

고분자 용액의 동축 이중노즐 전기분무: 분산제 흐름의 사용

김민영 · 이종휘[†]

중앙대학교 화학신소재공학부

(2011년 1월 7일 접수, 2011년 2월 9일 수정, 2011년 2월 15일 채택)

Coaxial Nozzle Electrospraying of Polymer Solutions: Use of Dispersant Flow

Min Young Kim and Jonghwi Lee[†]

Department of Chemical Engineering and Materials Science,

Chung-Ang University, 221 Heukseok-dong, Dongjak-gu, Seoul 156-756, Korea

(Received January 7, 2011; Revised February 9, 2011; Accepted February 15, 2011)

초록: 고분자 용액의 전기분무에서 금속 샘플 포집기들은 분무된 입자로부터 흔히 용매를 충분히 제거하거나 재분산이 가능한 분무 입자를 회수하는데 효과적이지 못하다. 단백질 약물의 캡슐화(encapsulation)를 위해 본 연구에서는 입자를 분산매(응고액체)의 층류 안으로 분무하는 새로운 전기분무시스템을 설계하였다. 캡슐화용 물질로 키토산과 폴리아크릴산이 사용되었다. 이 새로운 시스템을 사용하여 입자의 응집을 방지할 수 있었으며, 4~16 kV의 전압과 낮은 유속에서 unimodal한 입도분포를 관찰할 수 있었다. 반면에 가한 전압이 평균 입자 크기에 미치는 영향은 크지 않았다.

Abstract: In electrospraying of polymer solutions, metal sample collectors are often ineffective in fully removing solvent from sprayed particles and recovering redispersible sprayed particles. Herein, a novel electrospraying system, where sprayed particles were dispersed into laminar flow of dispersant (coagulation liquid), was designed for the nano-encapsulation of protein drugs. Chitosan and polyacrylic acid were used as the encapsulation materials. Aggregation of particles could be prevented by using this new electrospraying system, and unimodal size distribution was observed at an applied voltage between 4~16 kV and a low flow rate. The effects of the applied voltage on mean particle size were not significant on the other hand.

Keywords: electrospraying, chitosan, nanoparticles, drug delivery, protein.

서론

약물 전달 시스템에서는 생리활성 물질의 작용 기전 및 세포 특성에 따라 적합한 형태의 방출 패턴을 보이는 고분자/약물 복합체 개발이 중요하다. 최근 단백질과 같은 불안정한 생리활성 물질을 장시간 지속적으로 체내에서 방출하거나 표면 개질 등을 통하여 특정 조직이나 장기에 선택적으로 전달하는 것을 가능케 하는 약물 전달체들이 개발되어 왔다. 이러한 약물 전달체 제조 방법 중 double emulsion, solvent extraction/evaporation 등은 다량의 유기용매 혹은 계면활성제의 사용이나 과도한 기계적 에너지 등을 써야 하는 방법들로 쉽게 생체활성을 잃을 수 있는 단백질 약물에 적용하는데 많은 어려움이 있어왔다.^{1,2} 위 방법들과는 다르게 전기분무법(electrospraying)은 한 단계의 공정으로 단백질과 같은 약물을 함유한 약물전달 입자를 효과적으로 제조할 수 있는 가능성을 보여주고 있다.³⁻⁷

전기분무법은 어느 정도의 전기전도도와 점도를 가지는 고분자 용액 등을 모세관에 주입한 후 모세관에 전기장을 가해 정전기력을 부여하

여 미세입자(mist)를 발생시키는 방법이다. 전기분무 장치는 기계적인 장치보다 노즐의 형태와 구조가 단순하여 제작하기 용이하고 발생된 입자들이 단분산 분포를 가질 수 있을 뿐 아니라 수십 나노미터에서 수백 마이크로미터까지 다양한 크기의 입자를 제조하기에 유용하다. 보통 박막부착이나 코팅, 금속 나노 입자의 생성, 단백질과 DNA 같은 생화학 물질의 질량분석이나 구조 해석 등의 분야에 널리 이용되어져 왔으며, 최근에는 약물 전달 분야에서 약물을 함유한 입자 생성에 적용하려는 연구가 진행되고 있다.⁸⁻¹⁴

기존의 일반적인 전기분무 시스템은 입자를 공기 중에 분사하여 그라운드 부분이 집적되어 있는 금속판으로 입자를 분무하는 것으로 분사 후 재분산이 가능한 상태로 입자를 회수하는데 어려움이 있을 뿐 아니라 고분자를 녹인 용매가 다 날아가지 않아 입자가 제대로 형성되지 못하는 문제점이 있었다.¹⁵⁻¹⁷ 이러한 문제점들은 전기분무가 갖는 고유의 장점인 입자크기의 조절과 단분산 특성을 심각하게 훼손하고 있다. 특히 초기 분무된 입자들이 금속판을 덮은 후 이러한 현상은 더욱 심각해져서 입자를 대량으로 제조하여 약물 전달체로 활용하는데 큰 문제점이 되고 있다.

본 연구에서는 기존의 전기분무 시스템의 단점을 보완하고자 입자

[†]To whom correspondence should be addressed.

E-mail: jong@cau.ac.kr

를 분산제(응고액체)에 분사하는 시스템을 고안하였으며, 분산제에 분산된 입자의 응집을 방지하기 위해 분산제를 순환시키는 시스템으로 발전시켰다. 단백질 약물의 캡슐화를 위해 분산제 순환 전기분무 시스템을 이용한 단축(uniaxial)과 동축(co-axial) 노즐 전기분무를 시도하였다. 내부 물질로는 모델 단백질인 소혈청 알부민(bovine serum albumin, BSA)과 Fe_3O_4 , 폴리스티렌(polystyrene, PS)을 사용하였으며, 외부물질은 수용성이며 양전하를 가지는 키토산(chitosan)과 폴리아크릴산(polyacrylic acid, PAA)이 사용되었다. 미세입자 생성의 최적 조건을 찾기 위해 분무액의 농도, 유속, 전압 등과 같은 가공 변수들이 체계적으로 조사되었다.

실 험

시약. 키토산(chitosan, medium molecular weight), 소듐트리폴리포스페이트(sodium tripolyphosphate, TPP), 소혈청 알부민(bovine serum albumin, BSA, M_w 65000 g/mol), 하이드록시프로필 셀룰로오스(hydroxypropyl cellulose, HPC, M_w 10000 g/mol), 폴리아크릴산(polyacrylic acid, PAA, M_w 450000 g/mol), 폴리스티렌(polystyrene, PS), Fe_3O_4 (Iron(II,III) oxide, nanopowder, 98+%)는 Sigma-Aldrich(St. Louis, MO, USA)에서 구입하였다. Sodium dodecyl sulfate(SDS)는 Fisher Scientific(Pittsburgh, USA)에서 구입하였으며, 아세트산(acetic acid, 99.5%), DMF(*N,N*-dimethylformamide, 99.0%)는 Samchun Pure Chemical(Pyongtack, Gyeonggi, South Korea), 그리고 KH_2PO_4 (potassium phosphate monobasic), NaOH(sodium hydroxide)는 Duksan Pure Chemical(Ansan, Gyeonggi, South Korea)에서 구입하였다. 증류수는 1차 증류수를 사용하였으며 모든 물질은 정제 없이 사용되었다.

마이크로/나노 입자 제조.

전기분무 실험 장치. 전기분무 시스템의 실험 장치는 Figure 1에서 보여주고 있다. 단축 전기분무 시스템은 전기분무 용액을 26 G의

노즐(내경 0.21 mm)이 달린 5 mL 주사기(Becton, Dickinson and Company, USA) 안에 넣은 후 그 노즐에 DC 고전압부(0~35 kV/5 mA, ConvertTech, NT_{SEE}, Gwangju, South Korea)를 연결시키고, 그 아래에 집지부와 연결된 알루미늄판이 장착되어 있는 집적부(collecting bath)인 T자형 유리 chamber에 분사시킨다. 분사하는 물질을 정해진 유량으로 공급하기 위해 주사 펌프(KDS 100 model, KdScientific, Holliston, MA, USA)가 사용되었으며, T자형 유리 chamber 안의 분산제는 정량펌프(EYELA MP-1000)를 이용해 365 mL/hr의 속도로 순환시켜 주었다. 또한 동축 전기분무 시스템은 19G 노즐(내경 0.6 mm) 내부에 또 다른 26G 노즐(내경 0.21 mm)을 같은 축으로 넣고 외부 노즐에 DC 고전압부를 연결시켰으며 그 외는 단축 실험의 경우와 동일하다.

단축 전기분무법을 이용한 키토산 마이크로/나노 입자 제조. 주사 물질인 0.9 wt% 아세트산 용액에 다양한 농도(0.5, 1, 1.5, 2 wt%)로 용해시킨 키토산 용액을 가공변수를 다양하게 변화시키며 증류수(분산제)에 한 시간 동안 분무하였다.

동축 전기분무법을 이용한 마이크로/나노 입자 제조. 내부 물질로는 0.1 wt% BSA 용액, 1 wt% HPC 용액을 1:1 부피비로 첨가한 1 wt% Fe_3O_4 용액, 다양한 농도(0.2, 0.02, 0.002 wt%)의 TPP 용액을 1:1 부피비로 첨가한 1 wt% Fe_3O_4 용액과 DMF에 용해시킨 1 wt% PS 용액을 각각 사용하였으며, 외부물질로는 0.9 wt% 아세트산 용액에 용해시킨 1 wt% 키토산 용액이나 DMF에 용해시킨 2 wt% PAA 용액을 사용하였다. 위 물질을 전압과 분무액의 유속을 조절하며 한 시간 동안 분무하여 입자를 제조하였다.

입자 분석. 입자 크기 분포는 LA 910(Horiba, Kyoto, Japan) 레이저 광산란기(Mie & Fraunhofer, Relative Refraction Index=1)를 사용하여 수성 조건에서 측정하였다. 입자 크기 분석 시 사용된 초음파 분산기의 분해 전력은 40 W(39 kHz)이고 교반속도와 순환속도는 340 mL/min이다. 제조된 입자의 모폴로지를 관측하기 위해 유리판 위에 입자가 분산된 용액을 한 방울 떨어뜨린 후 24시간 동안 진공 건조시켰다. 그 위에 탄소를 3 nm의 두께로 코팅하여 4 kV 조건하에서 주사 전자 현미경인 S-4800(SEM, HITACHI, Tokyo, Japan)을 사용하여 조사하였다. TEM(transmission electron microscopy)은 같은 샘플에 대해 CM30 Phillips(FEI, OR, USA)를 사용하여 200 kV에서 조사하였다.

결과 및 토론

전기분무 시스템의 설계. 다양한 전기분무 시스템의 시도가 Figure 1에서 제시한 실험 전에 선행되었다. 특히 다양한 전기분무 시스템의 구조와 분산제의 양 및 working distance의 조절이 우선적으로 조사되었다. 분산제(물)를 담은 바이커에 교반기를 사용하여 와류를 일으켜 입자를 분산시키고, 다양한 분산제의 양과 working distance를 변화시키면서 최적의 분산 조건을 찾고자 많은 시도를 하였으나, 적절한 분산 조건을 찾지는 못하였다. 이러한 시스템 구조는 널리 논문에도 보고된 시스템이었으나, 아주 극소량의 입자를 제조할 경우 우수한 분산상을 얻을 수 있었고, 본 실험에서와 같이 30분 이상의 전기분무를 시도한 경우 입자간의 심각한 응집을 관찰할 수 있었다. 이는 입자간의 접촉 전에 입자의 응고에 필요한 시간을 충분히 줄 수 없어 일어나는 현

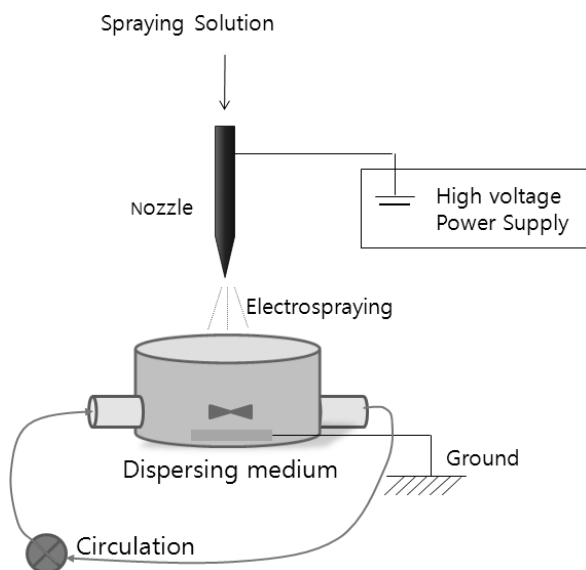
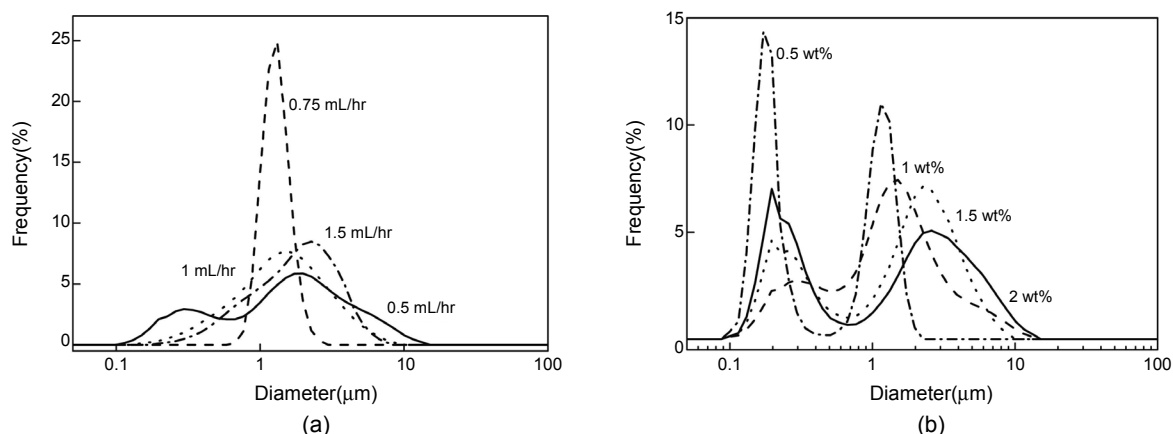


Figure 1. Schematic diagram of electrospaying apparatus.

Table 1. Effect of Processing Parameters on the Mean Particle Sizes of Chitosan Particles

Electro-sprayed Materials(Uniaxial)	Concentration (wt%)	Dispersants	Flow rate (mL/hr)	Voltage (kV)	Distance (cm)	Mean particle size/Mean particle size below 1 μm (S.D.) (μm)
Chitosan	0.5	Distilled Water	1	12	3	2.80/0.29(± 5.18)
			0.5	8	3	2.09/0.43
			0.75	8	3	1.23/0.85
	1		1	8	3	1.66/0.60
			12	3	1.66/0.46(± 3.58)	
			1.5	8	3	1.93/0.64
	1.5		1	12	3	1.80/ 0.33(± 3.86)
	2		1	12	3	0.61/ 0.27(± 1.29)
Electro-sprayed Materials(Co-axial)		Dispersants	Flow rate (mL/hr)	Voltage (kV)	Distance (cm)	Mean particle size (S.D.) (μm)
Inner	Outer					
BSA 1 wt%	Chitosan 1 wt%	Distilled Water	0.5	12	3	4.24 (± 6.14)
			0.75	12	3	0.95 (± 0.43)
			10	3	1.09 (± 1.94)	
1			12	3	1.19 (± 1.36)	
16			3	0.98 (± 0.43)		
1			12	3	0.33 (± 0.09)	
Fe ₃ O ₄ TPP 0.02 wt%			1	12	3	50.4 (± 210)
1 wt% TPP 0.002 wt%			1	12	3	0.28 (± 0.36)

**Figure 2.** Effect of (a) feeding flow rate (8 kV); (b) chitosan concentration on the particle size distribution of chitosan particles prepared by uniaxial electrospraying system (12 kV).

상으로 파악되며, 특히 분산제인 물 표면에 새로 분무된 입자들이 주로 모이고 이들이 분산제 전체로 퍼지는데 상당한 시간이 걸리는데 비해 충분히 응고되지 않은 입자들이 분산제 표면층에서 응집하는 것으로 파악되었다. 따라서 본 실험에서는 Figure 1에서와 같이 전기분무된 입자를 받는 부분보다 긴 층류 흐름을 거친 후 다시 새로운 전기분무 입자가 투입될 수 있도록 시스템을 개발하였다. 따라서 긴 시간 분무를 하여도 새로 전기분무된 응집 경향이 높은 입자들은 충분히 응고된 입자들과 만나게 되어 있어 응집의 가능성을 줄일 수 있었다. 입자간의 응집 경향은 전기분무 시스템의 configuration에만 의존하는 것이 아니며, 분산제 안에 입자의 농도, 분무 모드, 분산제 흐름 속도 등 많은 변수에 의존하며, 따라서 본 실험에서의 결과는 이러한 조건 내에서 해석되어야 한다.

키토산 마이크로/나노 입자의 제조. 키토산 마이크로/나노 입자는 단축, 동축 전기분무법에 의해 다양한 가공 조건에서 분무하여 성공적

으로 제조되었다. Table 1은 키토산 평균 입자 크기에 대한 공정 변수들의 영향을 정리한 것이다. 키토산 용액의 공급속도(flow rate)에 따른 입자 크기의 차이는 0.5 mL/hr를 제외하고는 속도가 증가할수록 다소 입자 크기가 커지는 것을 관찰할 수 있으나 전체적으로는 그 경향성을 알아보기 힘들었다. 1 μm 이하의 입자들만 따로 평균을 낸 본 결과도 뚜렷한 경향을 찾아보기 힘들었다(Figure 2(a)). 이는 공급속도의 증가가, 조절하기 힘든 입자의 응집을 유도하여 얻어진 결과로 사료된다. 입도 분포의 경우 매우 넓은 분포를 보여주고 있으나, 0.75 mL/hr의 적절한 유속에서는 좁은 입도 분포를 확인할 수 있다. Table 1에서 1 μm 이하의 입자들만 따로 평균을 낸 이유는 전체 평균과의 비교를 통해 응집의 효과를 분리하여 관찰하기 위해서였다. 그러나 넓은 입도 분포는 이러한 분석도 어렵게 만든 것으로 판단된다. 결론적으로 분무된 액적에 대한 공급속도의 영향은 존재하나 과도한 입자간의 응집에 의해 그 효과를 관찰하기 힘든 것으로 판단된다.

단축 전기분무법의 전체 입자 크기의 경우, 키토산 용액의 농도가 증가함에 따라 입자 크기가 줄어드는 경향을 보여주고 있다(Table 1, 12 kV). 네 가지 샘플 중에서 2 wt%의 경우 0.61 μm 의 상대적으로 다소 작은 입자 크기를 얻을 수 있었다. 1 μm 이하의 입자들만 평균을 내 본 결과에서도 농도가 커지면 입자크기가 줄어드는 경향을 관찰할 수 있었다. 이러한 경향은 0.5 wt% 경우만 다소 예외로 보이는데, 이는 본 샘플의 경우 10 마이크로 이상의 큰 입자 영역에서 미약한 피크가 존재하여 얻어진 결과로 상대적으로 큰 응집체가 존재하는 것으로 판단된다(Figure 2(b)).

키토산 용액 농도가 증가하면 분무된 액적 내에 제거해야 하는 용매의 양이 늘어나게 되어 응고과정이 느리게 일어나고, 따라서 입자간의 응집이 용이하게 되어 전체적으로 입자크기가 커지는 것으로 판단된다. 공급속도의 경우 같은 전압하에서 같은 크기의 전하 반발력으로 한꺼번에 더 많은 용액을 미세 액적으로 만들려다 보니 유속이 낮은 조건들에 비해 높은 조건의 용액이 미세하게 깨어지지 못하기 때문으로 생각된다. 그러나 전체적으로 공급속도의 영향이 크지 않은 이유는 액적이 생성된 이후에 일어나는 응집 현상에 따른 것으로 판단된다. 이러한 응집은 입자들이 고형화 되는 조건이나 액적들의 궤도의 영향도 받는 것으로 보인다.

Figure 3은 동축 전기분무법으로 BSA를 함유한 키토산 입자의 전

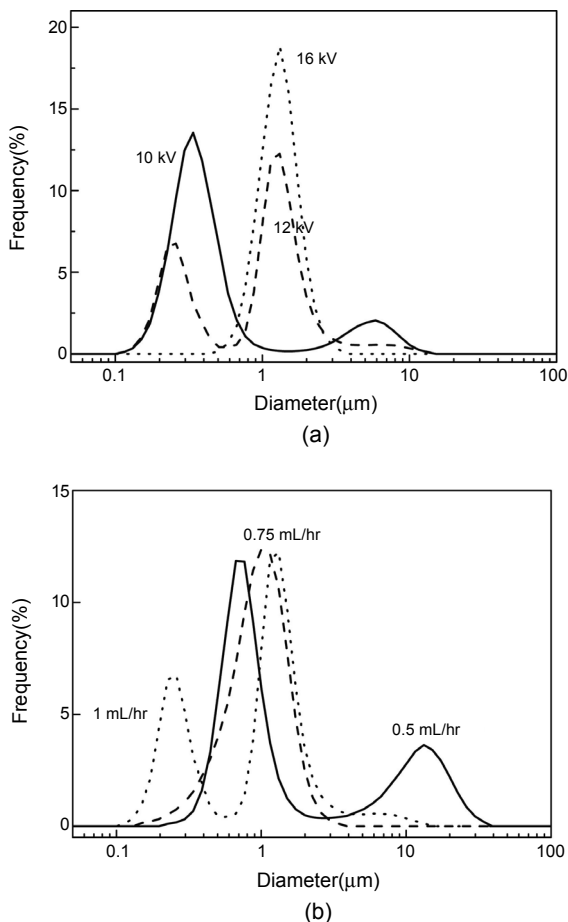


Figure 3. Effect of (a) applied voltage; (b) feeding flow rate on the particle size distribution of chitosan particles prepared by co-axial electrospraying system.

압과 유속에 따른 입도분포도를 나타낸 것으로 Table 1에서도 확인할 수 있듯이 전압과 유속에 따른 뚜렷한 경향성을 찾기는 어려웠다. 다만 16 kV의 전압과 0.75 mL/hr의 유속에서 매우 균일한 단분산된 입자를 얻을 수 있었다. 높은 전압과 적절한 공급유속이 균일한 입자를 생성하는데 도움이 되는 것으로 판단된다. 동축 전기분무 시스템에서는 단축 전기분무 시스템보다는 높은 전압에서 안정된 테일러콘의 형태를 얻을 수 있었고, 이는 코어의 용액과 외부 용액이 전단력을 겪으며 분무가 유도되었다고 판단된다. 본 실험에서는 동일한 유속을 사용하였으나, 외부물질과 내부물질의 유속 비율도 포집에 많은 영향을 줄 것으로 생각된다.

동축 전기분무 시스템에서 포집 여부를 전자현미경으로 확인하기 위해 내부 물질로 Fe_3O_4 용액을 사용하여 샘플을 제조하였다. Fe_3O_4 용액을 함유한 키토산 입자의 평균 입자 크기는 0.33 μm 이며, 단분산 분포를 나타내는 것을 확인되었다(Figure 4(a)). 또한 SEM과 TEM을 사용하여 입자의 모습을 관찰한 결과로는 Fe_3O_4 입자들을 키토산 내부에서 관찰할 수 있었다(Figure 5). 고분자에 비해 전자밀도가 높은 Fe_3O_4 입자는 키토산보다 검은 색을 나타내어 그 존재를 확인할 수 있다. 그러나 포집의 완벽도는 확인하기 어려웠으며, 물에 팽윤되어 있던 키토산 입자의 특성상 전자현미경 샘플을 준비하는 건조과정에서 수축

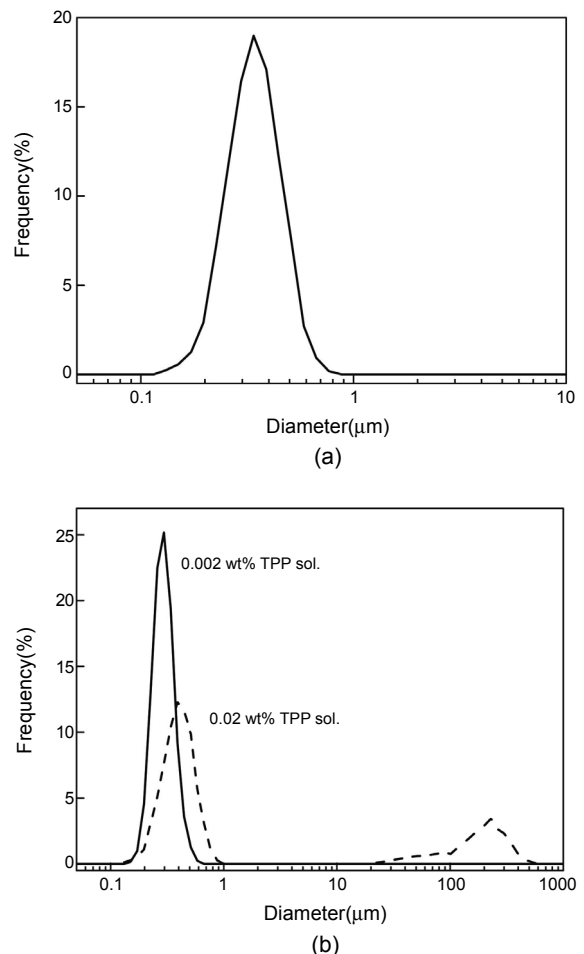


Figure 4. Particle size distributions of chitosan particles using (a) Fe_3O_4 solution; (b) Fe_3O_4 solution added TPP solution as inner materials in co-axial electrospraying system.

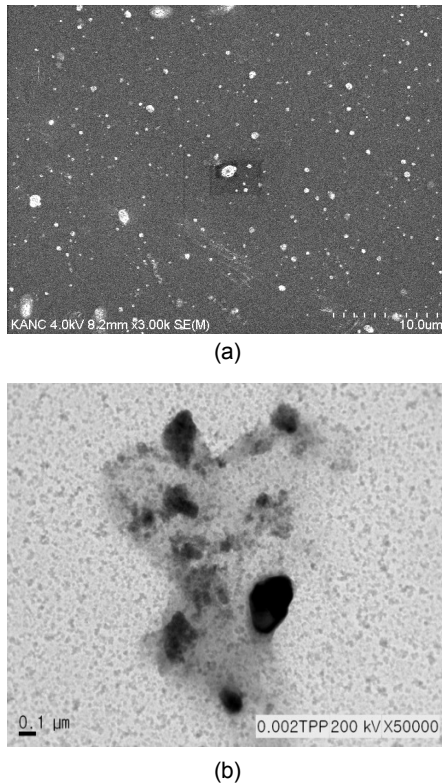


Figure 5. Micrographs of chitosan particles using (a) Fe_3O_4 solution (SEM); (b) Fe_3O_4 solution added TPP solution as an inner material (TEM).

과 응집이 일어나 다소 불규칙한 형태로 관찰되었다.

외부물질의 빠른 고형화가 내부물질의 포집에 어떤 영향을 주는지를 알아보기 위하여 내부물질인 Fe_3O_4 용액에 1:1 부피비로 다양한 농도의 TPP 용액을 첨가하여 외부물질인 키토산을 가교시켰다. TPP 용액의 농도가 0.2 wt%인 경우 니들 끝부분에서부터 이미 가교가 시작되어 분사가 제대로 이루어지지 않았다. 0.02 wt%의 경우 분사는 되었으나 큰 입자들이 관찰되었고, 0.002 wt%의 경우는 평균 입자크기도 작으면서 단분산 분포를 가지는 입자를 제조할 수 있었다(Figure 4(b)). Figure 5(b)는 0.002 wt% TPP 용액을 첨가한 후 분사시킨 키토산 입자를 TEM으로 관찰한 것으로 가교된 키토산 안에 포집되어 있는 입자의 모습을 볼 수 있는데, 이는 동축 분무를 통한 내부 물질의 포집을 보여주는 것으로 판단된다.

PAA/PS 입자의 제조. 동축 전기분무 시스템을 이용하여 입자를 제조할 경우 내부물질의 포집과 전기분무 직후 1차 입자의 거동에 대해 알아보기 위하여 물에 대한 용해도가 서로 다른 물질을 외부와 내부 물질로 사용하여 입자를 제조하였다. 물에 녹는 외부물질 안에 물에 녹지 않는 내부물질을 포집하도록 실험을 진행한 후 생성된 입자들을 물에 넣어 외부물질을 녹여준 후 물에 녹지 않은 부분들을 조사하였다. 외부물질로는 2 wt% PAA 용액을, 내부물질로는 1 wt% PS 용액을 이용하여 분사하였으며, 두 물질을 용해시킨 용매로는 DMF를 사용하였다. 그 결과 Figure 6(a)에서 보여지는 것처럼 입자의 분포가 고르지 않지만 성공적으로 입자가 제조되었다. Figure 6(b)는 외부물질인 PAA를 물에 녹인 후의 입자를 관찰한 것으로 (a)의 입자 모습

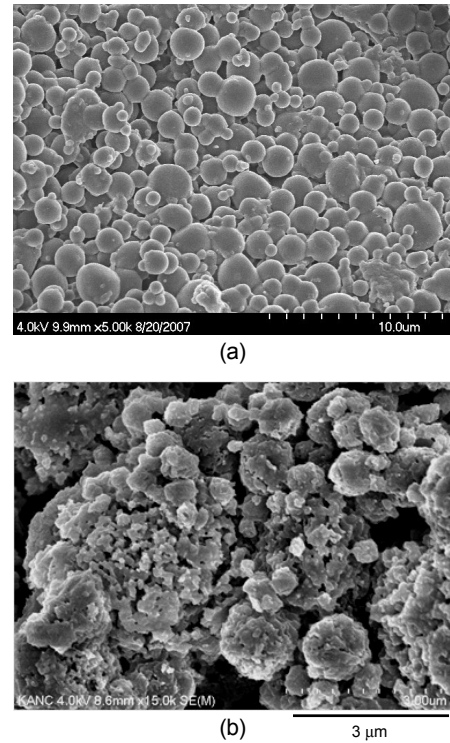


Figure 6. SEM micrographs of PAA/PS particles (a) before; (b) after melting the outer materials in water.

과는 확연히 다른 크기의 입자를 나타내는 것으로 보아 외부물질인 PAA는 모두 녹았다고 볼 수 있지만, (b)에서 보이는 모습이 입자 하나의 내부에 있었던 PS 입자인지 여러 입자들의 내부에 있었던 PS 입자들이 응집되어 나타난 것인지를 판단하기는 힘들었다. 다만, 입자 크기의 비교로 보아 Figure 6(b)에 있는 입자의 크기는 이 입자 전체가 Figure 6(a)에 있는 입자 한 개에 포집되어 있기에는 다소 큰 편으로 판단되어, Figure 6(b)는 내부에 포집된 PS 입자의 응집체로 추측된다. 이를 확인하기 위해 내부 PS 입자를 분산시킨 후 입도 분석을 시도하였다. Figure 7은 분산제인 0.1 wt% SDS 용액에 분사하여 제조한 PAA/PS 입자들을 물에 녹인 후 측정된 입도분포도로 평균 입자 크기는 $0.44 \mu\text{m}$ 이며 단분산 분포를 나타내는 것을 확인할 수 있다. 즉 분산 조건이 적절할 경우 내부 PS 입자는 400~500 nm 정도의 단분산 입자로 존재함을 알 수 있다. 따라서 Figure 6(b)의 경우 입자들의 응집체로 판단된다. 아울러 이러한 전기분무 시스템을 사용할 경우 입자의 응집 문제 없이 단분산된 PS 입자를 제조할 수 있어, 이러한 방법은 다른 고분자 물질에도 적용이 가능할 것으로 판단된다.

본 실험에서 분산제의 종류 흐름 속으로 고분자 용액을 전기분무하여 단분산된 비교적 균일한 입자들을 얻을 수 있음을 다양한 조건에서 확인할 수 있었다. 또한 동축 이중노즐을 사용하여 포집된 구조의 입자도 용이하게 얻을 수 있음을 보였다. 이러한 결과는 본 전기분무 시스템이 약물전달체, 강화제, 필러, 및 기능성 입자 제조에 널리 이용될 수 있는 가능성을 보여준다.

결론

분산제의 흐름을 이용하여 단축, 동축 전기분무법으로 키토산의 마

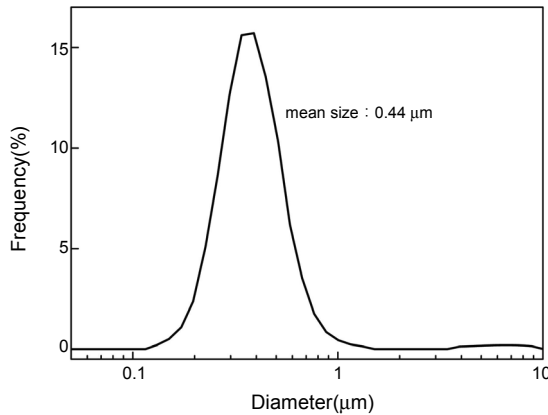


Figure 7. Particle size distributions of PAA/PS particles.

이크로/나노 입자를 성공적으로 제조하였다. 이전의 고정된 분산제에 분무했던 시스템에서는 전기분무에 의해 생긴 작은 1차 입자들이 응집되어 단분산의 입자를 얻기 어려웠으나 분산제 종류 순환 시스템에서는 입자들의 응집이 감소되어 비교적 균일한 크기의 입자를 얻을 수 있었다. 전압에 의한 입자 크기의 뚜렷한 경향성은 없었으나 4~16 kV의 전압에서 입자가 성공적으로 제조되었으며, 분무할 용액의 유속이 느릴수록 농도가 높을수록 비교적 작은 입자를 얻을 수 있었다. 동축 전기 분무 시스템에서 포집 여부 확인을 위해 Fe_3O_4 용액을 사용하거나, PAA와 PS로 입자를 만들었던 실험을 통해서 외부물질이 내부 물질을 감싸며 분사되는 구조를 확인할 수 있었다. 본 실험에서 포집의 정도는 판단할 수 없었으나 완벽한 포집 효과를 얻기 위해서 앞으로 최적의 외부와 내부 물질의 유속비, 전압 등을 찾는 후속 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

감사의 글: 본 연구는 한국연구재단(2009-0079798, 2009-0087953) 지원에 의해 수행된 연구임. MYK는 지식경제부와 한국산업기술재단의 전략기술인력양성사업(2009-0087953)에 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. A. Lamprecht, N. Ubrich, M. H. Perez, C. M. Lehr, M. Hoffman, and P. Maincent, *Int. J. Pharm.*, **184**, 97 (1999).
2. S. D. Putney, *Curr. Opin. Chem. Biol.*, **2**, 548 (1998).
3. B. G. Amsden and M. F. A. Goosen, *J. Control. Release*, **43**, 183 (1997).
4. S. M. Kuo, G. Niu, S. J. Chang, C. H. Kuo, and M. S. Bair, *J. Appl. Polym. Sci.*, **94**, 2150 (2004).
5. I. G. Loscertales, A. Barrero, I. Guerrero, R. Cortijo, M. Marques, and A. M. G. Calvo, *Science*, **295**, 1695 (2002).
6. A. Gomez, D. Bingham, L. de Juan, and K. Tang, *J. Aerosol Sci.*, **29**, 561 (1998).
7. L. Y. Yeo, Z. Gagnon, and H. C. Chang, *Biomaterials*, **26**, 6122 (2005).
8. K. Tang and A. Gomez, *J. Aerosol Sci.*, **25**, 1237 (1994).
9. J. C. Ijsebaert, K. B. Geerse, J. M. Marijnissen, and B. Scarlett, *J. Aerosol Sci.*, **30**, 825 (1999).
10. J. Zie, L. K. Lim, Y. Phua, J. Hua, and C.-H. Wang, *J. Colloid Interf. Sci.*, **302**, 103 (2006).
11. J. Xie, J. C. M. Marijnissen, and C.-H. Wang, *Biomaterials*, **27**, 3321 (2006).
12. M. Cloupeau and B. Prunet-Foch, *J. Electrostat.*, **22**, 135 (1989).
13. Y. Xu and M. A. Hanna, *Int. J. Pharm.*, **320**, 30 (2006).
14. J. Xie, W. J. Ng, L. Y. Lee, and C.-H. Wang, *J. Colloid Interf. Sci.*, **317**, 469 (2008).
15. D. M. Kim, B. S. Lee, C. H. Park, K. Park, T.-I. Son, M. H. Jeong, and D. K. Han, *Polymer(Korea)*, **34**, 178 (2010).
16. H. Ho, S. Park, C. H. Park, and J. Lee, *Polymer(Korea)*, **33**, 353 (2009).
17. H. Yoon, Y. Park, and G. Kim, *Polymer(Korea)*, **33**, 219 (2009).