

Agnieszka J. NOWAK*, Leszek A. DOBRZAŃSKI

Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska

* e-mail: agnieszka.j.nowak@polsl.pl

Badania struktury geometrycznej powierzchni wewnątrzustrojowej protezy przełyku

Streszczenie. W pracy przedstawiono metodologię badań chropowatości powierzchni wewnętrznej i zewnętrznej wewnątrzustrojowej protezy przełyku wykonanej z długowłóknistego materiału kompozytowego o osnowie silikonu medycznego. W ramach rozwinięcia powierzchni zewnętrznej protezy zastosowano teksturowanie, które miało ułatwić osadzanie się ludzkich komórek i przerost tkanką własną zaimplantowanego pacjenta. Badania wykonano metodą liniowego, mechanicznego pomiaru stykowego oraz w ramach weryfikacji metodą profilometrii optycznej na mikroskopie konfokalnym. Celem pracy było zbadanie chropowatości powierzchni opracowanej protezy przełyku przed i po teksturowaniu aby ocenić jej wpływ na przyszłościowe zastosowanie protezy.

GEMETRICAL STRUCTURE INVESTIGATION OF THE SURFACE OF INTERNAL OESOPHAGUS PROSTHESIS

Summary. The research methodology of the roughness of internal and external surface of internal oesophageal prosthesis made of long-fibre composite material with medical silicone matrix is described in the article. External surface texturing of the prosthesis was applied to facilitate human cells deposition and hypertrophy of the tissue in the body of the patient. Linear, mechanical contact-measurement method and, for verification, optical profile measurement in confocal microscope were used. The aim of the work was roughness investigation of the surface of developed oesophageal prosthesis before and after texturing, to estimate its influence on future application of prosthesis.

1. WSTĘP

Brak istniejącego realnego rozwiązania transportu treści odżywczych u pacjentów pozbawionych pokarmowych fragmentów układu pokarmowego uzasadnia potrzebę poszukiwania rozwiązania zmierzającego do opracowania wewnątrzustrojowej protezy przełyku. Proteza ta z powodzeniem będzie mogła być wykorzystywana w chirurgii układu pokarmowego w szczególności u pacjentów z zaawansowanymi zmianami chorobowymi przełyku [9].

Z punktu widzenia przyszłościowego zastosowania wewnątrzustrojowej protezy przełyku zarówno powierzchnia wewnętrzna, jak i zewnętrzna substytutu musi charakteryzować się odpowiednią chropowatością tj. strukturą geometryczną. W przypadku powierzchni wewnętrznej protezy chropowatość nie może sprzyjać osadzeniu się na jej ściankach cząstek przyjmowanych pokarmów. Gładka, nie rozwinięta powierzchnia ww. ścianek powinna ułatwiać przesuwanie się treści pokarmowych do żołądka, wykorzystując w tym celu tylko poślizg i siłę grawitacji. Natomiast od powierzchni zewnętrznej protezy wymaga się specyficznych funkcji, a mianowicie aktywacji wzrostu ludzkich komórek. Odpowiednie rozwinięcia powierzchni zewnętrznej będzie przyczyniać się do wzrostu adhezji i różnicowania się komórek, co z kolei przełoży się na jakość zespolenia z otaczającym środowiskiem tkankowym – poprawne funkcjonowanie implantu. Wytworzona powierzchnia winna charakteryzować się pełną biogodnością i trójwymiarową formą zapewniającą wolną przestrzeń, w której to komórki mogły by rosnąć i się dzielić. Materiały charakteryzujące się strukturą zbliżoną do tkanek ludzkiego organizmu za-

pewniają szybką regenerację i przerost żywą tkanką. Korzystnie na adsorpcję białek i adhezję komórek wpływa skala zastosowanych materiałów – im wytworzone pory są mniejsze tym łatwiej/szybciej aktywują komórki do wzrostu. Aplikacja nanomateriałów w postaci cząstek, włókien i płatków otwiera nowe możliwości w projektowaniu tego typu podłoży ukierunkowanych na konkretne środowisko tkankowe. Dzięki zainicjowanej interakcji pomiędzy wszczepionym implantem i białkami, a w następnej kolejności komórkami sprawia, że pełne zespolenie staje się możliwe [3-6,8].

Głównym celem pracy jest zbadanie struktury geometrycznej powierzchni wewnętrznej i zewnętrznej wewnątrzustrojowej protezy przełyku wykonanej z długowłóknistego materiału kompozytowego o osnowie silikonu medycznego, uwzględniając przy tym zastosowaną teksturyzację powierzchni zewnętrznej.

2. MATERIAŁ DO BADAŃ

Ze względu na specyficzne własności funkcjonalne wewnątrzustrojowej protezy przełyku zdecydowano o opracowaniu materiału kompozytowego charakteryzującego się wysoką biokompatybilnością oraz czystością, jak również wymaganymi własnościami mechanicznymi. Uwzględniając długość protezy i wysokie prawdopodobieństwo wywoływania przez nią odleżyn wewnątrzustrojowych, położono szczególny nacisk na uzyskanie materiału inżynierskiego o wymaganej sprężystości i biogodności.

Do wykonania wewnątrzustrojowej protezy przełyku wykorzystano następujące komponenty materiału kompozytowego:

Tabela 1. Własności chemiczne i fizyczne silikonu medycznego MDX4-4159 firmy DowCorning

WŁASNOŚCI CHEMICZNE I FIZYCZNE				
Temperatura wrzenia/zakres [°C]	Temperatura zapłonu [°C]	Gęstość względna [g/cm ³]	Lepkość [cSt]	Wygląd: postać, kolor, zapach
> 82	13,3 (zamknięty tygiel Pensky-Martens)	0,865	132 (w temperaturze 25°C)	ciecz, słomkowy, rozpuszczalnika
Charakterystyka chemiczna substancji: <i>Aminofunkcyjny silikon</i>				

Tabela 2. Własności włókna aramidowego 2200 1610 firmy DuPont

WŁASNOŚCI WŁÓKNA ARAMIDOWEGO					
Typ włókna	Gęstość [g/cm ³]	Moduł Younga [GPa]	Wytrzymałość na rozciąganie, [MPa]	Wydłużenie przy zerwaniu, [%]	Temperatura rozkładu, [°C]
2200	1,44	105	3053	2,70	490
Skurcz w ciepłym powietrzu (15 min. w temperaturze 190°C) ≥ 0,1 [%]					
Odporność cieplna (48h w temperaturze 200°C) ≥ 90 [%]					

- jako materiału osnowy użyto silikonu medycznego MDX4-4159 firmy DowCorning, składającego się w 50% z silikonu oraz ze współrozpuszczalnych składników: benzyny lakowej oraz isopropanolu (iPA) o stężeniu odpowiednio 70% oraz 30% (Tab. 1);
 - jako wzmocnienia użyto włókna para-aramidowego typu 2200 1610 wyprodukowanego przez firmę DuPont o własnościach zestawionych w tablicy 2, włókno wykorzystano w postaci ciągłej (roving).
- Konstrukcję oraz poszczególne etapy wykonania wewnątrzustrojowej protezy przeloty opisano w następujących pozycjach literaturowych [3 – 6].

3. METODOLOGIA I BADANIA

Badanie chropowatości powierzchni w celu ustalenia parametru Ra warstwy wewnętrznej i zewnętrznej protezy przeloty wykonano przy użyciu urządzenia Surtronic 3+ firmy Taylor Hobson Precision. Urządzenie to charakteryzuje się rozdzielczością pomiaru 0,02 μm oraz maksymalną wartością pomiaru 15 μm. Pomiary chropowatości powierzchni dokonano na długości pomiarowej 0,8 mm. W celu weryfikacji pomiarów wykonanych metodą liniowego, mechanicznego pomiaru stykowego wykonano dodatkowe badania topografii powierzchni wewnętrznej i zewnętrznej protezy metodami profilometrii optycznej na mikroskopie konfokalnym LSM 5 EXCITER firmy Zeiss. Zastosowana metoda profilometrii optycznej umożliwiła także wyznaczenie dodatkowych parametrów chropowatości takich jak [1]:

- średnia kwadratowa rzędna profilu – Rq,
- całkowita wysokość profilu (wewnątrz odcinka elementarnego) – Rt,
- wysokość najwyższego wzniesienia – Rp.

W badaniu zobrazowano również w sposób przestrzenny topografię powierzchni badanego materiału kompozytowego we wszystkich wariantach zastosowanego tekstu-

rowania. Przyjęte w badaniu oznakowanie próbek zestawiono w tablicy 3.

Tabela 3. Przyjęte w pracy oznaczenia próbek dla różnych rodzajów teksturowania

Oznaczenie przyjęte w pracy	Zastosowany rodzaj teksturowania
A	Brak
B	Perforowana taśmą 2 2T
C	Perforowana taśmą + proszek tytanu
D	Perforowana taśmą + proszek srebra
E	Żłobienie mechaniczne
F	Włókno aramidowe w postaci ciągłej
G	Włókno aramidowe w postaci ciętej

4. WYNIKI

Wyniki badań chropowatości powierzchni wewnętrznej i zewnętrznej protezy wskazują na zwiększenie wartości parametru Ra próbek teksturowanych w stosunku do próbek nie poddanych teksturowaniu. Wyniki badań metodą liniowego mechanicznego pomiaru stykowego zestawiono w tablicy 4, a wyniki badań dla metody profilometrii optycznej w tablicach 5. Porównanie wyników otrzymanych tymi metodami przedstawiono na rysunku 1 i 2 (ze względu na rodzaj zastosowanego teksturowania porównanie to nie uwzględnia próbek teksturowanych włóknem ciągłym i ciętym).

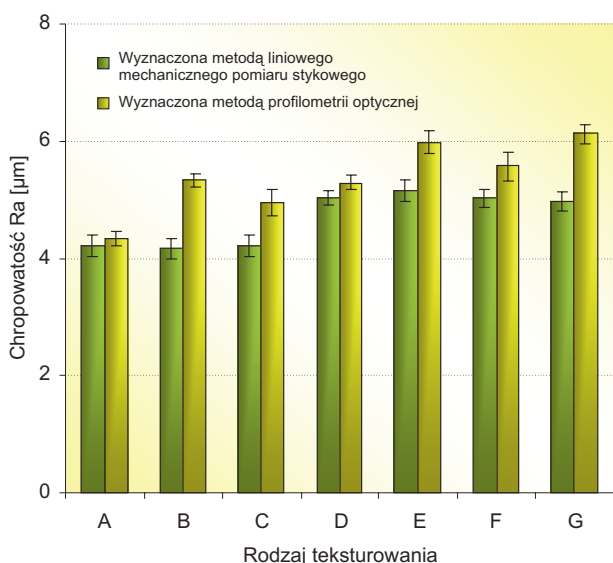
Zaobserwowane różnice pomiędzy pomiarem metodą stykową a optyczną spowodowane są naciskiem diamentowego penetratora na powierzchnię badanych próbek i ich odkształceniem sprężystym – chwilowym wyrównaniem powierzchni na drodze penetratora. Na podstawie uzyskanych wyników badań metodą profilometrii optycznej oraz obserwacji trójwymiarowych profili

Tabela 4. Chropowatość powierzchni zewnętrznej i wewnętrznej protezy przelętyku wyznaczona metodą liniowego mechanicznego pomiaru stykowego (oznaczenia rodzaju teksturowania zgodne z tabelicą 3)

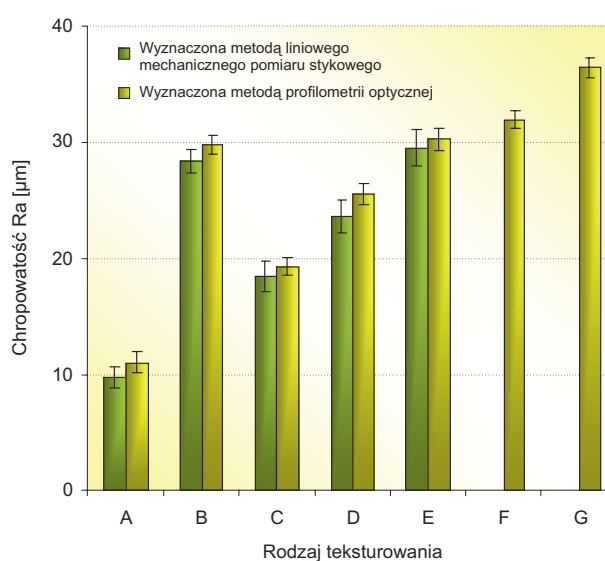
	Parametr chropowatość Ra [μm]									
	powierzchnia zewnętrzna					powierzchnia wewnętrzna				
	Ra	Odch. stand.	Przedział ufności	Przedział ufności – 95%	Przedział ufności + 95%	Ra	Odch. stand.	Przedział ufności	Przedział ufności – 95%	Przedział ufności + 95%
A	9,71	0,95	0,68	9,03	7,41	4,19	0,18	0,13	4,06	3,09
B	28,20	1,02	0,73	27,47	20,67	4,16	0,19	0,14	4,02	3,20
C	18,46	1,21	0,87	17,59	13,80	4,21	0,18	0,14	4,07	3,23
D	23,63	1,45	1,04	22,59	17,61	5,05	0,19	0,14	4,91	3,86
E	29,56	1,54	1,10	28,46	21,89	5,15	0,19	0,14	5,01	3,78
F	-	-	-	-	-	5,06	0,16	0,11	4,95	3,70
G	-	-	-	-	-	4,98	0,16	0,11	4,86	3,63

Tabela 5. Chropowatość powierzchni zewnętrznej i wewnętrznej protezy przelętyku wyznaczona metodą profilometrii optycznej (oznaczenia rodzaju teksturowania zgodne z tabelicą 3)

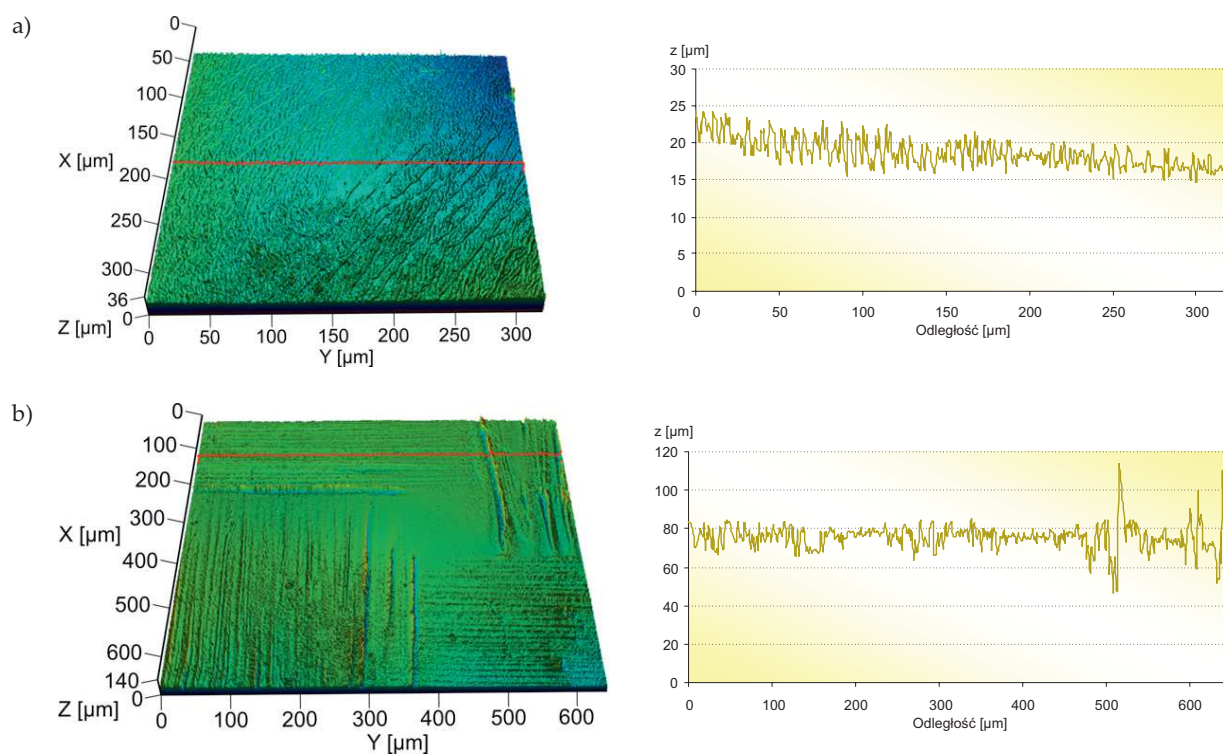
	Parametr chropowatość Ra [μm]									
	powierzchnia zewnętrzna					powierzchnia wewnętrzna				
	Ra	Odch. stan.	Przedział ufności	Przedział ufności – 95%	Przedział ufności + 95%	Ra	Odch. stan.	Przedział ufności	Przedział ufności – 95%	Przedział ufności + 95%
A	11,05	0,95	0,77	10,28	9,31	4,32	0,13	0,11	4,21	3,56
B	29,79	0,89	0,73	29,07	24,52	5,32	0,13	0,11	5,22	4,37
C	19,32	0,80	0,65	18,67	15,97	4,95	0,22	0,18	4,77	4,10
D	25,60	5,41	4,40	21,20	22,65	5,29	0,12	0,10	5,19	4,34
E	30,25	0,97	0,79	29,46	24,92	5,98	0,19	0,16	5,82	4,92
F	31,98	0,75	0,61	31,36	26,25	5,57	0,25	0,20	5,37	4,61
G	36,43	0,90	0,73	35,69	29,92	6,12	0,17	0,14	5,98	5,04



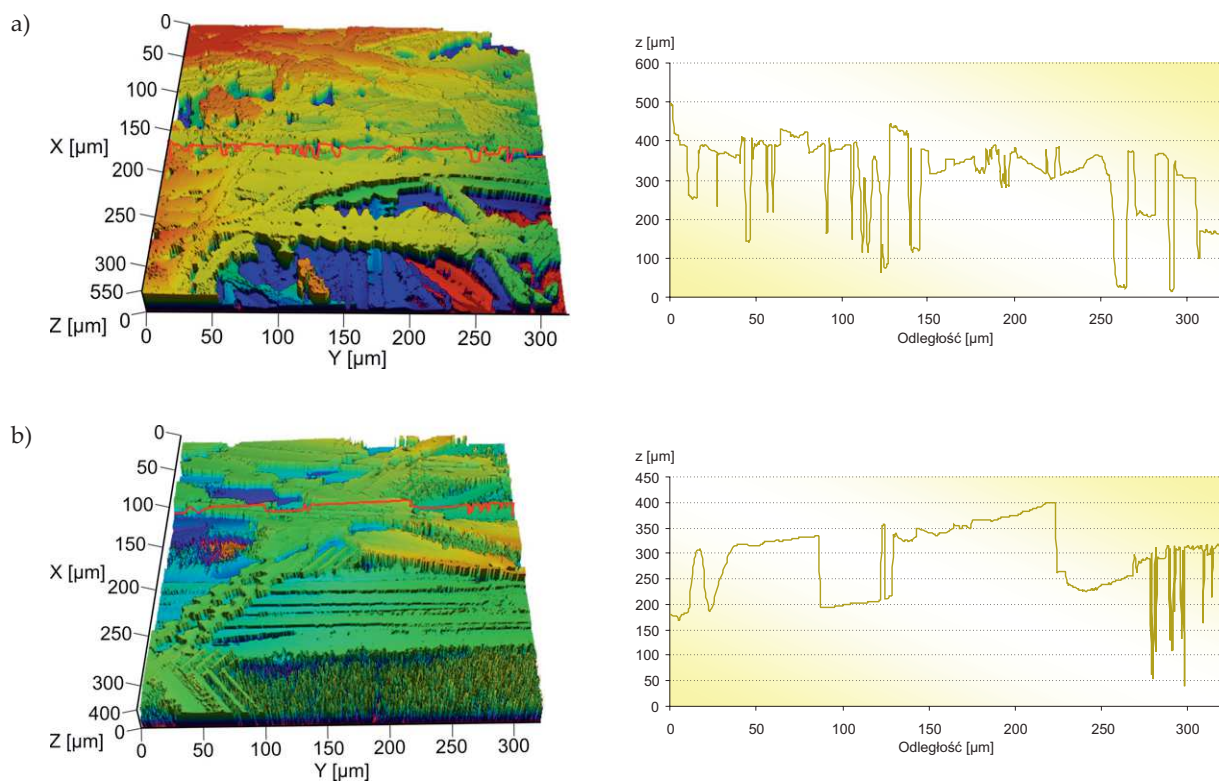
Rys. 1. Zależność chropowatości powierzchni warstwy wewnętrznej prototypu protezy od rodzaju zastosowanego teksturowania (oznaczenia rodzaju teksturowania zgodne z tabelicą 3)



Rys. 2. Zależność chropowatości powierzchni warstwy zewnętrznej prototypu protezy od rodzaju zastosowanego teksturowania (oznaczenia rodzaju teksturowania zgodne z tabelicą 3)



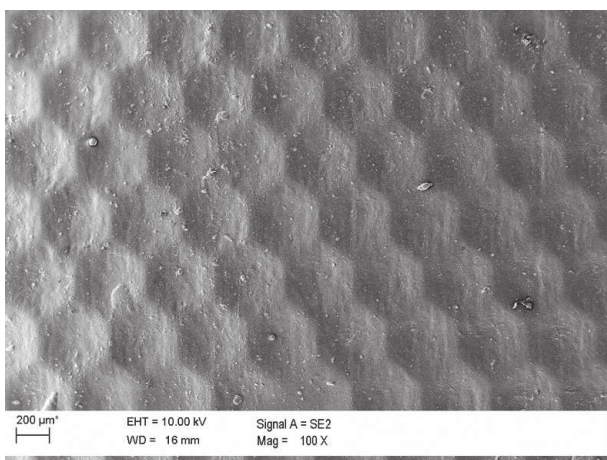
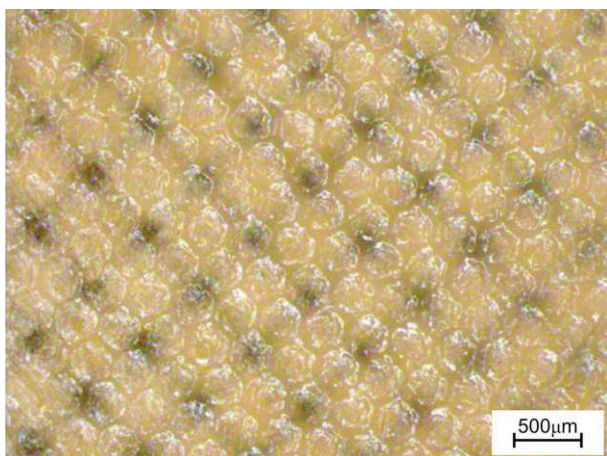
Rys. 3. Przykładowy trój- i dwuwymiarowy profil powierzchni wewnętrznej próbki: a) mała ilość włókien w nawoju; b) duża ilość włókien w nawoju



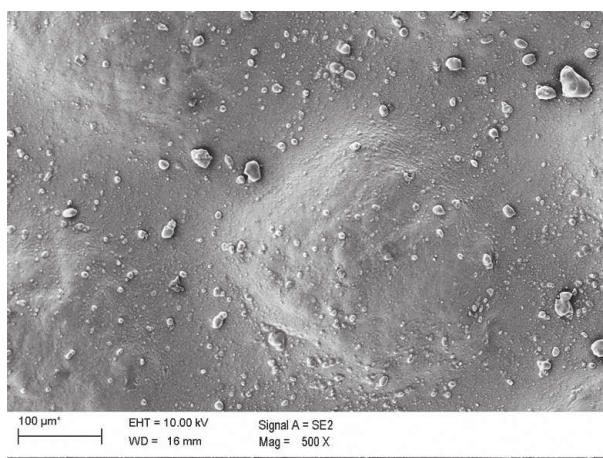
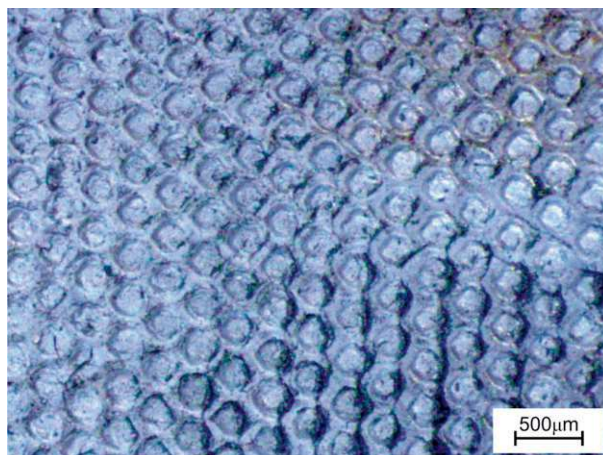
Rys. 4. Przykładowy trój- i dwuwymiarowy profil powierzchni próbki: a) teksturowane włóknem ciągłym; b) teksturowane włóknem ciętym

stwierdzono, że powierzchnia wewnętrzna badanej protezy charakteryzuje się współczynnikiem chropowatości w przedziale $4,32 \div 6,19 \mu\text{m}$.

Współczynnik chropowatości powierzchni wewnętrznej protezy zwiększa się wraz z liczbą wiązek włókna aramidowego w fazie wzmacniającej materiału. Przy zastosowanej najmniejszej liczbie wiązek włókna osnowa lepiej penetruje fazę wzmacniającą i łatwiej wypełnia luki pomiędzy włóknami odwzorowując w ten sposób dokładniej równą powierzchnię rdzenia (Rys. 3a). Zwiększenie liczby wiązek wpływa na podwyższenie tej chropowatości powierzchni (Rys. 3b). Trójwymiarowe profile ujawniają odsłonięte pojedyncze wiązki włókna. Na podstawie badania chropowatości powierzchni zewnętrznej protezy poddanej teksturowaniu stwierdzono, że największym, trzykrotnym zwiększeniem współczynnika Ra powierzchni zewnętrznej w stosunku do próbek nie poddanych teksturowaniu, charakteryzują się próbki teksturowane włóknem ciągłym ($31,98 \pm 0,75 \mu\text{m}$) i ciętym ($36,43 \pm 0,90 \mu\text{m}$) (Rys. 4a i b). Najmniejszym parametrem chropowatości powierzchni zewnętrznej ($19,32 \pm 0,80 \mu\text{m}$) charakteryzują się próbki teksturowane w pierwszym etapie profilowaną taśmą, a następnie proszkiem tytanu.



Rys. 5. Struktura powierzchni próbek po teksturowaniu perforowaną taśmą: a) mikroskop stereoskopowy; b) mikroskop skaningowy



Rys. 6. Struktura powierzchni próbek po teksturowaniu perforowaną taśmą i proszkiem srebra: a) mikroskop stereoskopowy; b) mikroskop skaningowy

Na podstawie obserwacji topografii powierzchni tej próbki stwierdzono, że zastosowany proszek tytanu wypełnił zagłębienia powstałe w wyniku odwzorowania przez materiał osnowy profilu zastosowanej taśmy, tworząc w nich porowatą strukturę. W wyniku wykonanych badań mikroskopowych w mikroskopie stereologicznym oraz skaningowym mikroskopie elektronowym stwierdzono, że próbki teksturowane perforowaną taśmą w sposób równomierny odwzorowały jej powierzchnię uzyskując strukturę przypominającą plaster miodu (Rys. 5).

W przypadku zastosowanego proszku tytanu otrzymano rozwiniętą powierzchnię zewnętrzną protezy. Natomiast zastosowany proszek srebra w dużym stopniu został pokryty materiałem osnowy, pozostawiając na jej powierzchni niewielką liczbę odsłoniętych cząstek (Rys. 6). Na powierzchni próbek teksturowanych włóknem ciągłym nałożone pasma włókna aramidowego rozwarstwiają się w procesie teksturowania, tworząc warstwę składającą się z oddzielonych od siebie równolegle ułożonych mikrowłókien. Próbki teksturowane włóknem ciętym

tym charakteryzują się chaotyczną strukturą tworzącą przestrzenną aglomerację.

4. PODSUMOWANIE

Chropowatość powierzchni wewnętrznej protezy charakteryzuje się współczynnikiem Ra w zakresie $4,95 \div 6,12 \mu\text{m}$. Uzyskany tak niski współczynnik chropowatości świadczy o bardzo dobrej penetracji włókien przez zastosowaną osnowę w postaci silikonu medycznego. Włókna są przesycane w sposób równomierny na całej swojej długości i dzięki temu materiał osnowy odwzorowuje gładką powierzchnię rdzenia wykorzystywanego do nawijania protezy. Niski współczynnik chropowatości powierzchni wewnętrznej protezy ułatwi transport przyjmowanego pokarmu przez pacjenta po implantacji, a znana z literatury antyadhezyjność silikonu [2, 7, 9] oraz duża ilość płynów przyjmowana podczas posiłków będzie zwiększać występujący na tej powierzchni efekt poślizgu.

Powierzchnia zewnętrzna protezy charakteryzuje się zróżnicowanym współczynnikiem chropowatości zależnym od rodzaju zastosowanego teksturowania. Zastosowane zabiegi teksturowania są konieczne z punktu widzenia przyszłościowego przerostu tej powierzchni tkanką własną pacjenta. Najbardziej rozwiniętą powierzchnią zewnętrzną charakteryzują się próbki teksturowane włóknem aramidowym w postaci ciętej. Średni współczynnik Ra dla tych próbek wynosi $36,43 \pm 0,90 \mu\text{m}$. Na bazie zdobytych do tej pory danych odnoszących się do zachowania komórek ludzkich na podłożu włókna aramidowego [9] wnioskuje się, że to właśnie na tej powierzchni osadzi się ich największa liczba. Godnymi uwagi są także próbki teksturowane taśmą i proszkiem tytanu. Dzięki osadzonym w materiale osnowy cząsteczkom zastosowanego proszku uzyskano efekt nierównomiernej porowatej powierzchni, będącej dobrym podłożem do wzrostu i dalszego podziału ludzkich fibroblastów.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Broniewski T. i in: Metody badań i ocena właściwości tworzyw sztucznych. WNT Warszawa 2000.
- [2] Cheong W.C.D. and Zhang L.C., Monocrystalline silicon subjected to multi-asperity sliding: nano-wear mechanisms, subsurface damage and effect of asperity interaction, International Journal of Materials and Product Technology 4 (2003) 398-407.
- [3] Dobrzański L.A., Nowak A.J., Błażejowski W.: Rybczyński R., Koncepcja wewnątrzustrojowej protezy przełyku z wykorzystaniem wzmocnienia długowłóknistego, Polimery i Kompozyty Konstrukcyjne, Praca zbiorowa pod redakcją Gabriela Olsztyn 2011, 141-150.
- [4] Dobrzański L.A., Nowak A.J., Błażejowski W., Rybczyński R.: The concept of preparation of oesophageal prosthesis based on long-fiber composite material, Journal of Achievements In Materials and Manufacturing Engineering 2011, 46 (1) 18-24.
- [5] Dobrzański L.A., Pusz A., Nowak A.J., Górniak M.: Constructional model of internal oesophageal prosthesis, Archives of Materials Science and Engineering 2010, 42(2) 69-76.
- [6] Dobrzański L.A., Pusz A., Nowak A.J.: Implanty wewnątrzustrojowe, Materiały Kompozytowe 2012, 1.
- [7] Cheong W.C.D. and Zhang L.C., Monocrystalline silicon subjected to multi-asperity sliding: nano-wear mechanisms, subsurface damage and effect of asperity interaction, International Journal of Materials and Product Technology 4 (2003) 398-407.
- [8] Marycz K., Krzak-Roś J., Śmieszek A., Grzesiak J., Donesz-Sikorska A., Wpływ materiałów tlenkowych syntezowanych metodą zol-żel na adhezję mezenchymalnych komórek macierzystych, Przemysł Chemiczny. 2013, t. 92, nr 6, s. 1000-1003.
- [9] Nowak A.J., Struktura i własności nowo opracowanego materiału kompozytowego na wewnątrzustrojowe protezy przełyku, Praca doktorska 2012.