

Hidrofobik İlaç Taşıyıcısı olarak Akrilik Yıldız Blok Kopolimerler

Acrylic Star Block Copolymers as Hydrophobic Drug Carriers

Gözde Genç¹, Ayşegül Batığün¹, Oğuz Bayraktar¹, Özcan Altıntaş², Ümit Tunca², Gürkan Hızal²

1. Kimya Mühendisliği Bölümü,
İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü
gozdegenc@iyte.edu.tr

2. Kimya Bölümü, Fen Fak.
İstanbul Teknik Üniversitesi
tuncau@itu.edu.tr

Özetçe

4 ve 6 kollu amfifilik poli(metil metakrilat)-b-poli(akrilik asit) (PMMA-b-PAA) kopolimerler Atomik Transfer Radikal Polimerizasyon (ATRP) yöntemi ile sentezlendi. Polimerlerin yapıları GPC, H-NMR ve FTIR analizleriyle incelendi. 18-50 kDa aralığında çeşitli molekül ağırlıklarında sentezlenen polimerlerin maksimum yüklenme kapasiteleri ve kritik misel konsantrasyonları floresans yöntemi ile belirlendi. 4 kollu PMMA-b-PAA (molekül ağırlığı 30 kDa) hidrofobik model ilaç indometazin ile çok yüksek oranda (22.5 %) yüklandı. İlaç yüklü kompleksin suda biyolojik olarak parçalanabilen, kararlı bir çözelti oluşturduğu gözlandı.

Abstract

Amphiphilic poly(methyl methacrylate)-b-poly(acrylic acid) (PMMA-b-PAA) copolymers with 4 and 6 arms were synthesized by Atomic Transfer Radical Polymerization (ATRP). The polymers were characterized by GPC, H-NMR and FTIR analysis. Polymer samples synthesized at various molecular weights between 18-80 kDa were investigated in terms of maximum loading capacity and critical micelle concentration by fluorescence spectroscopy. 4 arm PMMA-b-PAA (MW 30 kDa) was loaded with hydrophobic model drug indomethacin with an extremely high drug loading efficiency (22.5% drug content). Drug loaded polymer formed a stable and biodegradable complex in aqueous medium.

1. Giriş

Polimerik malzemelerin kontrollü ilaç salımı amacıyla taşıyıcı olarak kullanılması polimer araştırmaları ve teknolojisinde giderek genişleyen ve önem kazanan bir alandır. Özellikle polipeptitler ve antikanser ilaçlar gibi sindirim yoluyla alınması sakıncalı ilaç tedavilerinde bu tip taşıyıcı malzemelere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla hazırlanan fonksiyonel polimer karışımı, polimer kompleksleri, blok kopolimerler, ve polimerik misel adıyla anılan amfifilik polimer partikülleri, ilaç yükleme, ilaç salım profili, biyolojik parçalanma ve kararlılık özellikleri bakımından araştırılmaktadır [1].

İlaç taşıyıcı olarak kullanılan polimerlerin tasarımda partikül geometrisi önemli bir rol oynar. Polimerin molekül ağırlığı, hidrofilik-hidrofobik segmentlerin birbirine oranı ve capraz bağ oranı, polimer molekülünün ilaçla etkileşimiini, yüklenme kapasitesini ve salım kinetğini belirleyen değişkenlerdir. Ayrıca ilaç ve polimer kompleksinin serum ortamındaki kararlılığı ve biyolojik parçalanma özellikleri de polimerin kimyasal ve geometrik yapısına bağlıdır.[2]

Blok kopolimerler hidrofilik ve hidrofobik polimer zincirlerinin birarada bulunmasıyla amfifilik yapı kazanırlar. Hidrofobik merkezi oluşturan polimer zincirleri hidrofobik malzemeyi hapseder ve hidrofilik dış yüzey su ortamında misel oluşturur, özellikle yıldız polimer tabir edilen çok kollu blok kopolimerler son derece kararlı miseller oluşturabilirler. Blok kopolimer sentezinde akrilik monomerlerin kullanılması hem yüzey kimyasının modifikasyona açık olması hem de kontrollü polimerizasyon sağlanabilmesi açısından avantajlıdır [3].

Bu amaçla kullanılan ATRP (Atomik Transfer Radikal Polimerizasyon) yöntemiyle, bir ligand yardımıyla aktifleştirilen metal katalizör ile, yüksek sıcaklıklarda (60-100°C) hızlı ve kontrollü bir polimerizasyon sağlanabilir [4]. Bu çalışmada 3, 4 ve 6 kollu Poli(metil metakrilat)-blok-poli(akrilik asit) sentezlenmesinin nedeni poli metil metakrilat oligomerlerinin ve buna bağlı poliakrilik asit zincirlerinin amfifilik bir yapı oluşturması ve tipta kullanımı olan bu akrilik polimerin biyolojik olarak parçalanabilen bir kompleksler oluşturabilmesidir [5].

İlaç aktarımında kullanılacak amfifilik bir polimer malzemenin, antitoksik ve kana karışımından sonra parçalanarak vücuttan atılabilir olması elzemdir. Bu nedenle sentezlenen molekülün 50 kDa'dan büyük olmaması gereklidir [6,7]. Sentezlenen polimerin hedeflenen ilaçla yüksek kapasitede yüklenmesi, ilaç yüklü polimerin su ortamında kolayca kararlı bir misel oluşturması ve vücutta girdikten sonra ilaç en az sekiz saat içinde, tercihen sabit hızda salması beklenir [8]. Bu bekłentileri karşılayan ilaç taşıyıcıların sentezlenmesiyle örneğin kanser ve şeker hastalığı tedavisi gibi zahmetli ve ciddi yan etkileri olan tedavilerin kolaylaştırılması ve zararlı yan etkilerin azaltılması hedeflenmektedir.

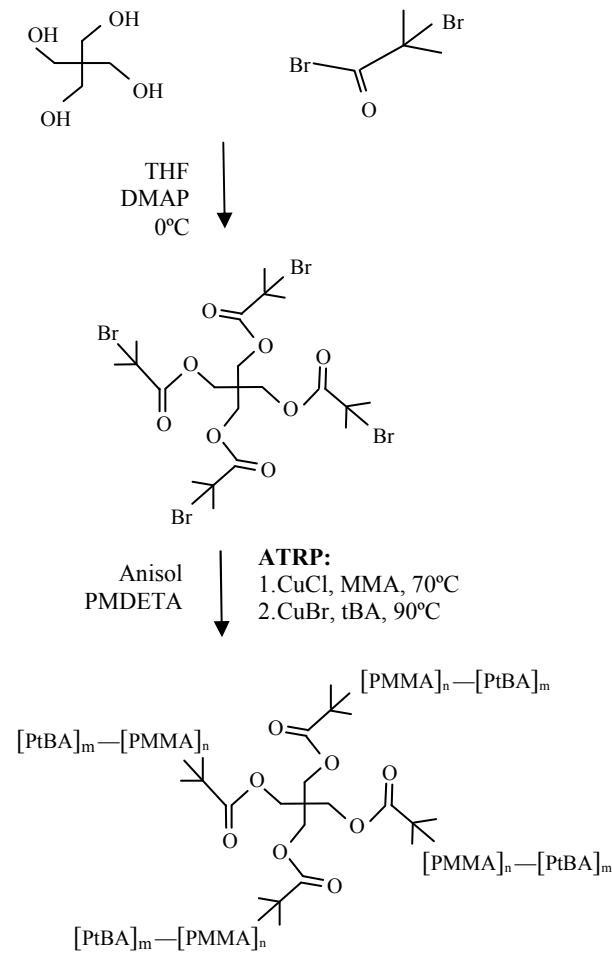
2. Malzeme ve Metodlar

2.1. Malzemeler

Pentaeritritol (Aldrich 98%), dipentaeritritol (Aldrich, tech.) ve 1,3,5 trihidroksi benzene (Aldrich, 97%) kurutulduktan sonra nitrojen altında 2-bromoisobutyryl bromide (Fluka, 97%) ile 0°C'de bromine edildi. tBA (Aldrich, 99%) ve MMA (Aldrich, 99%) monomerleri aktif alumina kolonundan geçirilerek saflaştırıldı. *N,N,N',N'-Pentamethyl diethylene triamine* (PMDETA; Aldrich) kulanım öncesinde NaOH üzerinden distile edildi. Tetrahidrofuran, metanol, hekzan, dietil eter, diklorometan solventleri distilasyonla saflaştırıldı. Katalizör olarak CuBr (Aldrich, 99.999%) ve reaksiyon ortamı olarak anisol (Aldrich, 99%), hidroliz için trifloroasetik asit (Sigma 99%), floresan boyalı pyrene (Fluka 99%), model ilaç olarak indometazin (Fluka, 99%) kullanıldı.

2.2. Sentez

ATRP sentezi iki aşamalı olarak gerçekleştirildi. İlk aşamada bromine edilmiş 3, 4 ve 6 kollu başlangıç moleküllerinden, Br_x250 oranında MMA, monomerle eşit hacimde anisol, stokimetrik oranda CuCl ve PMDETA ile, 70 °C'de PMMA merkez molekülü oluşturuldu.



Şekil 1. Pentaeritritolden başlayarak 4 kollu PMMA-b-PtBA sentezi.

Bu polimer saflaştırılduktan sonra Br_x550 oranında tBA, monomerle eşit hacimde anisol, stokimetrik oranın 10 % fazlaıyla CuBr ve fazla miktarda PMDETA ile Şekil 1'de görüldüğü gibi 90 °C'de reaksiyona sokularak 3, 4 ve 6 kollu PMMA-b-PtBA polimerler sentezlendi. Hidroliz reaksiyonuyla PtBA kollar PAA'ya dönüştürüldü. Polimer molekül ağırlıkları GPC, molekül yapıları ise H-NMR ve FTIR ile belirlendi.

2.3. Maksimum Yükleme Kapasitesi

200 mg/ml ve 500 mg/ml polimer çözeltileri, 2.5×10^{-7} M and 30×10^{-7} M aralığında değişen farklı pyrene konsantrasyonları içerecek şekilde hazırlandı. Her bir numune 16 saat 4°C'de karıştırılarak yükleme gerçekleştirildi. 1500 rpm hızda 10 dakika santrifüje polimere yüklenmeyen pyrene çöktürüldü. Kararlı misel oluşturan polimere yüklenmiş maksimum pyrene oranı, floresans spektrofotometre ile 330 nm dalgaboyunda uyarılan numunelerin 393 nm dalgaboyunda ışımalarının ölçümlüyle belirlendi.

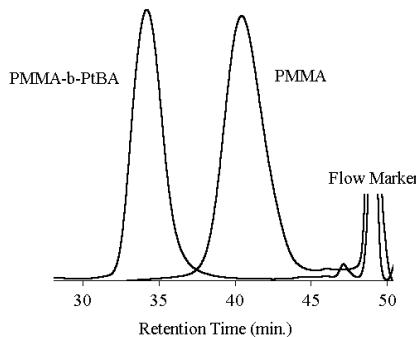
2.4. Kritik Misel Konsantrasyonu

0.015 mg/L ve 1500 mg/L konsantrasyonları aralığında hazırlanan polimer çözeltileri 2×10^{-7} M pyrene ile 16 saat 4°C'de yükleni. Kritik misel konsantrasyonu, hangi pyrene konsantrasyonunda kararlı bir misel oluştuğunuñ floresans spektroskopı ile gözlenmesi sayesinde belirlendi. Kararlı misel oluşumuya, yüklenen pyrene'in I_1 ve I_3 bantlarında kayma gözlemlendi. I_1 / I_3 oranının polimer konsantrasyonuna karşı çizdirilmesiyle, misel oluşumunu gösteren eğri elde edildi, iyonik miseller için eğimin sonlandığı nokta kritik misel konsantrasyonu kabul edildi.

3. Bulgular

3.1. Karakterizasyon

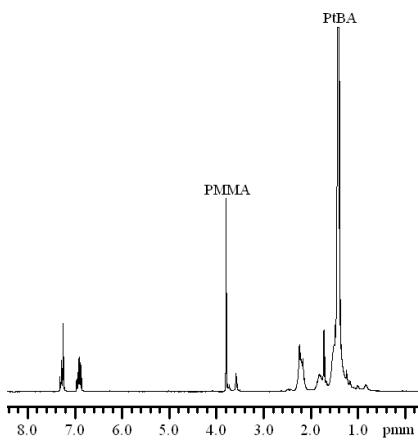
Polimerlerin molekül ağırlıkları ve polidispersite indisleri GPC (Jel Geçirgenlik Kromatografisi) ile analiz edildi. Şekil 2'de 4 kollu PMMA (7 kDa) ile ondan sentezlenen PMMA-b-PtBA (30 kDa) numunesinin GPC analiz sonucu gösterilmektedir.



Şekil 2. 4 kollu PMMA (7 kDa) ve PMMA-b-PtBA (30 kDa) kromatogramları.

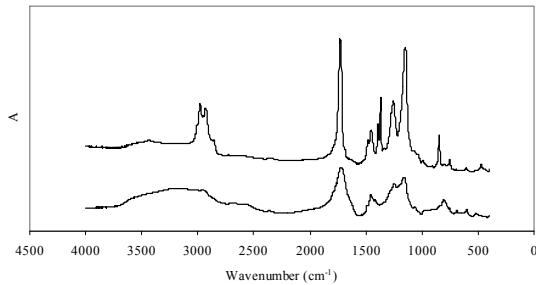
Bu çalışmada incelenen polimerler Tablo 1'de molekül ağırlıklarıyla ve ağırlık bazında hidrofobik PMMA oranlarıyla gösterilmiştir. Hazırlanan tüm polimerlerin polidispersite indisleri 1.05-1.20 aralığındadır.

Saflaştırılan polimerlerin H-NMR analizlerinde monomer kalıntısı gözlenmemiştir (Şekil 3). (H-NMR δ; PMMA: 0,5-1,0 ppm CH₃, 1,56 ppm CH₂, 3,6 ppm OCH₃ ve PtBA: 1,7 ppm CH₂, 2,4 ppm CH, 1,42 ppm (CH₃)₃)



Şekil 3. 4 kolu PMMA-b-PtBA'nın H-NMRspektrumu.

Hidroliz öncesinde ve sonrasında PMMA-b-PtBA ve PMMA-b-PAA terimleriyle ifade edilen polimer numunelerinin kimyasal yapıları FTIR ile analiz edildi. Şekil 4'te, PMMA-b-PtBA'ye ait FTIR spektrumunda 2925 cm⁻¹'de gözlenen karakteristik tBA piki hidroliz işlemiyle kaybolmuş, 1730 cm⁻¹'de gözlenen diğer tBA pikinin yerini ise 1712 cm⁻¹'de gözlenen karboksil piki almıştır. 1200-1400 cm⁻¹'de ise karakteristik PMMA pikleri gözlenmiştir.



Şekil 4. 4 kolu PMMA-b-PtBA (üstte) ve PMMA-b-PAA (altta) polimerlerinin FTIR spektrumları.

3.2. Yüklenme Kapasitesi

Polimerlerin yüklenme kapasiteleri, artan pyrene konsantrasyonuna göre değişen maksimum RFU (Relatif Floresans Birimi) değerleriyle karşılaştırıldı. Edinilen bilgiye göre, 3 kolu polimerlerin yüklenme kapasiteleri 4 ve 6 kolu PMMA-b-PAA polimerlerinden daha küçüktür. 4 ve 6 kolu polimerlerin yüklenme kapasiteleri ise hidrofobik polimer oranı arttıkça artış göstermiştir. Tablo 1'de gözlendiği gibi,

yüksek (500 mg/L) polimer konsantrasyonlarında en yüksek yüklenme kapasitesi en küçük molekül ağırlığına (20 kDa) ve en yüksek hidrofobik PMMA oranına (0,45) sahip olan 6 kolu PMMA-b-PAA numunesi ile elde edildiği halde, daha düşük polimer konsantrasyonunda (200 mg/L) 4 kolu polimerlerin performansının daha iyi olduğu gözlandı. Düşük polimer konsantrasyonunda, 4 kolu PMMA-b-PAA (merkez PMMA 7 kDa, toplam molekül ağırlığı 30 kDa), aynı PMMA başlatıcıdan (7 kDa) toplam molekül ağırlığı 20 kDa olacak şekilde sentezlenen ve hidrofobik merkez oranı çok daha yüksek olan (0,41) 4 kolu numuneden daha yüksek bir yüklenme performansı sergiledi. Bu da hidrofobik merkez oranının sadece yüklenme kapasitesini değil, polimer konsantrasyonuna göre değişen kararlı misel oluşumunu etkileyen bir parametre olduğunu sergilemektedir. Bu sonuçların ışığında, ilaç yükleme için 4 kolu, 7 kDa hidrofobik PMMA merkezli, 30 kDa PMMA-b-PAA yıldız polimerin ideal bir polimerik taşıyıcı olduğu düşünülmektedir. Kapasite ve kararlılık açısından optimum hidrofobik merkez oranı ise 0,25 olarak belirlenmiştir. İlaç taşıyıcı olarak denenmesi kararlaştırılan polimerin partikül büyülüüğünün atomik kuvvet mikroskopu ve dinamik ışık saçılımı prensibiyle çalışan Zetasizer ölçümüyle belirlenen parçacık boyutu 30 nm'dır.

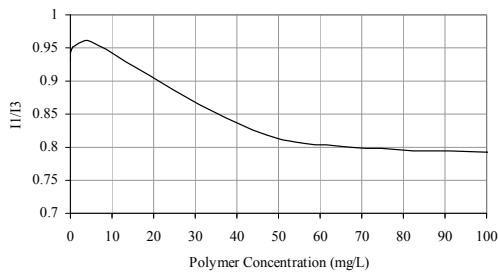
Tablo 1. PMMA-b-PAA yıldız blok kopolimerlerinin pyrene ile maksimum yüklenme kapasitelerinin kol sayısına (n), molekül ağırlığına (MW) ve hidrofobik merkezin ağırlık oranına (f_c) göre değişimi.

n	MW (kDa)	f _c	Maksimum Yüklenme Kapasitesi 200 mg/L (RFU)	Maksimum Yüklenme Kapasitesi 500 mg/L (RFU)
3	20	0,25	60,5	154,1
4	20	0,41	132,1	301,8
4	30	0,23	139,5	217,0
4	35	0,19	59,0	150,4
6	20	0,45	117,3	344,4
6	45	0,18	53,1	198,5

3.3. Kritik Misel Konsantrasyonu

Polimer misellerin su ve sulu çözelti ortamlardaki kararlılığının bir ölçütü olan kritik misel konsantrasyonunun özellikle yıldız polimerlerde çok düşük olması beklenir.

Floresans yöntemiyle belirlenen birinci ve üçüncü karakteristik pyrene bantlarının (I_1 372 nm ve I_2 385 nm) oranının polimer konsantrasyonuna karşılık çizimiyle elde edilen eğrinin düzleşme noktası, iyonik miseller için kritik misel konsantrasyonu kabul edilir. Buna göre, 7 kDa PMMA ve 30 kDa toplam molekül ağırlığına sahip 4 kolu PMMA-b-PAA'nın kritik misel konsantrasyonu Şekil 5'te görüldüğü gibi 50 mg/L olarak belirlenmiştir. Bir başka deyişle polimer, 50 mg/L ve üzerindeki konsantrasyonlarda kararlı misel oluşturma, dolayısıyla hidrofobik merkezinde depolayacağı hidrofobik bir maddeyi su ve sulu ortamlarda homojen bir çözelti oluşturacak şekilde taşıyacak kapasiteye sahiptir.

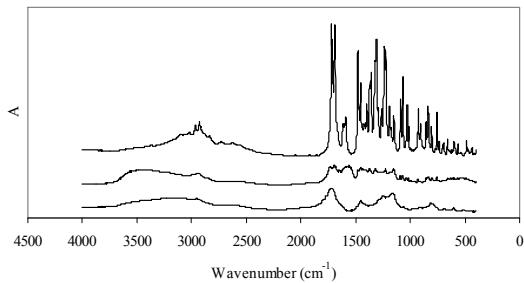


Şekil 5. 4 kollu PMMA-b-PAA (7 kDa/30kDa) numunesinin floresans işıma spektrumunda gözlenen kayma oranının (I_1/I_3) polimer konsantrasyonuna göre değişim grafiği.

Bu özellik, özellikle kemoterapi gibi hidrofobik ve toksik ilaçların dozlarının ve çözünürlüklerinin hayatı önem taşıdığı tedavilerde aranan bir özelliktir.

3.4. İlaç Yükleme

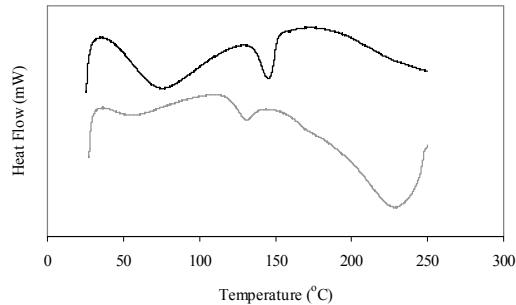
Yüklenme kapasitesi ve kritik misel konsantrasyonuna göre umut vadeden, 4 kollu PMMA-b-PAA (30 kDa) numunesinin ilaç yüklenme kapasitesi araştırıldı. Hidrofobik model ilaç olarak, bir anti-enflamatuar olan indometazin kullanıldı. Ağırlıkça eşit miktarda ilaç çözeltisiyle yarı saat oda sıcaklığında karıştırılan polimer, ilaçla yükleme işleminden sonra diyalizle saflaştırıldı ve dondurucu kurutucuda kurutuldu. Elde edilen polimer/ilaç kompleksi dimetil formamid içinde çözülerek yüklenen ilaç miktarı UV-spektrofotometre ile 22.5 % olarak belirlendi. Şekil 6'da verilen FTIR spektrumlarında, indometazinin karakteristik piklerinin yükleme sonrasında baskılantısı gözlemlendi. Bu bulgu indometazinin büyük ölçüde hidrofobik merkezde toplandığına işaret etmektedir.



Şekil 6. Model ilaç indometazin (en üstte), ilaç yüklü 4 kollu PMMA-b-PAA (30 kDa) ve yüklenmemiş polimerin FTIR spektrumları.

İlaç yüklü polimer ile yüklenmemiş polimerlerin DSC analizleri yükleme sonrasında polimerin camsı geçiş sıcaklığının (T_g) 55°C 'den 75°C 'ye, erime sıcaklığının (T_m) ise 130°C 'den 145°C 'ye yükseldiğini göstermektedir (Şekil 7).

Akrilik polimerlerle hidrofobik, asidik ilaçlar arasında gözlenebilecek kimyasal veya elektrostatik bağların neden olduğu bu profil değişimi, ilaçla polimer arasında bir afinité olduğunu gösterir. Bu afinité polimerin yüklenme kapasitesinin artmasına ve salım işleminin yavaşlamasına neden olmaktadır.



Şekil 6. İlaç yüklenmiş (üstte) ve yüklenmemiş (altta) 4 kollu PMMA-b-PAA (30 kDa) numunelerinin DSC termogramları.

4. Sonuçlar

ATRP yöntemiyle 20kDa ve 50kDa molekül ağırlığı arasında 3, 4 ve 6 kollu amfifilik PMMA-b-PAA kopolimerler sentezlendi ve maksimum yüklenme kapasiteleri karşılaştırıldı. Hidrofobik ilaçların taşınması ve kontrollü salımı için kritik misel konsantrasyon 50 mg/L , molekül ağırlığı 30 kDa ve hidrofobik merkezin ağırlık oranı $0,23$ olan 4 kollu PMMA-b-PAA önerildi. Önerilen polimer, model ilaç indometazin ile 22.5% gibi yüksek bir oranda yükleni ve suda kararlı çözelti oluşturdu.

5. Kaynakça

- [1] A.K. Bajpai , S. K. Shukla, S. Bhanu and S. Kankane, “Responsive polymers in controlled drug delivery,” *Progress in Polymer Science*, vol. 33, pp. 1088–1118, Sep.2008
- [2] L. Y. Qiu and Y. H. Bae, “Polymer Architecture and Drug Delivery,” *Pharmaceutical Research*, vol. 23, no. 1, pp.1-30, Jan.2006
- [3] Kilian, L., “Synthesis and Characterization of Responsive Poly(Alkyl Methacrylate) Topologies” *Ph. Thesis*, Department of Chemistry, Virginia Polytechnic Institute and State University, 2004.
- [4] V. Coessens, T. Pintauer and K. Matyjaszewski, “Functional polymers by atom transfer radical polymerization,” *Progress in Polymer Science*, vol. 26, pp. 337-377, Nov.2000.
- [5] G. Gaucher, M. H. Dufresne, V. P. Sant, N. Kang, D. Maysinger and J.C. Leroux, “Block copolymer micelles: preparation, characterization and application in drug delivery,” *Journal of Controlled Release*, vol.109, pp. 169–188, Dec.2005.
- [6] C. Allen, D. Maysinger and A. Eisenberg, “Nanotechnology block copolymer aggregates for drug delivery,” *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, vol. 16, no.1, pp. 3–27, Nov.1999.
- [7] N. Nishiyama and K. Kataoka, “Current state, achievements, and future prospects of polymeric micelles as nanocarriers for drug and gene delivery,” *Pharmacology & Therapeutics*, vol. 112, no.3, pp. 630–648, Jul.2006.
- [8] S. Bontha, A. V. Kabanov and T. K. Bronich, “Polymer micelles with cross-linked ionic cores for delivery of anticancer drugs,” *Journal of Controlled Release*, vol. 114, iss.2, pp.163–174, Aug. 2006.