

WYTWARZANIE POROWATYCH MATRYC POLIMEROWYCH Z POLI(METAKRYLANU METYLU) Z PRZEZNACZENIEM NA RUSZTOWANIA W UKŁADACH DO REGENERACJI TKANKI KOSTNEJ

K. FILIPCZAK, I. JANIK, M. KOZICKI, P. ULAŃSKI, J.M. ROSIAK

POLITECHNIKA ŁÓDZKA, INSTYTUT TECHNIKI RADIACYJNEJ,
WRÓBLEWSKIEGO 15, 93-590 ŁÓDŹ

Poli(metakrylan metylu) (PMMA) od wielu lat znajduje zastosowanie w terapii schorzeń układu kostnego. W chwili obecnej PMMA jest głównym składnikiem cementów kostnych stosowanych w praktyce klinicznej [1]. Z chemicznego punktu widzenia proces twardnienia cementów kostnych, jest wynikiem wolnorodnikowej polimeryzacji mieszaniny poli(metakrylanu metylu) i jego monomeru metakrylanu metylu (MMA), inicjowanej przez dekompozycję nadtlenków. W wyniku polimeryzacji przygotowana pasta twardnieje w ciągu kilkunastu minut, co pozwala na zastosowanie in situ. Istotne wady takiego rozwiązania to gwałtowny wzrost temperatury w trakcie twardnienia i uwalnianie nieprzereagowanego monomeru do otaczających tkanek [2]. W wielu pracach dotyczących tego tematu wykazano efekt cytotoksyczny MMA. Jeżeli jednak wyeliminuje się czynniki wzrostu temperatury oraz obecności monomeru, podłoże z PMMA jest dogodne do hodowli komórkowych, a wytworzony na jego bazie implant nie powinien stanowić żadnego zagrożenia dla otaczających tkanek.

Polimerowe rusztowanie musi być obdarzone bardzo dużym rozwinięciem powierzchni, aby ułatwić przyłączanie komórek i dalszy swobodny rozwój tkanek. Opracowano wiele metod wytwarzania wysoce porowatych matryc polimerowych. Najczęściej stosowane metody to: łączenie włókien, spienianie gazem, zatapianie i wymywanie obojętnych cząstek oraz rozdział fazowy.

Rozwijana w naszym laboratorium metoda otrzymywania porowatych rusztowań z PMMA jest kombinacją zatapiania obojętnych cząstek (np. NaCl) z równoczesnym rozdziałem fazowym. Wielkość porów można w łatwy sposób kontrolować poprzez odpowiedni dobór wielkości ziaren stosowanego dodatku nieorganicznego. Manipulacja stosunkiem polimer - dodatek pozwala na kontrolę stopnia porowatości otrzymywanego materiału.

Zaletą PMMA jest to, iż nie ulega on procesowi depolimeryzacji radiacyjnej [3], co ma istotne znaczenie z punktu widzenia stosowanej przez nas sterylizacji radiacyjnej. Z drugiej strony PMMA nie należy do polimerów biodegradowalnych, co w niektórych aplikacjach stanowi przeszkodę. Dlatego dalsza modyfikacja służąca zwiększeniu podatności na biodegradację będzie polegać na wzbogaceniu PMMA o polimery biodegradowalne tak, aby mógł on spełniać zadania stawiane porowatym matrycom.

FABRICATION OF POROUS SCAFFOLDS FROM POLY(METHYL METHACRYLATE) FOR BONE TISSUE ENGINEERING

K. FILIPCZAK, I. JANIK, M. KOZICKI, P. ULAŃSKI, J.M. ROSIAK

TECHNICAL UNIVERSITY OF ŁÓDŹ,
INSTITUTE OF APPLIED RADIATION CHEMISTRY
WRÓBLEWSKIEGO 15, 93-590 ŁÓDŹ, POLAND

Proper fixation to bones is as important as design of joint replacement itself. Several methods are used for fixing artificial joints to bones. One of them is to press-fit the joint prosthesis into the bone using a material called bone cement. The most common bone cement is based on poly(methyl methacrylate) (PMMA) [1]. It is self-polymerizing and contains PMMA powder and liquid methyl methacrylate (MMA) monomer. The first disadvantage of such approach is exothermic reaction associated with polymerization process, which elevate temperature in tissue that may induce locally bone necrosis; the second is connected with release of monomer into the blood stream [2]. It is supposed, that elimination of the factors mentioned above can improve biocompatibility and bioactivity of PMMA-based scaffolds.

Certain physical characteristics of the scaffolds must be considered when designing a substrate to be used in tissue engineering. In order to promote tissue growth, the scaffold must have a large surface area to allow cell attachment. This is usually done by creating highly porous polymer foam. In the foam, the pore size should be large enough to allow penetration of cells, and the pores must be interconnected to facilitate nutrient and waste exchange by cells deeply within the construct. These characteristics, porosity and pore size, are often dependent on the method of scaffold fabrication. Several methods have been developed to create highly porous scaffolds, including fiber bonding, solvent casting/particles leaching, gas foaming, phase separation.

In our laboratory the polymer scaffold is prepared by mixing a liquid polymer with particles (inorganic additives), precipitating the liquid polymer and dissolving the particles to form the porous polymer scaffold which has porosity of 50%. The pore size is controlled by size of used particles.

Recent works show that irradiation of PMMA under room temperature induces main chain scission but does not give unzipping [3]. This advantage permit us to apply radiation for sterilization purpose.

PMMA belongs to group of non-degradable polymers. Further works will include blending PMMA with biodegradable polymers such as poly(ϵ -caprolactone) and other aliphatic polyesters.

Acknowledgements

The authors are grateful to the State Committee for Scientific Research for financial support (grant 05/PBZ-KBN-082/T08/2002/05).