nadal stosowany w wykonawstwie ruchomych uzupełnień protetycznych. Podjęcie próby modyfikacji powierzchni tworzywa akrylowego w celu ograniczenia stopnia adhezji drobnoustrojów do tworzywa akrylowego ma natomiast znaczenie w odniesieniu do pacjentów należących do grupy osób szczególnie narażonych na występowanie stomatopatii protetycznych powikłanych zakażeniem grzybami drożdżopodobnymi z różnych przyczyn – zarówno miejscowych, jak i ogólnych. Mając powyższe na uwadze, zmodyfikowana powierzchnia PMMA mogłaby pełnić, w zależności od sytuacji klinicznej, rolę profilaktyczną (np. pacjenci obciążeni chorobami ogólnymi, z obniżoną odpornością, po zabiegach resekcyjnych w obszarze kości szczęk i żuchwy z następową radioterapią) lub leczniczą (stomatopatie protetyczne powikłane zakażeniem grzybami drożdżopodobnymi). Zarówno w jednym, jak i w drugim przypadku modyfikacja powierzchni PMMA nie powinna wpływać na jakość przylegania do podłoża przyszłych protez. Przeprowadzone badania chropowatości (parametr Ra) powierzchni płytek akrylowych bez modyfikowanej powierzchni (2,36 μm ± 1,11 μm) oraz płytek pokrytych żywicą łączącą Adper Single Bond 2 (2,02 μm ± 0,87 μm) pokazały brak znaczącego wpływu żywicy (różnica nieistotna statystycznie) na chropowatość powierzchni akrylu. Można to interpretować tak, że modyfikacja powierzchni żywicą nie ma wpływu na jakość przylegania płyty do błony śluzowej i nie zmniejsza retencji protezy. Chociaż wykazana eksperymentem różnica chropowatości powierzchni jest nieistotna statystycznie, to należy zwrócić uwagę na to, że średnia otrzymana z płytek modyfikowanych żywicą łączącą jest mniejsza od średniej otrzymanej dla płytek z niemodyfikowaną powierzchnią. Otrzymano zatem powierzchnię bardziej gładką, a im gładsza powierzchnia, tym siły adhezji związane z retencją protezy na podłożu są większe. Mniejsza chropowatość powierzchni wiąże się z trudniejszym odkładaniem płytki protez, która stanowi trzecią co do częstości występowania przyczynę wywołującą stomatopatie protetyczne [15].

Zastosowanie żywicy łączącej zmienia nie tylko właściwości fizyczne powierzchni akrylu, ale również właściwości fizykochemiczne. Molekuła żywicy ma budowę dwubiegunową, jeden biegun jest hydrofilowy, a drugi – hydrofobowy. Biegunem hydrofobowym cząsteczki żywicy łączą się z akrylem, natomiast biegun hydrofilowy stanowi wolną powierzchnię warstwy. Jak wiadomo, hydrofilowa powierzchnia w dużym stopniu utrudnia kolonizację grzybów i bakterii [8, 14]. Parametrem określającym rodzaj oddziaływania między molekułami cieczy i ciała stałego jest kąt zwilżania, który im mniejszy, tym ciecz lepiej zwilża ciało stałe, a w odniesieniu do układu woda–ciało stałe powierzchnia jest bardziej hydrofilowa. Wykonane w niniejszym badaniu pomiary kąta zwilżania PMMA bez modyfikacji powierzchni (74,51° ± 3,38°) oraz PMMA po modyfikacji powierzchni żywicą łączącą (71,71° ± 4,09°) wykazały istotną statystycznie różnicę między tymi parametrami. Otrzymano więc powierzchnię bardziej hydrofilową w porównaniu do powierzchni PMMA bez modyfikacji żywicą łączącą, co w pewnym stopniu może tłumaczyć wyniki, jakie otrzymali Ali et al. [14] (ograniczenie odkładania biofilmu grzybiczego). Wytworzenie hydrofilowej warstwy na spolimeryzowanym tworzywie akrylowym z użyciem żywicy łączącej Adper Single Bond 2 wymaga od klinicysty wielu dodatkowych czynności. Po naniesieniu cienkiej warstwy żywicy za pomocą pędzelka oraz naświetleniu lampą polimeryzacyjną powstaje kleista warstwa nieakceptowana z klinicznego punktu widzenia. Dzieje się tak najprawdopodobniej z powodu zjawiska inhibicji tlenowej, czyli niepełnej polimeryzacji powierzchownej warstwy żywicy kontaktującej z powietrzem atmosferycznym, co powoduje spowolnienie reakcji i niecałkowite powstawanie wiązań pojedynczych [16]. Intensywność tego procesu zależy od grubości warstwy, stężenia tlenu w otoczeniu, natężenia i długości fali światła polimeryzującego, temperatury oraz rodzaju zastosowanego fotoinicjatora. Zapobiegać temu zjawisku lub je zmniejszać można poprzez prowadzenie procesu polimeryzacji w atmosferze gazów inertnych lub poprzez osłony z przezroczystej folii lub wosków parafinowych. Ze względu na łatwość zastosowania klinicznego w czasie naświetlania próbek zdecydowano o pokryciu ich przezroczystą folią, co znacznie zmniejszyło kleistość materiału, a pozostałą niespolimeryzowaną warstwę usunięto za pomocą płynnego monomeru metakrylanu metylu. Postępowanie takie umożliwiło powstanie stabilnej i gładkiej powierzchni próbek całkowicie akceptowanej z klinicznego, jak i estetycznego punktu widzenia.

Zastosowanie żywicy łączącej Adper Single Bond 2 spowodowało otrzymanie powierzchni PMMA mniej chropowatej i bardziej hydrofilnej w odniesieniu do niemodyfikowanego żywicą łączącą tworzywa akrylowego, co może mieć wpływ na mniejsze odkładanie płytki protez i biofilmu bakteryjno-grzybiczego, a tym samym stanowić alternatywę protokołu postępowania w przypad-

kach stomatopatii protetycznych powikłanych zakażeniem grzybami drożdżopodobnymi. Wskazane są dalsze badania tribologiczne i cytotoksyczne w celu określenia biokompatybilności oraz trwałości w warunkach jamy ustnej wytworzonej powłoki.

Piśmiennictwo

[1] Okoński P.: Zastosowanie Biofunkcjonalnego Systemu Protetycznego (BPS) w rehabilitacji narządu żucia u pacjentów bezzębnych. Protet. Stomatol. 2002, 52, 237–249.

[2] Raszewski Z., Nowakowska D.: Właściwości mechaniczne żywicy akrylowej wzmacnianej nanowypełniaczami. Protet. Stomatol. 2010, 60, 501–506.

[3] Mc Nally L., O'Sullivan D.J., Jagger D.C.: An *in vitro* investigation of the effect of the addition of untreated and surface treated silica on the transverse and impact strength of poly(methyl methacrylate) acrylic resin. Biomed. Mater. Eng. 2006, 16, 93–100.

[4] Casemiro L.A., Gomes Martins C.H., Pires-de-Souza F.C.P., Panzeri H.: Antimicrobial and mechanical properties of acrylic resins with incorporated silver-zinc zeolite – part I. Gerodontol. 2008, 25, 187–194.

[5] Li Z., Sun J., Lan J., Qi Q.: Effect of a denture base acrylic resin containing silver nanoparticles on *Candida albicans* adhesion and biofilm formation. Gerodontol. 2014, DOI:10.1111/ger.12142.

[6] Nam K.: Characterization and bacterial anti-adherent effect on modified PMMA denture acrylic resin containing platinum nanoparticles. J. Adv. Prosthodont. 2014, 6, 207–214.

[7] Sato M., Ohshima T., Maeda N., Ohkubo C.: Inhibitory effect of coated mannan against the adhesion of *Candida* biofilms to denture base resin. Dent. Mater. J. 2013, 32, 355–360.

[8] Lazarin A., Machado A., Zamperini C., Wady A., Spolidorio D., Vergani C.: Effect of experimental photopolymerized coatings on the hydrophobicity of a denture base acrylic resin and on *Candida albicans* adhesion. Arch. Oral Biol. 2013, 58, 1–9.

[9] Arai T., Ueda T., Sugiyama T., Sakurai K.: Inhibiting microbial adhesion to denture base acrylic resin by titanium dioxide coating. J. Oral Rehabil. 2009, 36, 902–908.

[10] Ramage G., Tomsett K., Wickers B.L.: Denture stomatitis: a role for *Candida* biofilms. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. 2004, 98, 53–59.

[11] Sumi Y., Kagami H., Ohtsuka Y., Kakinoki Y., Haruguchi Y., Miyamoto H.: High correlation between the bacterial species in denture plaque and pharyngeal microflora. Gerodontol. 2003, 20, 84–87

[12] Chandra J., Kuhn D.M., Mukherjee P.K., Hoyer L.L., McCormick T., Ghannoum M.A.: Biofilm formation by the fungal pathogen *Candida albicans*: development, architecture, and drug resistance. J. Bacteriol. 2001, 183, 5385–5394.

[13] Osica I., Szlązak K., Kapłan T., Cierech M., Wróbel K., Mierzwińska-Nastalska E., Bucki J., Święszkowski W.: Badanie porowatości i nasiąkliwości wybranych tworzyw akrylowych stosowanych w protetyce stomatologicznej w wykonawstwie płyt protez. Przetw. Tworzyw. 2012, 5, 112–117.

[14] Ali A.A., Alharbi F.A., Suresh C.S.: Effectiveness of coating acrylic resin dentures on preventing *Candida* adhesion. J. Prosthodont. 2013, 22, 445–450.

[15] Spiechowicz E., Mierzwińska-Nastalska E.: Grzybice jamy ustnej. Med. Tour Press International, Warszawa 1998.

[16] Bijelic-Donova J., Garoushi S., Lassila L.V., Vallittu P.K.: Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. Eur. J. Oral Sci. 2015, 123, 53–60.

Adres do korespondencji:

Mariusz Cierech
Katedra Protetyki Stomatologicznej
ul. Nowogrodzka 59
02-006 Warszawa
e-mail: mariusz.cierech@wp.pl

Konflikt interesów: nie występuje

Praca wpłynęła do Redakcji: 24.02.2015 r.
Po recenzji: 07.04.2015 r.
Zaakceptowano do druku: 21.04.2015 r.

Received: 24.02.2015
Revised: 07.04.2015
Accepted: 21.04.2015