

나노섬유의 조직공학적 응용

김홍미 · 강인규

1. 서론

나노 기술은 원자나 분자들이 적층된 정도로 미세한 크기의 물질을 다루는 기술로 형태학적인 특성에 기인한 물리적 및 화학적인 장점을 활용한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 이렇게 입자나 섬유의 사이즈가 수십 나노에서 1 마이크로 수준으로 작거나 가늘어 지게 되면 새로운 성질을 발휘하게 된다.

이러한 고분자 나노섬유를 제조하는 방법에는 초연신법,¹ 주형 합성법,^{2,3} 상분리법,⁴ 자기조립법^{5,6} 및 전기방사법⁷ 등이 있다. 이 중에서 전기방사법은 간단하고, 공정비용이 저렴하며 또한 고분자뿐만 아니라 세라믹으로부터도 연속적인 나노섬유를 제조할 수 있기 때문에 가장 일반적으로 사용되는 제조방법이다. 전기방사의 또 다른 장점은 하나의 공정으로 부직포 형태를 얻을 수 있는 공정의 간편성이다. 즉 방사와 동시에 부직포 형태로 생산이 가능하며 또한 방사에 걸리는 시간이 매우 짧다. 방사에 사용되는 장비도 일반적인 방사설비에 비해 매우 간단한 장점이 있다. 또한 적은 양의 고분자를 이용해서 방사가 가능하다.

전기방사를 통해 제조된 섬유는 매우 가는 직경을 가진 섬유로 단위 질량당 표면적이 매우 크고 유연하며 섬유간 발생하는 미세공간이 많고 단위 면적당 존재하는 섬유의 수가 많아서 타 소재와의 혼화가 가능하며 외부의 응력에 대한 분산이 큰 특징을 가지고 있다. 이러한 향상된 물성들로 인해 많은 생체의료 분야 및 산업용 분야에서 고분자 나노섬유의 용도전개가 활발히 이루어지고 있다. 특히 생체의료 분야에 있어서 나노섬유의 용도전개는 여러 가지 장점을 가지고 있다. 가장 주목할 만한 특징으로는 나노섬유 집합체가 형태학적으로 세포 외기질(extracellular matrix, ECM)과 유사한 구조를 가진다는 것이다. 일례로 콜라겐은 나노미터 수준(50~100 nm)의 마이크로 피브릴로 이루어져 있는데, 위와 같은 나노섬유 제조 방법을 사용하면 조직세포들이 부착하여 성장 및 분화할 수 있는 생체의 3차원적인 ECM을 모방할 수 있는 지지체를 인공적으로 제조할 수 있을 것이다. **그림 1**은 조직공학용 지지체가 치료법으로 응용될 경우의 일반적인 개념을 나타내고 있다. 세포들은 정상적인 세포활동 시에 세포 자체의 크기보다 작은 직경의 섬유 주위에 구조체를 형성한다. 또한, 많은 연구 결과, 섬유 표면에서의 화학적인 반응과는 별도로 나노미터 수준의 섬유 표면에서는 세포의 흡착, 성장, 분화, 배열 및 배향 등의 세

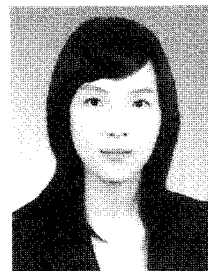
포활동이 활발히 이루어지는 것으로 알려져 있다.⁸⁻¹¹ 여기에서는 전기방사법을 이용한 고분자 나노섬유의 최근 연구 동향에 대하여 개괄적으로 설명하고, 특히 생체조직공학으로의 응용에 대해 서술하고자 한다.

2. 나노섬유의 제조 및 원리

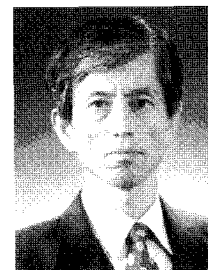
종래의 섬유제조방법을 이용할 경우 얻어지는 섬유의 직경은 대개 1 μm 이상이다. 그러나 전기방사법을 이용할 경우 수십에서 수백 nm의 직경을 갖는 섬유를 얻을 수 있다. **그림 2**는 (주)나노테크닉스에서 촬영한 머리카락과 나노섬유의 크기를 직접 비교한 주사형전자현미경 사진이다.

2.1 전기방사의 원리

전기방사기는 크게 세부분으로 구성되어 있다. 즉 용액을 밀어내는 토출부, 전압을 걸어주는 고전압부, 그리고 나노섬유를 적층시키는 collector로 구성된다. **그림 3**은 실험실 수준의 간단한 전기방사 구성



김홍미
2006 영남대학교 섬유공학과(학사)
2006~ 경북대학교 고분자공학과(석사과정)
현재



강인규
1980 경북대학교 고분자공학과(학사)
1982 경북대학교 고분자공학과(석사)
1987 Kyoto대학 고분자화학(박사)
1988~ 경북대학교 고분자공학과 교수
현재
2004~ 나노부품실용화센터 나노섬유실장
현재

Tissue Engineering Application of Nanofibers

경북대학교 고분자공학과(Hong Mi Kim and Inn Kyu Kang, Department Polymer Science, Kyungpook National University, 1370 Sankyuk-dong, Buk-gu, Daegu 702-701, Korea) e-mail: ikkang@knu.ac.kr

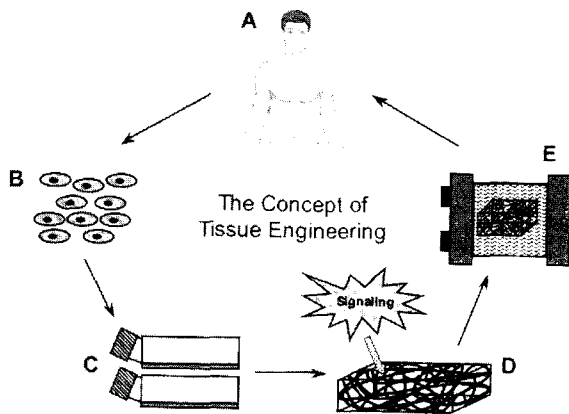


그림 1. The general concept of tissue engineering. (A) Human tissue or cell donors and recipients, (B) Harvested and isolated cells, (C) Cells expanded in tissue cultures, (D) Cells cultured in tissue engineered scaffolds and induced by biochemical and mechanical signals, and (E) Cellular constructs maintained in bioreactors.

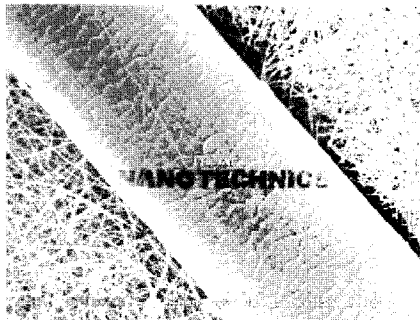


그림 2. SEM images of human hair and nanofiber.

도를 나타내고 있다. 고분자를 용매에 완전히 녹인 후 일정 속도로 실린지를 통해 밀어내게 되면 바늘 끝에 액적이 생기게 되며, 이 액적은 일정한 표면장력을 가지고 매달려 있게 된다. 이때 고전압을 걸어 주면 액적 중에 양전하 밀도가 높아지게 되며 전하반발이 생긴다. 이들 반발에 의해 jet이 생기어 ground 상태인 collector 쪽으로 이동하게 되는데 collector에 가까워지면서 jet은 단계적으로 분리되어 최종적으로 나노 크기의 섬유들이 적층되어 부직포를 형성한다.

전기방사 공정에 영향을 미치는 여러 가지 요인과 공정변수가 존재한다. 물질 상수로는 고분자의 분자량과 분자량 분포 및 화학적 조성이 있고 고분자의 용액 변수로는 점도와 표면장력, 유전상수, 전기전도도 및 상사되는 jet의 전하밀도가 있다. 공정변수에는 전압, 고분자 유체의 토출속도, 분출구와 collector 사이의 거리 및 collector의 거동 등이 있으며 환경적 영향으로는 습도와 온도 및 공기의 흐름이 변수로 작용한다. 고분자 용액의 농도는 분자사슬의 엉킴이 발생할 만큼 어느 정도 높아야 하나 전기장에 의해 유도되는 고분자 용액의 흐름을 방해할 만큼 점도가 너무 높아서는 안된다. 용액은 또한 적절한 표면장력과 전하밀도를 가지고 있어야 하며 jet이 발생하기 전에 용매의 휘발에 의해 액적이 파괴되지 않을 정도의 적정 점도를 가지고 있어야 한다. 방사구와 collector 사이의 거리를 증가시키거나 전기장의 세기를 감소시키는 것은 고분자 용액의 농도와는 무관하게 섬유상에 발생하는 비드를 감소시키는 작용을 한다. 또한 나노섬유의 단면은 원형으로 만드는 것이 일반적이지만 가지가 달리거나

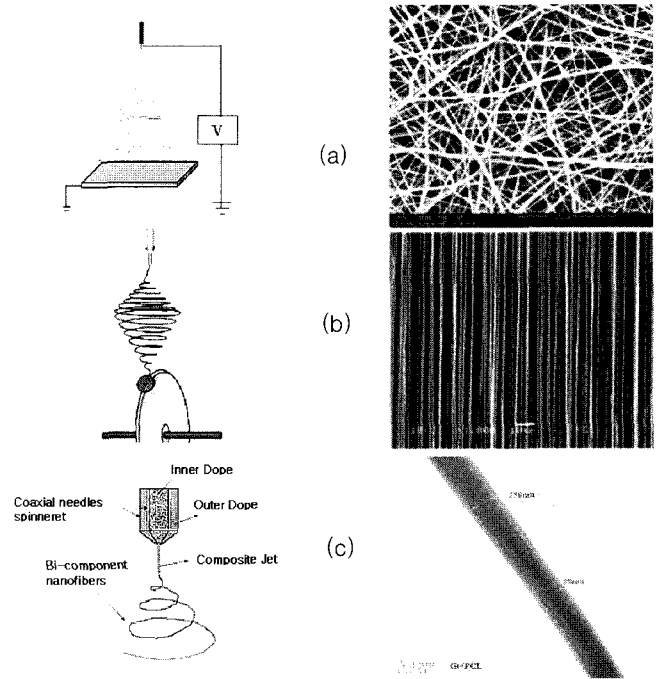


그림 3. Schematics of electrospinning. (a) Nanofibers on static collector produced randomly oriented nanofibers, (b) Aligned nanofibers on a rotating disk collector produced aligned nanofibers, and (c) Core-shell nanofibers collecting by co-axial electrospinning.

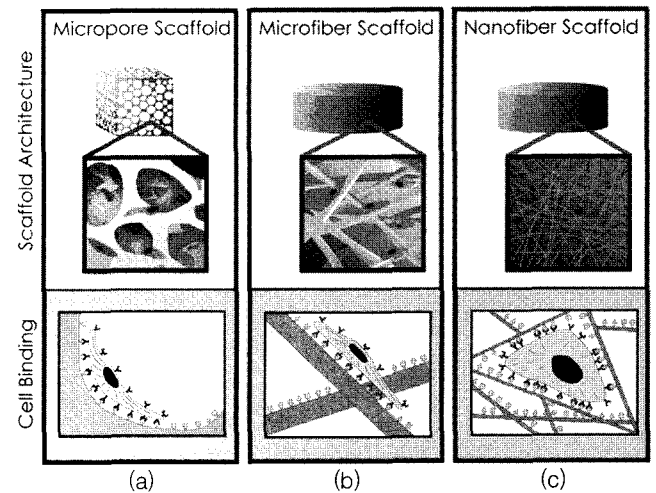


그림 4. Scaffold architecture affects cell binding and spreading. (a and b) Cells binding to scaffolds with microscale architectures flatten and spread as if cultured on flat surfaces. (c) Scaffolds with nanoscale architectures have larger surface areas to adsorb proteins, presenting many more binding sites to cell membrane receptors. The adsorbed proteins may also change conformation, exposing additional cryptic binding sites.

편평한 리본형태 또는 다른 여러 가지 단면형태로도 만들 수 있다.

3. 나노섬유 지지체

조직공학용 지지체는 생체조직의 결합부위에 삽입되어 새로운 조직이 재생될 때까지 세포를 지지하는 역할을 하면서 서서히 분해되어

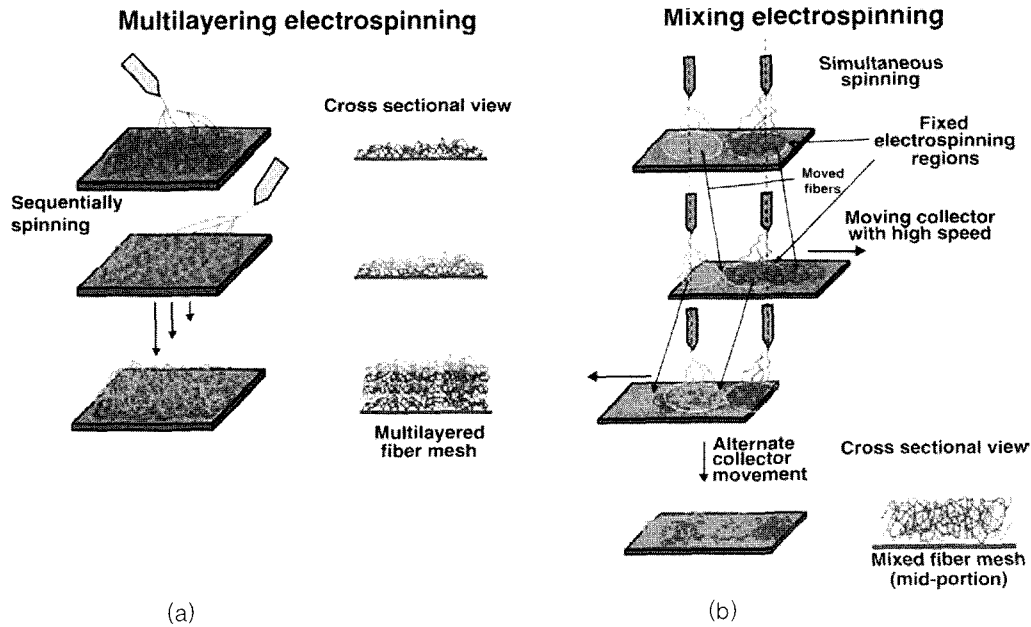


그림 5. Schematic diagram of (a) multilayer electrospinning and (b) mixing electrospinning.

새로 형성되는 조직으로 교체된다. 따라서 지지체는 생리활성물질의 투과와 세포조직의 성장을 위해 적합한 3차원적 구조와 분해 특성을 가져야 한다. 나노구조물 중에서 나노섬유의 연속적 나노구조는 마이크로섬유 지지체보다 조직공학용 지지체로서의 이용에 적합하다 (그림 4).¹²

나노섬유는 연속적인 섬유상과 높은 다공성과 다양한 기공 크기, 큰 비표면적을 가지면서 가장 큰 특징인 천연의 ECM과 유사한 형태를 가지고 있다. 이러한 특성들이 합쳐져서 나노섬유는 조직공학용 지지체로서 많이 응용되고 있다. 그림 5는 생체와 유사한 나노섬유 지지체를 만들기 위해 다양한 고분자를 이용하여 복합 나노섬유를 만드는 방법을 나타내고 있다.¹³

3.1 조직공학용 지지체

3.1.1 피부

피부는 인체 표면 전체를 덮고 있는 가장 큰 장기로서 주역할은 체액의 유실을 막아주고 또한 외부로부터 유해물질과 미생물의 유입을 막고, 물리적 자극, 방사선과 자외선 등으로부터 우리 몸을 보호하는 기능을 수행하고 있다. 이러한 피부가 심한 화상, 외상, 상피암 절제 및 피부 질환 등으로 손상되었을 때 피부 조직을 재생시키기 위한 피부이식 기술이 발달되었다. 피부조직 재생에 있어서 나노섬유 집합체를 적용하기 위해 다양한 종류의 고분자를 이용하여 전기방사된 섬유들이 연구되어 왔다. Noh 등은 창상피복과 조직공학을 위한 지지체로 응용력을 가지는 키틴 나노섬유 매트릭스를 전기방사법으로 제조한 후 type 1 collagen으로 코팅하였다.¹⁴ 키틴나노섬유는 키틴마이크로 나노섬유보다 세포의 집착과 성장능력이 향상되고 이것은 키틴나노섬유의 높은 비표면적이 세포의 집착을 용이하게 하기 때문이다. Type 1 collagen이 코팅된 키틴 나노섬유가 세포의 부착, 성장, 증식에 효과적인 것으로 나타났다(그림 6).

Park 등은¹⁵ 피부 재생을 위해 키틴/silk fibroin 혼합 나노섬유 지지체를 제조하였다. 이렇게 제조된 나노섬유 집합체에 사람의 각화세포와 골아세포를 배양하였는데 키틴 단독인 지지체에 적용한 것에 비

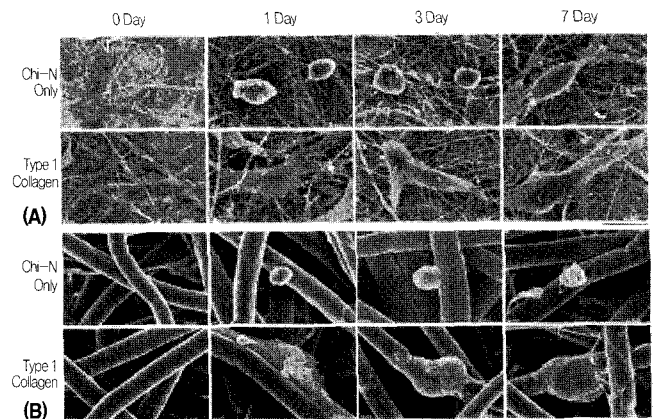
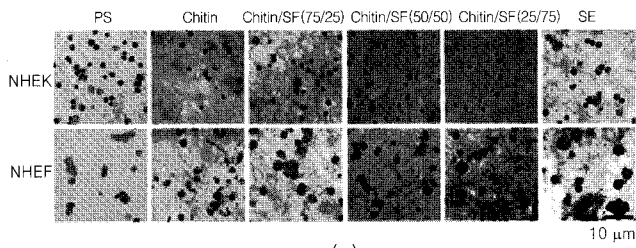


그림 6. SEM of the interaction between NHGF and chitin nano-fibers (A) or microfibers (B) structures coated with type 1 collagen after 0, 1, 3 and 7 days of culture. Chi-N only, uncoated chitin nano-fibers; Type 1 collagen-coated chitin nanofibers (A); Chi-M only, uncoated chitin microfibers; Type 1 collagen, type 1 collagen-coated chitin microfibers (B). Bar, 20 μ m.

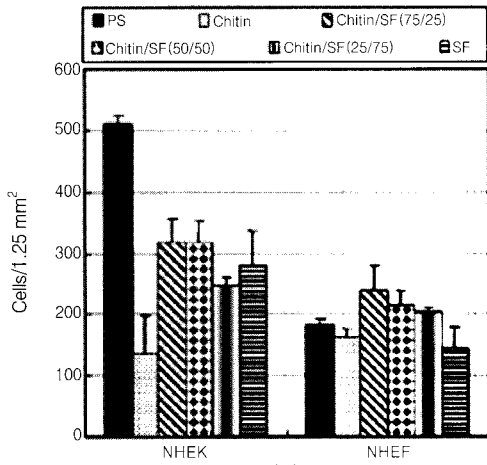
해 세포의 점착 및 증식이 훨씬 효과적인 것으로 나타났다(그림 7).

3.1.2 혈관

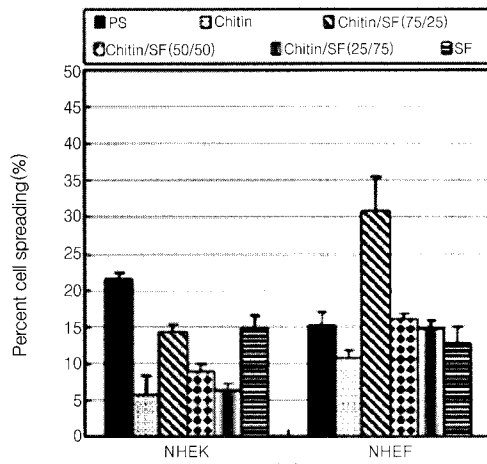
혈관 이식은 인체 안에서 작용하는 부위에 따라 생체적합성이 뛰어나야 하며 반복적인 팽창과 압축을 견딜 수 있는 기계적인 탄성과 내구성과 같은 몇 가지 특징적인 요구사항을 만족시켜야 한다. 이와 같이 다양한 생리학적, 역학적, 화학적 기능을 갖는 혈관이 정상적인 기능을 하지 못할 때 인공 혈관으로 대체되고 있다. 전기방사를 통한 나노섬유로 혈관의 성분과 구조 및 기계적인 특성을 유사하게 모방할 수 있다. 혈관과 같은 형태와 기계적인 특성을 가지는 지지체를 만들기 위하여 Stitzel 등은 Type 1의 콜라겐(45%)과 엘라스틴(15%) 그리고 PLGA(40%, 50 : 50 wt/wt, M_w : 110,000)의 혼합물을 전기방사하여 인공혈관용 지지체를 제조하였다.¹⁶ 이렇게 제조된 나노섬유 지지체는 1주일 동안 근육세포와 내피세포에 적용 시 83~72%



(a)



(b)



(c)

그림 7. (a) Photographs and (b) the numbers of NHEK and NHEF adhered to chitin/SF blend nanofibers matrices. (c) Percentage of cell spreading for NHEK and NHEF plated onto chitin/SF blend nanofibrous matrices. Data are expressed as mean \pm S.E. (n=4).

의 높은 세포 생존율을 나타내었다(그림 8).

Xu 등은¹⁷ 전기방사를 이용하여 배향된 생분해성 poly(L-lactide-co-ε-caprolactone) [P(LLA-CL)] (75 : 25) 나노섬유 지지체를 제조하였고 얻어진 섬유의 직경은 500 nm이었다. P(LLA-CL) 나노섬유 지지체에 평활근세포를 배양하였을 경우 세포의 성장방향이 섬유 배향방향을 따르는 것을 세포 형태학적 부착 성장 연구로 확인할 수 있다(그림 9). 그 결과 이러한 배향된 나노섬유 지지체는 3차원적 판모양의 지지체 개발에 많이 응용된다.

3.1.3 뼈

뼈의 조직공학 기술의 궁극적인 목표는 골형성과 회복을 촉진할 수

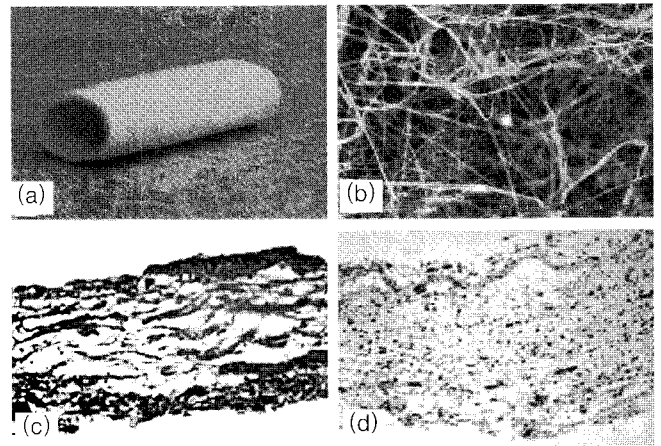


그림 8. Characterization of the electrospun scaffold. (a) Electrospun nanofiber scaffold before crosslinking: collagen, elastin, and PLGA composite. (b) SEM image of electrospun nanofiber scaffold after crosslinking at 1800X magnification. (c) Immunohistochemical analyses using antibodies specific to collagen type I in the scaffold. (d) The electrospun scaffold with 15% elastin demonstrated a uniform elastin matrix throughout the vascular scaffold wall.

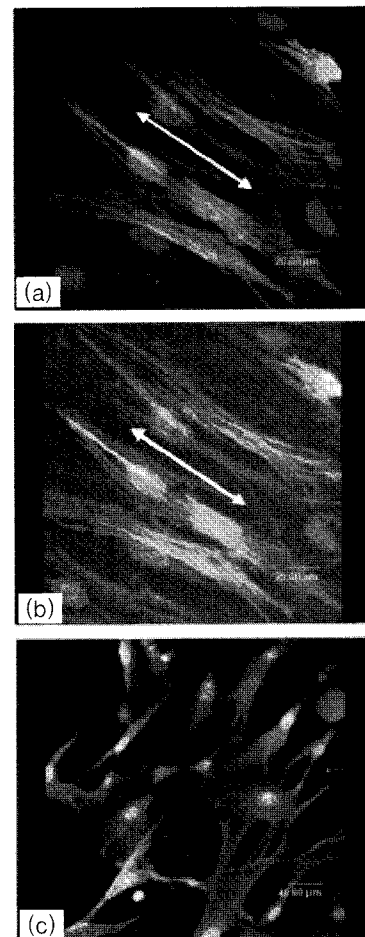


그림 9. LSCM micrographs of immunostained α -actin filaments in SMCs after 1 day of culture; (a) on aligned nanofibers scaffold, (b) on aligned nanofibrous scaffold, overlay image on the aligned fiber, and (c) on TCPS.

있는 인체의 재생 메커니즘을 증가시키거나 가능한 생체내 뼈에 가까운 뼈조직을 개발하는 것이다. 지난 수십 년간 질병이나 외상에 의

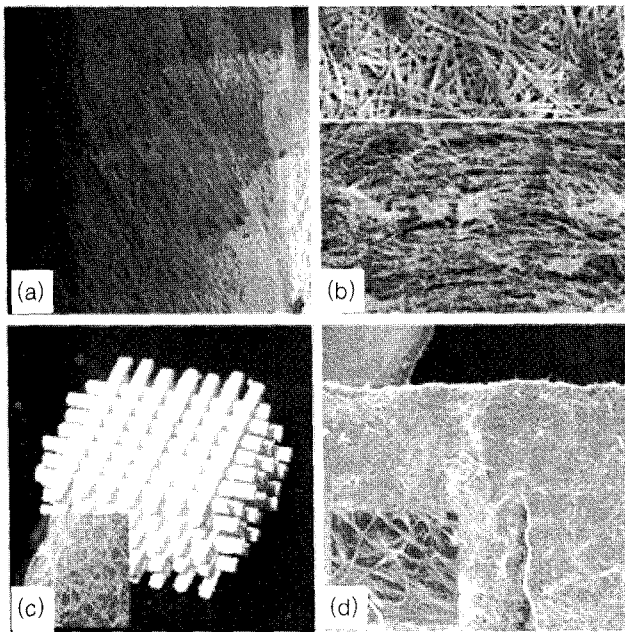


그림 10. 3D structured matrices of the electrospun glass nanofibers for tissue regeneration. (a) Filament: electrospun nanofibers were aligned and bundled into a microfilament. (b) Membrane: electrospun sheets were stacked and pressed gently (surface (upper) and cross-section view (lower)). (c) 3D macroporous scaffold: ready-made filaments were architected using a negative-mold technique and then heat-treated; enlarged in inset. (d) Polymer-filled nanocomposite: heat-treated fibrous mesh was filled with biodegradable polymer PLA; enlarged in inset.

한 뼈의 손상에 자가이식이나 동종이식법이 사용되었다. 그러나 이와 같은 뼈 이식에는 한계가 있기 때문에 이를 대체하기 위하여 생체활성 물질 예를 들면, hydroxyapatite (HA) 나 tricalcium phosphate (TCP) 및 유리/유리 세라믹 등이 뼈의 대체품으로 치과용이나 정형용으로 사용되었다. 이러한 재료들에는 생체활성과 조직 적합성, 기계적 강도가 요구된다. 최근에는 이러한 요구조건을 충족시키기 위해 다양한 나노섬유 지지체가 뼈 조직공학용으로 개발되었다. Kim 등은¹⁸ 최근에 전기방사법을 사용하여 bioglass 나노섬유(BGNF)를 제조하였다(그림 10). BGNF의 생체활성도는 인공체액 하에서 뼈를 구성하는 무기물을 섬유 표면에 빠른 속도로 고착시키는 것으로 확인하였다. 골수에서 얻어진 기질세포는 BGNF 매쉬에 부착되고 증식되었는데 골 발생원이 될 수 있는 골 아세포로 전이되었다.

또 다른 뼈 지지체는 HA 나노입자를 포함한 젤라틴 용액의 전기방사를 통하여 제조되었다(그림 11). HA 나노입자-젤라틴 졸은 유기용매에서 냉동건조와 용해과정을 통해 만들어지고, 이 졸을 전기방사하여 100 nm 이상의 직경을 가지는 연속적인 나노섬유를 제조할 수 있다. HA 나노입자는 젤라틴 매트릭스 내에 균일하게 분포된다. 이 복합체 매트릭스는 인회석과 같은 뼈를 구성하는 물질을 형성하는 데 우수한 성능을 발휘한다. 골 아세포의 성장은 또한 매트릭스 상에서 활발히 일어나고 특히 세포에서의 알칼리 포스페이트에 대한 활성도는 젤라틴만 있는 지지체에 비해 현저히 높게 나타났다.¹⁹

3.1.4 연골

관절 연골에는 특이하게 혈관, 신경 및 임파조직이 없다. 따라서 손상을 받은 후 염증 반응이 일어나지 않으며 손상을 회복하기 위한

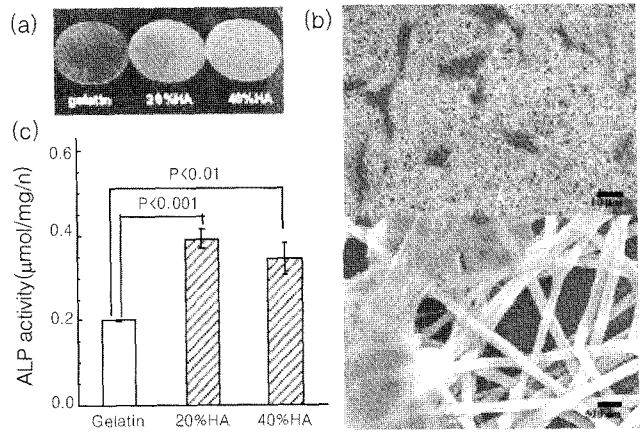


그림 11. Osteoblastic cellular responses to the gelatin-HA nano-composite electrospun nanofibers: (a) samples electrospun on a glass coverslip; (b) electron micrograph of the MG63 cells grown on 20% HA nanofiber after 3 days of culturing (at low (upper) and high resolution (lower)); (c) ALP activity of the cells after 7 days of culturing. Data on pure gelatin fiber are included for comparison. The cell-seeding density was $1 \times 10^4 \text{ mL}^{-1}$, the data are represented as mean ± 1 std for $n=5$, and the data comparison was carried out using ANOVA one-way analysis.

세포의 보충이 어렵게 된다. 그러므로 손상된 관절연골은 스스로 회복 및 재생이 매우 제한될 수 밖에 없다. 많은 연구자들은 연골세포나 성체 줄기세포를 *in vitro*에서 적절한 지지체를 사용하여 배양하여 유리질과 같은 관절연골 조직을 만드는 방법을 찾으려고 노력하였다. 지지체의 주요한 기능은 목표 세포를 손상된 연골 위치로 이동시키고 생리학적인 작용에 의해 기계적으로 세포를 지탱해 주는 역할이다. 이렇게 이식될 경우 이상적인 지지체는 이식된 세포에 의해 ECM이 생성되는 것을 촉진시켜 준다. 최근에 전기방사법에 의해 제조된 나노섬유 구조를 가지는 고분자 지지체는 조직공학에 있어서 많은 주목을 받고 있다. 다양한 소재로 전기방사된 나노섬유 고분자 지지체는 조직공학으로 인공연골을 만드는데 적용되고 있다.

Bhattarai 등은²⁰ 키토산과 PEO 및 Triton X-100 용액을 전기방사하여 제조된 키토산 나노섬유 집합체를 제조하였다. 섬유 매트릭스의 구성비는 키토산/PEO가 90/10일 경우에 물에서의 구조적인 안정성이 가장 뛰어나고 SEM 사진 분석으로 세포 형태를 확인한 결과, 연골세포의 부착을 잘 촉진시키는 것으로 나타났다(그림 12). PLGA 나노섬유 지지체 또한 연골의 재생을 목적으로 사용되었다. 돼지의 관절 연골세포를 나노섬유로 만들어진 PLGA 지지체에 이식한 결과, 세포의 증식과 ECM의 분비가 우수하게 나타났다. 비연속적인 수압을 연골세포가 이식된 나노섬유 지지체에 가해주는 것은 세포의 증식과 ECM의 생성에 많은 도움을 주는 것으로 나타났다.

4. 창상피복재

창상피복재는 상처치유를 하는데 이상적인 환경을 제공하는 것이다. 이를 위해서는 감염을 막고 상처에서 발생하는 삼출물을 제거하며 공기투과도가 높아야 한다. 이러한 면에서 전기방사된 나노섬유 막은 창상피복재에 적합하다고 볼 수 있다. Kang 등은 생분해성 폴리에스테르에 콜라겐을 30% 넣어 복합 방사한 PHBV/collagen

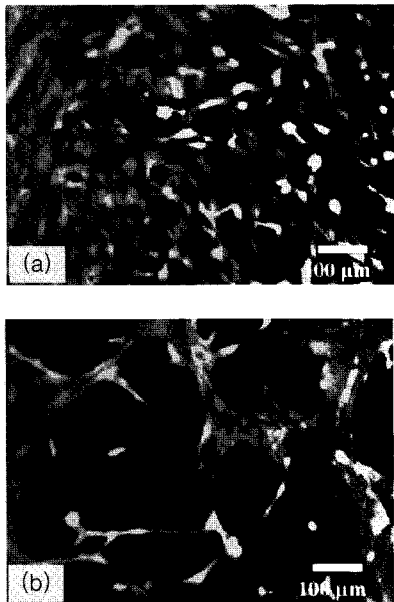


그림 12. Live (stained green) and dead (stained red) staining of chondrocytes cultured for 1 day on (a) nanofibrous membrane of chitosan/PEO(90/10) and (b) solvent-cast film of chitosan/PEO (90/10).

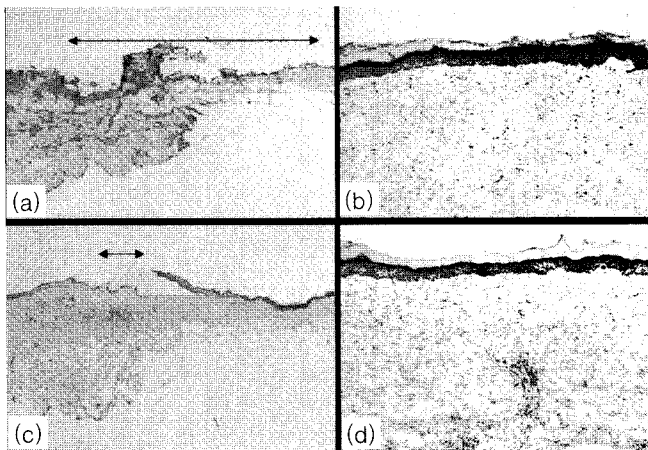


그림 13. Representative photographs of wound healing of rat skin; Control group at 8 day (a) and at 12 day (b), PHBV/collagen nanofiber group at 8 day (c), and at 12 day (d).

나노섬유 슈트를 연구하였다.²¹ 이들 슈트는 시간이 지나면 생분해되고 콜라겐을 함유하고 있어 조직세포들이 잘 부착되도록 설계되어져 있다. 따라서 화상이나 상처에 적용하기 위해 개발된 것이다. 이 섬유의 효과는 *in vitro*에서 쥐에 대한 상처치유 정도를 근거로 평가하였다. 그 결과 PHBV/collagen 나노섬유에서 상처치유가 효과적인 것으로 나타났다(그림 13).

5. 약물전달시스템

약물전달을 시간에 따라 조절할 수 있다면 약물의 효과를 지속적으로 유지하고 치료기간을 길게 하면서 치료효과를 높이고 아울러

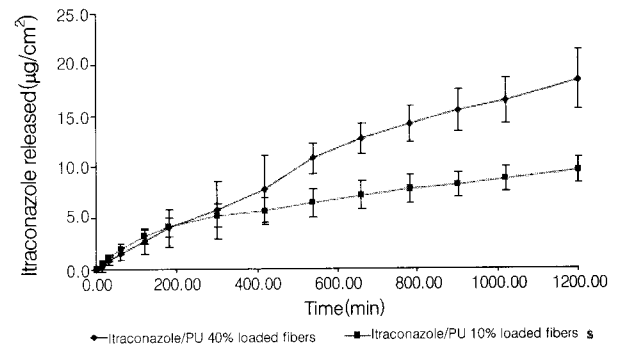


그림 14. In vitro drug release of itraconazole/PU 10% and 40% w/w electrostatic spun fabrics. Polymer films were measured in 10 mL of a 20% HP- β -CD aqueous solution pH 4 at room temperature. Stirring was performed with a magnetic stirrer at 300 rpm. The error bars represent the standard deviation based on triplicate analysis.

약물이 한꺼번에 대량으로 방출되는 것을 막아서 안전성을 높일 수 있다. 이와 같이 DDS는 약물이 필요한 부위에 일정한 양으로 방출되는 것으로 정의된다. 약물전달시스템에 사용되는 고분자 물질은 생분해성 물질과 비생분해성 물질 모두 사용이 가능하나 생체적합성을 가져 부작용이 없어야 한다. 최근에 전기방사된 나노섬유 집합체를 DDS에 적용한 사례가 보고되었다.²² 생분해성 고분자로 제조된 나노섬유를 사용한 DDS의 주요 기능은 넓은 표면적을 이용하여 물리적인 보호벽 역할뿐 아니라 동시에 효율적인 약물전달 기능까지 수행하는 것이다. Verreck 등은²³ 또한 약물이 부가된 비생분해성 PU 나노섬유를 상처 치유에 적용하였다. 물에 거의 녹지 않고, 비결정성인 약물인 itraconazole과 ketanserin을 사용하여 DMF(dimethylformamide) 또는 DMA(dimethylacetamide) 용매에 약물과 고분자를 용해시켜서 전기방사를 실시하였다. 약물의 방출속도와 거동은 60일간 관찰되었으며 나노섬유의 형태와 약물의 농도(10~40%)에 밀접한 관계가 있는 것으로 나타났다. 10%의 약물이 첨가된 섬유의 직경은 약 2 μ m인데 비해 40%의 약물이 첨가된 섬유의 직경은 약 300~700 nm였다. 약물의 농도가 작은 경우 itraconazole은 시간의 제곱에 직선적인 함수 형태로 방출되는 경향을 나타낸다(그림 14).

약물전달체로서 상용되는 전기방사로 만들어진 나노섬유 지지체는 치료의 용도로 DNA 전달에 이용되기도 한다. Luu 등은²⁴ PLGA, PLLA-PEG 블록공중합체와 pCMV β 플라스미드 유전자를 혼합하여 전기방사를 실시하여 DNA 전달 지지체를 만들었다. 지지체로부터의 플라스미드 DNA의 방출거동은 20일간 관찰되었으며 초기 2 시간까지 가장 많이 방출되었다(그림 15). 플라스미드 DNA의 경우와 같이 나노섬유 지지체에서 방출된 DNA는 손상이 없으므로 세포의 유전자 형질전환을 막을 수 있으며 나아가 단백질의 β -galactosidase를 인코딩하는데 이용할 수 있다.

6. 결론

지난 십여년간 전기방사 기술을 이용하여 제조되어진 나노섬유는 생의학 응용분야에서 그 영역을 많이 넓혀 왔다. 그 응용분야는 여러 종류의 조직세포를 배양하기 위한 조직공학용 지지체를 비롯하여 창상피복재, 혈관, 생체 이식물, 약물 전달체 뿐만 아니라 바이오 센

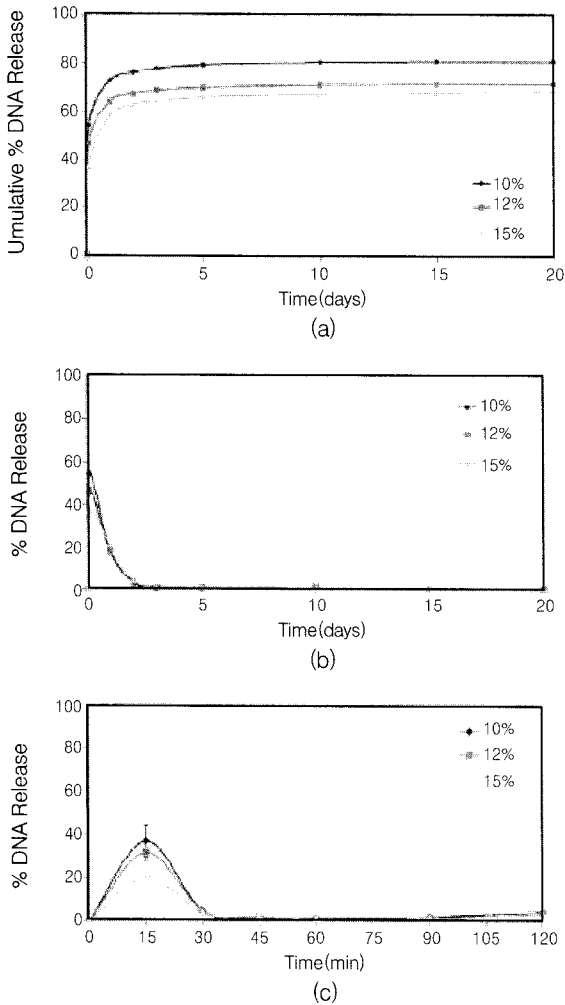


그림 15. DNA release from electrospun scaffolds. Values are mean \pm S.D. ($n=4$). (a) Cumulative release of DNA over the 20-day study period. Total DNA released corresponded to 2 mg from each 1.531 cm section of scaffold. (b) DNA release kinetics are affected by changes in scaffold morphology, which affected by block copolymer content. (c) Further characterization of the initial burst release of DNA within the first 2 h of incubation.

서, 효소, 촉매 등에 이르기 까지 널리 적용되고 있다. 나노섬유 웹의 가장 매력적인 점은 천연 피브릴 구조와 유사한 3차원적인 생체 모방 구조를 구현할 수 있다는 점이다. 따라서 이러한 장점들을 이용하여 생체조직공학용 지지체를 연구·개발하는데 있어서 나노섬유지지체에 조직세포를 이식 및 분화시키는 연구가 활발히 진행되고 있다. 향후 고분자 나노섬유의 더욱 넓은 용도 전개를 위해서는 나노섬유 소재의 다양화, 복합화, 섬유 표면의 고기능화 등이 중하다고 할 수 있다. 전기방사에 의해 제조되어지는 나노섬유는 바이오(BT) 및 정보(IT) 기술과 만나 새로운 융합기술로 발전함으로써 미래 과학을 선도하게 될 것이다.

1. T. Ondarcuchu and C. Joachim, *Europhys. Lett.*, **42**, 215 (1998).
2. L. Feng, S. Li, J. Zhai, Y. Song, and L. Jiang, *Angew. Chem. Int. Ed.*, **41**, 1221 (2002).
3. C. R. Martin, *Chem. Mater.*, **8**, 1739 (1996).
4. P. X. Ma and R. Zhang, *J. Biomed. Mater. Res.*, **46**, 60 (1999).
5. G. J. Liu, J. F. Ding, L. J. Guo, B. P. Dymov, and J. T. Gleeson, *Chem. A Eur. J.*, **5**, 2740 (1999).
6. G. M. Whitesides and B. Grzybowski, *Science*, **295**, 2418 (2002).
7. D. H. Reneker and I. Chun, *Nanotech.*, **7**, 216 (1996).
8. R. G. Flemming, C. J. Murphy, G. A. Abrams, S. L. Goodman, and P. F. Nealey, *Biomaterials*, **20**, 573 (1999).
9. T. A. Desai, *Med. Eng. & Phys.*, **22**, 595 (2000).
10. A. Curtis and C. Wilkinson, *Trends Biotech.*, **19**, 197 (2001).
11. H. G. Craighead, C. D. James, and A. M. P. Turner, *Curr. Opin. Solid State Mater. Sci.*, **5**, 177 (2001).
12. M. M. Stevens, *et al.*, *Science*, **310**, 1135 (2005).
13. D. Liang, B. S. Hsiao, and B. Chu, *Adv. Drug Deliver. Rev.*, **59**, 1392 (2007).
14. H. K. Noh, S. W. Lee, J. M. Kim, J. E. Oh, K. H. Kim, C. P. Chung, S. C. Choi, W. H. Park, and B. M. Min, *Biomaterials*, **27**, 3934 (2006).
15. K. E. Park, S. Y. Jung, S. J. Lee, B. M. Min, and W. H. Park, *J. Biological Macromolecules*, **38**, 165 (2006).
16. J. Stitzel, J. Liu, S. J. Lee, M. Komira, J. Berry, S. Soker, G. Lim, M. V. Dyke, R. Czerw, J. J. Yoo, and A. Atala, *Biomaterials*, **27**, 1088 (2006).
17. C. Y. Xu, R. Lnai, M. Kotaki, and S. Pamakrishna, *Biomaterials*, **25**, 877 (2004).
18. H. W. Kim, H. E. Kim, and J. C. Knowles, *Adv. Funct. Mater.*, **16**, 152 (2006).
19. H. W. Kim, J. H. Song, and H. E. Kim, *Adv. Funct. Mater.*, **15**, 1988 (2005).
20. N. Bhattarai, D. Edmondson, O. Veisseh, F. A. Matssen, and M. Zhang, *Biomaterials*, **26**, 6176 (2005).
21. W. Meng, S. Y. Kim, J. Yuan, J. C. Kim, O. H. Kwon, N. Kawazoe, G. Chen, Y. Ito, and I.-K. Kang, *J. Biomater. Sci. Polym. Edn.*, **18**, 81 (2007).
22. E. R. Kenawy, G. L. Bowlin, and K. Mansfield, *J. Control. Release*, **81**, 57 (2002).
23. G. Verreck, I. Chun, J. Rosenblatt, J. Peeters, A. V. Dijck, J. Mensch, M. Noppe, and M. E. Brewster, *J. Control. Release*, **92**, 349 (2003).
24. Y. K. Luu, K. Kim, B. S. Hsiao, B. Chu, and M. Hadjiargyrou, *J. Control. Release*, **89**, 341 (2003).