

# **O właściwościach medycznych opatrunków membranowych z celulozy bakteryjnej**

ANDRZEJ ŚLĘZAK<sup>1</sup>, MAREK KUCHARZEWSKI<sup>2</sup>, JOLANTA JASIK-ŚLĘZAK<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Zakład Biologii i Biofizyki Politechniki Częstochowskiej w Częstochowie,

<sup>2</sup>Katedra i Klinika Chirurgii Ogólnej Śląskiej Akademii Medycznej w Bytomiu

---

## **Streszczenie**

Dokonano przeglądu prac, poświęconych medycznym właściwościom opatrunków membranowych z celulozy bakteryjnej. Owe właściwości zostały określone na podstawie badań nad zastosowaniem owej membrany w procesie leczenia żylnych owrzodzeń podudzi. Ponadto omówiono ilościową metodę oceny efektywności procesu gojenia się rany polegającą na obliczaniu współczynnika efektywności, którego wartość jest wprost proporcjonalna do szybkości gojenia się owrzodzenia a odwrotnie proporcjonalna do iloczynu powierzchni początkowej owrzodzenia i czasu jej zagojenia.

---

## **On medical properties of the membrane dressing made of bacterial cellulose**

### **Summary**

Review of papers devoted to medical properties of membrane dressing made of bacterial cellulose was done. These properties were determined on the basis of studies on application of this membrane to venous leg ulcer healing. Moreover, quantitative method of valuation of wound healing process efficiency which lies in calculating efficiency coefficient was

described. Value of this coefficient is directly proportional to ulcer healing speed and indirectly proportional to product of initial surface and healing time.

**Słowa kluczowe:** celuloza bakteryjna, opatrunki membranowe, żyłne owrzodzenia podudzi

**Key words:** bacterial cellulose, membrane dressing, venous leg ulcer

---

## WSTĘP

Z medycznego punktu widzenia membrany używane w procesie gojenia ran, można podzielić na biologiczne i syntetyczne [1]. Wśród membran biologicznych wyróżnia się homoprzeszczepy zwane także alloprzeszczepami (skóra od żywego dawcy, świeża skóra ze zwłok, błona owodniowa), heteroprzeszczepy zwane także ksenoprzeszczepami (skóra od żywego dawcy innego gatunku, skóra konserwowana, naświetlana lub liofilizowana) oraz tkankowo-pochodne (kolagen w postaci błon lub gąbek, włókien). Do membran syntetycznych zalicza się membrany polimerowe (celulozowe, silikonowe, poliuretanowe, chitozynowe), materiały mikroporowe oraz materiały przylegające). Materiał membranotwórczy stosowany jako substytut skóry powinien być: przyczepny do rany, przepuszczalny dla pary wodnej, elastyczny, trwały, nieprzepuszczalny dla mikroorganizmów, biozgodny, hemostatyczny, łatwy w nakładaniu na ranę i usuwaniu oraz tani. Zdecydowaną większość owych cech posiada celuloza bakteryjna. W odróżnieniu od celulozy otrzymywanej z drewna, celuloza bakteryjna jest hypoalergiczna, nietoksyczna, niedrażniąca, niepirogeniczna, biodegradowalna, wysoce hydrofilna oraz biokompatybilna.

Membrana uformowana z celulozy bakteryjnej jest półprzezroczysta, porowata, selektywnie przepuszczalna dla gazów takich jak  $O_2$ ,  $N_2$  czy  $CO_2$  a nieprzepuszczalna dla mikroorganizmów [2]. Struktura fizykochemiczna membrany z celulozy bakteryjnej oraz jej właściwości elektrostatyczne i mechaniczne powodują, że spełnia ona podobną funkcję jak zewnętrzne warstwy naskórka w stosunku do skóry właściwej, tzn. zapewnia ochronę mechaniczną i termiczną zranionej tkanki. Owa funkcja jest realizowana także poprzez wytworzenie bariery dla mikroorganizmów oraz utraty hydroelektrolitów i białka [18]. Dokładne przyleganie owej membrany do powierzchni rany, chroniące ranę i zakończenia nerwowe przed bodźcami mechanicznymi i termicznymi co stosunkowo szybko redukuje ból, jest następstwem jej właściwości elektrostatycznych. Ponadto stosowanie membrany z

celulozy bakteryjnej polepsza ziarninowanie rany, istotnie przyspieszające jej gojenie. Z kolei nieprzepuszczalność dla mikroorganizmów nie dopuszcza do zakażenia bakteryjnego rany [2].

Jednym z zastosowań medycznych membrany z celulozy bakteryjnej jest jej użycie, jako elementu opatrunku w procesie leczenia trudnogojących się ran. Bariera wykonana z owej membrany, ułatwia wytworzenie odpowiedniego mikrośrodowiska pomiędzy powierzchnią rany i membrany. Wytworzone w ten sposób optymalne warunki fizjologiczne przyczyniają się do szybszego zagojenia rany, co niewątpliwie jest przyczyną istotnego obniżenia kosztów leczenia, szczególnie w przypadku rozległych oparzeń [3] i owrzodzeń żylnych podudzi [4,5].

W poprzedniej pracy [6] dokonano przeglądu wyników badań nad osmotycznym i dyfuzyjnym transportem przez czystą (nie modyfikowaną i nie sterylizowaną) postaci membrany celulozowej BioFill, o nazwie handlowej Bioprocess (Fibrocel Biotechnological Products Ltd. Curitiba, Brazylia), wyprodukowanej przez szczep bakterii *Acetobacter*. Owa membrana jest półprzezroczystą folią o gęstości powierzchniowej od 9 do 20 g·m<sup>-2</sup> i pH zawartym pomiędzy 6 a 7. Jej grubość w stanie suchym wynosi 20 μm, a w uwodnionym – 50 μm [7]. W pracy zebrano parametry transportowe membrany wynikające z teorii Kedem-Katchalsky'ego oraz przedstawiono wyniki badań obszarów styków membrana-roztwór, przy pomocy interferogramów wykonanych laserowym interferometrem Macha-Zehndera.

W obecnej pracy zestawiono wyniki badań nad zastosowaniem owej membrany w procesie leczenia żylnych owrzodzeń podudzi. Omówiono metodę oceny szybkości gojenia się rany, przedstawiono model rany powodowanej przez żylny owrzodzenie podudzi, oraz omówiono wyniki testów medycznych.

## **METODA OCENY SZYBKOŚCI GOJENIA SIĘ RANY**

Owrzodzenia żylny podudzi (venous leg ulcer) stanowią około 80% wszystkich przypadków owrzodzeń. Występują one u około 1% populacji ludzi dorosłych, a częstość ich występowania rośnie wykładniczo z wiekiem. U ich podłoża leży nadciśnienie żylny, prowadzące do zespołu pozakrzepowego, którego następstwem jest przewlekła niewydolność żył [8]. Owa niewydolność najczęściej prowadzi do niedrożności żył a następnie do ich rekanalizacji, której towarzyszy uszkodzenie zastawek żył głębokich. Uszkodzenie tych zastawek powoduje cofanie się krwi z układu głębokiego i przenoszenie wysokiego ciśnienia

na coraz mniejsze naczynia żyłne układu powierzchniowego i utrudnia odpływ krwi w kierunku serca. Przewlekła niewydolność żył może także powstawać w wyniku zalegania nadmiaru krwi w żyłach powierzchniowych także w wyniku samoistnej niewydolności zastawek żył głębokich.

Leczenie owrzodzeń żylnych podudzi, polegające na regularnym zakładaniu opatrunków jest długotrwałe i kosztowne i stanowi trudny problem kliniczny [4]. Tylko w USA koszty leczenia owych owrzodzeń wynoszą średnio około 80 miliardów dolarów rocznie. Dlatego też w ostatnich latach podjęto badania mające na celu opracowanie nowych metod leczenia owrzodzeń żylnych podudzi, mających na celu przyspieszenie leczenia oraz obniżenia jego kosztów. Jednym z osiągnięć owych badań są opatrunki zawierające hydrożele, hydrokoloidy, membrany (z celulozy bakteryjnej, chitozyny [9] czy kolagenu). W celu określenia efektywności procesu gojenia, dokonuje się zwykle planimetrycznego pomiaru obrysu owrzodzenia przed oraz w trakcie leczenia [10]. Czas potrzebny do zagojenia się owrzodzenia zależy od wielu czynników fizycznych takich jak powierzchnia i głębokość początkowa owrzodzenia, umiejscowienie owrzodzenia czy szybkość migracji keratocytów i fibroblastów. Oznacza to, że porównywanie metod i materiałów wykorzystywanych do leczenia owrzodzeń jest znacznie utrudnione i możliwe tylko dla identycznych powierzchni i głębokości owrzodzeń.

Aby zobiektywizować wyniki leczenia w pracy [5], opracowano metodę ilościowej oceny efektywności procesu gojenia się owrzodzenia. Metoda ta jest oparta na obliczaniu współczynnika efektywności gojenia się owrzodzenia ( $\gamma_s$ ). W celu zdefiniowania owego współczynnika przeprowadzimy rozważania, których podstawą jest rycina 5, zaczerpnięta z naszej poprzedniej pracy [5]. Załóżmy, że podudzie ma w przybliżeniu kształt walca. Jeśli pominiemy kości, naczynia, nerwy i mięśnie, to owrzodzenie rozwija się skórze i w tkance łącznej, które można uważać za wydrążony walec. Zgodnie z ryciną 1, owrzodzenie może przyjmować następujące kształty: paraboloidy obrotowej, czaszy kulistej, paraboloidy obrotowej ściętej, stożka obrotowego ściętego lub warstwy kulistej. W związku z tym ubytek objętości tkanki spowodowany owrzodzeniem, może mieć w przybliżeniu kształty bryły traktowanej jako iloczyn dwóch zbiorów. Pierwszy z nich jest zawsze wydrążonym walcem, a drugi w danej chwili może przybierać jeden z wyżej wymienionych kształtów. Oznacza to, że powierzchnia owrzodzenia jest boczną powierzchnią wnętrza bryły wyciętej z walca i określającej kształt rany. W zależności od rozległości owrzodzenia, ową powierzchnię można

w przybliżeniu uznać za powierzchnię boczną: paraboloidy obrotowej, czaszy kulistej, stożka obrotowego, paraboloidy obrotowej ściętej, stożka obrotowego ściętego lub warstwy kulistej.

Parametrami owrzodzenia, które można zmierzyć bezpośrednio są: powierzchnia płaszczyzny ograniczonej zwykle nieregularnym brzegiem owrzodzenia ( $S_p$ ) i głębokość owrzodzenia ( $l_b$ ). Można jednak przyjąć z wystarczającym przybliżeniem, że ów brzeg jest okręgiem o promieniu  $r_p$ . Wartość owych wielkości w zdecydowanej większości przypadków maleje w czasie leczenia. Z kolei powierzchnia zagojonej części owrzodzenia, tj. blizny ( $S_{bz}$ ) oraz głębokość blizny ( $l_{bz}$ ) rośnie w czasie. Zależności między tymi wielkościami są opisane wyrażeniami

$$S_b = S_{bz} + S_{bp} \quad (1)$$

$$l_p = l_{bz} + l_{bp} \quad (2)$$

gdzie  $S_{bp}$  jest nie zagojoną powierzchnią owrzodzenia, a  $l_{bp}$  – głębokością nie zagojonej części owrzodzenia. Ponieważ w chwili początkowej  $S_{bz}=0$  oraz  $l_{bz}=0$ , więc  $S_b=S_{bp}=S_{bo}$  oraz  $l_p=l_{bp}=l_{po}$ . W celu oceny efektywności procesu gojenia się owrzodzenia, w poprzedniej pracy [5] wprowadzono współczynnik efektywności gojenia się owrzodzenia zdefiniowany następująco

$$\gamma_z = -\frac{1}{S_{bo}} \left( \frac{d^2 S_{bz}}{dt^2} \right) \quad (3)$$

gdzie  $S_{bz} = S_{bo} - S_b$  jest przyrostem powierzchni zagojonej części owrzodzenia. Występujący w powyższym wyrażeniu czynnik

$$a_z = \frac{d^2 S_{bz}}{dt^2} = \frac{dv_z}{dt} \quad (4)$$

ma sens przyspieszenia procesu gojenia rany, rozumianego przyrost szybkości procesu gojenia rany. Definicję szybkości procesu gojenia rany przedstawia wyrażenie

$$v_z = \frac{dS_{bz}}{dt} \quad (5)$$

Z równań (4) i (5) wynika, że jeśli  $S_{bz}=\text{const.}$ , to  $v_z=0$  i rana się nie goi. Jeśli z kolei  $S_{bz}$  liniowo rosnącą funkcją czasu, to  $v_z$  jest stała i większa od zera oraz  $a_z=0$ . Oznacza to, że rana goi się ze stałą szybkością. Szybkość  $v_z$ , a zatem i przyspieszenie  $a_z$  zależy od typu owrzodzenia (rany), środowiska otaczającego ranę, lokalizacji i szybkości migracji keratynocytów i fibroblastów. Oznacza to, że wartości owych wielkości są uzależnione od

kształtu krzywej ilustrującej zależność  $S_{bz}(t)$ . Jeśli owa zależność jest liniowa, to  $v_z = \text{const.}$  oraz  $a_z = 0$ . Jeśli z kolei  $S_{bz}(t)$  jest kwadratową funkcją czasu, to  $v_z$  jest liniową funkcją czasu a  $a_z = \text{const.}$  Możliwych jest wiele innych typów zależności  $S_{bz}(t)$ .

Uwzględniając równanie (4) w (3) otrzymujemy

$$\gamma_z = -\frac{1}{S_{bo}} \frac{dv_z}{dt} = -\frac{a_z}{S_{bo}} \quad (6)$$

Z powyższego równania wynika, że współczynnik  $\gamma_z$  jest wprost proporcjonalny do przyspieszenia gojenia i odwrotnie proporcjonalny do powierzchni początkowej owrzodzenia. Oznacza to, że im większe  $a_z$  i mniejsze  $S_{bo}$ , tym efektywność gojenia rany jest większa. Ze wzoru (6) wynika, że jeśli  $a_z = \text{const.}$ , to efektywność procesu gojenia nie zależy od czasu zagojenia owrzodzenia. W celu wprowadzenia tej wielkości przeprowadzimy całkowanie równania (6), które prowadzi do wyrażenia

$$\bar{\gamma}_z = -\frac{1}{S_{bo}} \frac{\Delta \bar{S}_{bz}}{(\Delta t)^2} = -\frac{1}{S_{bo}} \frac{\Delta \bar{v}_{zk}}{\Delta t_k} = -\frac{\bar{a}_z}{S_{bo}} \quad (7)$$

gdzie  $\Delta \bar{S}_{bz} = \bar{S}_b - \bar{S}_{bo}$ ,  $\Delta \bar{v}_{zk} = v_{zk} - v_{zo}$ ,  $\Delta t_k = t_k - t_o$ ,  $v_{zk}$  i  $v_{zo}$  – szybkości odpowiednio końcowa i początkowa procesu gojenia,  $t_k$  i  $t_o$  – czas odpowiednio zagojenia i rozpoczęcia procesu gojenia.

Współczynnik  $\bar{\gamma}_z$  pozwala porównywać procesy gojenia się owrzodzeń o: różnej powierzchni początkowej ( $S_{bo}$ ), różnych przyrostach szybkości gojenia się owrzodzenia ( $\Delta \bar{v}_{zk}$ ) oraz różnych czasach zagojenia się owrzodzenia ( $\Delta t_k$ ). W przypadku, gdy  $v_z$  jest nieliniową funkcją czasu, można zastosować procedurę uśredniania  $\Delta \bar{v}_{zk}$  zgodnie ze wzorem

$$\Delta \bar{v}_{zk} = \sum_{r=1}^{k=n} \Delta v_{zr} \quad (8)$$

gdzie:  $k$  – liczba pomiarów.

Opisana metoda została zastosowana do oceny szybkości gojenia owrzodzeń żylnych podudzi z użyciem opatrunków: hydrokoidowego Unna oraz membranowego z celulozy bakteryjnej. Uzyskane rezultaty badań opisano szczegółowo w dwóch poprzednich pracach [5,11]. Opisane w owych pracach badania obejmują 116 chorych z przewlekłym owrzodzeniem podudzi. W poniższym rozdziale opiszemy jedynie wybrane wyniki badań przedstawione w pracy [5].

## WYBRANE WYNIKI TESTÓW KLINICZNYCH

Badania obejmowały 62 chorych z przewlekłym żylnym owrzodzeniem podudzi. Chorych podzielono na dwie równe grupy w odniesieniu do powierzchni owrzodzenia i sposobów leczenia. Rozkład demograficzny pacjentów i szczegóły owrzodzenia przedstawiono w tabeli 1. W procesie leczenia pacjentów z grupy 1 wykorzystano membranę z celulozy bakteryjnej BioFill, a pacjentów z grupy 2 – hydrokoloidowy but Unna. Membranę nakładano o około 1 cm poza brzeg owrzodzenia, po uprzednim usunięciu martwiczo zmienionej tkanki owrzodzenia i przemyciu rany roztworem soli fizjologicznej. Na założoną membranę nakładano gaziki a następnie bandażowano. Kilka razy dziennie opatrunek polewano roztworem soli fizjologicznej, aby opatrunek był cały czas wilgotny. Opatrunek zewnętrzny zmieniano codziennie, a membranę – co tydzień, aż do zagojenia owrzodzenia. Podobnie jak w przypadku membrany, opatrunek hydrokoloidowy Unna nakładano na ranę po uprzednim usunięciu zmienionej martwiczo tkanki i przemyciu rany solą fizjologiczną i bandażowano. Opatrunek zmieniano w tygodniowych odstępach czasu.

U wszystkich chorych przed podjęciem leczenia jak również przed nałożeniem nowego opatrunku, wykonywano wymaz bakteryjny z owrzodzenia wszystkich i pomiar pola powierzchni owrzodzenia. Procedura owego pomiaru była następująca. Na folii transparencyjnej odrysowano brzeg owrzodzenia, a następnie dokonano pomiarów planimetrycznych powierzchni ograniczonej brzegiem owrzodzenia przy pomocy digitizera Moutoh Kurta (model XT-1218A3). Głębokość owrzodzenia zmierzono mikrometrem mechanicznym. Pomiarów każdej z powierzchni dokonywano 3-krotnie, a wynik pomiarów uśredniano. Na podstawie pomiarów powierzchni ograniczonej brzegiem owrzodzenia ( $S_p$ ), obliczono średni promień owrzodzenia ( $r_p$ ) korzystając ze wzoru na pole koła

$$r_p = (S_p \pi^{-1})^{\frac{1}{2}} \quad (9)$$

Z obserwacji wynika, że owrzodzenie u pacjentów z obydwu badanych grup ma w przybliżeniu kształt walca obrotowego. W związku z tym powierzchnię owrzodzenia potraktowano jako jego powierzchnię boczną (bez podstawy) przy pomocy następującego wzoru

$$S_b = \pi r_p (2l_p + r_p) \quad (10)$$

Po podstawieniu równania (9) do (10) otrzymujemy

$$S_b = (S_p \pi)^{\frac{1}{2}} [2l_p + (S_p \pi^{-1})^{\frac{1}{2}}] \quad (11)$$

Przy pomocy równania (11) równanie (7) można wyrazić w następującej postaci

$$\bar{\gamma}_z = \frac{1}{(\Delta t)^2} \left[ 1 - \left( \frac{\bar{S}_p}{\bar{S}_{po}} \right)^{\frac{1}{2}} \frac{2\bar{l}_p + (\bar{S}_p \pi^{-1})^{\frac{1}{2}}}{2\bar{l}_{po} + (\bar{S}_{po} \pi^{-1})^{\frac{1}{2}}} \right] \quad (12)$$

Ów współczynnik posiadający sens współczynnika efektywności, pozwala porównywać procesy gojenia się owrzodzeń, różniących się powierzchniami i głębokościami oraz czasami zagojenia owrzodzenia. Wyrażenie (12) jest słuszne dla owrzodzenia, które ma kształt walca obrotowego. Dla innych kształtów owrzodzeń należy użyć wyrażenia odpowiedniego do owego kształtu.

Wyniki pomiarów uśrednionej głębokości owrzodzenia ( $l_p$ ) o uśrednionej powierzchni obrysu owrzodzenia ( $S_p$ ) dla pacjentów z grupy 1 (leczonej z zastosowaniem membrany BioFill) i grupy 2 (leczonej z zastosowaniem opatrunku hydrokoloidowego Unna), przedstawiono przy pomocy wykresów 1 i 2 na rycinach 2 i 3. Z kolei wyniki obliczeń średniego promienia owrzodzenia ( $r_p$ ) na podstawie wyrażenia (17) przedstawiono na rycinie 4. Obliczone na podstawie wyrażenia (11) wartości średniej powierzchni owrzodzenia ( $S_b$ ) ilustrują wykresy 1 i 2 zamieszczone na rycinie 5. Z ryciny 2 i 4 wynika, że zarówno powierzchnia jak i głębokość owrzodzenia ( $l_p$ ) maleją liniowo w czasie.

Tangens kąta nachylenia charakterystyki  $l_p = f(t)$  dla prostej 1 wynosi 0,008 cm na dobę, a dla prostej 2 – 0,005 cm na dobę. Z kolei tangens kąta nachylenia charakterystyki  $r_p = f(t)$  dla prostej 1 wynosi 0,032 cm na dobę, a dla prostej 2 – 0,021 cm na dobę. Oznacza to, że ów tangens w obydwu przypadkach jest większy dla prostej 1. Świadczy to o tym, że czas zmniejszania się zarówno głębokości owrzodzenia jak i uśrednionego promienia owrzodzenia jest mniejszy, w przypadku zastosowania membrany BioFill w procesie leczenia żylnych owrzodzeń podudzi. Charakterystyki  $S_p = f(t)$  oraz  $S_b = f(t)$  zilustrowane przez wykresy 1 i 2 zamieszczone na rycinach 3 i 5 pokazują, że zarówno  $S_p$  jak i  $S_b$  maleją wykładniczo. Na rycinie 6 przedstawiono liniowe charakterystyki  $v_z = f(t)$  obliczone na podstawie równania (5). Z charakterystyk tych wynika, że w obydwu przypadkach  $v_z$  maleje liniowo. Tangens kąta nachylenia prostych 1 i 2, który jest równy przyspieszeniu gojenia owrzodzenia wynosi 0,01 cm<sup>2</sup> na dobę<sup>2</sup> (dla prostej 1) oraz 0,004 cm<sup>2</sup> na dobę<sup>2</sup> (dla prostej 2). Oznacza to, że przyspieszenie gojenia się owrzodzenia jest większe w przypadku



stosowania opatrunku membranowego BioFill. W tabeli 2 przedstawiono mapę czasowego rozkładu zagojenia się owrzodzeń dla grupy 1 i 2.

Wartości współczynnika  $\bar{\gamma}_z$  obliczono na podstawie równania (20) i otrzymano dla grupy 1 (leczonej przy użyciu opatrunku z membraną BioFill)  $\bar{\gamma}_z = (3,17 \pm 0,79) \times 10^{-4} \text{ (doba)}^{-2}$  oraz dla grupy 2 (leczonej przy użyciu opatrunku hydrokoloidowego Unna)  $\bar{\gamma}_z = (1,37 \pm 0,5) \times 10^{-4} \text{ (doba)}^{-2}$ . Stąd wynika, że biorąc pod uwagę powierzchnię początkową owrzodzenia, głębokość początkową owrzodzenia oraz czas zagojenia owrzodzenia, lepsze rezultaty terapeutyczne uzyskano stosując opatrunek membranowy BioFill. Warto podkreślić jest to, że zaprezentowana metoda analizy rozróżnia powierzchnię ( $S_b$ ) owrzodzenia i powierzchnię ograniczoną obrysem owrzodzenia ( $S_p$ ). W poprzedniej pracy [5] pokazano, że dla owrzodzeń o powierzchni 5-6 cm<sup>2</sup> zachodzi równość  $S_b = S_p$ . Z kolei dla owrzodzeń opisywanych w obecnej pracy  $S_b - S_p$  dla grupy 1 wynosi 11,28 cm<sup>2</sup>, a dla grupy 2 – 10,61 cm<sup>2</sup>. Powyższe różnice implikują inne wartości zarówno  $v_z$  jak i  $a_z$ .

## PODSUMOWANIE

Membrana z celulozy bakteryjnej z membraną o małej selektywności w odniesieniu do substancji małocząsteczkowych, jest półprzepuszczalna dla mikroorganizmów. Z tego powodu znalazła zastosowanie do leczenia trudnogojących się ran. Przeprowadzone testy kliniczne wykazały, że owa membrana może być z powodzeniem stosowana jako element opatrunku w procesie leczenia żylnych owrzodzeń podudzi.

## LITERATURA

- [1] KUCHARZEWSKI M., ŚLĘZAK A.: Zastosowanie membran biologicznych i syntetycznych w leczeniu owrzodzeń podudzi. W: Franek A., Kucharzewski M., Sieroń A. (eds): Zachowawcze leczenie owrzodzeń żylnych podudzi. Śląska Akademia Medyczna, Katowice 2001, 39-47.
- [2] [www.biofill.com.br](http://www.biofill.com.br)
- [3] PITANGUY I., SALGADO F., MARACAJA P.F.: Utilization of the cellulose pellicule (Biofill) as a biological dressing. Rev. Bras. Cir. (1988), 78,317.
- [4] KUCHARZEWSKI M., SKRZEKOWSKA-BARAN I., ŚLĘZAK A.: The cellulose membrane dressing application in treatment of chronic venous crural ulceration. Przeg. Flobolog. (2000), 8, 27.
- [5] ŚLĘZAK A., KUCHARZEWSKI M., FRANEK A., TWARDOKĘS W.: Evaluation of the efficiency of venous leg ulcer treatment with a membrane dressing. Med. Eng. Phys. (2004), 26, 53.
- [6] ŚLĘZAK A., KUCHARZEWSKI M., JASIK-ŚLĘZAK J.: O właściwościach biofizycznych opatrunków membranowych z celulozy bakteryjnej. Polim. Med. (2005) w druku.
- [7] FRANEK A., POLAK A., KUCHARZEWSKI M.: Owrzodzenia żyłne – tiopatogeneza. W: Franek A, KUCHARZEWSKI M, Sieroń A (eds) Zachowawcze leczenie owrzodzeń żylnych podudzi. Śląska Akademia Medyczna, Katowice (2001), 9-18
- [8] YANG J.M., HAO T.L.: Properties of chitosan containing PP-g-AA-g-NIPAAm bigraft nonwoven fabric for wound dressing. J. Membr. Sci. (2004), 243, 1.
- [9] KUCHARZEWSKI M., ŚLĘZAK A., FRANEK A.: Topical treatment of non-healing venous leg ulcers by cellulose membrane. Phlebologie (2003), 32,147.

Adres autorów:

Zakład Biologii i Biofizyki, Politechnika Częstochowska

al. Armii Krajowej 19B, 42-200 Częstochowa

tel. (034) 32 50 417, e-mail: [ajslezak@zim.pcz.czest.pl](mailto:ajslezak@zim.pcz.czest.pl)

Tabela 1. Dane demograficzne pacjentów  
 Table 1. Patient demographic data

Czynnik ryzyka	Grupa 1	Grupa 2
Liczba pacjentów	31	31
Płeć		
Kobiety	15	14
Mężczyźni	16	17
Wiek (w latach)	50-53	51-56
Mediana i zakres	(x=51,8)	(x=53,1)
Lokalizacja owrzodzenia		
Lewa noga	17	15
Prawa noga	14	16
Powierzchnia początkowa obrysu owrzodzenia (cm <sup>2</sup> )	18,6-26,12*	16,8-26,83*
Mediana i zakres	(x=22,55)	(x=21,23)
Czas trwania owrzodzenia (miesiące)	8-36	9-48
Średnia i uszeregowanie	(x=21)	(x=23)
Ruchliwość		
Pełna	27	26
Częściowa	4	5
Indem BMI (kg·cm <sup>-2</sup> )	20,0-40,8	19,4-36,8
Mediana i zakres	(x=28,7)*	(x=26,5)*

\*  $p < 0,005$ .

Tabela 2. Mapa czasowego rozkładu zagojeń owrzodzeń dla pacjentów z grupy 1 i 2  
 Table 2. The map of the timetable of ulceration healing for the patients from groups 1 and 2

Numer Grupy	Czas zagojenia owrzodzenia (doba)																		
	7	14	21	28	35	42	49	56	63	65	70	77	84	91	98	105	112	119	126
1		1		1		4		7	12			4		2					
2								4			6			10			8		3

Podpisy pod rysunkami

Ryc. 1. Model owrzodzenia podudzia (1 – paraboloida obrotowa, 2 – czasza kulista, 3 – paraboloida obrotowa ścięta, 4 – stożek obrotowy ścięty, 4 – warstwa kulista, 5 – walec obrotowy,  $S_p$  – powierzchnia ograniczona brzegiem owrzodzenia,  $S_b$  – powierzchnia owrzodzenia (Opracowano na podstawie 5).

Fig. 1. The model of leg ulcer (1- paraboloid of revolution, 2 – truncated paraboloid of revolution, spherical cap, truncated cone of revolution, spherical envelope,  $S_p$  – ulcer surface area that is defined by ulcer edge,  $S_b$  – ulcer surface area (Elaborated of basis of ref. 5)

Ryc. 2. Zależność głębokości owrzodzenia ( $l_p$ ) od czasu gojenia ( $t$ ) dla pacjentów z grupy 1 (prosta 1) i grupy 2 (prosta 2). (Opracowano na podstawie [5]).

Fig. 2. The dependence of the depth of the ulceration ( $l_p$ ) on the duration of ulceration ( $t$ ) for the patients from group 1 (line 1) and group 2 (line 2). (Elaborated on basis of ref. 14).

Ryc. 3. Zależność powierzchni ograniczonej brzegiem owrzodzenia ( $S_p$ ) od czasu gojenia owrzodzenia ( $t$ ) dla pacjentów z grupy 1 (krzywa 1) i grupy 2 (krzywa 2). (Opracowano na podstawie [5]).

Fig. 3. The dependence of the surface of the contour of the ulceration ( $S_p$ ) on the duration of ulceration ( $t$ ) for the patients from group 1 (curve 1) and group 2 (curve 2). (Elaborated on basis of the ref. 14).

Ryc. 4. Zależność uśrednionego promienia owrzodzenia ( $r_p$ ) obliczonego na podstawie równania (17) od czasu gojenia owrzodzenia ( $t$ ) dla pacjentów z grupy 1 (prosta 1) i grupy 2 (prosta 2). (Opracowano na podstawie [5]).

Fig. 4. The dependence of the average radius of ulceration ( $r_p$ ) calculated on the basis of equation (9) on the duration of the ulceration ( $t$ ) for the patients from group 1 (line 1) and group 2 (line 2). (Elaborated on the basis of ref. 5).

Ryc. 5. Zależność powierzchni owrzodzenia ( $S_b$ ) obliczona na podstawie równania (19) od czasu gojenia owrzodzenia ( $t$ ) dla pacjentów z grupy 1 (krzywa 1) i grupy 2 (krzywa 2). (Opracowano na podstawie [5]).

Fig. 5. The dependence of the surface of the ulceration ( $S_b$ ) calculated on the basis of equation (5) on the duration of the ulceration ( $t$ ) for the patients from group 1 (curve 1) and group 2 (curve 2). (Eleborated on the basis of ref. 5).

Ryc. 6. Zależność szybkości gojenia się owrzodzenia ( $v_z$ ) obliczona na podstawie równania (13) od czasu gojenia owrzodzenia ( $t$ ) dla pacjentów z grupy 1 (prosta 1) i grupy 2 (prosta 2). (Opracowano na podstawie [14]).

Fig. 6. The dependence of the speed of healing of the ulceration ( $v_z$ ) calculated on the basis of the equation (12) on the duration of the ulceration ( $t$ ) for patients from group 1 (line 1) and group 2 (line 2). (Elaboratem on the basis of ref. 5).