

ANNA PIELESZ, JADWIGA PALUCH

Opatrunki aktywne – biomateriały w badaniach glikacji kolagenu

Therapeutically active dressings – biomaterials in a study of collagen glycation

Wydział Nauk o Materiałach i Środowisku, Instytut Inżynierii Tekstyliów i Materiałów Polimerowych,
Akademia Techniczno-Humanistyczna w Bielsku-Białej

Streszczenie

Wprowadzenie. Opatrunki aktywne (biomateriały, hydrożele) zbudowane są z trójwymiarowej sieci polimerów polisacharydowych. Jedną z najważniejszych właściwości opatrunków aktywnych jest zdolność do absorpcji, uwalniania i retencji związków chemicznych. Glikacja białek, tj. nieenzymatyczna reakcja przyłączania cukru do grupy aminowej białka, tzw. reakcja Maillarda, zachodzi w zdrowym i chorym organizmie (stres oksydacyjny, rany, oparzenia), a także w warunkach *in vitro*.

Cel pracy. Celem niniejszej pracy było opracowanie serii żeli o takich parametrach, aby wykazywały zaprojektowane działanie (zdolność do absorpcji, uwalniania i retencji związków chemicznych). Opracowane hydrożele można będzie zastosować jako biologicznie i terapeutycznie (przeciwbakteryjne i potencjalnie przeciwnowotworowe) aktywne biomateriały.

Materiał i metody. Obiektem badań były hydrożele zaprojektowane jako opatrunki aktywne. Materiałem wyjściowym do przygotowania opatrunków były wybrane suszone zioła: skrzyp polny, miodunka plamista, perz właściwy. Zioła poddano ekstrakcji w wodzie destylowanej lub wodnych roztworach kwasu alginowego, wytrząsano w temp. 80°C przez 1 godzinę. Ekstrakt przesączono przez lejek Buchnera i zatężono pod próżnią. Opatrunki aktywne otrzymywano przez wytrącenie zatężonych roztworów lub żelujących precypitatów i suszono w temperaturze pokojowej na powietrzu. Dla przygotowanych opatrunków określono następujące parametry fizykochemiczne: zdolności sorpcyjne wobec wody i roztworów soli (pomiar współczynnika pęcznienia), określano pomiar przewodnictwa właściwego. Próbkę otrzymanego kolagenu poddano badaniom zaniku glikacji. Poziom glikacji oceniano spektrofotometrycznie.

Wyniki i wnioski. Hydrożele alginianowe o znamionach opatrunków aktywnych, są materiałami polimerowymi o unikatowych właściwościach chłonnych. Hydrożele otrzymane z roztworów 1 i 1,5% kwasu alginowego najintensywniej chłoną jony wapnia. Niezależnie od preparatyki doświadczalnej projektowanych opatrunków, w roztworze 0,1% NaCl niniejsze hydrożele podlegają dynamicznej wymianie jonów. Tworzy się trójwymiarowe uporządkowanie, w którym jony wapnia (II) są osadzone jak jajka w tekturowym pudełku, są jednak zdolne do retencji do roztworu biorczego. Stwierdzono zmniejszenie się poziomu glikacji kolagenu w kontakcie z opatrunkiem A1 i A3. Zanik glikacji kolagenu może wskazywać na ochronny wpływ opatrunku w leczeniu rany (Polim. Med. 2012, 42, 2, 115–120).

Słowa kluczowe: opatrunki aktywne, kinetyka wymiany jonów, glikacja białek.

Summary

Background. Active dressings (biomaterials, hydrogels) are cross-linked three-dimensional macromolecular networks. One of the most important properties of active dressings, is their ability for controlled uptake, release and retention of molecules. The formation of advanced glycation end products AGEs progressively increases with normal aging. However, AGE products are formed at accelerated rates in age and stress-related diseases (burns, in wound healing) and also *in vitro*.

Objectives. The aim will be also to develop a series of gels showing ability of controlled uptake, release and retention of molecules. The hydrogels can be used as biologically and therapeutically (antibacterial and anticancer) active biomaterials.

Material and Methods. The following materials and reagents were used in the examination: dried plants: *Equisetum arvense* L., *Pulmonaria officinalis* L., *Agropyron repens*. Non-defatted films were extracted from the dried plants. The suspension was stirred and extracted. Temperature was controlled using a water bath. The filtrate was vacuum condensed. The gelling precipitate was poured onto Petri plates and dried. The swelling ratio and the percent loading were calculated. The released amount of CaCl_2 at different time intervals was determined by measuring the conductivity. The extent of glycation in collagen was measured.

Results and conclusions. Novel types of swelling hydrogels have been prepared from dried plants and alginic acid. The active dressings showed swelling in aqueous medium, swelling characteristics were dependent on the chemical composition of hydrogel. The hydrogels were also loaded with CaCl_2 and their potential for release was judged by measuring conductivity. The activity of hydrogels – active dressings on collagen incubated with glucose showed an decrease in glycation. So, hydrogels – active dressings, a known antiglycating agent which have therapeutic role in wound healing (*Polim. Med.* 2012, 42, 2, 115–120).

Key words: active dressings, ions release, advanced glycation end products.

Wprowadzenie

Zgodnie ze współczesną koncepcją leczenia ran, kluczowym czynnikiem jest zachowanie stałej wilgotności w obrębie rany, dlatego też wytwarzanie syntetycznych i naturalnych, nowoczesnych materiałów opatrunkowych [1], tzw. opatrunków aktywnych musi uwzględniać powyższy aspekt.

Wielu autorów docenia właściwości sorpcyjne hydrożeli polimerowych, które w ten sposób znajdują szerokie zastosowania aplikacyjne, w tym m. in. jako sztuczne implanty [2], soczewki kontaktowe [3], w immobilizacji enzymów [4] i innych zastosowaniach farmaceutycznych [5]. Szczególne zainteresowanie budzą polimery naturalne, zawierające aktywne polisacharydy, budujące ściany komórkowe alg i ziół.

Jak opisano w publikacji [6], cytując za Szewczykiem [7]: „Opatrunki aktywne to opatrunki, które: utrzymują wysoką wilgotność między raną a opatrunkiem, usuwają nadmiar wysięku i toksycznych komponentów, pozwalają na wymianę gazową pomiędzy raną a otoczeniem, są nieprzepuszczalne dla bakterii i innych mikroorganizmów, są wolne od toksycznych substancji, stanowią ochronę nowo powstałych tkanek oraz są łatwe do usunięcia z powierzchni rany bez spowodowania urazu”.

Zgodnie z informacjami podanymi przez A. Ożarowskiego w klasycznej pozycji [8] Rośliny lecznicze i ich praktyczne zastosowanie: „Wyciągi ze skrzypu działają ściągająco, przeciwbakteryjnie i przeciwzapalne. Odwary stosuje się dla przyspieszenia gojenia i odnowy tkanki łącznej w niektórych zaburzeniach metabolicznych w okresie pooperacyjnym, zewnątrznie do okładów w schorzeniach skóry; pomocniczo w większych uszkodzeniach skóry, np. po oparzeniach oraz w zwiększonej przepuszczalności i zmniejszonej elastyczności naczyń włosowatych”.

Jak opisano w poprzedniej publikacji [6]: „W grupie opatrunków chłonnych znajdują się alginiany wapniowe lub wapniowo-sodowe, otrzymywane z soli kwasu alginowego. Najczęściej opatrunek występuje w formie włókniny, absorbując wysięk, tworzy wokół każdego włókna żel, który wiąże zarówno wysięk, jak i znajdujące się w nim bakterie.” Z kolei, za wcześniejszą pracą autorki [9] należy przypomnieć, że: „Uwodnienie kwasu alginowego prowadzi do kształtowania wysokiej lepkości „kwaśnego żelu”. Po żelowaniu cząsteczki wody są fizycznie usidlane wewnątrz matrycy alginianu, ale

są jeszcze na tyle wolne, by wędrować. Ma to podstawowe znaczenie aplikacyjne, jak potwierdza Tonnesen w pracy [10].

We wcześniejszych badaniach elektroforetycznych autorki, zamieszczonych w pracy [9] potwierdzono między innymi, że: „Wzajemne oddziaływanie alginianów z jonami Ca^{2+} zostało wykorzystane przy projektowaniu i wytwarzaniu opatrunków aktywnych. Zjawisko żelowania i pęcznienia opatrunku alginianowego, jest wynikiem wymiany jonów wapniowych z powierzchni opatrunku na jony sodu znajdujące się w wydzielinie. Na powierzchni rany powstaje hydrofilowa wilgotna powłoka utrzymująca ciepło, sprzyjające gojeniu środowisko. Zawartość jonów wapnia skoncentrowanych na powierzchni rany i związany z tym wpływ na ciśnienie osmotyczne w kapilarach, daje dodatkowy efekt hemostatyczny i wspomaga proces krzepnięcia”, cytując za wyjaśnieniami Szewczyka zamieszczonymi w pracy [1].

W najnowszej pracy zamieszczonej na łamach *Polimerów w Medycynie* [11] podjęto temat tzw. glikacji: „Glikacja białek tj. nieenzymatyczna reakcja przyłączenia cukru do grupy aminowej białka z udziałem polisacharydów, tzw. reakcja Maillarda zachodzi w zdrowym i chorym organizmie, a także w warunkach *in vitro* w produktach biomedycznych i spożywczych”. W powyższej pracy stwierdzono również: „... w organizmie produkty zaawansowanej glikacji ((advanced glycation endproducts – AGEs; produkty reakcji Maillarda) powodują zmiany konformacji przestrzennej białek, sieciowania oraz powstawanie wiązań poprzecznych. Glikacja białek w organizmie nasila się w stanach zwiększonego stężenia cukru we krwi oraz w przebiegu stanów zapalnych. Produkty niniejszej reakcji mogą być również identyfikowane w warunkach stresu oksydacyjnego (np. proces starzenia się organizmu, oparzenie, rany innego pochodzenia)” [11].

Ze zjawiskiem stresu oksydacyjnego mamy do czynienia powszechnie w trakcie incydentów oparzeniowych u dzieci. Oparzenia należą do częstych urazów u dzieci, a najczęstszym mechanizmem urazu jest oblanie gorącym płynem. Próba wyjaśnienia mechanizmu stresu oksydacyjnego jest praca Grabowskiej [12], w której autorzy stwierdzają między innymi: „Zaburzenie równowagi oksydacyjnej w komórkach prowadzi do powstania zjawiska stresu oksydacyjnego. Zmiany z nim związane są obserwowane miejscowo w uszkodzonej skórze, a także w odległych narządach (występowania

zmian zapalnych w drogach oddechowych u dzieci z chorobą oparzeniową, u których nie współistniał uraz inhalacyjny), co potwierdzają obserwacje zmian stężeń wybranych wskaźników stresu oksydacyjnego w osoczu osób oparzonych oraz badania histologiczne i biochemiczne na modelach zwierzęcych”.

Niniejszy artykuł jest próbą powiązania powyższych treści.

Materiał i metoda

Obiektem badań były hydrożele zaprojektowane jako opatrunki aktywne o składzie zamieszczonym w tabeli 1.

Materiałem wyjściowym do przygotowania opatrunków były wybrane suszone zioła: skrzyp polny, miodunka plamista, perz właściwy (producent: Dar natury, Koryciny 73, 17-315 Grodzisk). Zioła poddano ekstrakcji w wodzie, co pozwoliło na wydzielenie aktywnych w projektowanych hydrożelach polisacharydów. W szczególności: zioła w różnych proporcjach masowych zalano 100 ml wody destylowanej lub wodnymi roztworami 1–3% kwasu alginowego, wytrząsano w temp. 80°C przez 1 godzinę. Ekstrakcję prowadzono w wytrząsarce z łaźnią wodną typu Elpin Water Bath Shaker 357. Ekstrakt przesączono przez lejek Buchnera i zateżono pod próżnią przy użyciu wyparki typu Unipan – Pro 350P. Opatrunki aktywne otrzymywano przez wytrącenie zateżonych roztworów do 10% roztworu CaCl_2 (opatrunki A0–A4; tabela 1). Część żelujących precypitatów, dla porównania, wylano na szalkę Petriego pokrytą komercyjnym opatrunkiem z gazą i suszono przez 24 godziny w temperaturze pokojowej na powietrzu (opatrunki B0–B4; tabela 1).

Dla przygotowanych wg powyższej procedury opatrunków określono następujące parametry fizykochemiczne: zdolności sorpcyjne wobec wody i roztworów soli (pomiar współczynnika pęcznienia), określano pomiar przewodnictwa właściwego. Pośrednio oceniano odporność na rozmywanie i dostępność farmaceutyczną zaprojektowanych opatrunków aktywnych.

Próbki otrzymanego wg zmodyfikowanej procedury Zhanga [13] kolagenu z łusek rybich (2) oraz skóry ekologicznych kurczaków (1), poddano badaniom za-

niku glikacji. W szczególności ok. 200 mg kolagenu inkubowano w roztworach 50 mM glukozy z dodatkiem zaprojektowanych opatrunków aktywnych. Poziom glikacji oceniano spektrofotometrycznie wg procedury Babu [14].

Wyniki i dyskusja

Hydrożele alginianowe o znamionach opatrunków aktywnych są materiałami polimerowymi o unikatowych właściwościach chłonnych, tj. zdolności do absorpcji, uwalniania i retencji związków chemicznych, a także utrzymania stałej wilgotności w obrębie rany.

Kierując się powyższymi zasadami opracowano serię hydrożeli na bazie ziół (skrzyp polny, miodunka plamista, perz właściwy), zawierających znaczne ilości rozpuszczalnej krzemionki. Hydrożele otrzymywano z roztworów wodnych z dodatkiem kwasu alginowego.

We wcześniejszej pracy [9] potwierdzono między innymi, że: „wzajemne oddziaływanie alginianów z jonami Ca^{2+} , zostało wykorzystane przy projektowaniu i wytwarzaniu opatrunków aktywnych. Zjawisko żelowania i pęcznienia opatrunku alginianowego, jest wynikiem wymiany jonów wapniowych z powierzchni opatrunku na jony sodu znajdujące się w wydzielinie”.

W niniejszej pracy opatrunki wytrącono do 10% roztworu CaCl_2 , a następnie analizowano wpływ zmiennych stężeń kwasu alginowego (1–3%) na wielkość współczynnika pęcznienia opatrunku w chlorku wapnia (II). Na podstawie danych zamieszczonych w tabeli 2 należy stwierdzić, że hydrożele otrzymane z roztworów 1 i 1,5% kwasu alginowego najintensywniej chłoną jony wapnia (WP dla opatrunku A1 wynosi 27,5, zaś dla opatrunku A2 23,1). Wydaje się, że założone stężenia kwasu alginowego (1–1,5%) zwiększają ilość dostępnych grup hydrofilowych polimeru, zdolnych do sorpcji roztworów wodnych. Jednakże powyżej stężenia 2,0% kwasu alginowego obserwuje się zmniejszenie wartości współczynnika pęcznienia, co prawdopodobnie należy łączyć z usieciowaniem struktury polimeru i osłabioną relaksacją makrocząsteczek.

W przypadku opatrunków otrzymanych z żelujących precypitatów wylanych na szalkę Petriego, pokrytą komercyjnym opatrunkiem z gazą (opatrunki B0–B4;

Tabela 1. Skład modelowego hydrożelu – opatrunku aktywnego będącego przedmiotem badań

Table 1. The qualitative of a model hydrogels – active dressing being the object of the research

Numer próbki	Skład opatrunku aktywnego
1 (A0 lub B0)	1g miodunka + 1g skrzyp + 1g perz w 100 mL wody destylowanej
2 (A1 lub B1)	1g miodunka + 1g skrzyp + 1g perz w 1 % kwasie alginowym
3 (A2 lub B2)	1g miodunka + 1g skrzyp + 1g perz w 1,5 % kwasie alginowym
4 (A3 lub B3)	1g miodunka + 1g skrzyp + 1g perz w 2 % kwasie alginowym
5 (A4 lub B4)	1g miodunka + 1g skrzyp + 1g perz w 3 % kwasie alginowym

Tabela 1), najwyższe wartości współczynnika pęcznienia uzyskano dla próbki zerowej, najintensywniej chłonną jony wapnia z roztworu (tabela 2).

Tabela 2. Ocena pęcznienia opatrunków aktywnych

Table 2. The swelling of a model hydrogels – active dressing

	% pochłaniania w 10% CaCl ₂ (%P)	Współczynnik pęcznienia (WP)
A0	1529	19,2
A1	2651	27,5
A2	2215	23,1
A3	1557	16,6
A4	1317	11,7
B0	383 (w 0,01m CaCl ₂)	4,83 (w 0,01m CaCl ₂)
B1	182	2,82
B2	322	4,22
B3	124	2,24
B4	136	2,36

% pochłaniania w 10% CaCl₂ (%P) obliczano zgodnie ze wzorem:

$$\%P = [(m_1 - m_0)/m_0] \times 100$$

Zaś współczynnik pęcznienia (WP) obliczano zgodnie ze wzorem:

$$WP = m_1/m_0,$$

gdzie:

m_1 – masa próbki po pochłonięciu jonów wapnia (II), próbka wilgotna; m – masa próbki wyjściowej, próbka wysuszona na powietrzu.

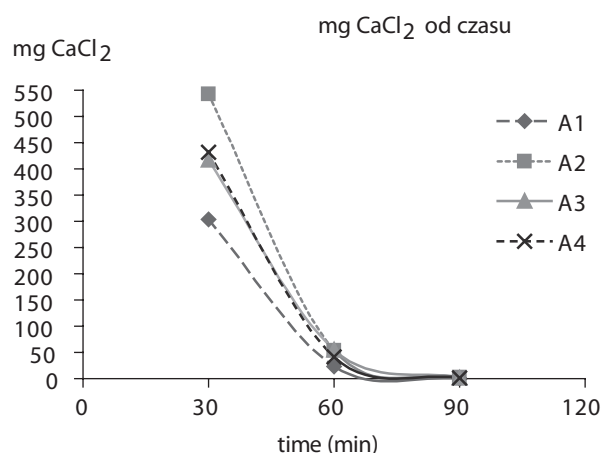
W niniejszej pracy opatrunki wytrącono do 10% CaCl₂ (A0–A4), a następnie odmywano, aż do uzyskania wartości przewodnictwa elektrycznego 0 mS. Wyniki pomiarów zamieszczono w tabeli 3. Kolejno śledzono proces wymiany jonów w roztworach 0,1% i 0,05% NaCl oraz w roztworze 0,05% CaCl₂, przez sukcesywne odmywanie opatrunków aktywnych w wodzie destylowanej. Stwierdzono, niezależnie od preparatyki doświadczalnej projektowanych opatrunków, że w roztworze 0,1% NaCl wszystkie hydrożele podlegają dynamicznej wymianie jonów. Przetrzymywanie opatrunków w roztworze NaCl (np. przez 2 tygodnie) lub zmiana stężenia roztworu biorecznego, upośledza proces wymiany jonowej. Ponowne zanurzenie w roztworze 0,05% CaCl₂ przywraca proces wymiany jonowej.

Definitywne potwierdzenie niniejszej tendencji wymaga dalszych badań, pozostających w nurcie omówionego wcześniej [15–18] modelu „eggs-box” („jajko w pudełku na jajka” lub „wytłoczka do jajek”), gdzie tworzy się trójwymiarowe uporządkowanie, w którym jony wapnia (II) są osadzone jak jajka w tekturowym pudełku, są jednak zdolne do retencji do roztworu biorecznego.

Hydrożele otrzymane z żelujących precypitów wylanych na szalkę Petriego pokrytą komercyjnym

opatrunkiem z gazą (opatrunki B0–B4), analizowano na podstawie wyników zamieszczonych w tabeli 4 i zilustrowanych na rycinie. Stwierdzono, niezależnie od preparatyki doświadczalnej, że wszystkie rodzaje opatrunków charakteryzują się brakiem wymiany jonowej i niskimi wartościami współczynników pęcznienia. Obserwuje się bardzo szybkie wymywanie jonów z opatrunków, nie stwierdzono, jak wcześniej, tworzenia się trójwymiarowej uporządkowanej struktury, w której jony wapnia (II) są osadzone jak jajka w tekturowym pudełku.

Jak stwierdzono wcześniej, zgodnie ze współczesną koncepcją leczenia ran, kluczowym czynnikiem w lecze-



Ryc. Kinetyka uwalniania jonów wapnia do roztworu

Fig. The released amount of CaCl₂ at different time intervals

niu jest zachowanie stałej wilgotności w obrębie rany, dlatego też wytwarzanie tzw. opatrunków aktywnych musi uwzględniać powyższy aspekt. Wytwarzanie opatrunków aktywnych musi uwzględniać także modyfikacje kolagenu, białka budującego tkanki organizmu (np. skóra). Wiadomo, że kolagen szczególnie w warunkach stresu oksydacyjnego (np. oparzenia, rany) jest podatny na wspomniany wcześniej proces glikacji i co za tym idzie zwiększenia dysfunkcji białka. Metoda spektroskopii UV-Vis znalazła zastosowanie w pomiarach zaniku poziomu glikacji kolagenu, modyfikowanego wpływem związków o właściwościach antybakteryjnych, antynowotworowych, antystresowych, przeciwutleniających i immunomodulujących. Zaprojektowane w tej pracy opatrunki A0–A4 spełniają powyższe parametry.

W tabeli 5 przedstawiono wstępne pomiary zaniku glikacji kolagenu inkubowanego w roztworach opatrunków aktywnych A0–A4. Analizując dane zamieszczone w tabeli 5, stwierdzono zmniejszenie się poziomu glikacji kolagenu w kontakcie (30 dni) z opatrunkiem A1 i A3. Zanik glikacji kolagenu może wskazywać na ochronny wpływ opatrunku w leczeniu rany. Niniejsze badania zaniku glikacji są badaniami wstępnymi i obecnie są weryfikowane na szerszej reprezentatywnej grupie.

Tabela 3. Pomiary przewodnictwa elektrycznego opatrunków aktywnych (A0–A4)**Table 3.** Measuring the conductivity of a model hydrogels – active dressing (A0–A4)

A0	A1	A2	A3	A4
Opatrunki wytrącono do 10% CaCl ₂ ; odmyto do przewodnictwa elektrycznego 0 [mS]				
Śledzono proces wymiany jonów w 0,1% NaCl $\chi_{\text{NaCl}} = 2,85$ mS przez kolejne odmywania w wodzie destylowanej				
3,64; 3,86; 4,18; po 2 tyg. 3,95; 3,85; 0,20; 0,00	2,79; 3,81; 4,17; po 2 tyg. 3,96; 3,86; 0,18; 0,0	3,43; 3,88; 4,20; po 2 tyg. 3,95; 4,06; 0,17; 0,0	2,73; 3,83; 4,16; po 2 tyg. 3,92; 3,86; 0,30; 0,0	2,30; 3,22; 3,44; po 2 tyg. 3,44; 3,32; 0,04; 0,0
Śledzono proces wymiany jonów w 0,05% NaCl $\chi_{\text{NaCl}} = 1,96$ mS przez kolejne odmywania w wodzie destylowanej				
1,87 0,00	1,90 0,00	1,84 0,00	1,84 0,00	1,92 0,00
Śledzono proces wymiany jonów w 0,05% CaCl ₂ $\chi = 2,02$ mS przez kolejne odmywania w wodzie destylowanej				
1,93; 2,06; 1,93	1,87; 2,02; 1,87	1,83; 2,02; 1,86	1,85; 2,01; 1,85	1,87; 2,12; 1,95

Tabela 4. Pomiary przewodnictwa elektrycznego opatrunków aktywnych (B1–B4)**Table 4.** Measuring the conductivity of a model hydrogels – active dressing (B1–B4)

B1		B2		B3		B4	
Opatrunki zanurzone w 10% CaCl ₂ i mierzono przewodnictwo elektryczne w roztworze [mS]							
CaCl ₂ [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)	CaCl ₂ [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)	CaCl ₂ [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)	CaCl ₂ [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)
–	2,89	–	4,22	–	2,24	–	2,36
304	2,89	543	3,65	417	2,2	432	2,39
23	2,59	54	3,42	55	1,68	42	1,97
0,6	2,5	2,6	3,08	1,5	1,73	1,5	1,55
Opatrunki zanurzone w 0,1% NaCl i mierzono przewodnictwo elektryczne w roztworze [mS]							
NaCl [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)	NaCl [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)	NaCl [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)	NaCl [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)
100	–	96	–	96	–	97	–
2,32	2,43	3,1	3,35	3,1	2,25	2,3	2,13
Opatrunki zanurzone w 0,1% CaCl ₂ i mierzono przewodnictwo elektryczne w roztworze [mS]							
CaCl ₂ [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)	CaCl ₂ [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)	CaCl ₂ [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)	CaCl ₂ [mg]	Współczynnik pęcznienia (WP)
111	2,32	110	3,30	109	2,11	118	1,93

Tabela 5. Ocena poziomu glikacji kolagenu**Table 5.** The extent of glycation in collagen

Próbka poddana glikacji	Poziom glikacji (μg glukozy/ mg kolagenu)
Kolagen 1 (ze skóry kurczaka)	6,37
Kolagen 2 (z łusek rybich)	3,58
Kolagen 1 w mL 50mM roztw. glukozy (G)	296,52
Kolagen 2 w G + A0	796,02
Kolagen 2 w G + A1	254,73
Kolagen 2 w G + A2	796,02
Kolagen 2 w G + A3	194,53
Kolagen 1 w G + A4	457,71

Wnioski

Hydrożele alginianowe o znamionach opatrunków aktywnych są materiałami polimerowymi o unikatowych właściwościach chłonnych. Hydrożele otrzymane z roztworów 1 i 2% kwasu alginowego najintensywniej chłoną jony wapnia. Niezależnie od preparatyki doświadczalnej projektowanych opatrunków, stwierdzono, że w roztworze 0,1% NaCl niniejsze hydrożele podlegają dynamicznej wymianie jonów. Tworzy się trójwymiarowe uporządkowanie, w którym jony wapnia (II) są osadzone jak jajka w tekturowym pudełku, są jednak zdolne do retencji do roztworu biorczego. Stwierdzono zmniejszenie się poziomu glikacji kolagenu w kontakcie z opatrunkiem A1 i A3. Zanik glikacji kolagenu może wskazywać na ochronny wpływ opatrunku w leczeniu rany.

Podziękowania

Pragnę podziękować Paniom Katarzynie Wierzbinka i Karolinie Borowiec za częściowe wykonanie badań (w ramach przygotowywanych prac dyplomowych).

Literatura

- [1] Szewczyk M. T., Cwajda J.: Opatrunki nowej generacji. Zakażenia (2005), 5.
- [2] Williams D.F.: Concise encyclopedia of medical and dental materials. Oxford, England: Pergamon Press. 1990.
- [3] Peppas N. A., Yang, W. H.: Proceedings of the IUPAC 1980, 27–28.
- [4] Moustafa A.B., Kahil T., Faizalla A.: Preparation of porous polymeric structures for enzyme immobilization. Journal of Applied Polymer Science (2000). 76, 594–601.
- [5] Saraydin D., Karadag E., Guven O.: The release of agrochemicals from radiation induced acrylamide/crotonic acid hydrogels. Polymer Bulletin (1998) 41, 577–584.
- [6] Pielesz A., Bąk K., Klimczak M.: Właściwości fizykochemiczne komercyjnych alginianowych opatrunków aktywnych. Polim. Med. (2012) 42, 1, 69–77.
- [7] Szewczyk M. T., Jawień A., Cwajda J., Cierniakowska K.: Miejscowe leczenie owrzodzeń żylnych – zasady wyboru opatrunków. Zakażenia (2005), 1.
- [8] Ożarowski A., Jaroniewski W.: Rośliny lecznicze i ich praktyczne zastosowanie. Instytut Wydawniczy Związków Zawodowych. Warszawa (1989) 350.
- [9] Pielesz A.: Elektroforeza w octanie celulozy CAE w badaniach komercyjnych alginianowych opatrunków aktywnych. Polim. Med. (2009) 39, 4, 61–69.
- [10] Tonnesen H. H., Karlsen J.: Alginate in drug delivery system. Drug Development and Industrial Pharmacy (2002) 28 (6), 621 – 630.
- [11] Pielesz A., Biniś Wł., Paluch J.: Elektroforeza w octanie celulozy CAE oraz spektroskopia Ramana jako metody identyfikacji β -glukanów składników biologicznie i terapeutycznie aktywnych biomateriałów. Polim. Med. (2012) 42, 1, 69–77.
- [12] Grabowska A., Andrzejewska E., Walczewska A.: Czy oparzenia u dzieci powodują zmiany w stężeniu markerów stresu oksydacyjnego w drogach oddechowych? Do burns in children cause any changes in concentrations of oxidative stress markers in respiratory tract? Przegląd Pediatryczny (2004) 34, 3/4, 232–237.
- [13] Zhang F., Wang A., Li Z., He S., Shao L.: Preparation and Characterisation of Collagen from Freshwater Fish Scales. Food and Nutrition Sciences (2011) 2, 818–823.
- [14] Babu P., Gokulakrishnan A., Dhandayuthabani R., Ameethkhan D., Kumar Ch., Ahamed M.: Protective effect of *Withania somnifera* (Solanaceae) on collagen glycation and cross-linking. Comparative Biochemistry and Physiology, Part B 147 (2007) 308–313.
- [15] Emmerichs N., J., Wingender H. C., Flemming C.: Interaction between alginates and manganese cations: identification of preferred cation binding sites. International Journal of Biological Macromolecules (2004) 34, 73–79.
- [16] Tu J., Balla S., Barr J., Miedema J., Li X., Jasti B.: Alginate microparticles prepared by spray – coagulation method: Preparation, drug loading and release characterization. International Journal of Pharmaceutics (2005) 303.
- [17] Lattner D., Flemming H. C., Mayera Ch.: ¹³C-NMR study of the interaction of bacterial alginate with bivalent cations. International Journal of Biological Macromolecules (2003) 33, 81–88.
- [18] Kikuchi A., Kawabuchi M., Sugihara M., Sakurai Y., Okano T.: Pulsed dextran release from calcium – alginate gel beads. Journal of Controlled Release (1997) 47.

Adres do korespondencji:

Akademia Techniczno-Humanistyczna
Wydział Nauk o Materiałach i Środowisku
Instytut Inżynierii Tekstyliów i Materiałów Polimerowych
ul. Willowa 2, 43-309 Bielsko-Biała
e-mail: apielesz@ath.bielsko.pl