

조직공학용 3차원 나노섬유 지지체의 제조 및 생물학적 특성 평가

박영환

서울대학교 바이오시스템·소재학부

Preparation and Biological Properties of Three-dimensional Nanofibrous Scaffold for Tissue Engineering

Young Hwan Park

Department of Biosystems and Biomaterials Science and Engineering,
Seoul National University, Seoul, Korea

1. 서론

전기방사에 의해 제조된 나노섬유 집합체는 구조적으로 세포외 기질(extracellular matrix)와 유사하고 큰 표면적을 제공할 수 있기 때문에 조직공학용 지지체(scaffold)로의 응용 가능성이 큰 소재이다. 그러나 대부분의 경우 2차원 부직포 형태로 제조되는 나노섬유 집합체는 섬유 사이의 공극의 크기가 매우 작고 입체적인 형태로 제조할 수 없기 때문에 3차원적인 조직을 배양하는 데에 어려움이 따른다. 따라서 실질적인 응용에 있어서 기존의 나노섬유 지지체는 큰 한계를 지니고 있다.

본 연구에서는 전기방사법을 기본으로 새로운 방법의 공정을 도입하여 나노섬유를 3차원 입체 구조로 제조하고 특정 세포 배양에 적합한 공극 구조가 부여된 지지체를 제조할 수 있었다. 또한 다양한 세포를 이용한 배양 실험 및 동물 실험을 통하여 3차원 나노섬유 지지체의 응용 가능성을 평가하고 활용 방안을 모색해 보았다.

2. 실험재료 및 방법

2.1. 재료준비

정련 공정을 통해 가끔 고치의 세리신을 제거하고 얻은 피브로인을 $\text{CaCl}_2/\text{H}_2\text{O}/\text{EtOH}$ 혼합용매에 용해한 후 투석을 통하여 실크 피브로인 수용액을 얻었다. 수용액을 동결건조하여 재생 실크 피브로인 스펀지를 얻었다. 양모 슬라이버를 유기용매를 이용하여 표면의 지질을 제거하고 과포름산을 사용하여 산화시켰다. 용해된 부분을 여과하여 얻고 건조 후 양모 케라토즈 필름을 얻을 수 있었다.

2.2. 3차원 나노섬유 지지체의 제조

실크 피브로인 및 양모 케라토즈 블렌드 방사원액을 제조하기 위해 적정 농도로 실크 피브로인 및 양모 케라토즈를 포름산에 용해하였다. 방사원액을 10 ml 주사기에 담고 직류전원공급장치를 이용하여 10~18 kV의 전압을 인가하였다. 방사된 나노섬유를 응고욕을 이용하여 수집하여 나노섬유 분산을 얻은 후 공극을 형성하기 위해 다양한 크기의 염화나트륨 입자를 첨가하였다. 이후 나노섬유 분산을 특정한 크기와 형태의 용기에 담고 동결건조하여 3차원 나노섬유 지지체를 제조할 수 있었다.

2.3. 지지체 특성 및 세포 배양

다양한 제조 조건에 따라 제조된 3차원 나노섬유 지지체를 구성하는 나노섬유 형태학적 구조를 관찰하였으며 지지체의 공극도 및 공극 크기, 기계적 성질 등을 측정하였다. 지지체로써의 세포 배양능

을 평가하기 위해 다양한 종류의 세포를 지지체에 배양하여 세포 종류에 따른 지지체의 적합성을 평가하였다. 또한 체내에서 지지체의 역할 및 성능을 살펴보기 위하여 실험용 쥐에 이식 후 조직의 재생 과정을 살펴보았다.

3. 결과 및 고찰

제조된 3차원 나노섬유 지지체를 구성하고 있는 실크 피브로인 및 블렌드 나노섬유는 200-600 nm 범위의 단면 지름을 지니고 있는 것으로 나타났다. 3차원 지지체의 나노섬유는 부직포 형태의 그것과 비교해서 섬유 사이의 간격이 넓고 입체적으로 얹혀 있는 채로 구성되어 있는 것을 알 수 있었다. 지지체의 공극도는 90-95% 범위의 값을 나타내었고 공극의 크기는 나노섬유 분산에 첨가한 염화나트륨 입자의 크기에 따라 10~1,000 μm 범위에서 조절할 수 있었다. 지지체의 압축 강도는 공극도와 공극의 크기가 증가할수록 감소하는 경향을 나타내었다.

다양한 세포를 이용하여 세포 종식능을 평가한 결과 3차원 나노섬유 지지체는 2차원 지지체의 경우 보다 동일한 시간 동안 배양했을 때 세포의 양이 상대적으로 많은 것으로 관찰되었다. 이와 같은 결과는 3차원 나노섬유 지지체가 더 많은 세포 부착(adhesion) 면적을 지니고 있을 뿐만 아니라 세포가 종식할 때 입체적으로 퍼지며 종식할 수 있는 공간을 지니고 있기 때문으로 생각된다. 실크 3차원 나노섬유 지지체는 다양한 세포에 대해 우수한 적합성을 나타내었다. 나노섬유의 구조적 특징, 즉 큰 표면적이 세포와 기질(substrate)과의 유착에 효과적으로 작용하고 있는 것으로 생각된다. 이는 나노섬유에 부착된 세포에서 관찰되는 세포 유착에 관련된 단백질을 검출한 결과에서도 3차원 나노섬유의 경우 세포 유착이 강하게 일어나고 있음을 알 수 있었다. 또한 대부분의 경우에 모든 세포 종류에서 지속적인 세포 종식이 관찰되었다.

특히 실크 나노섬유 지지체는 골아세포(osteoblast)와 연골세포(chondrocyte)에 대해 상대적으로 우수한 세포 배양능을 지니고 있음을 알 수 있었다. 양모 케라토즈를 혼합하여 제조한 블렌드 나노섬유 지지체의 경우에는 그 효과가 더욱 크게 나타났다. 상대적으로 친수성이 큰 양모 케라토즈가 혼합되어 전체적인 지지체의 친수성이 증가되어 세포 부착 및 종식이 우월하게 진행된 것으로 생각된다.

또한 블렌드 지지체에 배양된 연골세포의 활성이 실크 피브로인 나노섬유 지지체에 배양된 경우에 비해 크게 나타났다. 동일한 세포 수일 때 연골세포가 생성하는 Glycosaminoglycan (GAG)의 양이 훨씬 큰 것으로 측정되었는데 이는 양모 케라토즈의 큰 친수성과 더불어 양모 케라토즈가 함유하고 있는 특정한 아미노산 서열이 세포의 생리작용에 영향을 미친 것으로 생각된다.

동물실험을 통해 실크 피브로인 3차원 나노섬유 지지체의 생체적합성을 평가하고자 실험용 쥐의 두개골을 천공하고 빈 공간을 지지체로 채워 골조직의 재생 여부를 확인하였다. 그 결과 배양 기간 동안 우려할만한 면역 및 염증 반응은 관찰되지 않았으며 지지체 이식 후 시간이 경과함에 따라 골조직이 주변 정상 조직으로부터 지지체 내부로 재생되어 빈 공간을 채우고 있음을 확인하였다. 공극도 및 공극의 크기가 큰 경우에 그렇지 않은 경우와 비교하여 조직이 잘 재생됨을 알 수 있었다. 따라서 3차원 나노섬유 지지체를 제조함에 있어서 공극도를 적절히 조절하는 것이 매우 중요한 요소임을 확인하였다. 또한 3주간 배양 후 실크 피브로인 나노섬유 지지체를 이식한 실험군 중 일부에서 외견상 지지체의 모습이 사라진 것을 확인하였다. 재생과정을 거쳐 제조된 실크 피브로인 나노섬유는 천연의 실크와 비교해서 낮은 분자량과 결정화도, 큰 표면적으로 인해 상대적으로 체내에서 가수분해가 빠른 속도로 진행되는 것으로 생각된다. 지지체의 생분해성은 조직의 재생에 매우 중요한 성질이다. 조직이 재생됨에 따라 적절한 속도로 분해가 되어 재생되는 조직이 차지할 수 있는 공간이 확보되어야만 원활하게 조직이 복구될 수 있기 때문이다. 이러한 관점에서 3차원 나노섬유 지지체는 골조직에 대해 우수한 조직공학용 지지체로 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

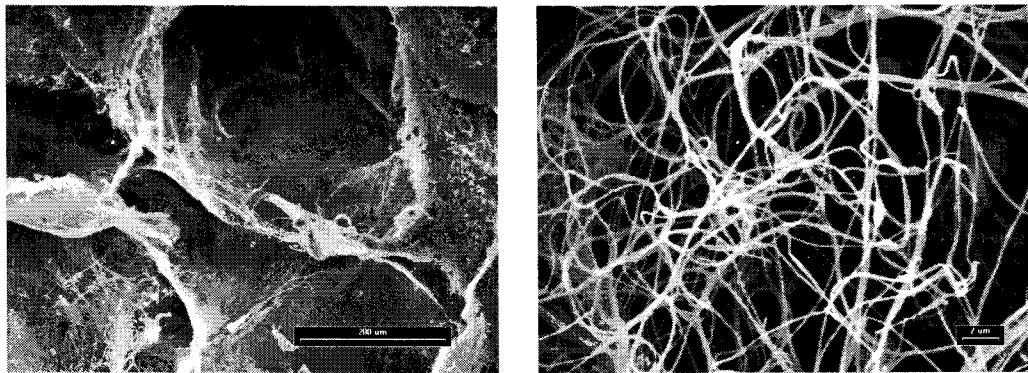


Fig. 1. 3차원 실크 나노섬유 지지체의 형태학적 구조.

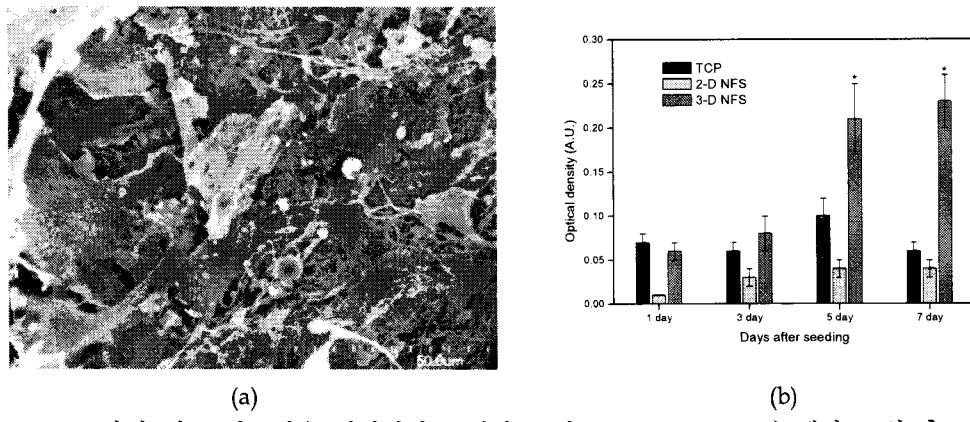


Fig. 2. 3차원 실크 나노섬유 지지체에 증식하고 있는 MC3T3-E1 모습(배양 30일 후) (a) 및 배양일수에 따른 세포 증식량 변화 (b).

4. 결론

3차원 나노섬유 지지체는 동결건조나 상분리법에 의해 제조된 스펀지 형 지지체에 비해 넓은 표면적을 지닐 뿐만 아니라 섬유 사이에 존재하는 무수한 간극에 의해 영양분 및 기체의 교환이 활발하게 일어나서 세포 배양에 유리하다. 또한 기존 전기방사법에 의해 제조된 2차원 형태의 나노섬유 부직포와 비교하여서도 입체적인 조직을 배양할 수 있다는 점에서 보다 조직공학용 지지체로써 적합하다고 생각된다. 실크 피브로인 및 양모 케라토즈 블렌드 나노섬유 지지체는 전반적으로 다양한 세포에 대한 적합성을 지니고 있어 범용적으로 사용할 수 있을 것으로 기대된다. 그러나 골세포 및 연골세포에 대해 더욱 우수한 결과를 나타내었고 따라서 이를 세포 및 관련 조직에 대한 적합성이 상대적으로 우월한 것으로 생각되며 골조직 및 연골조직 재생을 위한 나노섬유 지지체 개발을 위해 이후 보다 구체적이고 실질적인 응용 연구가 요구된다.

감사의 글

이 연구는 한국과학재단의 SRC/ERC 프로그램(R11-2005-065)의 재정적 지원 하에 이루어졌음을 밝힙니다.

5. 참고 문헌

1. H. J. Jin, J. Chen, V. Karageorgiou, G. H. Altman, D. L. Kaplan, *Biomaterials*, **25**, 1039-1047 (2004).
2. B. M. Min, G. Lee, S. H. Kim, Y. S. Nam, T. S. Lee, W. H. Park, *Biomaterials*, **25**, 1289-1297 (2004).
3. C. S. Ki, J. W. Kim, J. H. Hyun, K. H. Lee, M. Hattori, D. K. Rah, Y. H. Park, *J Appl Polym Sci*, **106**, 3922-3928 (2007).
4. K. Azuma, M. Tanaka, T. Uekita, S. Inoue, J. Yokota, T. Ouchi, R. Sakai, *Oncogene*, **24**, 4754-4764 (2005).
5. I. Delon, N. H. Brown, *Curr Opin Cell Biol*, **19**, 43-50 (2007).
6. X. Liu, P. X. Ma, *Ann Biomed Eng*, **32**, 477-486 (2004).
7. D. D. Schlaepfer, S. K. Hanks, T. Hunter, P. Vanderveer, *Nature*, **372**, 786-791 (1994).