POSTĘPY W INŻYNIERII MECHANICZNEJ
DEVELOPMENTS IN MECHANICAL ENGINEERING
6(3)/2015, 5-12
Czasopismo naukowo-techniczne – Scientific-Technical Journal

Angela ANDRZEJEWSKA, Tomasz TOPOLIŃSKI

POLIMERY BIODEGRADOWALNE DO ZASTOSOWAŃ BIOMEDYCZNYCH

Streszczenie: W pracy przedstawiono możliwości zastosowania materiałów polimerowych jako medycznych materiałów konstrukcyjnych. Dokonano charakterystyki syntetycznych polimerów biodegradowalnych najczęściej stosowanych w produkcji implantów krótko- i długoterminowych oraz mechanizmu ich degradacji. Przedstawiono również przykłady zastosowań charakteryzowanych materiałów i określono możliwe kierunki rozwoju zastosowań tych materiałów.

Słowa kluczowe: polimery, degradacja hydrolityczna, materiały biomedyczne

1. WPROWADZENIE

Rozwój medycyny związany jest z nieustannym poszukiwaniem nowych rozwiązań w zakresie poprawy zdrowia i jakości życia pacjentów. W poszukiwaniu nowych materiałów dąży się do uzyskiwania materiałów biomedycznych o jeszcze lepszej biozgodności i tolerancji układu immunologicznego. Dużym zainteresowaniem ze strony badaczy, o czym świadczy liczba dostępnych publikacji naukowych i wynalazków, cieszą się materiały, które poprzez swoje specyficzne właściwości są w stanie w pełni zintegrować się z tkankami ustroju lub zostać z niego samoczynnie usunięte, gdy zostanie spełniona ich funkcja.

Wszystkie te materiały nazywane są biomateriałami, czyli substancjami syntetycznymi bądź naturalnymi, mającymi kontakt z tkankami organizmu. Wykorzystuje się je między innymi w celu zastąpienia całości lub części pojedynczych tkanek i organów. Wśród biomateriałów zastosowanie znajdują takie tworzywa, jak metale, ceramika, polimery, materiały węglowe i kompozytowe [12, 16]. Jednakże to tworzywa polimerowe oraz kompozyty z ich udziałem charakteryzują się największą biotolerancją w środowisku tkanek i płynów ustrojowych, a tylko niektóre z nich wykazują pożądaną zdolność do degradacji, w miarę upływu czasu od ich implantacji w ustroju.

Obok biotolerancji, materiały do zastosowań wewnątrzustrojowych powinny charakteryzować się odpowiednimi właściwościami mechanicznymi i technologicznymi. Znajomość wszystkich wyżej wymienionych wymagań staje się

mgr inż. Angela ANDRZEJEWSKA, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Al. prof. S. Kaliskiego 7, 85-789 Bydgoszcz,
e-mail: Angela.Andrzejewska@utp.edu.pl
prof. dr hab. inż. Tomasz TOPOLIŃSKI, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Al. prof. S. Kaliskiego 7, 85-789 Bydgoszcz,
e-mail: Tomasz.Topolinski@utp.edu.pl

podstawą do rozważań związanych z możliwościami doboru materiałów polimerowych do produkcji różnego rodzaju krótko- i długotrwałych implantów.

2. POLIMERY

Mianem materiałów polimerowych określa się substancje naturalne lub syntetyczne, których cechami charakterystycznymi są lekkość, odporność na korozję, a także w znaczącej części przypadków – brak zdolności do przewodzenia prądu elektrycznego. Ich specyficzne właściwości i budowa, w odróżnieniu od metali i ceramiki, pozwoliły na wyodrębnienie ich jako samodzielnej grupy materiałów konstrukcyjnych [12, 15].

Ze względu na budowę chemiczną, polimery klasyfikuje się jako związki wielkocząsteczkowe, zbudowane z makrocząsteczek organicznych lub nieorganicznych, które łączą się w formę łańcucha polimerowego za pomocą oddziaływań kowalencyjnych, koordynacyjnych, wodorowych i jonowych. Od charakteru wiązania merów zależą właściwości mechaniczne, fizykochemiczne, przetwórcze i użytkowe polimerów [26]. Wybrane polimery mają zdolność do degradacji, w wyniku czego można wyodrębnić je jako osobną podgrupę polimerów, zwaną polimerami biodegradowalnymi.

2.1. Otrzymywanie polimerów biodegradowalnych

Znane są różne rodzaje polimerów biodegradowalnych. Podział ten uwarunkowany jest sposobem ich otrzymywania. W związku z powyższym wyróżnia się grupę polimerów pochodzenia naturalnego oraz grupę polimerów pochodzenia syntetycznego. Polimery pochodzenia naturalnego dzielą się na trzy klasy: polisacharydy, białka i poliestry. Wśród polisacharydów najbardziej znanymi substancjami są: kwas hialuronowy, chityna i chitozan, celuloza; natomiast wśród białek kolagen i elastyna. Do biodegradowalnych polimerów syntetycznych stosowanych w medycynie należą: poli(kwas glikolowy), poli(β-hydromaślan), poli(kwas mlekowy), poli(kwas asparaginowy) [2, 26].

Naturalne polimery biodegradowalne otrzymuje się z występujących w przyrodzie organizmów, np. kwas hialuronowy jest naturalnie syntezowany przez klasę integralnych białek błonowych (HAS1, HAS2, HAS3); chityna i chitozan są składnikami budulcowymi organizmów morskich bezkręgowców, owadów, a także występują w ścianach komórkowych niektórych grzybów; celulozę pozyskuje się w wyniku naturalnej syntezy fotochemicznej oraz z drewna i bawełny, natomiast kolagen i elastyna pozyskiwane są z tkanek łącznych ścięgien, gdzie naturalnie są syntezowane w fibroblastach [1, 17, 21, 23, 25, 28, 35].

Polimery syntetyczne otrzymuje się w wyniku kontrolowanych reakcji chemicznych, takich jak polikondensacja, polimeryzacja jonowa z otwarciem pierścieni cyklicznych, kataliza czy fermentacja bakteryjna. Odpowiednio za pomocą przedstawionych reakcji otrzymuje się poli(kwas mlekowy), poli(kwas glikolowy), poli(β-hydromaślan), poli(kwas asparagniowy) [26].

2.2. Właściwości mechaniczne polimerów biodegradowalnych

Niezależnie od rodzaju materiału polimerowego (degradowalny bądź niedegradowalny) obserwuje się, że jego właściwości mechaniczne zależą od masy cząsteczkowej. Średni wzrost masy cząsteczkowej powoduje wzrost lepkości oraz zwiększenie wytrzymałości na rozciąganie, ale również przyczynia się do zmniejszenia zdolności polimeru do krystalizacji, jeśli ma on zdolność do tworzenia fazy krystalicznej. Zauważono również, że oprócz masy cząsteczkowej polimeru istotny wpływ na jego odkształcalność oraz odporność chemiczną i termiczną ma także średnia długość makrocząsteczki [14].

Istotną różnicą właściwości mechanicznych polimerów i innych materiałów konstrukcyjnych jest wartość modułu sprężystości wzdłużnej, wynosząca dla wielu polimerów $E = 0{,}00n \times 10^5$ MPa (dla stali wynosi $2{,}09 \times 10^5$ MPa). Wzrost wartości modułu sprężystości wzdłużnej polimeru, jak również granicy plastyczności, wytrzymałości na rozciąganie, twardości, gęstości oraz odporności termicznej związany jest ze zwiększeniem udziału fazy krystalicznej w polimerze. Zwiększenie udziału fazy krystalicznej, w przypadku tworzyw polimerowych zdolnych do krystalizacji, wpływa również na zmniejszenie: udarności, wytrzymałości zmęczeniowej, rozszerzalności cieplnej, zdolności do odkształcenia oraz higroskopijności polimerów [8, 14].

W przypadku stosowania polimerów zarówno degradowalnych, jak i niedegradowalnych w konstruowaniu i produkcji wyrobów medycznych, należy zwracać uwagę na temperaturę zeszklenia materiału. Wzrost temperatury powoduje zmniejszenie modułu sztywności wyrobów polimerowych narażonych na pracę w środowisku stałocieplnego organizmu żywego. Dlatego też w aplikacjach medycznych należy wybierać materiały, których temperatura zeszklenia (T_g) jest wyższa od temperatury ludzkiego ciała. Za najważniejszy aspekt wpływający na zmianę wytrzymałości mechanicznej materiałów polimerowych uważa się ich zdolność do degradacji pod wpływem równoczesnego oddziaływania czynników mechanicznych oraz chemicznych – płynów fizjologicznych [12, 15].

2.3. Mechanizm degradacji polimerów

Niszczenie łańcuchów polimerowych, prowadzące do zmniejszenia masy cząsteczkowej polimerów, może odbywać się w wyniku trzech różnych procesów, zależnych od rodzaju czynnika niszczącego, a także rodzaju otrzymywanego produktu rozpadu łańcucha. Procesami tymi są depolimeryzacja, destrukcja i degradacja. W wyniku depolimeryzacji, która jest reakcją przeciwną do polimeryzacji, polimer ulega rozkładowi do postaci monomeru. Destrukcja natomiast jest procesem zachodzącym pod wpływem działania czynników fizycznych i chemicznych, prowadzących do powstania związków małocząsteczkowych innych niż monomer. Ostatnim zjawiskiem, które szerzej opisano poniżej, jest degradacja, polegająca na rozkładzie polimerów do dużych fragmentów o mniejszych niż wyjściowy polimer masach cząsteczkowych, jak również po-

lega na procesach inicjujących sieciowanie czy też tworzeniu się struktur rozgałęzionych [11, 27].

Degradacja polimerów może zachodzić w wyniku działania czynników biologicznych, chemicznych, fizycznych lub środowiskowych. Ze względu na badania przydatności materiałów polimerowych do zastosowań medycznych, oprócz czynników fizycznych, takich jak degradacja mechaniczna, zachodząca pod wpływem działania naprężeń, należy zwrócić uwagę na oddziaływanie środowiska, w którym dany biomateriał znajduje zastosowanie. Za jeden z najsilniej oddziałujących czynników degradujących polimerowe materiały biodegradowalne należy uznać czynniki chemiczne. Czynnikiem tym jest środowisko płynów ustrojowych, które w głównej mierze złożone jest z wody. Umieszczenie alifatycznych poliestrów w środowisku wodnym, prowadzi do absorbcji wody, która penetrując materiał zmienia gradient stężeń wody pomiędzy powierzchnią a częścią wewnętrzną materiału, w wyniku czego oddziaływania cząsteczek wody i polimeru prowadzą do jego erozji na powierzchni lub w całej objętości [27, 32].

3. CHARAKTERYSTYKA NAJCZĘŚCIEJ STOSOWANYCH SYNTETYCZNYCH POLIMERÓW BIODEGRADOWALNYCH

Materiałami polimerowymi znajdującymi zastosowanie w aplikacjach medycznych są poli(kwas mlekowy) – PLA, poli(kwas glikolowy) – PGA, poli-ε-kaprolakton – PCL, poli(β-hydromaślan) – PHB.

3.1. Poli(kwas mlekowy)

Poli(kwas mlekowy), zwany również polilaktydem (PLA), jest alifatycznym poliestrem termoplastycznym, występującym w dwóch odmianach izometrycznych: lewoskrętnej (L) oraz prawoskrętnej (D). Syntetyczny kwas mlekowy jest odmianą racemiczną, charakteryzującą się równymi ilościami izomerów lewo- i prawoskrętnych [10, 26].

Polilaktyd występuje w postaci krystalicznej (nieprzezroczysty) lub amorficznej (przezroczysty), jego masa cząsteczkowa wynosi M = 1 - 3·105 g·mol^{-1}. Ulega zeszkleniu w temperaturze T_g = 55°C i topnieniu w temperaturze T_m ~ 180°C, dlatego może być stosowany w rozwiązaniach biomedycznych. Nadaje się do przetwórstwa w atmosferze beztlenowej w temperaturze T = 185-190°C. Średni moduł sprężystości wzdłużnej PLA wynosi 1,5-2,7 GPa. W wyniku procesu degradacji hydrolitycznej lub biologicznej trwającego 12-18 miesięcy, ulega rozpadowi do dwutlenku węgla i wody [10, 26].

3.2. Poli(kwas glikolowy)

Poli(kwas glikolowy), poliglikolid (PGA), jest również semikrystalicznym poliestrem termoplastycznym, w którym faza krystaliczna stanowi 45-55%. Charakteryzuje się niższą temperaturą zeszklenia (T_g = 35-45°C) oraz wyższą temperaturą topnienia (T_m = 225-230°C) niż polilaktyd. Moduł sprężystości

wzdłużnej PGA, wynoszący 5-7 GPa, jest ok. 2-krotnie wyższy niż PLA. Jednakże badania wykazują, że czas degradacji hydrolitycznej, prowadzącej do powstania kwasu glikolowego, jest szybszy niż w przypadku polilaktydu degradującego do wody i dwutlenku węgla i wynosi 3-4 miesięcy [13, 26].

3.3. Poli-ε-kaprolakton

Poli-ε-kaprolakton (PCL) należy do grupy alifatycznych poliestrów termoplastycznych, o strukturze charakteryzującej się 45% udziałem fazy krystalicznej. W stosunku do innych polimerów biodegradowalnych, znajdujących zastosowanie w aplikacjach medycznych, cechuje się niskimi temperaturami zeszklenia (T_g = -60°C) i topnienia (T_m = 59-64°C). Jego średni moduł sprężystości wzdłużnej jest ok. 2-krotnie niższy niż PLA i wynosi 0,4-0,6 GPa, przy czym czas potrzebny do jego pełnej degradacji przewyższa okres 24 miesięcy [34].

3.4. Poli(β-hydromaślan)

Poli(β-hydromaślan) (PHB) podobnie jak PGA jest semikrystalicznym poliestrem termoplastycznym, w którym procentowy udział fazy krystalicznej może wynosić 40-80%. Temperatura zeszklenia, wynosząca T_g = 0-5°C, nie przekracza temperatury organizmu ludzkiego, jednakże mimo tego znajduje on zastosowanie w aplikacjach medycznych. Temperatura topnienia PHB (T_m = 180°C) jest zbliżona wartością do temperatury topnienia PLA. PHB cechuje się najniższym modułem sprężystości wzdłużnej w stosunku do innych polimerów biodegradowalnych, który wynosi ok. 0,04 GPa. Badania wykazują, że materiał ulega znacznie wolniejszej degradacji niż PLA [26].

4. ZASTOSOWANIE SYNTETYCZNYCH POLIMERÓW BIODEGRADOWALNYCH W MEDYCYNIE

Upowszechnianie materiałów biodegradowalnych w różnego rodzaju aplikacjach medycznych wiąże się z dążeniem do utrzymywania prawidłowości funkcjonowania żywego organizmu. Każda, nawet najmniejsza ingerencja ciał obcych, wprowadzonych w celach leczniczych do organizmu człowieka, wiąże się z reakcją układu immunologicznego. Z tego powodu dąży się do ograniczenia stosowania trwałych materiałów metalowych przez szersze wykorzystanie, zdolnych do degradacji po określonym czasie, tworzyw polimerowych. Wynika to z faktu, iż w niektórych przypadkach nie ma możliwości usuwania zbędnego implantu po okresie rekonwalescencji lub konieczne jest przeprowadzenie dodatkowych zabiegów usuwających zbędne implanty, co dodatkowo obciąża organizm pacjenta bądź powoduje jego dyskomfort. Na podstawie dostępnych wyników badań oraz ofert producentów można wywnioskować, że do tej pory biodegradowalne materiały polimerowe znalazły szerokie zastosowanie w produkcji nici chirurgicznych [7, 32, 33], stentów lub graftów naczyniowych [3, 5, 20], płytek do zespoleń w obrębie twarzoczaszki [6, 24, 30, 31]. Pojawiają się również wzmianki o możliwości zastosowanie materiałów biodegradowalnych w osteosyntezie [4, 9, 18, 19, 29].

W tabeli 1 zestawiono przykładowe zastosowania biomedycznych polimerów biodegradowalnych.

Tabela 1. Zastosowania polimerów biodegradowalnych w aplikacjach medycznych
Table 1. Application of biodegradable polymers as medical devices

Aplikacja medyczna	Czysty polimer	Kopolimery lub konformacje czystych polimerów
Nici chirurgiczne	poliglikolid polilaktyd polikaprolakton	poliglikolid-ko-poli-L-laktyd
		polilaktyd-ko-polikaprolakton
		poliglikolid-ko-polikaprolakton
Stenty i grafty naczyniowe	polilaktyd poliglikolid polikaprolakton polihydromaślan polihydroksywalerian poliakrylonitryl	poli-D,L-laktyd-ko-poliglikolid
		poli-L-laktyd
		poli-L-laktyd-ko-poliglikolid
		polihydroksymaślan-ko- polihydroksywalerian
Płytki do zespoleń twarzoczaszki	polilaktyd węglan trimetylenu	poli-D,L-laktyd
		poli-L-laktyd-ko-poli-D,L-laktyd
		poli-L-laktyd-ko-węglan trimetylenu
Osteosynteza	poliglikolid polilaktyd polieteroeteroketon	poli-L-laktyd

5. PERSPEKTYWY ROZWOJU STOSOWALNOŚCI POLIMERÓW BIODEGRADOWALNYCH

Używane w długoterminowym leczeniu złamań kości implanty metalowe, mimo iż charakteryzują się wysoką wytrzymałością, są przyczyną wielu powikłań pooperacyjnych, stanowiących główne ograniczenie ich stosowania. Powikłaniami wynikającymi ze stosowania stabilizatorów metalowych są nieprawidłowe warunki osteosyntezy, prowadzące do zjawiska destabilizacji zespolenia. Wśród przyczyn destabilizacji wtórnej znaczenie ma stosowanie zbyt sztywnego układu implant-kość, a tym samym utrata ukrwienia odłamów kostnych. Dlatego też zauważa się konieczność tworzenia implantów biodegradowalnych od odpowiedniej sztywności, a zarazem wysokiej wytrzymałości. Implanty te pozwoliłyby na zmniejszenie ryzyka pojawienia się powikłań pooperacyjnych, bezpośrednio związanych ze stosowaniem zbyt sztywnych zespoleń kości. Zastosowanie implantów biodegradowalnych, zwłaszcza do zespoleń kości, niwelowałoby również konieczność przeprowadzania reoperacji w celu usunięcia zbędnego zespolenia, po prawidłowo zakończonym zabiegu rekonwalescencji złamanej kości.

LITERATURA

[1] ANDRZEJEWSKA A., MAZURKIEWICZ A.: Implanty do rekonstrukcji opony twardej – przegląd istniejących rozwiązań. Aktualne Problemy Biomechaniki 8, 2014, 7-12.

[2] ARAVAMUDHAN A., RAMOS D.M., NADA A.A., KUMBAR S.G.: Chapter 4 – Natural Polymers: Polysaccharides and Their Derivatives for Biomedical Applications. Natural and Synthetic Biomedical Polymers, Elsevier, 2014.
[3] BARTKOWIAK-JOWSA M., BĘDZIŃSKI R., CHŁOPEK J., FILIPIAK J., SZARANIEC B.: Comparative analysis of the deformation characteristics of biodegradable polymers considered as a material for vascular stents. Polimery 56, 2011, 224-231.
[4] BÖSTMAN O., PIHLAJAMÄKI H.: Clinical biocompatibility of biodegradable orthopaedic implants for internal fixation: a review. Biomaterials 21, 2000, 2615-2621.
[5] BRUCHMUELLER L., KRYNAUW H., BEZUIDENHOUT D., FRANZ T.: Processing and characterisation of polymeric biomaterials for tissue engineering and regeneration. Technical report CRU-BM-2010-01, University of Cape Town, 2010.
[6] BUIJS G.J., HOUWEN E.B., STEGENGA B., VERKERE G.J., BOS R.R.M: Mechanical Strenght and Stiffness of the Biodegradable Sonic Weld Rx Osteofixation System. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 67, 2009, 782-787.
[7] DENG M., ZHOU J., CHEN G., BURKLEY D., XU Y., JAMIOLKOWSKI D., BARBOLT T.: Effect of load and temperaturę on in vitro degradation of poly(glycolide-co-L-lactide) multifilament braids. Biomaterials 26, 2005, 4327-4336.
[8] DUSUNCELI N., COLAK O.U.: Modelling effects of degree of crystallinity on mechanical behawior of semicrystalline polymers. International Journal of Plasticity 24, 2008, 1224-12-42.
[9] FAN Y., XIU K., DUAN H., ZHANG M.: Biomechanical and histological evaluation of the application of biodegradable poly-L-lactic cushion to the plate internal fixation for bone fracture healing, Clinical Biomechanics 23, 2008, S7-S16.
[10] FELTON G.P. (red.): Biodegradable Polymers: processing, degradation and applications. Nova Science Publishers Inc., Nowy Jork, 2011.
[11] GRABOWSKA B.: Biodegradacja tworzyw polimerowych. Archives of Foundry Engineering 10(2), 2010, 57-60.
[12] JURCZYK M., JAKUBOWICZ J.: Bionanomateriały. Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2008.
[13] KING M.W., GUPTA B.S, GUIDOIN R.: Biotextiles as Medical Implants. Woodhead Publishing Limited, 2013.
[14] KWIATKOWSKI D.: Teoretyczno-doświadczalna analiza wpływu warunków wtryskiwania i napełniaczy na odporność na pękanie wybranych kompozytów polimerowych. Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, 2012.
[15] LEDA H.: Materiały inżynierskie w zastosowaniach biomedycznych. Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2012.
[16] MARCINIAK J.: Inżynieria biomateriałów. Zagadnienia wybrane. Wydawnictwo Pracowni Komputerowej Jacka Skalmierskiego, Gliwice, 2009.
[17] MAZUREK P., KULIŃSKI S., GOSK J.: Możliwości wykorzystania chityny i chitozanu w leczeniu ran. Polimery w Medycynie 43(4), 2013, 297-302.
[18] MEHBOOB H., CHANG S.H.: Application of composites to orthopedic prostheses for effective bone healing: A review; Composite Structures 118, 2014, 328-341.
[19] MEHBOOB H., CHANG S.H.: Optimal design of a functionally graded biodegradable composite bone plate by using the Taguchi method and finite element analysis. Composite Structures 119, 2015, 166-173.
[20] MILEWSKI K., TAJSTRA M.: Stenty bioresorbowalne – aktualny stan wiedzy. Folia Cardiologica Excerpta 7, 2012, 213-219.
[21] NECAS J., BARTOSIKOVA L., BRAUNER P., KOLAR J.: Hyaluronic acid (hyaluronan): a review. Veterinarni Medicina 53(8), 2008, 397-411.
[22] OLCZYK P., KOMOSIŃSKA-VASSEV K., WINSZ-SZCZOTKA K., KUŹNIK-ROCHA K., OLCZYK K.: Hialuronian – struktura, metabolizm, funkcje i rola w procesach gojenia ran. Postępy Higieny i Medycyny Doświadczalnej 62, 2008, 651-659.
[23] PAWLAK A.: Implanty z celulozy bakteryjnej [online], dostęp w: http://dolinabiotechnologiczna.pl/nowosci/implanty-z-celulozy-bakteryjnej/?print=pdf.

[24] PERTTI T., POHJONEN T., HAPPONEN H., KAIKKONEN A.: Bioabsorbable, deformable fixation plate. US 6692497 B1, Stany Zjednoczone Ameryki, 2004.
[25] PIĄTKOWSKI M.: Chemiczna modyfikacja chitozanu w polu promieniowania mikrofalowego. Czasopismo Techniczne Ch z. 1-Ch, 2008, 101-113.
[26] RABEK J.F.: Polimery: Otrzymywanie, metody badawcze, zastosowanie. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, 2013.
[27] ROJEK M.: Metodologia badań diagnostycznych warstwowych materiałów kompozytowych o osnowie polimerowej. Open Access Library 2, 2011, 11-31.
[28] STRUSZCZYK M.H.: Chitin and Chitosan – Part II. Applications of Chitosan. POLIMERY 47(6), 2002, 396-403.
[29] TAN L., YU X., WAN P., YANG K.: Biodegradable Materials for Bone Repairs: A Review. Journal of Mechanical Science and Technology 29, 2013, 503-513.
[30] VÄÄNÄNEN P.: Testing of Biodegradable Bone Fixation Implants: In Vitro and Clinical Experiments with Plate-Screw Constructs, Doctoral dissertation, University of Kuopio, 2009.
[31] VÄÄNÄNEN P., NURMI J.T., LAPPALAINEN R., JANK S.: Fixation properties of a biodegradable "free-form" osteosynthesis plate with screws with cut-off screw heads: Biomechanical evaluation over 26 weeks, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology 107, 2009, 462-468.
[32] VIEIRA A.C., VIEIRA J.C., GUEDES R.M., MARQUES A.T.: Degradation and Viscoelastic properties of PLA-PCL, PGA-PCL, PDO and PGA fibres. Materials Science Forum 636-37(1), 2010, 825-832.
[33] VIEIRA A.C., VIEIRA J.C., GUEDES R.M., MARQUES A.T., TITA V.: Visco-Elastic Properties of Suture Fibres Made of PLA-PCL. Materials Science Forum 730-732, 2013, 56-61.
[34] WOODRUFF M.A., HUTMACHER D.W.: The return of a forgotten polymer–Polycaprolactone in the 21st century, Progress in Polymer Science 35(10), 2010, 1217-1256.
[35] WYBÓR W., ZABORSKI M.: Budowa i właściwości kolagenu oraz żelatyny. POLIMERY 45(1), 2000, 10-21.

BIODEGRADABLE POLYMERS FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS

Summary: In this paper was described possibility of use polymeric materials, as construction materials in medical applications. Also, they characterized most commonly used biodegradable polymers for short and long term implants, and mechanism of their hydrolytic degradation. Furthermore, was identified examples of characterized materials application and possible ways of development application biodegradable materials in medical sciences.

Key words: polymers, hydrolytic degradation, medical materials