

**LABORATORIA
APARATURA
BADANIA**

ISSN-1427-5619

LAB

3/2019

DWUMIESIĘCZNIK



**Zawartość kadmu
i ołowiu w pieczywie
i produktach zbożowych**

Wybrane metody badań cienkich warstw ceramicznych na stopach magnezu

Aneta Kania, Katarzyna Cesarz-Andraczke, Dawid Szyba, Rafał Babilas*

Wprowadzenie

Stopy magnezu, ze względu na bardzo dobre własności mechaniczne (przede wszystkim wytrzymałościowe), jak i niską gęstość samego magnezu (równą $1,74 \text{ g/cm}^3$), znalazły zastosowanie w wielu gałęziach przemysłu. Umożliwiło to rozwój technologii wytwarzania i obróbki stopów na osnowie magnezu. W ostatnich latach materiały te przyciągają dużą uwagę ze względu na doskonałą biog zgodność i biodegradację; własności te sprawiają, że stopy magnezu są dobrymi kandydatami na krótkookresowe implanty medyczne (resorbowalne). Niestety wadą stopów magnezu jest postępująca – pod wpływem płynów ustrojowych – korozja. Proces ich roztwarzania jest zbyt szybki, by można było zastosować je w stanie wyjściowym. Dlatego, w celu zwiększenia odporności korozyjnej stopów magnezu, oprócz stosowania odpowiednich dodatków stopowych, na ich powierzchni nanoszone są różne powłoki/warstwy ochronne. Warstwa taka musi być wykonana z materiału o bardzo dobrych własnościach korozyjnych, odpowiednich własnościach wytrzymałościowych oraz

musi charakteryzować się biog zgodnością z organizmem. Materiałami coraz częściej wykorzystywanymi na powłoki ochronne implantów są powłoki ceramiczne typu: ZnO , ZrO_2 , TiO_2 czy MgO . Posiadają one wiele zalet oczekiwanych w inżynierii biomedycznej, jak np. łatwość przerastania naturalnymi tkankami, co w konsekwencji pozwala na dobre połączenie między implantem, a żywą tkanką. Poza tym, charakteryzują się dużą twardością: mogą być stosowane tam, gdzie występuje tarcie w ruchu posuwisto-zwrotnym lub obrotowym oraz wydłużają żywotność elementów, które znajdują się na ich styku [1, 2]. Warstwy/powłoki ceramiczne można nanosić na materiał podłoża różnymi metodami. Bardzo popularne są procesy magnetronowego rozpylania i zol-żel.

Wybrane metody nanoszenia warstw ceramicznych

Do najczęściej stosowanych metod nanoszenia warstw ceramicznych zalicza się procesy osadzania z fazy gazowej (ang. Physical Vapour Deposition, PVD) i metody zol-żel. Procesy PVD osadzania warstw/powłok ceramicznych obejmują 3 metody: naparowanie, na-

pylanie i rozpylanie. Wspólną cechą wszystkich odmian metody jest krystalizacja powłoki otrzymywanej z plazmy na zimnym lub podgrzany do temperatury 500°C podłożu. Zastosowanie niskiej temperatury procesu nie powoduje zmian fazowych w materiale podłoża. Umożliwia to otrzymanie odmiennych parametrów warstw/powłok bez ingerencji w wewnętrzną strukturę materiału bazowego. Jakość procesu, a także charakter adhezyjny połączenia powłoka – podłoże zależą od czystości powierzchni i jakości przygotowania podłoża.

Rozpylanie w polu magnetycznym zapewnia wydłużenie drogi swobodnej elektronów, a tym samym wyższe gęstości prądu jonowego niż przy prostym rozpylaniu, z równoczesnym obniżeniem ciśnienia w komorze. Bombardowanie jonowe sprzyja tworzeniu zdefektowanej powierzchni podłoża oraz narastaniu warstwy, co ma bezpośredni wpływ na siłę wiązania [3,4]. Do wytworzenia warstwy ceramicznej używane są zazwyczaj tarcze zawierające ściśle określoną ilość składników. W metodach opierających się na rozpylaniu stosowane są m.in. jony

argonu, które przyspieszane są w kierunku katody, a następnie – na skutek zderzeń jonów z tarczą – odrywają się i dyfundują oraz ostatecznie osadzają się na podłożu.

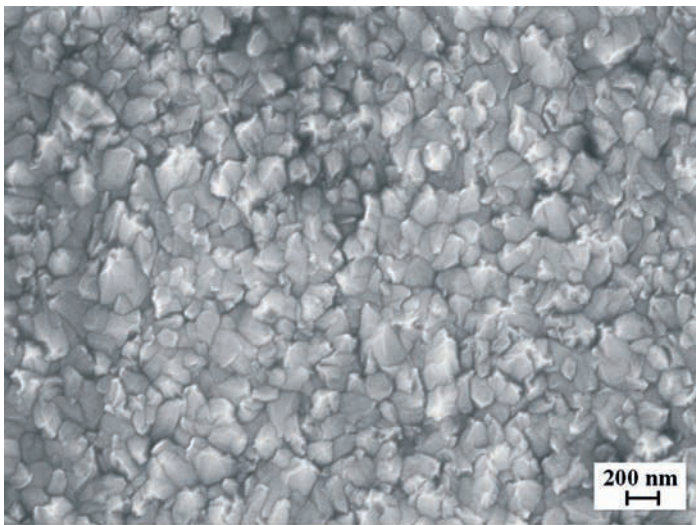
Dobrą jakość powłok ceramicznych nanoszonych metodą rozpylania magnetronowego na stopy magnezu można uzyskać wykorzystując urządzenie firmy Kurt J. Lesker PVD 75.

Metoda zol-żel jest drugą powszechnie stosowaną metodą nanoszenia warstw/powłok ceramicznych na stopy magnezu. Jest rozpatrywana jako metoda syntezy chemicznej materiałów nieorganicznych i niemetalicznych [5]. Nanoszenie warstw/powłok metodą zol-żel może odbywać się następującymi technikami: zanurzeniową, ciągłego nanoszenia zanurzeniowego, wirowania oraz natryskiwania. W procesie tym przygotowuje się zole, czyli roztwory koloidalne (jako efekt hydrolizy i kondensacji zastosowanych prekursorów). Proces kondensacji z równoczesnym odparowaniem rozpuszczalnika prowadzi do powstania żelu. Tak otrzymaną powłokę poddaje się operacji wyżarzania.

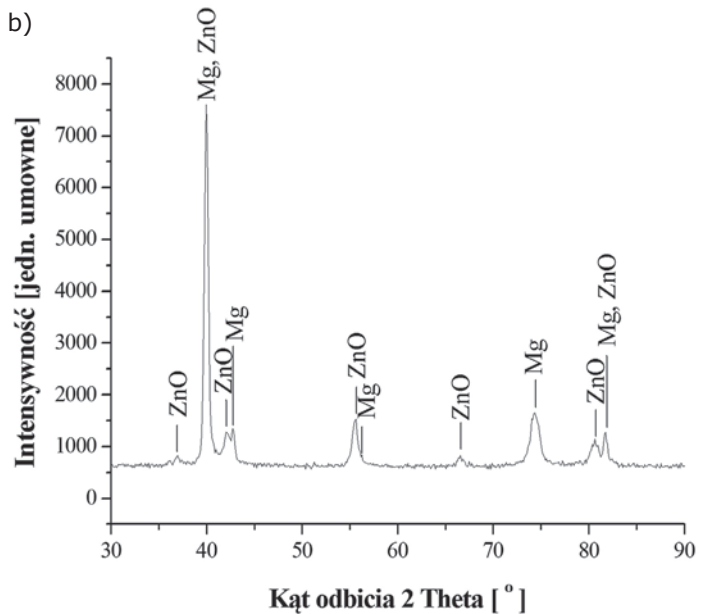
Naniesiona powłoka/warstwa ceramiczna może mieć



a)



b)



Rys. 1. Morfologia powierzchni (a) i analiza fazowa (b) warstwy ZnO (o grubości 150nm), naniesionej metodą PVD na stop $MgCa_2Zn_1Gd_3$. Widoczne ziarna (a) mają różną wielkość i wyraźnie zaznaczone granice; brak widocznych nieciągłości powierzchni w postaci pęknięć. Dyfraktogram rentgenowski uzyskany w geometrii stałego kąta padania (b) z wyraźnymi refleksami pochodzącymi od faz αMg i ZnO

strukturę amorficzną albo krystaliczną. Zaletami metody są przede wszystkim: niska temperatura procesu (zazwyczaj temperatura pokojowa) oraz bardzo wysoka czystość reagentów. Wadą natomiast jest otrzymywanie – na skutek skurczu materiału – porowatych powłok [5]. Niewątpliwie czasochłonność i mała powtarzalność procesu są kolejnymi minusami metody zol-żel. Porowatość otrzymanych warstw jest ograniczeniem przy stosowaniu ich jako ochron przeciwkorozyjnych, natomiast zaletą przy proliferacji (namnażaniu) komórek, w przypadku wykorzystania otrzymanych tą metodą warstw w medycynie. W sytuacji nanoszenia warstw TiO_2 , do przygotowania zolu można użyć tetraizoproksydu tytanu. Pozostałymi reagentami mogą być: etanol, izopropanol i kwas solny. Czas mieszania powinien wynosić przynajmniej 24 h. Bardzo do-

bre efekty dotyczące jakości nanoszonej warstwy można uzyskać stosując do procesu powlekania wirowego spin-coater firmy Laurell Technologies. Po procesie powlekania metodą zol-żel, próbki z naniesioną warstwą powinny być poddane operacji wyżarzania w atmosferze ochronnej (np. Ar), w temperaturach 200-400°C, w czasie od 2 do 4 h. Grubość otrzymanych warstw można regulować stosując różne parametry procesu oraz powtarzając kilkakrotnie proces nanoszenia warstw.

Metody badań materiałów potencjalnie przeznaczonych do zastosowań biomedycznych

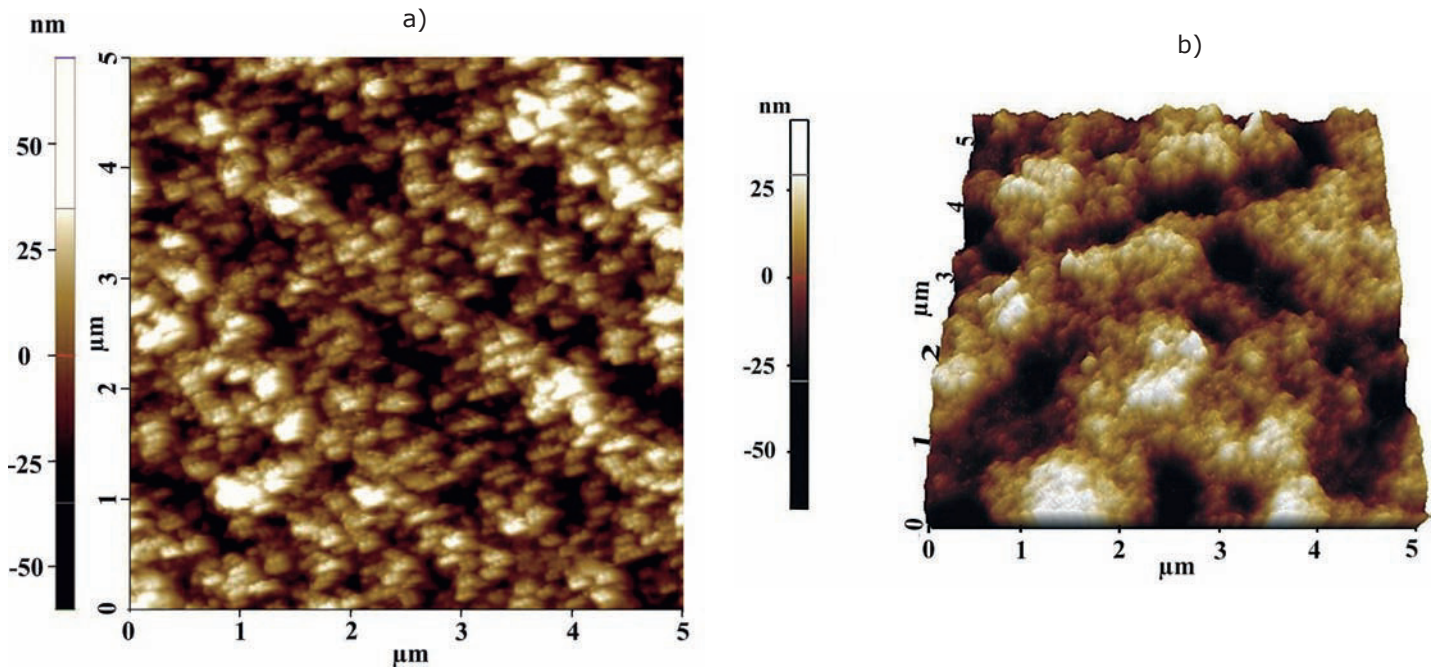
Materiały przeznaczone na implanty medyczne powinny przejść szereg restrykcyjnych badań, do których zalicza się m.in. [6,7]:

- obserwacje struktury (powierzchni),

- analizę składu chemicznego i fazowego,
- badania własności mechanicznych (m.in. próby wytrzymałościowe: wytrzymałość na ściskanie, zginanie, rozciąganie),
- badania własności trybologicznych (m.in. badanie odporności na zużycie ścierne),
- badania korozyjne: elektrochemiczne i zanurzeniowe, badania biologiczne.

Istotnym kryterium doboru materiałów na implanty jest także pomiar grubości warstw/powłok nanoszonych na odpowiednie podłoże. Część z tych badań realizowana jest przy użyciu standardowych, powszechnie wykorzystywanych metod. Natomiast niektóre z nich mają zastosowanie tylko do biomateriałów (np. badania biologiczne). W przypadku warstw ceramicznych, ocenę morfologii powierzchni (ciągłość warstwy/powłoki, wielkość ziaren,

ich rozkład) można przeprowadzić za pomocą: mikroskopii optycznej, elektronowej mikroskopii skaningowej (Rys. 1) oraz transmisyjnej [8,9]. Należy również przeprowadzić ocenę powierzchni (w tym topografii powierzchni) przy użyciu: mikroskopii skaningowej tunelowej, mikroskopii sił atomowych (Rys. 2) czy mikroskopii konfokalnej [8,10]. Badania powierzchni biomateriału są istotne w celu określenia cech ilościowych opisujących nierównomierność powierzchni, takich jak falistość czy chropowatość. Mała chropowatość warstw ceramicznych jest ważnym parametrem przy ocenie własności korozyjnych czy pomiarze grubości warstw. Materiał biomedyczny powinien również zostać poddany badaniom korozyjnym, elektrochemicznym i zanurzeniowym, prowadzonym w odpowiednich warunkach: w temperaturze 37°C, w środowisku płynów



Rys. 2. Obrazy topografii powierzchni: a) obraz 2D warstwy ZnO naniesionej metodą PVD na stop MgCa2Zn1Gd3 (grubość około 150nm; R_a (ang. Roughness average – chropowatość średnia arytmetyczna) = 14,3nm); b) odwzorowanie 3D obrazu topografii powierzchni warstwy TiO₂ naniesionej metodą zol-żel na stop MgCa4Zn1Gd1 (grubość około 300nm; R_a = 20,3nm)

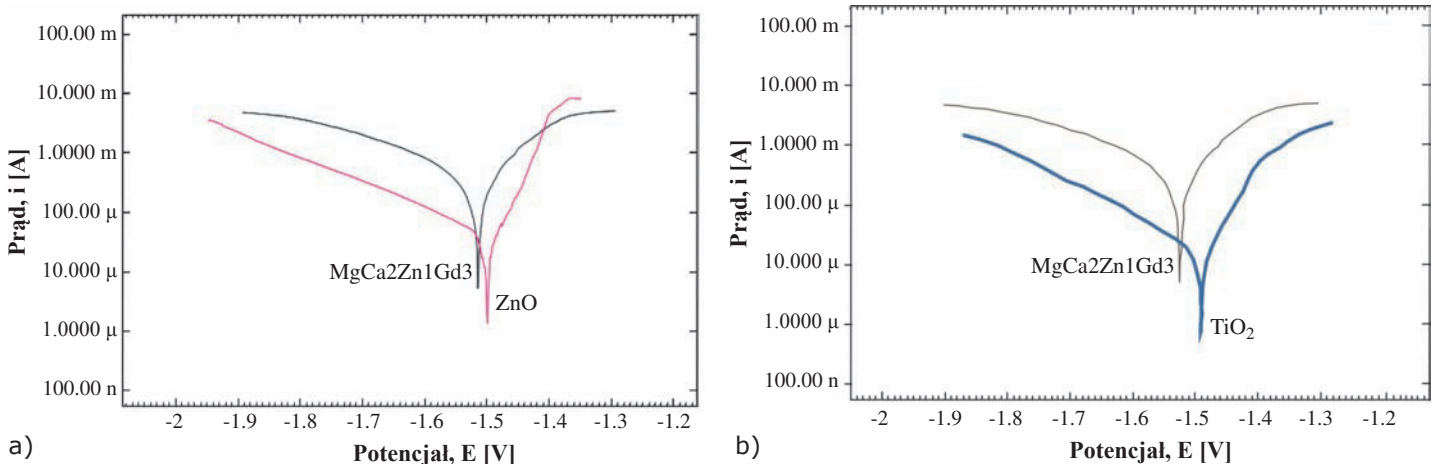
symulujących płyny ustrojowe (stanowiących mieszaniny m.in. chlorków, węglanów, fosforanów, siarczków itp.). Do najważniejszych roztworów korozyjnych wykorzystywanych w badaniach biomateriałów zalicza się roztwory:

Ringera, Tyrode’a, Hanka, sól fizjologiczną itp. Szybkość korozyjny wyznacza się za pomocą potencjału obwodu otwartego, krzywych polaryzacji potencjodynamicznej (Rys. 3) czy ilości uwolnionego wodoru [11].

Metody pomiaru grubości warstw nanometrycznych

Jednym z głównych parametrów określających warstwy/powłoki jest ich grubość. Pomiar grubości warstw ceramicznych można wykonywać wieloma metodami, chociaż

znacznie trudniejsze jest dokonywanie pomiaru powłok cienkowarstwowych. Dla uzyskania porównywalności wyników stosuje się zazwyczaj kilka metod pomiaru grubości z uwagi na to, że każda z nich obciążona jest pewnym błędem.



Rys. 3. Krzywe polaryzacji potencjodynamicznej otrzymane w roztworze Ringera, w temperaturze 37°C dla stopu MgCa2Zn1Gd3 i warstw: a) ZnO (grubość około 150nm); b) TiO₂ (grubość około 180nm). Wyraźne przesunięcie potencjału korozyjnego w kierunku wartości dodatnich oraz niższe wartości prądu korozyjnego dla naniesionych warstw mogą sugerować większą odporność korozyjną stopu z naniesioną warstwą



Metody te różnią się procedurami pomiarowymi oraz wykorzystanymi urządzeniami badawczymi. Spośród znanych metod pomiaru grubości warstw ceramicznych (m.in. metoda wagowa, metoda pomiaru grubości przelomu próbki z naniesioną powłoką, metoda prążków interferencyjnych równej grubości, metoda pomiaru kwarcowym miernikiem grubości, metoda dyfrakcji promieniowania X), na uwagę zasługuje metoda elipsometryczna [12]. Wykorzystuje ona informacje zawarte w spolaryzowanej wiązce światła, które może być odbite od powierzchni próbki, absorbowane lub transmitowane przez próbkę. Wiązka światła, która pada na badaną próbkę ma postać falową i składa się z pola magnetycznego oraz elektrycznego, ustawionych względem siebie pod kątem 90° . Spolaryzowaną falę elektromagnetyczną można przedstawić w postaci dwóch funkcji sinusoidalnych rozchodzących się wzdłuż jednej z osi układu współrzędnych na dwóch różnych płaszczyznach tworzonych przez tę oś z jedną z dwóch pozostałych osi. Do cech jakościowych fali elektromagnetycznej zalicza się: długość fali λ (odległość mierzona zgodnie z kierunkiem rozchodzenia się fali między dwoma punktami znajdującymi się od siebie w odległości jednego pełnego cyklu funkcji), częstotliwość ν (ilość drgań jakie wykonuje fala w pewnym okresie czasu), liczbę falową (liczbę drgań, jakie wykonuje fala w przeliczeniu na odcinek długości). Oprócz cech jakościowych,

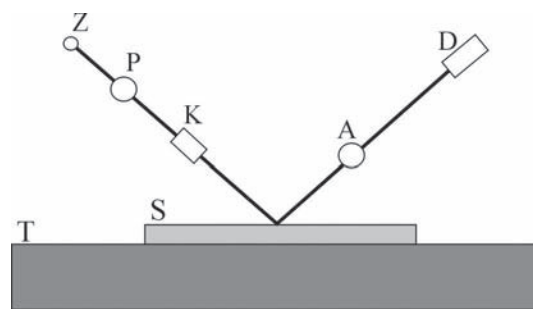
fala elektromagnetyczna charakteryzowana jest cechami ilościowymi (gęstość promieniowania i intensywność promieniowania) [12].

W badaniach elipsometrycznych wykorzystuje się zjawisko interferencji źródła padającego i odbitego od cienkiej warstwy. Podczas oddziaływania światła z materiałem nie dochodzi do zmiany cech jakościowych fali, zmianie ulega jedynie kierunek propagacji fali oraz natężenie światła. Fala odbija się od powierzchni materiału dyfuzyjnie oraz zwierciadlanie. Odbicie dyfuzyjne zachodzi wówczas gdy materiał jest chropowaty, natomiast odbicie zwierciadlane ma miejsce w przypadku materiału charakteryzującego się dużą gładkością.

Do pomiaru grubości warstw/powłok metodą elipsometryczną stosuje się odpowiednie urządzenia zwane elipsometrami. W trakcie pomiaru należy odpowiednio ustawić i wyznaczyć azymuty: polaryzatora, kompensatora i analizatora, pamiętając, że liczba ustawień kompensatora jest ograniczona. Niespolaryzowane źródło światła (Z) przechodzi przez polaryzator liniowy (P), kompensator (K), a następnie zostaje odbite od próbki (S) i przez analizator (A) przedostaje się do detektora (D) (Rys. 4).

Odpowiednie ustawienie P, K i A ma zapewnić całkowite wygaszenie eliptycznie spolaryzowanego światła w detektorze [12].

Ostatecznie, znając podstawowe parametry, takie jak: wartość kąta padania j , współczynnik załamania światła



Rys. 4. Schemat elipsometru zerowego: T – precyzyjny stolik do poziomowania próbki, S – próbka, Z – źródło światła, P – polaryzator, K – kompensator, A – analizator, D – detektor natężenia światła [12]

w otoczeniu n_1 , stałe optyczne podłoża i długość promieniowania λ , można wyznaczyć stałe optyczne badanego materiału, czyli współczynnik załamania światła n_2 i grubość d .

Elipsometr umożliwia pomiar grubości warstw z dość dużą dokładnością (do $1-2\text{\AA}$). Niestety, duża dokładność pociąga za sobą odpowiednie wymagania co do przygotowania materiału do badań: konieczne jest, aby próbka była m.in. płasko-równoległa i charakteryzowała się małą chropowatością.

Badania cytotoksyczności warstw tlenkowych do zastosowań medycznych

Każdy wyrób medyczny, a właściwie zastosowany do jego wytworzenia materiał, również te przeznaczone do implantacji, obowiązuje zgodność z tkankami biologicznymi, komórkami i płynami ustrojowymi (biogodność) (Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 17 lutego 2016 r., Załącznik nr 1, Dz. U. z 2016 r., poz. 211). Ocena biogodności wymaga przeprowadzenia zarówno badań *in vitro* (na izolowanych, ściśle określonych tkankach lub komórkach w warunkach

laboratoryjnych), jak i badań *in vivo* (na zwierzętach). Do tego dochodzą również próby przedkliniczne. Wykaz metod do badań *in vitro* i *in vivo* dotyczących oceny biologicznej zgodności wyrobów medycznych stanowi treść obowiązującej normy PN-EN ISO 10993-1:2010, *Biologiczna ocena wyrobów medycznych – Część 1: Ocena i badanie w procesie zarządzania ryzykiem*. Wybór metody jest zależny od zastosowania wyrobu, czasu przebywania w organizmie ludzkim i rodzaju kontaktu (m.in. zewnętrzny, wewnętrzny, na nieuszkodzoną skórę, śluzówkę, w kontakcie z krwią, tkanką kostną, płynami tkankowymi itd.). Jeżeli chodzi o czas kontaktu biomateriału z organizmem, norma ta klasyfikuje wyroby medyczne na te pozostające w organizmie pacjenta nie dłużej niż 24h, powyżej 24h, ale nie dłużej niż 30 dni oraz pozostające w kontakcie ciągłym, czyli powyżej 30 dni. Wśród badań biogodności, w zależności od długości kontaktu z organizmem i przeznaczenia materiału, wyróżnia się [13]:

- cytotoksyczność *in vitro*,
- działanie uczulające,

- działanie drażniące lub reaktywność śródskórną,
- ostrą toksyczność układową,
- toksyczność podostrą i podprzewlekłą,
- genotoksyczność,
- reakcję po implantacji i zgodność z krwią.

Do podstawowych parametrów, które są analizowane w testach biogodności zalicza się proliferację (rozmnażanie się komórek) i liczbę martwych komórek w populacji. Komórki martwe mają charakterystyczny okrągły kształt, nie tworzą wypustek, poza tym łatwo odklejają się od podłoża, a w ich cytoplazmie można zauważyć dość liczne pęcherzyki [13].

Pierwszym z badań wskazanych w normie jest badanie cytotoksyczności, co świadczy o dużej roli tego pomiaru w ocenie biogodności. Cytotoksyczność można określić jako ocenę wpływu danego materiału na komórki obserwowane pod mikroskopem, po ustalonym okresie ekspozycji lub też za pomocą aktyw-

ności enzymów świadczących o żywotności komórek.

Jednym z podstawowych dokumentów do oceny toksyczności wyrobów medycznych jest norma *PN-EN ISO 10993-5:2009, Biologiczna ocena wyrobów medycznych – Część 5: Badania cytotoksyczności in vitro*. Trzeba jednak wspomnieć, że badanie cytotoksyczności nie zapewnia zachowania wszystkich warunków środowiska fizjologicznego. Jest to badanie oceniające zachowanie się żywych komórek w kontakcie z potencjalnym biomateriałem.

Wpływ cytotoksyczności materiału do zastosowań medycznych na hodowlę komórkową można ocenić metodami jakościowymi i ilościowymi. W przypadku oceny jakościowej uwzględnia się: wakuolizację (otaczanie), lizę komórek (dezintegrację błony komórek i wylanie się zawartości do środowiska), oddzielenie od podłoża. Natomiast w ocenie ilościowej wyznacza się liczbę komórek martwych, stopień zahamowa-

nia wzrostu komórek, zdolność do proliferacji, ilość białek i wydzielanie enzymów [13].

Różne związki w różny sposób oddziałują z komórkami – zaburzając lub nie ich procesy życiowe. Aktywność cytotoksyczną można oznaczyć na podstawie zmian, jakie zachodzą w komórkach pod wpływem poddanego badaniu materiału w odniesieniu do próby kontrolnej. Próba kontrolna jest hodowlą komórkową prowadzoną bez biomateriału lub też z materiałem, którego cytotoksyczny zakres stężeń jest ogólnie znany. W przypadku oznaczenia żywotności komórek na podstawie ilości martwych komórek w strefie kontaktu z biomateriałem, badanie to może dyskwalifikować materiał do dalszego zastosowania. Należy wspomnieć, że śmierć komórki w kontakcie z badanym materiałem może nastąpić wskutek [13,14]:

- powstania substancji toksycznych w strefie kontaktu komórek z biomateriałem,

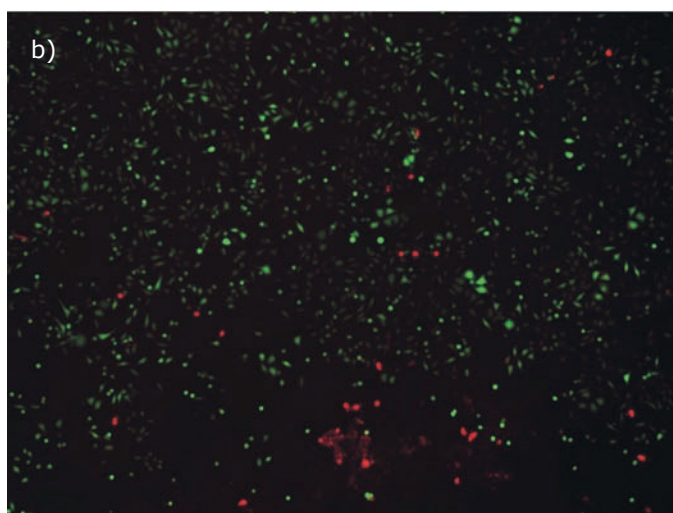
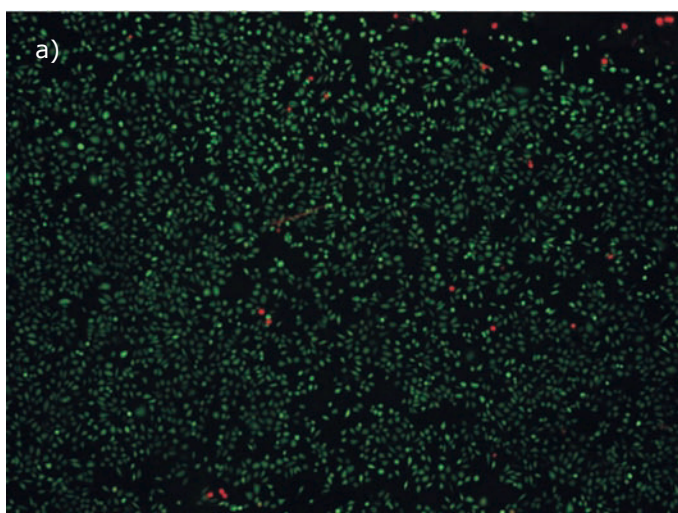
- uwalniania substancji szkodliwych z powierzchni badanego materiału,

- zbyt silnej adhezji komórek występującej na powierzchni biomateriału,

- aktywacji różnych mechanizmów, które prowadzą do apoptozy (zaprogramowanej śmierci) lub martwicy komórek.

Ponadto, w przypadku nekrozy (obumarcia) komórek dochodzi do wzrostu przepuszczalności błony komórkowej w kontakcie z niektórymi barwnikami. Barwienie komórek aneksyną V z jodkiem propidyny – w oddziaływaniu z DNA nadaje czerwoną barwę – pozwala odróżnić komórki martwe od żywych (Rys. 5).

W trakcie badań oznaczania żywotności komórek należy zapewnić odpowiednie warunki m.in. temperaturę 37°C, zawartość CO₂ (5%) i stałą wilgotność równą 95%. Przed przystąpieniem do pomiarów próbki należy poddać sterylizacji. Warto wspomnieć, że proces sterylizacji i dezynfekcji



Rys. 5. Efekt ekspozycji hodowli mysich fibroblastów na materiał przeznaczony na implanty medyczne (stop Mg-Zn-Ca-Gd); komórki martwe są zabarwione na czerwono; (b) widoczne zniszczenie pojedynczych komórek (liza komórek)



(a raczej rodzaj materiału użyty do sterylizacji) może mieć również wpływ na biogodność badanego materiału. Konieczne jest zatem odpowiednie monitorowanie i ulepszanie tego rodzaju procesów.

Podziękowania

Autorzy dziękują Panu Profesorowi Piotrowi Wilczek i Pani dr Aleksandrze Niemiec-Cyganek z Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi w Zabrze za przeprowadzenie badań cytotoxyczności i udzielone wsparcie merytoryczne.

Literatura

[1] Amaravathy P., Sathyanarayanan S., Sowndarya S., Rajendran N., Bioactive HA/TiO₂ coating on magnesium alloy for biomedical applications, *Ceramics International* 40/5 (2014) 6617-6630.
 [2] Hornberger H., Virtanen S., Boccaccini A.R., Biomedical coatings on magnesium alloys – a review, *Acta Biomaterialia* 8 (2012) 2442-2455.
 [3] Marzec A., Pulit J., Kwaśny J., Banach M., Nanometale – wybrane technologie wytwarzania, *Czasopismo techniczne Politechniki Krakowskiej* (2012) 95-107.
 [4] Ziaja J., Cienkowarstwowe struktury metaliczne i tlenkowe. Właściwości, technologia, zastosowanie w elektrotechnice, *Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej*, Wrocław, 2012.
 [5] Walczak M., Charakterystyka powłok ceramicznych SiO₂ i SiO₂-TiO₂ otrzymywanych metodą zol-żel, *Postępy Nauki i Techniki* 9 (2011) 80-90.
 [6] Łukaszewicz K., Staszuk M., Nuckowski P., Analiza składu chemicznego i fazowego

cienkich warstw metalicznych, *Laboratoria Aparatura Badania, LAB 5* (2017) 24-29.

[7] Król M., Brytan Z., Badania własności mechanicznych materiałów inżynierskich, *Laboratoria Aparatura Badania, LAB 3* (2018) 20-24.

[8] Snopiński P., Jarka P., Bilewicz M., Mikroskopia świetlna i konfokalna, *Laboratoria Aparatura Badania, LAB 6* (2017) 18-23.

[9] Pawlyta M., Szindler M., Łukowicz D., Zastosowanie transmisyjnej mikroskopii elektronicznej w badaniach materiałów inżynierskich, *Laboratoria Aparatura Badania, LAB 5* (2017) 6-10.

[10] Ziębowicz B., Staszuk M., Jarka P., Analiza powierzchni z wykorzystaniem mikroskopu sił atomowych, *Laboratoria Aparatura Badania, LAB 1* (2018) 18-22.

[11] Cesarz-Andrzejko K., Nowosielski R., Sakiewicz P., Babilas R., Metody badania odporności korozyjnej stopów magnezu do zastosowań w implantologii medycznej, *Laboratoria Aparatura Badania, LAB 5* (2018) 34-39.

[12] Fabianowski W., Monowarstwy i multiwarstwy, *Membrany teoria i praktyka*, www.chem.uni.torun.pl

[13] Świeczko-Żurek B., *Biomateriały*, Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk, 2009.

[14] Wierzchoń T., Czarnowska E., Krupa D., *Inżynieria powierzchni w wytwarzaniu biomateriałów tytanowych*, *Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej*, Warszawa, 2004.

* *Institut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny Politechniki Śląskiej, Gliwice*



Pomiary w laboratorium chemicznym

Rozwiązania METTLER TOLEDO do laboratorium obejmują automatyczne pomiary analityczne, wydajne opracowywanie procesów chemicznych oraz automatyzację pomiarów laboratoryjnych i procesów produkcyjnych. Dodatkowe usługi gwarantują zgodność z oficjalnymi normami oraz spójne i dokładne dane pomiarowe.

Produkty i rozwiązania

Automatyzacja badań chemicznych
 Wagi, ważenie laboratoryjne
 Instrumenty analityczne
 Pipety i końcówki
 Analiza termiczna



► www.mt.com

METTLER TOLEDO