

나노-마이크로 정밀 분사 시스템을 이용한 하이브리드 인공지지체의 제작 및 평가[§]

하 성 우* · 김 종 영*[†]

* 안동대학교 기계공학과

Fabrication and Evaluation of Hybrid Scaffold by Nano-Micro Precision Deposition System

Seong-Woo Ha* and Jong Young Kim*[†]

* Dept. of Mechanical Engineering, Andong Nat'l Univ.

(Received April 17, 2014 ; Revised May 29, 2014 ; Accepted May 30, 2014)

Key Words: Nano-Micro Precision Deposition System(나노-마이크로 정밀 분사 시스템), Hybrid Scaffold(하이브리드 인공지지체), Electrospinning(전기방사), Nanofiber(나노섬유), MG-63 Cell(MG-63 세포)

초록: 최근에, 3 차원 인공지지체와 나노섬유는 골 조직 재생을 위해 개발되고 있다. 본 연구에서는, 나노-마이크로 정밀 분사 시스템을 이용하여 하이브리드 인공지지체를 제작하였다. 하이브리드 인공지지체는 마이크로 인공지지체와 나노섬유가 결합하여 제작되었으며, 마이크로 인공지지체와 나노섬유를 얻기 위해 자유 형상 제작 기술과 전기방사 기법이 사용되었다. 마이크로 인공지지체는 정밀한 공극을 고려하여 CAD/CAM 데이터 따라 자유 형상 제작 기술에 의해 제작되었으며, 제작 공정은 100 °C 의 온도, 평균 650 kPa 의 압력, 그리고 250 mm/sec 의 Z 축 이송속도가 적용되었다. 그리고 전기방사법을 통하여 나노섬유를 제작함에 있어서 본 시스템에 적용한 공정 조건은, 5 kV 의 전압, 0.1 ml/min 의 유량, 그리고 1 mm 의 노즐 팁과 콜렉터와의 거리로 설정하였다. 제작된 하이브리드 인공지지체는 MG-63 세포를 이용하여 세포 증식 실험을 진행하였다.

Abstract: Recently, three-dimensional scaffolds and nanofibers are being developed for bone tissue regeneration. In this study, we fabricated a hybrid scaffold using a nano-micro precision deposition system. The fabrication process involved the application of the solid freeform fabrication (SFF) technology and electrospinning. The hybrid scaffolds were combined using micro scaffolds and nanofibers. The nanofibers were deposited on each layer of the micro scaffolding using the electrospinning process. The micro scaffolds were fabricated using the SFF technology at a temperature of 100 °C, pressure of 650 kPa, and scan velocity of 250 mm/s. Nanofiber fabrication was conducted by means of electrospinning using the flow rate, solution concentration, distance from the tip to the collector (TCD), and voltage. The nanofibers were fabricated using a flow rate of 0.1 ml/min, voltage of 5 kV, TCD of 1 mm, and 10 wt% of solution concentration. MG-63 cells were seeded into the hybrid scaffold for the purpose of its evaluation.

1. 서 론

최근에 조직공학을 이용하여 손상된 조직이나 장기를 재생하기 위한 연구가 활발히 이루어지고

있다.^(1,2) 그리고 골 재생을 위해 생체에 적합한 재료를 이용한 3 차원 인공지지체와 나노섬유가 개발되고 있다.⁽³⁻⁵⁾ 그 중에서도 3 차원 인공지지체는 다양한 재료와 공극의 크기 그리고 외부 형상이 미치는 영향에 관한 연구가 진행되고 있으며, 나노섬유로 이루어진 인공지지체는 각각의 공정변수에 따른 형태 분석이나 재료에 따른 생체 적합성 실험이 이루어지고 있다.^(6,7) 이러한 인공지지체와 나노섬유는 다양한 기술을 통해 제작이 이루어지

§ 이 논문은 2014 년도 대한기계학회 생산 및 설계공학부문 춘계학술대회(2014. 4. 24.-25., 라마다프라자호텔) 발표논문임

† Corresponding Author, jkkim@anu.ac.kr

© 2014 The Korean Society of Mechanical Engineers

고 있다. 먼저, 3 차원 구조의 복잡하고 정밀한 형상을 신속하게 제작할 수 있는 쾌속 조형(Rapid prototyping) 기술이 있다. 쾌속 조형 기술에는 열용해 적층법(Fused deposition modeling, FDM), 선택적 레이저 소결법(Selective laser sintering), 그리고 광조형법(Stereolithography apparatus) 등이 있으며, 이 기술들을 통해 정밀한 3 차원 형상의 인공지지체를 제작할 수 있다.⁽⁸⁻¹⁰⁾ 나노섬유 제작 기술에는 다양한 나노기술 중에서도 전기방사법이 가장 대표적이다. 전기방사법은 제작방법이 간단하며, 방사구 끝에 있는 고분자 용액에 고전압을 가하여 다량의 나노크기의 섬유를 대량으로 생산할 수 있는 장점을 갖고 있어 나노섬유 제작에 많이 이용되고 있다.⁽¹¹⁻¹³⁾ 이렇게 전기방사법으로 제작되는 나노섬유를 통해 인공지지체를 제작하는 연구가 이루어지고 있다.^(14,15) 하지만 나노섬유로 이루어진 인공지지체는 기계적 물성이 마이크로 선폭으로 이루어진 인공지지체보다 취약하다는 단점이 있다. 또한, 조직재생을 위한 중요한 요소 중 하나인 세포가 마이크로 공극을 가지는 인공지지체에서의 세포 침투성은 우수하지만 다량의 세포가 유실된다는 단점이 있다. 그래서 이를 보완하고자 마이크로 단위의 선폭 및 공극을 가지는 인공지지체와 나노섬유를 결합하여 하이브리드 인공지지체 개발을 하고자 한다.

본 연구에서는, 나노-마이크로 정밀 분사 시스템을 이용하여 하이브리드 인공지지체를 제작하였다. 그리고 3 차원 PCL 인공지지체의 마이크로 공극에 나노섬유를 방사함으로써 세포의 유실을 최소화 하기 위한 연구를 수행하였다. 이를 평가하기 위해 세포실험도 함께 진행하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 나노-마이크로 정밀 분사 시스템

본 연구에서는 3 차원 하이브리드 인공지지체를 제작하기 위해, 쾌속 조형 기술과 전기방사법을 기반으로 한 나노-마이크로 정밀 분사 시스템을 개발하였다. 2 개의 Z 축 중에서, 한 축은 FDM의 제작 방식을 가능하게 하는 FDM 헤드가 장착되어 있고, 또 다른 Z 축은 시린지 펌프가 장착되어 있다. FDM 헤드에서는 고체의 PCL 재료가 일정한 열에 의해 녹여진 후, 압력을 이용하여 노즐에서 토출되는 재료를 layer-by-layer 방식으로 적층하여 마이크로 인공지지체 제작을 가능하게 하였다. 그리고 또 다른 한 축에는 시린지 펌프를 장착한 Z 축에 고전압을 인가하여 나노섬유를 제작할 수 있

는 전기방사 시스템을 구축하였다. Fig. 1은 나노-마이크로 정밀 분사 시스템의 전체 사진을 실물로 보여주고 있다. 마이크로 인공지지체를 제작하기 위해 사용된 제어 시스템들 중에서 먼저 공압을 공급 시켜주는 에어 콤프레샤(S50-50-5.5, Airssen, Japan)와 압력 조절이 가능하게 하는 디스펜서(Super x-V7, Musashi, Japan)가 사용되었다. 에어 콤프레샤와 디스펜서를 통해 최대 800 kPa의 압력 조절이 가능하다. 그리고 FDM 헤드 측에 열을 가해 주기 위해 서모마스터(TCU-02, Musashi, Japan)가 사용되었고, 이를 통해 최고 250 °C의 온도를 자유롭게 조절할 수 있다. 다음 나노섬유를 제작하기 위해서는 먼저, 전기방사 측에 시린지 펌프(NANOMASTER SM-3-H, Musashi, Japan)와 디스펜서(NANOMASTER SMP-III, Musashi, Japan)를 이용하여 시린지에 투입된 용액을 일정한 유량으로 분사할 수 있게 하였다. 그리고 나노섬유가 제작될 수 있도록 인가 전압을 부과하기 위해 고전압 발생기(High voltage power supply ESN-HV60, NanoNC, Korea)를 이용하여 1 - 60 kV의 출력 전압을 조절할 수 있게 하였다.

2.2 재료

본 연구에 사용된 재료는 녹는점이 낮아 다양한 온도에서 조절이 가능한 PCL을 사용하였다. 또한, 마이크로 인공지지체와 나노섬유를 제작하기 위해 분자량이 다른 2 개의 PCL 재료가 이용되었다. 즉, 나노섬유의 직경과 솔루션의 농도를 조절하기 위해 마이크로 인공지지체의 사용된 PCL보다 높은 분자량을 가지는 PCL을 이용하였다. 먼저 마이크로 인공지지체를 제작하기 위해 사용된 재료는 45,000의 분자량을 가지는 PCL(Average Mn 45,000, Aldrich Chemical Corporation, USA)을 사용하였다.

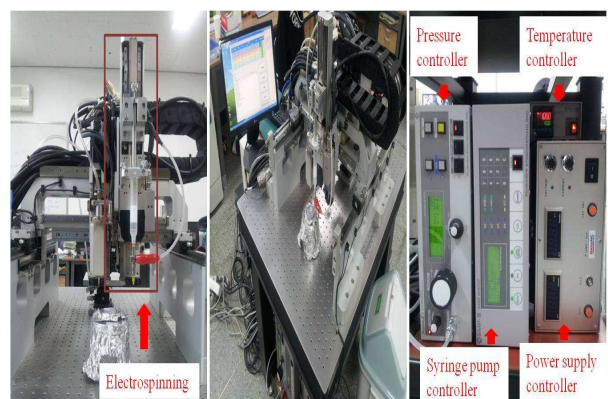


Fig. 1 Actual images of nano-micro precision deposition system

Table 1 Process condition for PCL and hybrid scaffold fabrication

	Micro scaffold	Nanofiber
Nozzle size (Inner diameter)	250 μm (precision nozzle)	100 μm (plastic nozzle)
Pressure	av. 650 kPa	-
Temperature	100 $^{\circ}\text{C}$	-
Scan velocity	250 mm/sec	50 mm/sec
Voltage	-	5 kV
TCD	-	1 mm
Flow rate	-	0.1 ml/min

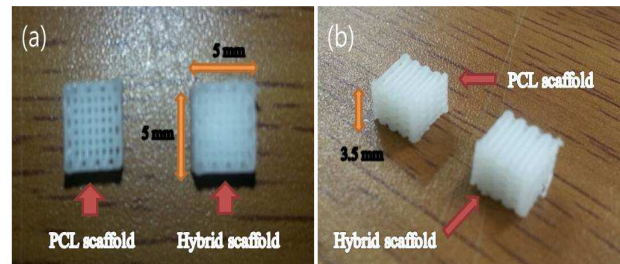
그리고 나노섬유를 방사하기 위해 사용된 재료는 평균 80,000 의 분자량을 가지는 PCL(Mn 70,000-90,000, Sigma-aldrich, USA) 이 사용 되었으며, 용매로는 클로로포름(CHCl₃, 99.5%, Samchun chemicals CO., Korea)을 사용하였다. 그리고 나노섬유 솔루션을 제작하기 위해 PCL 과 클로로포름을 10 wt% 만큼 용융시켜 제작하였다.

2.3 하이브리드 인공지지체의 제작

하이브리드 인공지지체는 마이크로 인공지지체와 나노섬유가 결합되어 제작되었다. 마이크로 인공지지체 제작에 있어서는 이송속도를 250 mm/sec 로 제어하였고, 평균 650 kPa 의 압력 그리고 100 $^{\circ}\text{C}$ 의 온도를 적용하였다. 나노섬유 방사는 PCL 과 클로로포름의 비율을 10 wt% 만큼 용융하여 솔루션이 제작되었고, 이 솔루션을 플라스틱 시린지에 주입하여 0.1 ml/min 의 유량과, 1 mm 의 노즐과 콜렉터와의 거리(TCD) 그리고 5 kV 의 전압을 이용하여 제작하였다. 제작 방법은 마이크로 단위를 가지는 선폭이 격자 형태로 적층이 되면, 그 위에 나노섬유를 마이크로 인공지지체와 같은 격자 패턴으로 방사하였다. 이렇게 한 층이 완성되면, 매 층마다 같은 방법을 반복적으로 적층하여 3 차원 하이브리드 인공지지체를 제작하였다.

2.4 세포 증식 평가

제작된 인공지지체의 세포 증식 평가를 위해 MG-63 세포를 배양하였다. 세포 배양에 필요한 배지는 DMEM(D-minimum essential medium/high glucose, Hyclone, USA), 10% FBS(Fetal bovin serum, Gibco, USA), 그리고 1% PS(Penicillin streptomycin, Gibco, USA)를 혼합하여 만들었다. 세포는 37 $^{\circ}\text{C}$, 5%의 환경을 갖춘 CO₂ 인큐베이터에서 배양되어

**Fig. 2** Actual images of PCL and hybrid scaffolds; (a) top view, (b) front view

인공지지체에 과종하였다. 이때, 과종될 때의 세포의 수는 hemacrometer 를 이용하여 측정하였으며, 1×10^5 만큼 인공지지체에 주입하였다. 세포 증식 평가를 하기 위해 Cell Counting Kit-8(CCK-8, Dojindo, Japan) 용액을 배지와 1 : 10 비율로 섞어 배지를 제거한 인공지지체에 주입하여 4 시간 동안 CO₂ 인큐베이터에 넣어둔 후, 흡광분석기(ASYS UVM 340, Biochrom, USA)를 통해 세포 증식 평가를 수행하였다.

2.5 인공지지체 분석

인공지지체의 형상과 공극 사이에 존재하는 나노섬유의 형태를 관찰하기 위해 주사전자현미경(Scanning electron microscopy, Tescan VEGA II LMU, Czech)을 이용하였다. 먼저 스퍼터링(Sputtering) 장비를 통해 인공지지체를 골드 코팅하였고, 20 kV 의 가속전압에서 관찰이 이루어졌다.

3. 결과 및 토론

본 연구에서 제작된 하이브리드 인공지지체는 나노-마이크로 정밀 분사 시스템을 이용하여 제작되었다. 하이브리드 인공지지체는 마이크로 인공지지체와 나노섬유가 결합되어 제작된 인공지지체이다. Table 1 은 제작된 PCL 인공지지체와 하이브리드 인공지지체의 공정 조건을 보여주고 있다. 먼저, PCL 인공지지체와 하이브리드 인공지지체를 제작하기 위해서 분자량이 다른 두 가지의 PCL 재료를 이용하였다. FDM 헤드 축에서 제작된 PCL 인공지지체는 250 μm 의 직경을 가지는 정밀 노즐을 이용하여 분사하였으며, 평균 650 kPa 의 압력을 시린지에 공급하였다. 그리고 PCL 재료를 시린지에서 녹이기 위해 시린지의 온도를 100 $^{\circ}\text{C}$ 로 적용하였고, Z 축의 이송속도를 250 mm/sec 로 설정하였다. 이렇게 각각의 조건에 따라 마이크로 선폭을 가지는 재료를 분사하여 층마다 격자모양으로 적층함으로써 3 차원의 PCL 인공지지체를 제작할 수 있었다. 전기방사 축에서 제작된 나노섬

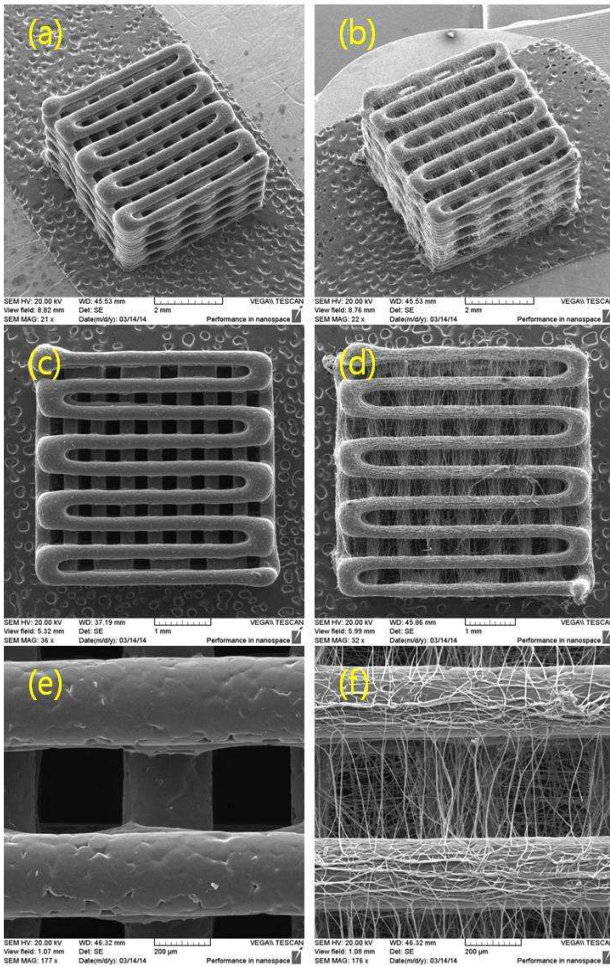


Fig. 3 SEM images of scaffold; (a) PCL scaffold, (b) hybrid scaffold, (c) top view of (a), (d) top view of (b), (e) pore size of (a), and (f) pore size of (b)

유의 적층 방식도 PCL 인공지지체의 적층 방법과 똑같은 격자 패턴으로 이루어졌다. FDM 헤드 축에서 분사된 마이크로 선폭의 재료가 한 층을 적층하면, 다른 Z 축에 있는 시린지 펌프가 적층된 마이크로 구조물위에서 똑같은 격자 패턴으로 50 mm/sec 의 이송속도를 통해 나노섬유를 방사하였다. 이때, 시린지 펌프에 인가되는 전압은 5 kV 이며, 콜렉터와 노즐 팁과의 거리는 1 mm로 설정하였다. Fig. 2 는 제작된 PCL 인공지지체와 하이브리드 인공지지체의 실물 사진을 보여주고 있으며, Fig. 3 은 인공지지체의 SEM 사진을 보여주고 있다. Fig. 2(a)는 제작된 PCL 인공지지체와 하이브리드 인공지지체를 위에서 촬영한 사진이며, Fig. 2(b)는 정면에서 촬영한 사진이다. 제작된 인공지지체의 크기는 $5 \times 5 \times 3.5$ mm 이며, 사진을 통하여 성공적으로 제작된 것을 확인할 수가 있다. 그리고 사진에서 외형으로 봐도 PCL 인공지지체의 공극보다 하이브리드 인공지지체가 나노섬유로 인해

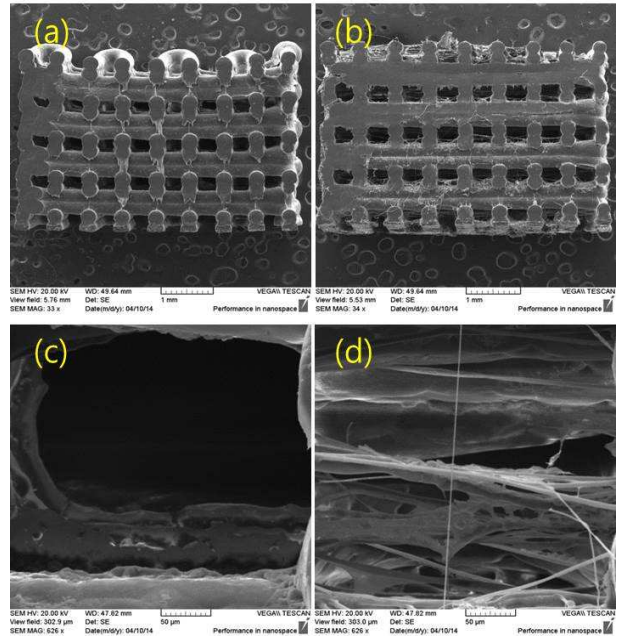


Fig. 4 SEM images of cross-sectional scaffold; (a) PCL scaffold, (b) hybrid scaffold, (c) pore view of (a), and (d) pore view of (b)

공극이 쉽게 보이지 않는 것을 확인할 수가 있다. Fig. 3(a)와 Fig. 3(b)는 제작된 PCL 과 하이브리드 인공지지체의 전체 모습을 보여주고 있으며, Fig. 3(f)를 통하여 마이크로 단위의 공극 사이로 나노섬유가 잘 방사된 것을 확인할 수가 있다.

Fig. 4 는 단면을 수직으로 절단하여 관찰한 인공지지체의 모습이다. Fig. 4(a)는 PCL 인공지지체의 단면을 보여주고 있으며, Fig. 4(b)는 하이브리드 인공지지체의 단면을 보여주고 있다. 그림에서 보는 바와 같이 Fig. 4(a)의 인공지지체가 Fig. 4(b)의 하이브리드 인공지지체 보다 약간의 처짐이 발생한 것을 확인하였다. 이와 같은 결과는 적층된 PCL 재료가 완벽히 경화되기까지의 충분한 시간이 필요하지만, 재료가 경화될 때까지 걸리는 시간이 실내 온도 변화에 영향을 받아 오차가 발생한 것으로 판단되었다. Fig. 4(c), (d)는 각 인공지지체의 공극 부분을 상세하게 보여주는 그림이며, Fig. 4(d)에서 인공지지체의 내부 공극까지 나노섬유가 잘 방사된 것을 확인할 수가 있다. Fig. 5 는 7 일차까지 세포 증식 실험을 하고 난 후에 세포가 부착된 인공지지체를 SEM 사진을 통해 보여주고 있는 모습이다. 이는 인공지지체에 증식된 세포의 증착 여부, 부착된 위치, 그리고 세포의 형태를 확인하기 위함이다. 이를 위해서 세포가 증식된 인공지지체를 포르말린에 고정시킨 후, 인공지지체의 단면을 수직으로 절단하여 관찰하였다. Fig. 5(a)는

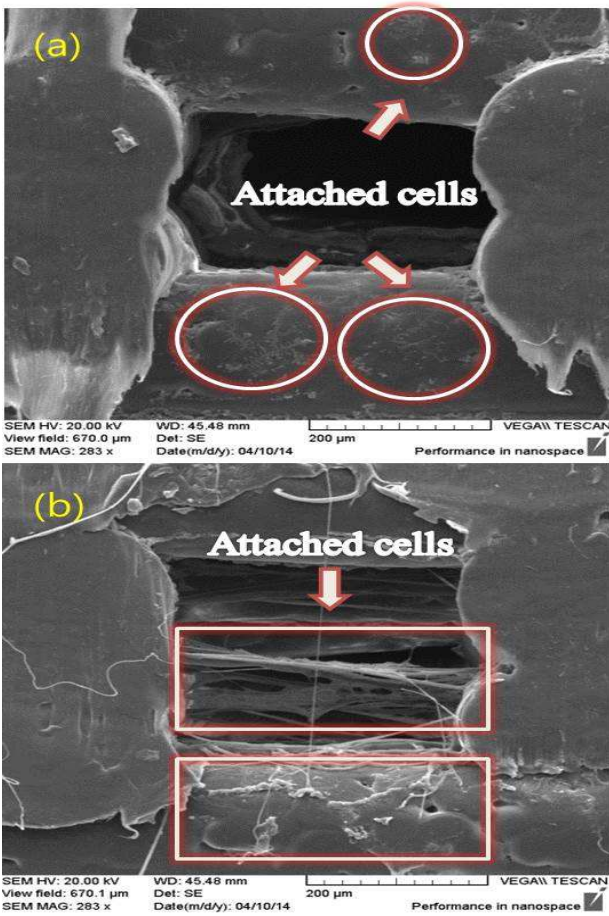


Fig. 5 SEM images of cell-attached (a) PCL and (b) hybrid scaffolds after cell proliferation for 7 days in culture

PCL 인공지지체 표면에 부착된 세포 사진이며, Fig. 5(b)는 하이브리드 인공지지체의 사진이다. Fig. 5에서 보는 바와 같이 세포가 각 면에 부착되어 증식했다는 것을 알 수 있으며, 나노섬유에도 세포가 증식 되었다는 것을 확인하였다. 인공지지체의 세포 증식을 평가하기 위해 흡광분석기를 이용하여 흡광도 측정 및 세포 증식을 확인하였다. 또한, MG-63 세포를 배양하여 인공지지체에 파종한 뒤, 7일 동안 1, 4, 7일 간격으로 세포 증식을 비교하였다. Fig. 5는 세포 증식 실험을 한 결과를 그래프로 보여주고 있다. 그래프에서 보는 바와 같이 하이브리드 인공지지체의 1 일차 세포 초기 증착이 PCL 인공지지체보다 약간 높은 것을 확인하였다. 이는 마이크로 공극 사이로 나노섬유가 제작되어 있음으로 인해, 세포의 유실이 줄어들고 방지되어 마이크로 공극을 가지는 PCL 인공지지체보다 세포의 초기 증착이 높은 것으로 판단된다. 또한, 7 일차에서도 하이브리드 인공지지체의 Optical density(OD) 값이 PCL 인공지지체의 OD 값

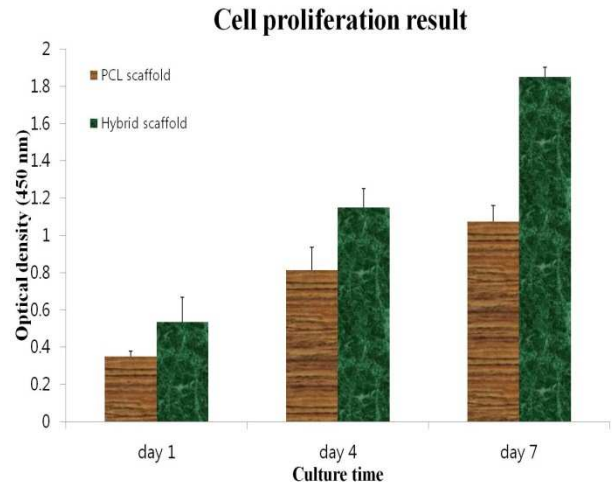


Fig. 6 Cell proliferation result of PCL and hybrid scaffolds

보다 훨씬 높게 나타난 것으로 보아 나노섬유로 인해 세포 증식이 활발히 이루어진 것을 확인할 수 있었다.

4. 결 론

본 연구에서는 나노-마이크로 정밀 분사 시스템을 이용하여 하이브리드 인공지지체를 성공적으로 제작하였고, 인공지지체의 세포 증식 평가를 실시하였다. 그리고 인공지지체의 층마다 나노섬유가 방사된 것을 SEM 사진을 통하여 확인하였다. 인공지지체 제작에 이용된 나노-마이크로 정밀 분사 시스템은 FDM 방식으로 제작할 수 있는 FDM 헤드 축과 전기방사법을 이용하여 나노섬유를 제작할 수 있는 전기방사 Z 축으로 이루어져 있어 마이크로 급 인공지지체와 나노 급 섬유를 제작할 수 있는 장점을 가지고 있다. 이 시스템을 이용하여 제작된 PCL 인공지지체와 하이브리드 인공지지체는 5×5×3.5 mm의 크기를 가지며, 사각형 형상의 격자 패턴으로 적층 및 방사되었다. PCL 인공지지체와 하이브리드 인공지지체를 이용하여 세포 증식 실험을 한 결과, 제작된 하이브리드 인공지지체가 PCL 인공지지체보다 세포 증식이 더 활발히 이루어졌으며, 초기 증착도 우수한 것을 확인하였다. 이는 마이크로 단위의 공극 사이로 나노섬유가 제작됨으로써 세포의 유실을 줄이고, 세포 증식에 탁월한 효과가 있는 것을 확인하였다.

본 연구를 통해 마이크로 인공지지체와 나노섬유가 결합된 하이브리드 인공지지체를 나노-마이크로 정밀 분사 시스템으로 제작하여 세포의 증식 평가까지 진행하였다. 향후, 이 시스템을 이용하여 다양한 3 차원의 하이브리드 인공지지체를 제작 및 평가를 수행할 것이다.

후 기

이 논문은 2013 년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업지원을 받아 수행된 것임(No.2013R1A4A01010936).

참고문헌
(References)

- (1) Zeng, C., Yang, Q., Zhu, M., Du, L., Zhang, J., Ma, X., Xu, B. and Wang, L., 2014, "Silk Fibroin Porous Scaffolds for Nucleus Pulposus Tissue Engineering," *Materials Science and Engineering: C*, Vol. 37, No. 1, pp. 232~240.
- (2) Cheng, C., W., Solorio, L., D. and Alsberg, E., 2014, "Decellularized Tissue and Cell-Derived Extracellular Matrices as Scaffolds for Orthopaedic Tissue Engineering," *Biotechnology Advances*, Vol. 32, No. 2, pp. 462~484.
- (3) Mehdizadeh, H., Sumo, S., Bayrak, E., Brey, E., M. and Cinar, A., 2013, "Three-Dimensional Modeling of Angiogenesis in Porous Biomaterial Scaffolds," *Biomaterials*, Vol. 34, No. 12, pp. 2875~2887.
- (4) Bae, M., S., Jeong, S., I., Kim, S., E., Lee, J., B., Heo, D., N. and Kwon, I., K., 2008, "Nanofiber Scaffold for Tissue Regeneration Using Electrospinning Method," *Tissue Engineering and Regenerative Medicine*, Vol. 5, No. 2, pp. 196~203.
- (5) Niu, Y., Chen, K., C., He, T., Yu, W., Huang, S. and Xu, K., 2014, "Scaffolds from Block Polyurethanes Based on Poly(ϵ -Caprolactone) (PCL) and Poly(Ethylene Glycol) (PEG) for Peripheral Nerve Regeneration," *Biomaterials*, Vol. 35, No. 14, pp. 4266~4277.
- (6) Dorj, B., Won, J. E., Purevdorj, O., Patel, K. D., Kim, J. H., Lee, E. J. and Kim, H. W., 2014, "A Novel Therapeutic Design of Microporous-Structured Biopolymer Scaffolds for Drug Loading and Delivery," *Acta Biomaterialia*, Vol. 10, No. 3, pp. 1238~1250.
- (7) Takagi, H. and Asano, A., 2008, "Effects of Processing Conditions on Flexural Properties of Cellulose Nanofiber Reinforced "Green" Composites," *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, Vol. 39, No. 4, pp. 685~689.
- (8) Kim, J., Y., 2012, "A Study on the Fabrication of Various 3D Microstructures Using Polymer Deposition System," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 29, No. 6, pp. 686~692.
- (9) Olakanmi, E., O., 2013, "Selective Laser Sintering/Melting (SLS/SLM) of Pure Al, Al-Mg, and Al-Si Powders: Effect of Processing Conditions and Powder Properties," *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 213, No. 8, pp. 1387~1405.
- (10) Kantaros, A. and Karalekas, D., 2013, "Fiber Bragg Grating Based Investigation of Residual Strains in ABS Parts Fabricated by Fused Deposition Modeling Process," *Materials & Design*, Vol. 50, pp. 44~50.
- (11) Ruckh, T., T., Kumar, K., Kipper, M., J. and Popat, K., C., 2010, "Osteogenic Differentiation of Bone Marrow Stromal Cells on Poly(ϵ -Caprolactone) Nanofiber Scaffolds," *Acta Biomaterialia*, Vol. 6, No. 8, pp. 2949~2959.
- (12) Wu, S., Wang, B., Zheng, G., Liu, S., Dai, K., Liu, C. and Shen, C., 2014, "Preparation and Characterization of Macroscopically Electrospun Polyamide 66 Nanofiber Bundles," *Materials Letters*, Vol. 124, pp. 77~80.
- (13) Mohammadi, M., R., Bahrami, S., H. and Joghataei, M., T., 2013, "Fabrication of Novel Nanofiber Scaffolds from Gum Tragacanth/Poly(Vinyl Alcohol) for Wound Dressing Application: In Vitro Evaluation and Antibacterial Properties," *Materials Science and Engineering: C*, Vol. 33, No. 8, pp. 4935~4943.
- (14) Abdal, A., Tijing, L. D. and Lim, J. K., 2013, "Characterization of the Surface Biocompatibility of an Electrospun Nylon 6/CaP Nanofiber Scaffold Using Osteoblasts," *Chemical Engineering Journal*, Vol. 215-216, pp. 57~64.
- (15) Chaurey, V., Block, F., Su, Y., H., Chiang, P., C., Botchwey, E., Chou, C., F. and Swami, N., S., 2012, "Nanofiber Size-Dependent Sensitivity of Fibroblast Directionality to the Methodology for Scaffold Alignment," *Acta Biomaterialia*, Vol. 8, No. 11, pp. 3982~3990.