

Ewa Stodolak*, Aneta Frączek-Szczypta, Marta Błażewicz

Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki, Katedra Biomateriałów, al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, Poland

* Corresponding author. E-mail: stodolak@agh.edu.pl

Otrzymano (Received) 08.02.2010

NANOKOMPOZYTY POLIMEROWE DO ZASTOSOWAŃ MEDYCZNYCH

Praca obejmuje badania nad biogodnymi polimerami modyfikowanymi nanocząstkami ceramicznymi. Przedmiotem badań były nanokompozyty polimerowe, wytworzone z trzech różnych polimerów: polimeru biostabilnego (polisulfon - PSU), polimeru resorbowalnego (poli(L/DL)laktyd - PL(L/DL)A) oraz polimeru pochodzenia naturalnego (chitozan - CS). Jako modyfikatory zastosowano nanometryczne cząstki ceramiczne: montmorylonit (MMT), krzemionkę (SiO_2) oraz nanorurki węglowe (CNT). Materiały nanokompozytowe zostały scharakteryzowane pod względem parametrów biologicznych i mechanicznych. Wyniki badań wskazują, że modyfikacja wszystkich trzech grup polimerów, przy zastosowaniu nanocząstek ceramicznych, to skuteczna droga do otrzymywania biogodnych, bioaktywnych tworzyw, posiadających dodatkowo znacznie lepsze parametry mechaniczne w porównaniu z czystymi polimerami.

Słowa kluczowe: nanokompozyty, nanocząstki, biomateriały

POLYMER-BASE NANOCOMPOSITE FOR MEDICAL APPLICATION

Nanotechnology generally bases on modification of materials' behaviour. One of the first real products of nanotechnology is polymer nanocomposites, which are a combination of polymer matrix and nanoparticles (so called nanofillers) that have at least one dimension in a nanometric range. The nanofillers such as nanopowders, nanofibers, or nanotubes modify the polymer matrix on a molecular level. Properties of such materials depend both, on the matrix, and the nanoparticles. These materials may exhibit enhanced mechanical (tensile strength, stiffness, toughness), gas barrier, thermal expansion, thermal conductivity, ablation resistance, optical properties, chemical properties, electronic and magnetic properties.

Polymer nanocomposites is a promising class of hybrid materials derived from both synthetic and natural polymers and inorganic/organic nanoparticles. The introduction of nanoparticles into a polymer matrix ensures significant improvement of the material's properties. Polymer nanocomposites are of immense interest of such biomedical technologies as; tissue engineering, bone replacement, dental applications and controlled drug delivery. Current opportunities for application of polymer nanocomposites in biomedical applications arise from their tailored bioactivity, biodegradability, and mechanical properties.

Interaction between nanofillers and a polymer matrix enables them to act as molecular bridges in the polymer structure. High adhesion of nanoparticles to the polymer matrix results in the enhanced strength and Young's modulus of the nanocomposites comparing to conventional composites. The paper presents results of our investigations on three kinds of nanocomposites basing on biocompatible polymer matrices and nanoparticles such as; MMT, SiO_2 and CNTs which constitute temporary replacing materials in a missing bone tissue. Such material should be biocompatible, osteoinductive, osteoconductive and porous as well as mechanically compatible with the bone tissue.

The results of biological investigations provided evidence of good adhesion, proliferation and morphology of osteoblastic cells on the surface of each polymer nanocomposites. The ability of the polymer nanocomposite to cell attachment, spreading and growth in in vitro conditions, combined with the good mechanical properties suggest potential use of these material as biomedical devices, particularly in the area of regenerative medicine. Values of Young's modulus increase in all nanocomposites, and their tensile strength depends on dispersion of the nanoparticles in the polymer matrix, and in most cases decrease because of agglomeration of the nanoparticles. Polymer nanocomposite containing bioactive nanoparticles shows osteoinductive properties. Treatment of the nanocomposite samples in the simulated body fluid (SBF) induced some changes on the surface of the material containing bioactive ceramic nanoparticles. The results of the tests with SBF show that the material is able to produce apatite structure on its surface.

Keywords: nanocomposite, nanoparticles, biomaterials

WPROWADZENIE

Postęp zarówno w dziedzinie medycyny rekonstrukcyjnej, jak i regeneracyjnej w coraz większym stopniu zależy od nowych, zaawansowanych materiałów, opracowywanych pod dyktando wymagań medycznych. W medycynie od wielu lat niezbędne są różnego rodzaju tworzywa, takie jak metale, ceramika czy polimery,

które stosuje się do rekonstrukcji zniszczonych tkanek lub ich regeneracji. Od wielu lat coraz aktualniejsze staje się stwierdzenie, że materiały proste w niedostatecznym stopniu spełniają rosnące zapotrzebowania medycyny na tworzywa implantacyjne. W grupie polimerów tylko nieliczne stosowane mogą być w medycy-

nie [1]. Co prawda materiały polimerowe posiadają szereg cech, które czynią je niezastąpionymi w dziedzinie chirurgii, kardiochirurgii, chirurgii szczękowej czy ortopedii, są również podstawowym tworzywem w konstrukcji materiałów (porowate, włókniste), w obrębie których odtwarzać się mogą zniszczone tkanki (medycyna regeneracyjna) [2, 3]. Niemniej nadal intensywnie poszukuje się nowych kompozycji materiałowych, podnoszących właściwości polimerów, a tym samym zwiększających zakres ich zastosowań medycznych [4]. W matrycy polimerowej wprowadza się włókna, cząstki, w wyniku czego otrzymuje się złożone tworzywa, które charakteryzują się lepszymi właściwościami mechanicznymi, fizykochemicznymi czy w końcu biologicznymi [5, 6].

Ostatnio coraz większe nadzieje w zakresie modyfikacji polimerów łączy się z materiałami nanokompozytowymi [7]. Nanokompozyty polimerowe to materiały dwufazowe zbudowane z matrycy organicznej (polimerowej) i nanocząstek nieorganicznych, równomiernie w niej rozproszonych. Przyjmuje się, że w nanokompozytach faza zdyspergowana - nanododatek (nanonapełniacz) przynajmniej jeden z rozmiarów musi mieć wielkość poniżej 100 nanometrów, a ilość nanonapełniaczy nie może przekraczać 10% wag. tworzywa. Nanokompozyty polimerowe dzięki swoim unikatowym właściwościom stosowane są w wielu dziedzinach, takich jak: motoryzacja (toyota nylon 6 - 1993), budownictwo, przemysł opakowaniowy, odzież, sprzęt sportowy i wiele innych [8-10]. Pomimo iż materiały te obecne są na rynku już od kilkunastu lat, nie doczekały się do tej pory spójnej teorii tłumaczącej ich właściwości, tylko nieliczni autorzy w sposób wyczerpujący ujmują zjawiska, jakim towarzyszy wprowadzanie nanocząstek do struktury polimeru. Nanocząstki, jak wiadomo, modyfikują strukturę polimeru na różny sposób, oddziałując z jego grupami funkcyjnymi, w następstwie tego wpływają na ruchliwość łańcuchów polimeru (ang. *chain mobility*), konformacje (ang. *chain conformation*) czy stopień krystaliczności [7, 11]. W następstwie wymienionych zjawisk, zachodzących na styku nanofazy i łańcucha polimerowego, zmianom ulegają właściwości polimeru. Toteż nanokompozyty, w zależności od rodzaju budujących je składników, charakteryzować się mogą znacznie wyższymi parametrami mechanicznymi, termicznymi (przewodnictwo, odporność na zapłon) elektrycznymi, barierowymi (przepuszczalność dla cieczy, gazów) w porównaniu z czystym polimerem [9, 10]. Badania nad zastosowaniem polimerowych nanokompozytów w medycynie okazały się również niezwykle owocne. Nanocząstki wprowadzane do biologicznych matryc polimerowych wpływają na te ich właściwości, które są ważne z punktu widzenia zarówno implantów konstrukcyjnych (właściwości mechaniczne, trybologiczne, odporność zmęczeniowa), jak i materiałów przeznaczonych do regeneracji tkanek (sprzyjających namnażaniu się komórek kostnych oraz stymulowaniu innych komórek tkanki łącznej do szybkiej odbudowy). Nanocząstki mogą wpływać na topo-

grafie powierzchni materiału i na stopień zwilżalności, można przy ich pomocy znacząco modyfikować szybkość degradacji biopolimerów, a oprócz tego w sposób niezwykle efektywny modyfikować parametry mechaniczne, takie jak sztywność czy wytrzymałość [7]. W literaturze opisywane są nanokompozyty, które dzięki swemu składowi nadają bioaktywność polimerom, jak i takie, które pozwalają na wytwarzanie złożonych porowatych układów niemożliwych do otrzymania w sposób konwencjonalny [7, 12]. Biogodność nanocząstek jest zagadnieniem nie do końca rozpoznanym i nadal pozostaje w tej dziedzinie wiele pytań bez odpowiedzi. Niemniej jednak, wiele z nanocząstek, będących przedmiotem badań, wykazuje się unikatową biogodnością. Towarzyszą temu ciągłe obawy, związane z transportem nanometrycznych cząstek do wnętrza komórek i następstwami tych zjawisk dla żywego organizmu. Z pewnym uproszczeniem można stwierdzić, że materiały nanokompozytowe to takie, które wykorzystują unikatowe właściwości biologiczne nanocząstek, a równocześnie nie wprowadzają zagrożeń dla żywego organizmu.

Celem pracy jest charakterystyka właściwości mechanicznych i biologicznych nanokompozytów wytworzonych na bazie trzech różnych matryc (biostabilna - PSU, resorbowalna - PL(L/DL)A, pochodzenia naturalnego - CS), modyfikowanych nanocząstkami ceramicznymi (MMT, SiO₂) oraz nanorurkami węglowymi (CNT).

MATERIAŁY I METODY

W badaniach wykorzystano komercyjne polimery syntetyczne należące do grupy polimerów stabilnych; polisulfon (PSU, pochodzący z firmy Sigma-Aldrich), polimer resorbowalny należący do grupy poliestrów alifatycznych; poli-D/DL-laktydy (PL(L/DL)A, pochodzący z firmy Boehringer Ingelheim), trzecią matrycę polimerową stanowił biopolimer naturalny zaliczany do grupy polisacharydów: chitozan (CS, Sigma-Aldrich). Wszystkie wykorzystane w badaniach materiały przeznaczone są do celów medycznych (atest FDA *Food and Drug Administration*).

Jako nanowypełniacze zastosowano nanometryczne cząstki ceramiczne, tj. krzemionkę (SiO₂, wielkość ziaren ok. 20 nm, Sigma-Aldrich), montmorylonit (MMT, otrzymany na drodze sedymentacji według technologii opracowanej na KB WIMiC [13], średnia wielkość ziarna ok. 50 nm), trzecim modyfikatorem były nanorurki węglowe (CNT, NanoCraft Inc Renton, USA). Badano układy, gdzie jako nanonapełniacz stosowano jednościenne nanorurki węglowe (SWCNT, o średnicy 2÷3 nm i długości 30÷50 nm). Średni rozmiar cząstek wyznaczono na podstawie badań metodą DLS (NanoSizer, Molvern).

Folie nanokompozytowe zostały otrzymane metodą odlewania (*tape casting*). Naważkę nanowypełniacza wprowadzano do roztworu polimeru, a następnie ho-

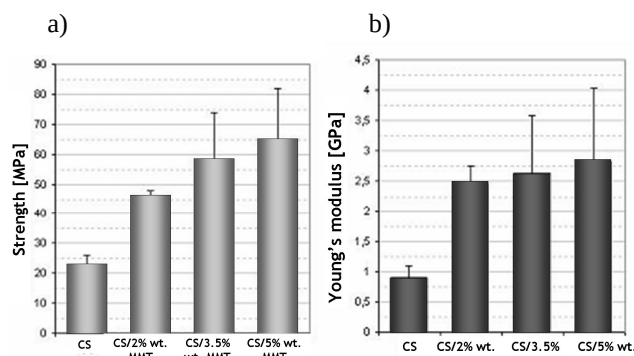
mogenizowano w celu uzyskania jednolitej dyspersji nanocząstek. Ilość nanonapełniaczy nie przekraczała 6% wag. nanokompozytu. Mieszanie miało charakter wieloetapowy; zastosowano w tym celu mieszanie mechaniczne, ultradźwiękowe lub mieszanie kombinowane. Odlewane folie nanokompozytowe pozostawiono na 24 h w celu odparowania rozpuszczalnika (kwas octowy - CS lub rozpuszczalnik organiczny dichlorometan - PL(L/DL)A, PSU). Następnie materiały kompozytowe suszono w suszarce próżniowej do całkowitego odparowania rozpuszczalnika. Gotowe tworzywa nanokompozytowe stanowiły materiał badawczy przeznaczony do dalszych badań. Jako materiał odniesienia stosowano folie z polimerów pozbawionych obecności nanocząstki (czyste folie polimerowe).

W celu scharakteryzowania właściwości tworzyw nanokompozytowych zastosowano szereg metod pozwalających na śledzenie zmian mechanicznych (Zwick 1435), zmian morfologii powierzchni (SEM, Joel 5400 JSM). Badania biologiczne (testy przeżywalności - MTT, zdolność do wydzielania kolagenu) przeprowadzono na liniach komórkowych osteoblasty - podobnych komórek MG-63 oraz osteoblastów ludzkich hFOB 1.19 i fibroblastów ludzkich HS-5.

WYNIKI I DYSKUSJA

Właściwości mechaniczne nanokompozytów polimerowych

Wprowadzenie nanocząstek do matryc polimerowych istotnie wpływa na ich parametry mechaniczne. Wzrost wytrzymałości na rozciąganie oraz wzrost wartości modułu sprężystości obserwowany jest dla wszystkich nanokompozytów będących przedmiotem badań. W przypadku gdy jako osnowę tworzywa nanokompozytowego zastosowano naturalny biopolimer - chitozan, a jako nanonapełniacz krzemian warstwowy - montmorylonit (MMT), wzrost parametrów mechanicznych tworzywa jest tym wyższy, im większy jest udział wagowy nanonapełniacza (rys. 1).

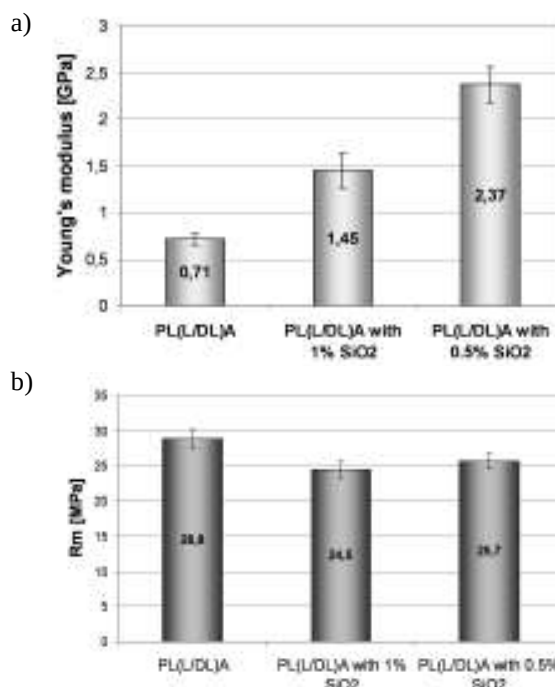


Rys. 1. Wartości modułu Younga i wartości wytrzymałości materiałów nanokompozytowych na bazie chitozanu (CS) (a) i chitozanu modyfikowanego montmorylonitem (CS/MMT) (b)

Fig. 1. The values of Young modulus and tensile strength of pure chitosane (CS) and nanocomposite samples with different content of montmorillonite (chitosan/MMT)

W omawianym układzie zaobserwowano trzykrotny wzrost wytrzymałości tworzywa (R_m) przy 5% udziale wag. MMT [13]. Równie wysoki wzrost wartości modułu sztywności obserwuje się dla tworzyw nanokompozytowych z udziałem 2, 3,5 oraz 5% wag. nanonapełniacza, w których omawiany parametr wzrasta o ok. 35% względem folii z czystego niemodyfikowanego chitozanu (rys. 1b).

Podobne właściwości stwierdzono dla nanokompozytu o osnowie resorbowalnego polimeru syntetycznego, jakim jest P(L/DL)LA modyfikowany 2% wag. SiO_2 , w tym przypadku moduł Younga wzrasta trzykrotnie dla nanokompozytu w stosunku do niemodyfikowanej folii laktydowej (rys. 2). Obserwowany jest przy tym niewielki spadek wytrzymałości na rozciąganie omawianego tworzywa w stosunku do folii PL(L/DL)A, który może wynikać z niejednorodnej dyspersji nanonapełniacza.



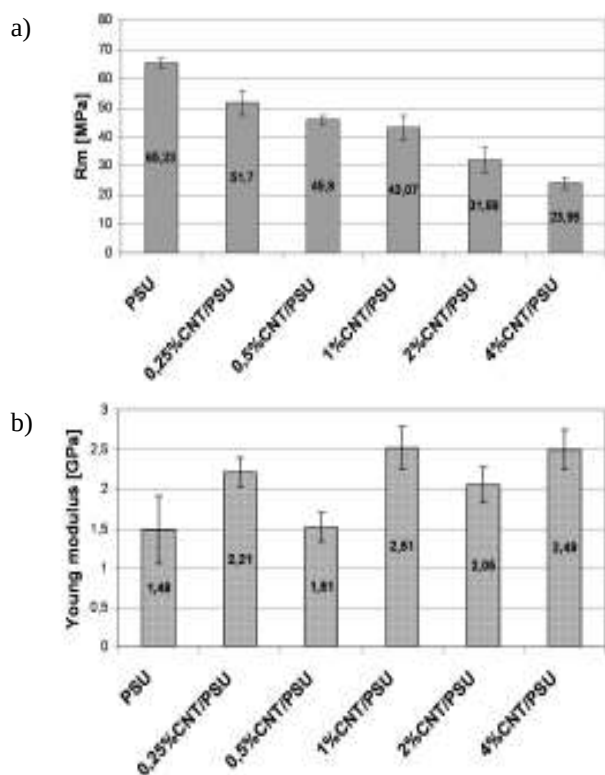
Rys. 2. Wartości modułu Younga (a) i wartości wytrzymałości (b) materiałów nanokompozytowych na bazie kopolimeru L/DL laktydy modyfikowanego krzemionką nanometryczną (PL(DLA)/ SiO_2)

Fig. 2. The values of Young modulus and tensile strength of pure foli copolymere-L/DL-lactide and nanocomposite samples with different content of nanometric silica (PL(DLA)/ SiO_2)

Stosując jako matrycę trwałą w warunkach *in vitro* polimer syntetyczny PSU, stwierdzić można następującą zależność: im mniejszy udział nanonapełniacza (jakim w tym układzie są nanorurki węglowe, CNT), tym otrzymać można lepsze właściwości mechaniczne, szczególnie moduł Younga i odkształcalność (rys. 3). Wyjaśnieniem obserwowanych zmian są prawdopodobnie oddziaływania międzycząsteczkowe, jakie mogą mieć miejsce pomiędzy osnową a nanonapełniaczem. Obecność wiązań drugorzędowych może poprawiać właściwości mechaniczne. Sprzyja temu zarówno rozwiniecie powierzchni nanocząstek ($\text{CNT } S_{\text{BET}} =$

= 210 m²/g, MMT S_{BET} = 150 m²/g, SiO₂ S_{BET} = 280 m²/g), jak również liczne grupy funkcyjne na powierzchni nanocząsteczki (głównie grupy hydroksylowe - SiO₂, MMT, karbonylowe i karboksylowe - CNT) [14-16]. Natomiast wzrost modułu przy równoczesnym spadku wytrzymałości, obserwowany dla układów: PL(L/DL)A z SiO₂ oraz dla PSU z CNT, może być następstwem niedostatecznej dyspersji nanonapełniacza w osnowie polimerowej, a także wynikiem aglomeracji nanocząstek, które stanowią źródło defektów, co skutecznie obniża wytrzymałość tworzywa.

Otrzymane wyniki potwierdzają, że niezwykle istotnym elementem zapewniającym otrzymanie tworzyw nanokompozytowych o poprawionych właściwościach jest zarówno sposób dyspersji nanocząstek, jak i jego ilość dodawana do osnowy. W sposób indywidualny należy traktować dobór pary nanonapełniacz-osnowa; brak spełnienia tego kryterium przy zachowaniu opracowanej metody dyspersji lub sprawdzonej w innych układach ilości nanonapełniacza nie gwarantuje otrzymania polepszonych właściwości. Przedstawione tutaj wyniki są efektem optymalizacji procesu otrzymywania tworzyw nanokompozytowych z uwzględnieniem powyższych warunków.



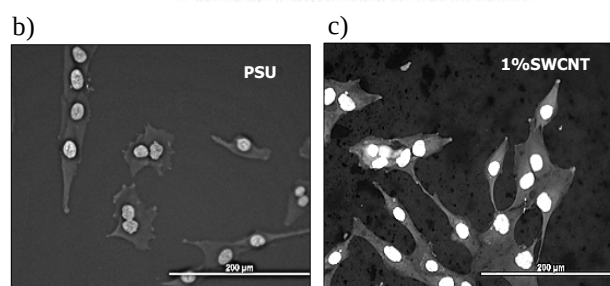
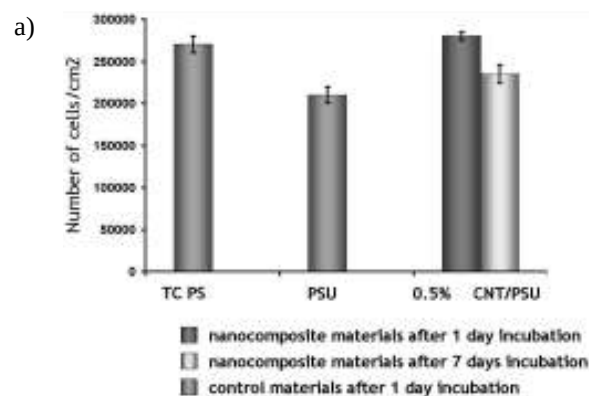
Rys. 3. Wytrzymałość oraz moduł Younga materiałów nanokompozytowych na bazie PSU i PSU modyfikowanego nanorurkami węglowymi (CNT/PSU)

Fig. 3. The values of tensile strength of pure polymer (PSU) and nanocomposite samples with different content of carbon nanotubes (CNT/PSU)

Biozgodność nanokompozytów polimerowych

Badania biologiczne materiałów nanokompozytowych jednoznacznie wskazują, że charakteryzują się

one lepszymi parametrami biologicznymi niż polimery, z których je wytworzono. Dotyczy to wszystkich trzech grup materiałów, zarówno tych, w których wyniki badań mechanicznych wskazują na dobrą dyspersję nanododatku, jak i tego tworzywa, w którym dyspersja nanocząstki jest nieco słabsza. Testy biologiczne w warunkach *in vitro*, przeprowadzone na materiałach kompozytowych modyfikowanych nanorurkami węglowymi (CNT), wskazują, że przeżywalność komórek w kontakcie z nanokompozytem jest znacznie wyższa w porównaniu z wynikami uzyskanymi dla czystego polimeru (rys. 4a).

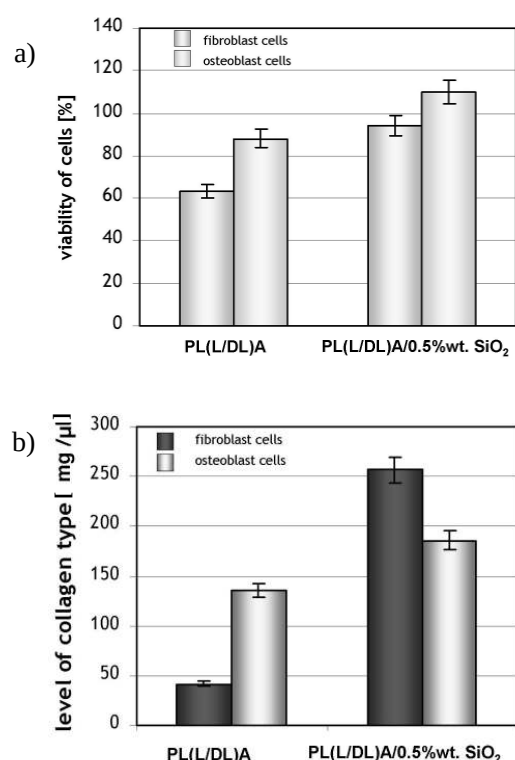


Rys. 4. Proliferacja komórek osteoblastopodobnych kontaktowanych z powierzchnią tworzywa (a) oraz morfologia komórek osteoblastopodobnych MG-63 do powierzchni materiałów: PSU (b), PSU/1% wag. SWCNT (c)

Fig. 4. Proliferation (a) and adhesion MG-63 cells contacted with nanocomposites surface: PSU (b), PSU/1% wt. SWCNT (c)

Obserwacja morfologii komórek kontaktowanych z powierzchnią tworzywa nanokompozytowego świadczy o bardzo dobrej adhezji osteoblastów do podłoża (widoczne na zdjęciu w postaci silnego rozplaszczania, rys. 4b, c). W przylegających komórkach można zobaczyć nie tylko elementy cytoszkieletu (np. jądro, włókna aktynowe), ale także oznaczyć zawartość białek błony komórkowej odpowiedzialnych za przyleganie osteoblastów (barwienie β -aktyny, rys. 4b, c). Biozgodność nanokompozytów, w których zastosowano nanorurki węglowe, nie zależy od rodzaju CNT (jednościenne wielkościennne nanorurki węglowe) [17, 18]. Nanokompozyty na bazie PSU z udziałem CNT charakteryzują się nie tylko wysoką biozgodnością, ale również wysokim stopniem przylegania komórek do powierzchni tworzywa. Stwierdzono, że powierzchnia kontaktu komórki z materiałem jest wyższa, gdy jako nanonapełniacz zastosowane będą jednościenne nanorurki węglowe (SWCNT) [19].

Jak wynika z danych przedstawionych na rysunkach 4a, b, nanokompozyt zbudowany z resorbowalnego polimeru (PL(L/DL)A) i nanometrycznej krzemionki (SiO_2) posiada znacznie wyższą biogodność wykazaną testem MTT w porównaniu do czystego PL(L/DL)A. Dotyczy to zarówno komórek kostnych (osteoblastów), jak i komórek fibroblastycznych (fibroblastów) (rys. 5a). Dodatkowo przeprowadzone badania poziomu wydzielanego kolagenu wskazują, że nanokompozyty z udziałem SiO_2 są lepszymi kandydatami materiałowymi na implanty kostne. Poziom kolagenu typu I jest znacznie wyższy dla tworzyw z nSiO_2 niż polimeru niemodyfikowanego (rys. 5b). Również badania biologiczne nanokompozytów na bazie chitozanu wskazują wysoką biogodność tych tworzyw z komórkami w testach *in vitro* [20].



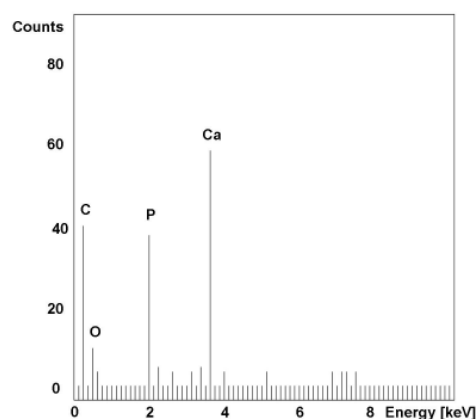
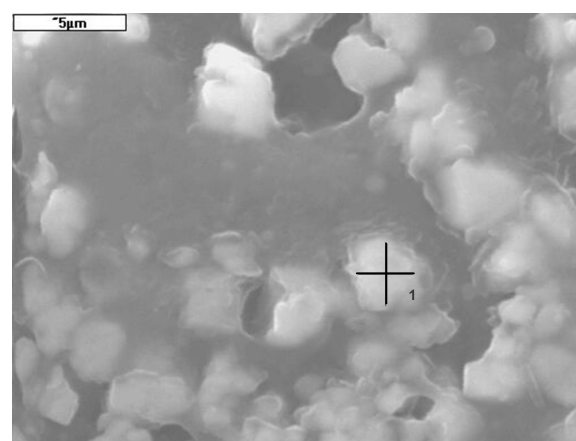
Rys. 5. Przeżywalność osteoblastów i fibroblastów (test MTT) oraz produkcja kolagenu przez komórki kostne linii hFOB 1,19 i fibroblasty linii HS-5 kontaktowane z powierzchnią materiału polimerowego PL(L/DL)A i P(L/DL)A/ 0,5% wag. nanometrycznej SiO_2

Fig. 5. Viability of cells by MTT test (a) and level of collagen (b) produced by cells: osteoblast hFOB 1.19 cells line and fibroblast HS-5 cells line contacted with surface of nanocomposite material P(L/DL)A/0.5% wt. nanometric SiO_2

Bioaktywność materiałów nanokompozytowych

Materiały bioaktywne to takie, które nie tylko charakteryzują się wysoką biogodnością, ale również posiadają zdolność tworzenia naturalnego połączenia tkanką kostną. W inżynierii biomateriałów pojęcie bioaktywności łączone jest z cechą powierzchni materiału, która sprzyja mineralizacji apatytu w warunkach środowiska biologicznego. Mineralizacja apatytu następuje,

gdy na powierzchni materiału występują ugrupowania chemiczne, stanowiące zarodki krystalizacji dla biomimetycznego apatytu (np. Si-OH). Zjawisko to zaobserwować można w testach *in vitro*, wykorzystując do tego sztuczne osocze krwi (SBF *Simulated Body Fluid*). Taka właściwość materiału jest dobrym prognostykiem do szybszej fiksacji pomiędzy materiałem na otaczającą go tkankę kostną. Testy bioaktywności tworzyw nanokompozytowych przeprowadzono na materiałach, do modyfikacji których zastosowano nanokrzemionkę. Obserwacje morfologii powierzchni tworzyw PL(L/DL)A z 2% wag. udziałem SiO_2 wskazują, że po 4 dniach inkubacji tworzywa w środowisku sztucznego osocza (SBF) na ich powierzchni pojawia się apatyt (rys. 6). Morfologia obserwowanych powierzchni jest charakterystyczna dla biomimetycznego apatytu (zjawiska tego nie obserwuje się na powierzchni folii z czystego polimeru). Badania bioaktywności wskazują, że w przypadku bioaktywnego materiału zdyspergowanego do skali nanometrycznej i wprowadzonego do polimeru (w ilościach nieprzekraczających kilku procent wagowych) możliwe staje się otrzymanie polimerowego tworzywa wykazującego zjawisko bioaktywności, analogiczne do obserwowanego dla tworzyw bioceramicznych.



Rys. 6. Obraz SEM powierzchni polimeru modyfikowanego 0,5% wag. udziałem nanometrycznej SiO_2 po kontakcie w płynie SBF oraz skład warstwy krystalizującej na powierzchni tworzywa (EDS)

Fig. 6. SEM/EDS image of apatite crystallization on the surface of composite materials: PL(L/DL)A with 0.5% wt. nanometric SiO_2 after contact (4 days) with SBF

PODSUMOWANIE

Badania nanokompozytów polimerowych, w których jako modyfikatorów użyto nanocząstek ceramicznych (SiO_2 , MMT) i nanocząstek węglowych (nanorurki węglowe (CNT)), wskazują, że materiały te mogą stanowić alternatywę zarówno dla tradycyjnych materiałów polimerowych, jak i kompozytów wzmacnianych włóknami lub cząstkami mikrometrycznymi. Obecność nanocząstek wpływa na matrycę polimerową bez względu na jej rodzaj, nadając nowe właściwości biologiczne oraz modyfikując strukturę, w następstwie czego znaczącej zmianie ulegają parametry mechaniczne. W przypadku wszystkich analizowanych tworzyw otrzymano wyniki wskazujące jednoznacznie na wysoką biogodność materiałów nanokompozytowych, znacznie przewyższającą materiały wyjściowe. Nanokompozyty polimerowe to grupa tworzyw, które mogą stwarzać zupełnie nowe możliwości w zakresie sterowania właściwościami biologicznymi polimerów. Wydaje się zatem, że to właśnie specyficzna reakcja nanokompozytów z żywymi komórkami oraz istotna poprawa parametrów mechanicznych stanowi element decydujący o ich przydatności dla medycyny, zwłaszcza w aspekcie regeneracji tkanek. Materiały nanokompozytowe stanowiąc mogą niezwykle interesujące tworzywa do konstrukcji implantów wspomagających regenerację tkanki kostnej, chrzęstnej, również zapewne znajdą w niedalekiej przyszłości zastosowanie w konstrukcji podłoży do regeneracji skóry lub nerwów obwodowych.

Podziękowania

Praca dopuszczona przez ministra nauki i szkolnictwa wyższego, grant No. N N507 463537. Ewa Stodolak jest uczestnikiem programu START Fundacji na rzecz Nauki Polskiej.

LITERATURA

- [1] Vert M., Aliphatic polyesters: great degradable polymers that cannot do everything, *Biomacromolecules* 2005, 6, 538-546.
- [2] Sakiyama-Elbert S.E., Hubbell J.A., Functional biomaterials: design of novel biomaterials, *Annual Review of Materials Research* 2001, 31, 183-201.
- [3] Lakshmi S., Cato T., Biodegradable polymers as biomaterials, *Progress of Polymer Science* 2007, 32, 762-798.
- [4] Ramakrishna S., Mayer J., Wintermantel E., Leong K.W., Biomedical applications of polymer-composite materials: a review, *Composites Science and Technology* 2001, 61(36), 1189-1224.
- [5] Stodolak E., Błazewicz M., Rajzer I., Grausova L., Composite with carbon fibres - biological and mechanical study, *Karbo* 2007, 4, 187-191.
- [6] Wang M., Deb S., Bonfield W., Chemically coupled hydroxyapatite-polyethylene composites: processing and characterization, *Materials Letters* 2000, 44, 119-24.
- [7] Bordes P., Pollet E., Avérous L., Nano-biocomposites: Biodegradable polyester/nanoclay systems, *Progress in Polymer Science* 2009, 34(2), 125-155.
- [8] Ryan D., Nanocomposites, *Polymer News* 2003, 8, 123-126.
- [9] Promise of compounds containing nanoclays becoming reality? *Modern Plastics*, McGraw-Hill 2004, 324-326.
- [10] Fischer H., *Materials Science and Engineering* 2003, 23.
- [11] Myung C.C., Junzo T., FT-IR study for hydroxyapatite/collagen nanocomposite cross-linked by glutaraldehyde, *Biomaterials* 2002, 23, 4811-4818.
- [12] Chul Changa M., Koa C.C., Douglas W.H., Conformational change of hydroxyapatite/gelatin nanocomposite by glutaraldehyde, *Biomaterials* 2003, 24, 3087-3094.
- [13] Zurek-Tatara M., Diploma Thesis, AGH, Kraków 2007.
- [14] Stodolak E., Paluszkiwicz C., Bogun M., Błazewicz M., Nanocomposite fibres for medical applications, *J. Mol. Struct.* 2009, 24-926, 208-213.
- [15] Stodolak E., Gadomska K., Lacz A., Bogun M., Polymer-ceramic nanocomposites for applications in bone surgery, *Journal of Physics* 2009, 146, 012026.
- [16] Stodolak E., Zych L., Paluszkiwicz C., Lacz A., Gadomska K., Bioactive nanosilica-based materials for applications in regenerative medicine, *Acta Biomaterialia* (w druku).
- [17] Frączek A., Diploma Thesis, AGH, Kraków 2005.
- [18] Bacakova L., Grausova L., Vacik J., Frączek A., Błazewicz S., Kromka A., Vanece J., Svorcik V., Improved adhesion and growth of human osteoblast-like MG 63 cells on biomaterials modified with carbon nanoparticles, *Diamond & Related Materials* 2007, 16, 2133-2140.
- [19] Kostarek M., Diploma Thesis, AGH, Kraków 2006.
- [20] Paluszkiwicz C., Stodolak E., Błazewicz M., Preparation and spectroscopic characterisation of montmorillonite-chitosane nanocomposite materials, *Xth International Conference on Molecular Spectroscopy: from molecules to molecular materials and biological systems*, 2009, 95.