

전기방사공정과 발포제를 이용한 Polycaprolactone 나노섬유 지지체 제작

김근형 · 윤 현 · 이행남 · 박길문[†]

조선대학교 기계공학과

(2008년 5월 9일 접수, 2008년 5월 29일 수정, 2008년 6월 3일 채택)

Polycaprolactone Nanofiber Mats Fabricated Using an Electrospinning Process Supplemented with a Chemical Blowing Agent

GeunHyung Kim, Hyeon Yoon, Haengnam Lee, and Gil-Moon Park[†]

Department of Mechanical Engineering, Chosun University, Gwangju 501-759, Korea

(Received May 9, 2008; Revised May 29, 2008; Accepted June 3, 2008)

초록: 생체재생용 지지체는 높은 다공구조와 적당한 기계적인 강도를 필요로 한다. 높은 다공성과 적당한 다공크기는 지지체와 주변 환경 사이에 영양분의 공급을 원활하게 하여 셀의 지지체에 대한 초기 접착력과 성장을 가능하게 하는 구조를 제공한다. 본 논문에서는 polycaprolactone(PCL) 나노섬유를 화학 발포제와 전기방사공정을 이용하여 다양한 조건하에서 제조하였다. PCL 용액의 농도가 8 wt%, 발포제의 함량 0.5 wt%, 발포온도 100 °C 및 체류시간 2-3초에서 가공성 측면과 다공성 측면에서 우수한 발포된 나노섬유를 얻을 수 있었다. 또한 세포의 성장성을 측정하기 위하여 인체피부세포를 셀 결유어링하여, 발포되지 않은 나노섬유와 비교하였다.

Abstract: A successful scaffold should have a highly porous structure and good mechanical stability. High porosity and appropriate pore size provide structural matrix for initial cell attachment and proliferation enabling the exchange of nutrients between the scaffold and environment. In this paper the highly porous scaffold of poly(ϵ -caprolactone) electrospun nanofibers could be manufactured with an auxiliary electrode and chemical blowing agent (BA) under several processing conditions, such as the concentration of PCL solution, weight percent of a chemical blowing agent, and decomposition time of a chemical blowing agent. To attain stable electrospinnability and blown nanofiber mats having high microporosity and large pore, a processing condition, 8 wt% of PCL solution and 0.5 wt% of a chemical blowing agent under 100 °C and decomposition time of 2~3 s, was used. The growth characteristic of human dermal fibroblasts cells cultured in the mats showed the good adhesion and proliferation on the blown mat compared to a normal electrospun mat.

Keywords: electrospinning, a chemical blowing agent, poly(ϵ -caprolactone) nanofibers.

서 론

조직공학을 이용한 조직재생에 있어 중요한 것이 다공구조를 갖는 생분해성 지지체(scaffold)를 만드는 것이다. 생분해성 지지체는 생체 적합성과 세포와의 유착율이 고려되어야 하며 세포가 적절히 생존할 수 있는 기공이 균일하게 분포되어 있어야 한다. 지지체는 조직세포의 용이한 부착과 부착된 세포가 성장할 수 있도록 인체 내의 대사물질의 전달이 가능하도록 다공의 크기와 구조를 가져야 하며 동시에 사용용도에 따라 적절한 기계적 강도를 유지할 수 있도록 제조되어야 한다.¹⁻³ 이러한 특성을 만족하는 지지체를 제작하기 위해 아가로스, 콜라겐, 알지네이트 같은 천연 생분해성 고분자와 poly(glycolic acid) (PGA), poly(lactic acid) (PLA), poly(D,L-lactide-co-

glycolide) (PLGA)와 같은 합성 생분해성 고분자를⁴ 이용하여 섬유 압착, 염추출법, 상분리법, 이산화탄소를 이용한 고압기체 팽창법, 유화동결건조법, 입자소결법, 3차원 인쇄법 등의 다양한 기법으로⁵ 다공성 지지체를 제작한 사례가 보고되고 있다(Table 1).

최근에는 나노기술에 대한 관심이 높아져 전기방사법을 이용하여 제작된 나노섬유를 지지체로 이용하는 방법이 연구되고 있다. 이 기법은 제조 과정의 단순성과 복합성분의 나노섬유를 제작할 수 있어 제품 기술의 응용성이 높은 방법으로 평가받고 있다.⁶

전기방사법의 원리는 방사구 끝에 매달려 있는 고분자 용액에 높은 전기장을 가하게 되면 유도된 전하의 상호반발력에 의해 고분자 미세방울이 테일러 콘(taylor cone)을 형성하게 되고 전기적 반발력이 표면장력보다 강할 경우 고분자 용액 제트가 방출된다. 방출된 용액은 공기 중을 비행하는 동안 용매는 휘발되고 수십~수백 nm의 직경을 가지는 섬유가 3차원 네트워크 구조로 적층되어 매트 형태의 나노섬유 그물구조를 형성하게 된다.⁷ 이러한 방법으로 만들어진 매트는 부

[†]To whom correspondence should be addressed.
E-mail: gmpark@chosun.ac.kr

Table 1. Conventional Scaffold Processing Techniques for Tissue Engineering^{9,10}

Process	Advantages	Disadvantages
Solvent casting and particulate leaching	Large range of pore sizes Independent control of porosity and pore size Crystallinity can be tailored Highly porous structures	Limited membrane thickness (3 mm) Limited interconnectivity Residual porogens Poor control over internal architecture
Fiber bonding	High porosity	Limited range of polymers Residual solvent Lack of mechanical strength
Phase separation	Highly porous structure Permits incorporation of bioactive agents	Poor control over internal architecture Limited range of pore sizes
Melt moulding	Independent control of porosity and pore size Macro shape control	High temperature required for nonamorphous polymer Residual porogens
Membrane lamination	Macro shape control Independent control of porosity and pore size	Lack of mechanical strength Limited interconnectivity
Polymer/ceramic fibre composite foam	Independent control of porosity and pore size Superior compressive strength	Problems with residual solvent Residual porogens
High-pressure processing	No organic solvents	Nonporous external surface Closed-pore structure
Freeze drying	Highly porous structures High pore interconnectivity	Limited to small pore sizes
Hydrocarbon templating	No thickness limitation Independent control of porosity and pore size	Residual solvents Residual porogens

피 대비 표면적의 비가 높으며 공극률이 매우 높아 뛰어난 호흡성을 지니고 있으며 복합성분의 고분자를 이용할 수 있어 기존의 고분자가 갖는 물성 한계를 극복한 나노섬유의 제작이 가능한 장점이 있다. 그리고 간단한 장비로 비교적 쉽게 나노 크기의 섬유를 제작할 수 있으며 소량의 재료만 가지고도 방사가 가능하다. 이러한 특성으로 인해 조직 공학 분야에서 조직 재생을 위한 지지체로서의 활용 가능성에 주목받아 많은 연구가 진행되고 있다.⁸

본 연구에서는 poly(ϵ -caprolactone) 과 발포제(chemical blowing agent) 혼합용액을 전기방사법을 이용하여 나노섬유 지지체를 제작하고, 발포하여 발포된 나노섬유를 제작하였다. 발포제 첨가에 따른 지지체의 구조적 안정성과 기계적 특성에 미치는 영향을 살펴보았다. 지지체의 구조로써 중요한 요인인 다공구조는 나노섬유와 발포된 나노섬유를 제조하여 각각의 다공 크기와 다공도를 관찰하였다. 전기방사 시 용액의 농도는 나노섬유의 직경에 영향을 미치는 중요한 요소로서 농도가 높을수록 굵은 직경의 섬유가 생성되는 것으로 보고되고 있다. 용액의 농도 변수를 이용하여 발포제를 첨가한 다공성 지지체의 구조적 안정성에 어떠한 영향을 주는지 알아보았다. 전기 방사를 이용한 지지체의 제조에서 발포제를 첨가한 지지체는 나노섬유만으로 구성된 지지체보다 높은 다공도와 발포 조건의 조절에 의해 적절한 다공크기와 다공의 연결성을 갖는다. 제작된 나노섬유 매트가 발포제에 의해서 변화되는 분해거동을 알아보기 위해 자외선(UV)에 의한 분해실험을 실시하였다. 또한 발포된 PCL 나노섬유의 다공성 구조를 통한 세포의 증식정도를 순수 나노섬유 매트와 발포된 지지체를 비교하였다.

실 험

재료 및 시료제조. 본 연구에 사용한 시료는 PCL(poly- ϵ -caprolactone, M_n ca. 80000 g·mol⁻¹, M.P.=60 °C)로 미국 Aldrich Chemical사의 제품이 사용되었다. 용매는 DMF(*N,N*-dimethylformamide)와 MC(methylene chloride)를 사용하였다. 발포제(chemical blowing agent)는 (주)금양에서 구입하였다. 일반적으로 화학발포제는 고분자에 혼합하여 열분해에 의해 가스를 발생시켜 스폰지체품을 제조하기 위해 첨가되는 첨가제로서, 크게 유기 화학 발포제와 무기 화학 발포제로 구분되며 본 연구에서 사용된 발포제는 5 μ m 이하 크기를 갖는 azodicarbonamide(cellcom-AC series, Kum Yang, Korea)를 사용하였다.

온도 및 시간에 따른 발포조건을 확인하기 위해 열중량 분석 측정기(TA Instrument, TGA Q500)를 이용하여 상온~150 °C에서 승온 발포 시험을 수행하여 각 온도에서 발포제의 발포 정도를 무게의 감소로 확인하였다. Figure 1에 결과를 나타내었다. 기계적 강도를 측정하기 위해 DMA(dynamic mechanical analyzer, TA Instrument)를 이용하여 0.005~50 Hz의 frequency sweep으로 storage modulus를 측정하였다.

PCL 나노섬유 지지체 제조. 나노섬유 지지체는 자체 제작된 전기방사 시스템을 이용하여 나노섬유만 있는 지지체와 발포제를 포함한 지지체를 제작하였다. 전기방사 시스템은 20게이지 주사바늘과 주사기로 구성된 분사구(nozzle)와 집속부(target), 그리고 분사구와 집속부 사이에 고전압을 부과하기 위한 고전압 발생기로 구성되어 있으며 주변의 기류의 영향을 배제하고 적절한 온도 유자를 위해 아크릴 챔버 내에서 실험을 실시하였다(Figure 2).

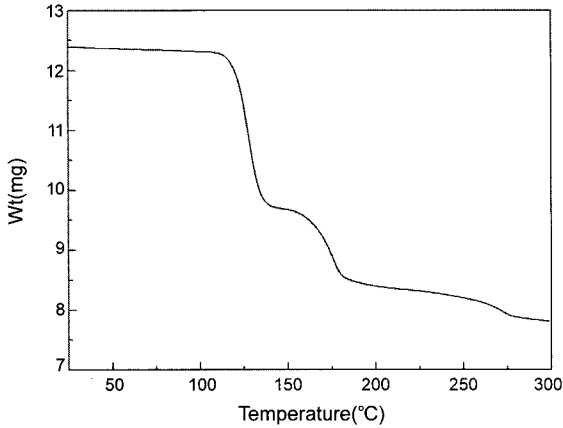


Figure 1. TGA thermogram of a chemical blowing agent used in this study.

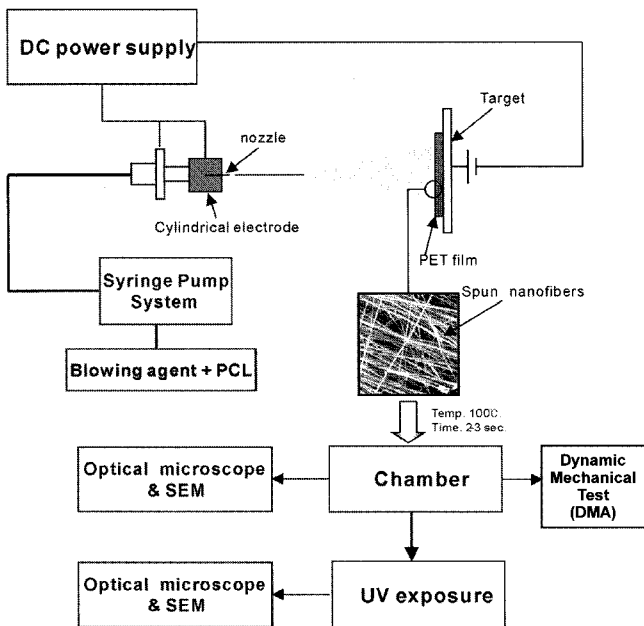


Figure 2. A schematic diagram of electrospinning process supplemented with an auxiliary cylindrical electrode and a chemical blowing agent.

분사구와 집속부 사이에는 15-18 kV 전압을 부과하였다. 분사구는 실린지 펌프로 정량 분사하였다. 전기방사를 위한 고분자 용액은 PCL를 MC(Junsei Chemical Co., Japan)와 DMF(Junsei Chemical Co., Japan)를 80/20의 무게비로 혼합한 용매에 녹여 제작되었다. PCL 용액농도에 대한 발포영향을 알아보기 위하여 8, 13, 20 wt% 용액을 제조하였다. 제조된 지지체는 잔류용매의 제거를 위해 24시간 동안 상온에서 건조하였다. Poly(ethylene terephthalate) (PET) 필름 위에 전기방사 한 후 나노섬유 웹을 100 °C에서 5초 이내로 발포하였다.

또한 방사공정의 초기 방사노즐에서의 안정성을 얻기 위하여 실린지형태의 보조전극을 사용하였다. Figure 3(a)은 일반적인 전기방사 공정의 분사구이며, 노즐 끝부분에서 용액의 방사방향이 불안정하였다. 이것은 노즐로부터 생성되는 전기장이 주위환경, 공기흐름, 인

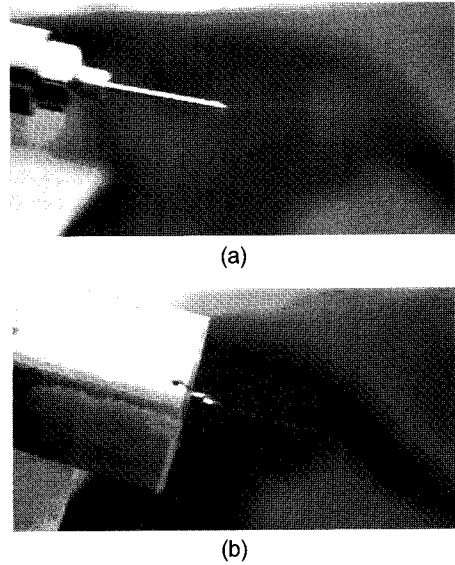


Figure 3. Photographs taken with a digital camera: (a) unstable initial spun jets of normal electrospinning and (b) stable initial spun jets by using an auxiliary cylindrical electrode under the applied same electric voltage.

근의 전하를 띤 나노섬유 등에 의해서 전기장이 안정화되지 못하고 이들의 영향을 받기 때문이다. 이를 보완하여 일정한 방향으로 안정적인 용액방사를 하기 위해 (b)에서와 같이 노즐 주위를 감싸는 형상의 보조전극을 장착하였다. (a)의 사진과 비교해 볼 때 안정적인 분사경향을 보임을 확인할 수 있었으며, 노즐 끝에 맺힌 Taylor cone의 크기와 타겟과의 방사 방향이 일정하게 유지되었다.

다공의 형태 및 구조 분석. 전기 방사법에 의해 제조된 나노섬유와 발포제 첨가에 따른 다공성 나노섬유의 구조를 광학현미경(Olympus, BX FM-32)과 주사전자 현미경(FEISA, FE-SEM, Sirion)을 사용하여 이들의 구조를 관찰하였다. 얻어진 이미지 사진으로부터 다공 크기 및 다공정도를 계산하였다. 발포제 첨가 유무와 발포 전, 후의 구조적 변화에 따른 나노섬유 지지체의 분해정도를 측정하기 위해 UV 장치(주은UV테크, JHCI541B)를 사용하였다.

세포 배양. 제조된 나노섬유 매트에 HDFs(human dermal fibroblasts)를 배양시켰으며, 배지는 10%의 fetal bovine serum (FBS)를 포함한 DMEM-HG를 이용하여 5% CO₂, 37 °C에서 배양하였다. 나노섬유 시편은 세포 부착을 높이기 위해, 3일 동안 배지에 담가두었다. 증식된 세포는 트립신으로 회수하여 시편 당 2×10⁴ cells의 농도로 나노섬유에 접종하였다. 배양 3일 후에 SEM을 통하여 세포의 부착 형태를 관찰하였다. 또한 발포된 PCL 나노섬유의 다공성 구조를 통한 세포의 증식정도를 순수 나노섬유 매트와 발포된 매트와 비교하였다.

결과 및 토론

발포제가 지지체의 구조에 미치는 영향. 전기방사법을 이용하여 제조된 나노섬유의 가장 큰 장점은 나노 크기의 직경을 갖기 때문에 기존 섬유에 비해 표면적이 큰 장점을 가지고 있어서 응용범위가 넓다.

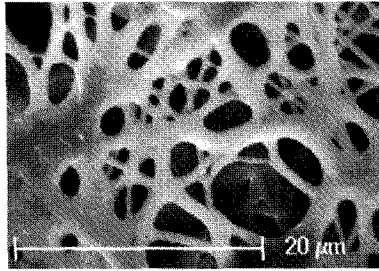


Figure 4. A PCL nanofiber mat after decomposition of a chemical blowing agent.

최근 이러한 나노섬유는 다공극률, 고표면적의 특성을 갖고, 세포의 증착, 성장, 증식에 도움을 줄수 있기 때문에 의료용의 임플란트 재료로서 각광받고 있다.

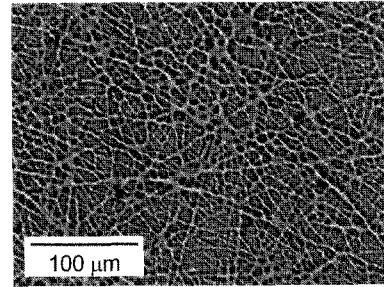
하지만 이러한 나노섬유는 그 제조 방법이 전기방사법을 통해 가능하고 이러한 제조공법을 사용할 때 고분자 자체의 분자 배향을 통한 강도향상을 얻기 어렵기 때문에 물리적인 특성이 낮고 매트 형태의 나노섬유 그물구조간의 기공의 크기가 매우 작아 세포 증식에 한계가 있다.

제조된 나노섬유의 평균 직경은 1 wt%의 발포제를 사용하였을 때 0.74 μm이며 발포제를 사용하지 않았을 때는 약 0.53 μm의 두께를 보였다. 이러한 차이는 발포제를 첨가함으로써 용액의 전기전도도(electrical conductivity)와 표면장력(surface tension)의 바뀜으로 인하여 생긴 차이로 예상된다. 1 wt%의 화학첨가제를 PCL 용액에 첨가함으로써 인해서 전기전도도는 48에서 180 μm/m로 바뀌었으며, 표면장력은 147에서 62 mN/m로 바뀜을 확인하였다.

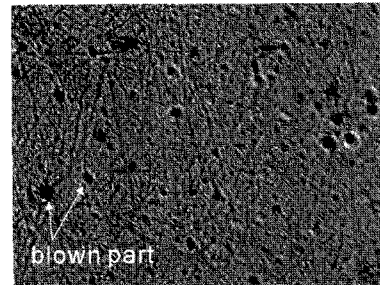
발포 전 나노섬유 구조는 나노섬유가 stack된 구조에서 발포중에 나노섬유의 용융으로 인하여 network구조로 변형되었음을 알 수 있었다. Figure 4는 그 변형된 구조를 보인 것이다. Figure 5는 발포제 유무에 따른 나노섬유 형태를 나타낸 것이다. 발포제가 없는 것과 발포제가 1 wt% 첨가된 나노섬유 웹을 100 °C, 5초 내로 발포하여 나노섬유의 구조 및 형태를 비교하였다.

일반적으로 다공의 크기와 다공성과 나노섬유 사이의 상호 연결성은 세포의 증식과 분해의 과정 시 영향을 줄 수 있는 중요한 요인으로 알려져 있다. Figure 5(b)는 나노섬유에 발포제를 첨가하여 발포한 매트로서 나노섬유만으로 구성된 Figure 5(a)의 매트보다 나노섬유 간에 발포된 기공이 생성되었고 기공의 크기 또한 기존의 매트보다 커져 조직공학용 다공성 지지체로서 적용이 더 원활해 보임을 알 수 있다. 그러나 전체적으로 고른 분포의 기공이 형성되지 않음을 볼 수 있다. 이러한 이유는 소량의 발포제를 투입하였기 때문에 전체적인 기공균일도가 낮아짐으로 예상되며, 또한 약 1 wt% 이상을 투입하였을 때 나노섬유 형성에 필요한 critical voltage가 약 0.7~0.9 kV/cm 이상 필요하게 되어(발포제가 투입되지 않았을 때 : 0.4~0.6 kV/cm), 방사공정의 안정성에도 많은 영향을 주었다.

전기 방사 시 용액의 농도는 섬유의 굵기를 결정하는 중요한 인자이다. 본 연구에서는 PCL 용액의 농도에 따른 점도변화를 측정하였다. 전단 변형률 속도가 100(1/s)인 경우 PCL 용액농도 8, 13, 20 wt%의 전단점도(cP)는 각각 175, 489, 1203의 값을 나타내며 농도증가에 따라 점도가 증가함을 보여주었다.

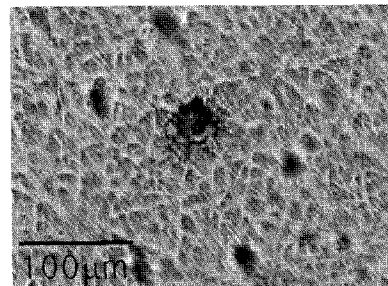


(a) No blowing agent

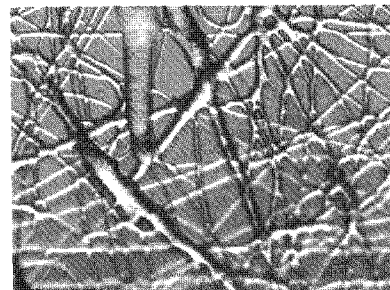


(b) BA 1 wt%

Figure 5. PCL nanofiber mats (a) with and (b) without blowing agent under a blowing condition, 100 °C and decomposition time of 2 s.



(a) Low viscosity



(b) High viscosity

Figure 6. Effect of the viscosity of PCL solution for structuring a foamed PCL nanofibers: (a) $\eta=175$ cP at $\dot{\gamma}=100$ (1/s) and (b) $\eta=489$ cP at $\dot{\gamma}=100$ (1/s).

Figure 6은 PCL용액의 농도, 8, 13 wt%에 대하여 전기 방사한 발포 나노섬유의 구조 및 형태를 나타내었다. PCL 용액의 농도가 8 wt% 정도로 낮을 때에는 섬유 형태와 발포제가 발포하여 기공이 생성된 형태가 혼재하는 양상을 보인다. 일반적으로 전기방사 시 용액

의 농도는 나노섬유의 직경에 영향을 미치는 중요한 요소로서 농도가 높을수록 굵은 직경의 섬유가 생성된다. 용액의 농도가 증가된 13 wt%의 경우 나노섬유 내에서 발포제가 발포되어 섬유가 부풀어 있는 형태를 보이고 있다. PCL 용액의 농도가 높을수록 섬유 내에 발포제가 포함되어 발포되므로 섬유간 기공의 형태는 존재하지 않고 존재하는 섬유 자체도 상호간 연결성이 미약한 상태이다. 결과적으로 나노섬유에 적절한 다공크기와 다공도를 얻기 위해서는 용액의 농도를 조절하여야 하고 용액의 농도가 증가할수록 발포 나노섬유 지지체의 형태를 얻기 어렵다는 결론을 얻을 수 있다. 본 연구에서는 PCL 용액이 8 wt%를 최적의 농도 조건으로 결정하였다.

Figure 7에 발포제 함량의 증가에 따른 다공의 생성, 크기, 구조 변화 및 형태를 사진으로 나타내었다. Figure 7(a)은 발포제를 첨가하지 않은 나노섬유로 구성된 지지체이며 (b)와 (c)는 각각 0.1, 0.5 wt%의 발포제가 첨가된 경우이다. (b)와(c)를 비교하여 보면 발포

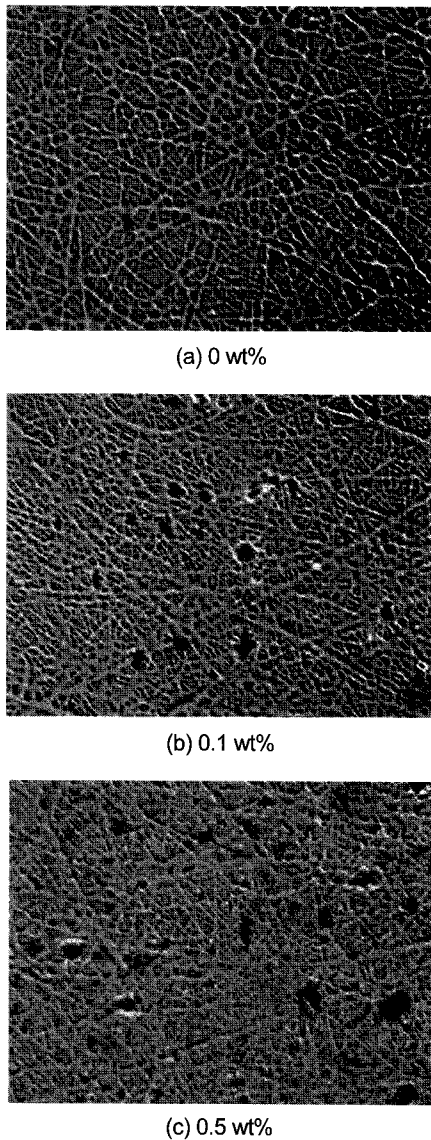


Figure 7. Effect of a chemical blowing agent content on the pore structure of PCL nanofiber mat.

제의 함량이 증가할수록 나노섬유 사이에 다공의 크기와 다공성이 증가함을 알 수 있다. 그러나, 발포제의 함량이 지나치게 많은 경우 오히려 발포제간의 응집으로 발포되지 않은 버블상태의 기공이 형성되었으며, 이들은 구조적으로 scaffold의 강도를 취약하게 하며, 지지체로의 적용시 조직세포의 성장을 방해하게 된다고 알려져 있다.¹¹

Figure 8은 발포제 함량에 따른 평균 다공크기와 발포에 의해서 증가된 다공도의 변화를 그래프로 나타내었다.

일반적으로 PCL의 분해거동은 약 6개월 이상이 되어야 분해가 되는 것으로 보고되고 있다. 본 연구에서는 좀 더 빠른 조건에서 PCL 나노섬유가 분해될 때 발포된 다공도가 어떤 영향을 미칠지에 대한 예상을 하고자 UV분해 시험을 시도하였다. 일반적으로 지지체의 적당한 분해거동은 조직 세포가 흡착하여 성장 및 분화하여 조직으로서의 기능을 발휘할 수 있도록 도움을 주기 때문에 지지체의 분해거동은 중요시되고 있다. Figure 9은 발포제 첨가 유무에 따른 자외선 노출 시의 PCL scaffold의 형태 및 구조 변화를 관찰하였다. Figure

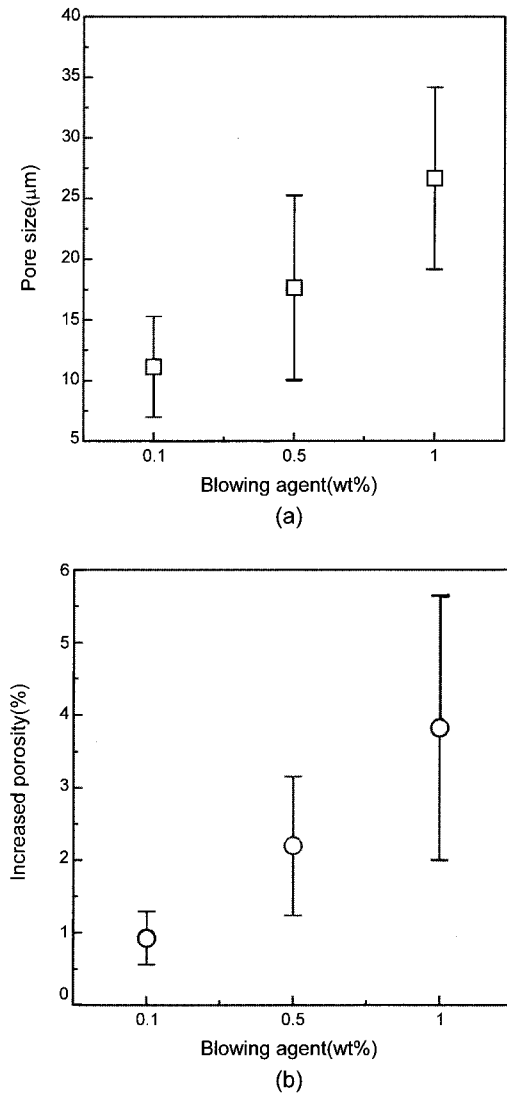
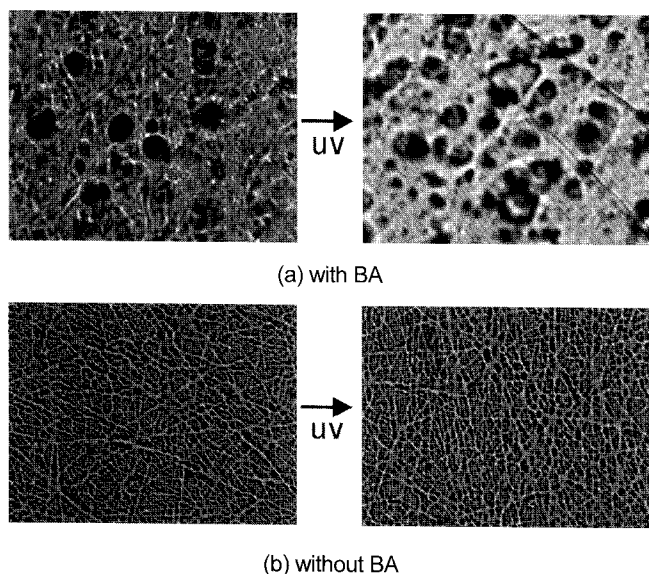


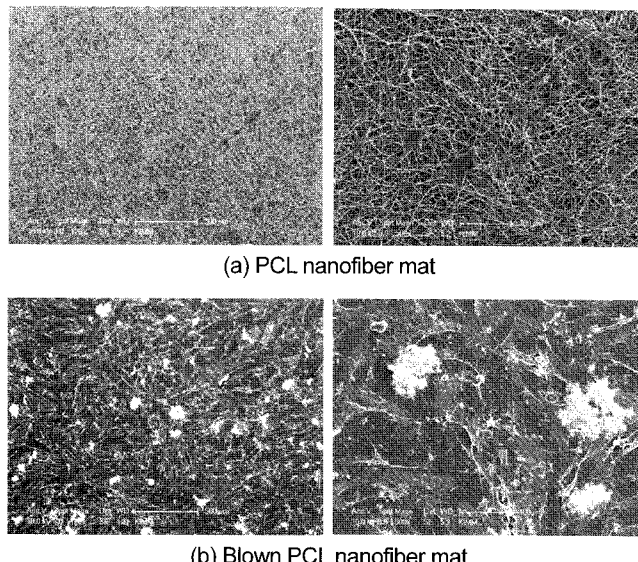
Figure 8. (a) Pore size and (b) porosity of PCL nanofiber mats fabricated by an electrospinning process supplemented with a blowing agent.



(a) with BA

(b) without BA

Figure 9. Pore-structure change under the UV exposure of PCL nanofiber mats: (a) with and (b) without a blowing agent.



(a) PCL nanofiber mat

(b) Blown PCL nanofiber mat

Figure 11. SEM images of PCL scaffolds made (a) with and (b) without a blowing agent.

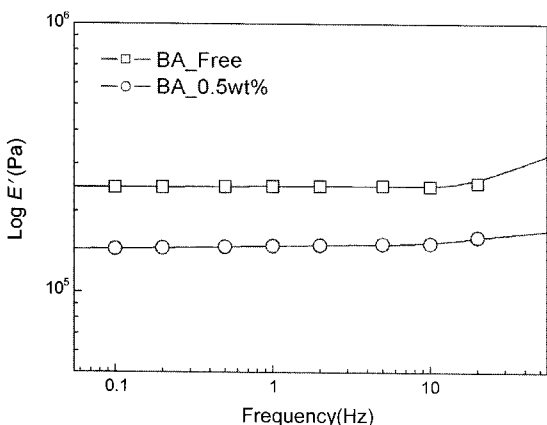


Figure 10. The result of dynamic mechanical analysis of a normal PCL and a blown PCL nanofiber mat.

9(a)의 발포제가 포함된 PCL scaffold는 비표면적과 생체내로의 이식 이후에 혈관의 형성 및 영양분, 성장인자, 호르몬 등의 물질 전달을 가능하게 하는 기공이 형성된 다공성 지지체의 형태로 자외선에 의한 분해반응 후 공극들 사이의 높은 상호 연결성을 가지는 구조로 변화한 반면, 발포제가 없는 나노섬유는 자외선 노출 전후의 변화가 거의 없었다. UV에 의해 생기는 분해거동은 정확한 분해 메커니즘에 대한 연구가 진행되어야 할 것으로 사료되지만, 본 연구에서 얻어진 결과는 발포된 나노섬유가 더 빠른 분해거동을 촉진하는 것으로 측정되었다. UV에 의한 분해거동에 대한 연구는 향후 연구 주제로 더 연구되어야 할 부분이다.

발포제 첨가에 따른 기계적 특성 변화. Figure 10은 발포제 함량에 따른 다공성 지지체의 동적 특성을 나타내었다. 동일 조건에서 발포제의 함량이 증가함에 따라 동적 탄성률이 감소함을 알 수 있었다. 이러한 현상은 고분자 지지체의 기계적 물성이 다공의 크기와 다공도 그리고 이들의 연결성에 의해 영향을 받기 때문으로 예상되어진다.

나노섬유 매트에서의 세포배양. Figure 11는 나노섬유 매트에 human dermal fibroblasts(HDFs)를 배양시키고, 이를 SEM을 통해 관찰한 것이다. Figure 11(b)는 나노섬유 매트에 발포제를 투입하여 발포한 나노섬유 매트 위에 동일한 세포를 배양하였을 때 얻어진 결과이다. 측정된 결과처럼, 세포의 부착 형태를 관찰한 결과, 발포하지 않은 군에서는 나노섬유의 형태에 따라 세포가 크게 퍼지지 않았으며, 발포한 군에서는 세포가 섬유 표면을 넓게 퍼져서 덮고 있었다. 그리고 pore 주위에서는 세포가 잘 퍼진 형태는 아니지만 pore 사이가 연결되도록 뻗어있었다. 그리고 발포하지 않은 군보다 발포한 군에서 더 많은 세포들이 부착되어 있음이 관찰되었는데 발포한 나노섬유가 발포하지 않은 나노섬유에 비해 세포의 부착에 더 효과적임을 확인하였다. 이러한 결과는 F. Ko의 결과와도 잘 맞는 결과이며, 그의 연구에 따르면 human dermal fibroblast는 두께 방향으로의 셀 침투가 약 10-15 μm 정도가 적당하며, vascular graft의 경우에는 20-60 μm, bone에 대해서는 75-150 μm이 요구된다고 하였다.¹² 일반적으로 세포의 부착과 증식은 지지체의 화학적, 물리적, 생물학적 표면 특성에 의해서 좌우된다고 할 수 있다. 본 연구에서는 기존의 나노섬유가 가지고 있는 높은 세포부착과 증식에 화학발포제를 통한 다양한 크기의 기공성과 더 높은 기공률을 줌으로써 나노섬유 지지체의 표면 특성을 다양화하는데 그 연구의 목적을 두었다. 이러한 특성들은 각각의 세포의 특성에 따라서 달라질 수 있지만 본 연구에서 사용한 human dermal fibroblast는 더 높은 기공크기와 기공률에 영향을 받는 것으로 사료된다. 향후 좀 더 다양한 세포에 대한 세포부착과 증식에 대한 연구를 진행할 예정이다.

결론

본 연구에서는 보조전극을 이용한 전기방사법과 화학발포제를 첨가하여 PCL 나노섬유 매트 제조하였으며, 제조된 나노섬유 매트를 적당한 발포온도 및 시간에서 발포하여 기존 나노섬유 매트보다 우수

한 기공구조를 갖은 나노섬유 매트 제조하였다. PCL용액의 농도가 8 wt%, 발포제의 함량 0.5 wt%, 발포온도 100 °C 및 발포시간 2-3초에서 적당한 다공크기와 균일성 및 다공의 연결성을 갖는 나노섬유 매트를 제조할 수 있었으며, 발포제의 함량이 증가할수록 다공크기와 다공도는 증가함을 알 수 있었다. 발포제가 1 wt% 이상 투입될 때 전기방사 안정성에 문제가 발생함을 알 수 있었다. 또한, 발포제를 첨가하여 얻어진 지지체에 human dermal fibroblast 세포를 배양하였고, 발포하지 않은 나노섬유 매트의 세포배양과 비교한 결과 발포 공정을 거친 나노섬유 매트에서 보다 많은 세포 부착 및 성장이 이루어졌다.

감사의 글: 이 논문은 2008년도 조선대학교 학술연구비의 지원을 받아 연구되었습니다.

참 고 문 헌

1. D. W. Huttmacher, *Biotechnology*, **12**, 689 (1994).
2. R. Langer and J. P. Vacanti, *Science*, **260**, 920 (1993).
3. L. G. Cima, J. P. Vacanti, D. Ingber, D. Mooney, and R. Langer, *Biomech. Eng.*, **113**, 143 (1991).
4. D. L. Wise, *Biopolymeric Controlled System*, CRS Press, Boca Raton, Vol **1**, Ch. 8 (1995).
5. T. G. Park and J. J. Yoon, *Polym. Sci. Technol.*, **10**, 722 (1999).
6. J. Doshi and D. H. Reneker, *J. Electrostatics*, **35**, 151 (1999).
7. X. Zong, K. Kim, D. Fang, S. Ran, B. S. Hsiao, and B. Chu, *Polymer*, **43**, 4403 (2002).
8. J. M. Deitzel, J. Kleinmeyer, D. Harris, and B. Tan, *Polymer*, **42**, 261 (2001).
9. H. Yoshimoto, Y. M. Shin, H. Terai, and J. P. Vacanti, *Biomaterials*, **24**, 2077 (2003).
10. K. F. Leong, C. M. Cheah, and C. K. Chua, *Biomaterials*, **24**, 2363 (2003).
11. H. Yoshimoto, Y. M. Shin, H. Terai, and J. P. Vacanti, *Biomaterials*, **24**, 2077 (2003).
12. W. J. Li, C. T. Laurencin, E. J. Caterson, R. S. Tuan, and F. K. Ko, *J. Biomed. Mater. Res.*, **60**, 613 (2002).