

# LIGA 공정을 통한 비원형 압출다이 개발과 바이오 인공지지체용 미세화이버제작

## Development of non-circular extrusion die using LIGA process and micro-fiber fabrication for bio-scaffold

\*박성제, 차경제, #김동성

\*S. J. Park, K. J. Cha, #D. S. Kim(smks@postech.ac.kr)

포항공과대학교 기계공학과

Key words : LIGA, Non-circular extrusion die, Micro-extrusion, PCL micro-fiber, scaffold

### 1. 서론

조직공학분야에서 인공지지체(scaffolds)를 이용하여 손상된 조직을 재생하는 기술은 최근 다양한 연구를 통해 주목 받고 있다. 특히, 생분해성 고분자(biodegradable polymer)로 만들어진 미세화이버(micro-fiber)는 인공지지체 제작에 다양하게 활용되고 있다. 예를 들어, 미세화이버를 적층함으로써 3 차원 인공지지체를 구현할 수 있고 직조공정을 통해 인대, 혈관, 신경의 재생에 사용할 수 있는 2 차원 인공지지체를 제작할 수 있다.

압출성형(extrusion)을 통해 제작되는 화이버의 단면형상은 압출다이(extrusion die)의 구멍형상(aperture shape)을 따라 형성되게 된다. 하지만 압출다이의 형상은 기계가공의 한계로 인해 원형이 일반적이고, 이로 인해 화이버의 단면은 원형으로 형성된다. 인공지지체용 미세화이버가 단면적이 유지되면서 비원형 단면형상으로 제작될 경우, 원형에 비해 비표면적(specific surface area)이 증대되어 세포의 증식(proliferation)을 향상시키고, 기계적 성질은 유지되는 장점을 가진다.

본 연구에서는 비원형 압출다이를 LIGA 공정을 통해 개발하고, 이를 미세압출시스템(micro-extrusion system)에 적용하여 비원형 단면 미세화이버(micro-fiber with non-circular cross-section)를 제작하였다. 또한 제작된 미세화이버를 이용한 직조공정을 통해 인공지지체를 제작하였다.

### 2. LIGA 공정을 이용한 압출다이 제작

비원형 압출다이를 제작하기 위해 포항 방사광 가속기의 빔라인을 이용하여, X-선 리소그래피(X-ray lithography) 를 수행하였다. X-선 마스크를 제작하기 위해 UV-리소그래피 공정(SU-8 2050)과 금 전기도금(gold thickness: 25  $\mu\text{m}$ )을 수행하였다. X-선 리소그래피 공정의 감광제로는 그래파이트(Graphite)판에 부착된 1mm 두께의 Polymethylmethacrylate(PMMA)판을 사용하였다. 방사광 가속기를 이용한 노광 공정 및 현상 공정을 통하여, 기둥 형상의 미세 구조물을 확보하였다.

압출공정에 사용되는 다이는 높은 기계적 강도와 내열성을 필요로 하기 때문에 금속으로 제작된다. 이에 X-선 리소그래피로 얻어진 PMMA 미세 구조물을 이용한 니켈전주도금(nickel electroforming) 공정을 수행하여 금속재질의 압출다이를 확보하였다. 제작된 압출다이의 구멍은 동일한 단면적( $0.04 \text{ mm}^2$ )을 가지고 있으며, 각각 삼각형, 십자형, 원형의 형상을 가지고 있다(Fig.1).

### 3. 미세압출공정을 통한 화이버 제작

본 연구에서는 비원형다이를 통한 압출공정을 시행하기 위해 미세압출시스템을 Fig.2 과 같이 구축하였다. 미세압출시스템은 외부 히터의 가열을 통해 고분자를 용융시키고, 공압을 통해 용융된 고분자를 제작된 다이를 통해 압출시키는 구조이다. 추가로 압출 시 발생할 수 있는 다이스웰(die swell) 및 용융된 표면장력으로 인한 비원형 미세화이버의

단면형상 왜곡을 최소화하기 위해 다이를 냉각된 DI-water 내에 위치시키고 압출을 수행하였다. 사용된 재료는 생분해성 고분자인 Polycaprolactone(PCL/Aldrich)을 사용하였으며, Table 1의 조건으로 압출을 진행하였다(Fig.3). 미세화이버의 성형성은 비표면적 측정을 통해 파악하였다(Fig.4).

Table 1 Micro-extrusion processing conditions

Material	Extrusion temp.	Pressure	Cooling temp.
PCL (Mn 45,000)	80°C, 100°C	300 kPa, 500kPa, 700kPa	1~2°C

#### 4. 인공지지체 제작 및 평가

제작된 원형, 삼각형, 십자형 미세화이버를 간단한 직조공정을 통해 인공지지체로 제작하였다(Fig.5(a)). 조골세포(osteoblast/MG-63)의 증식실험을 통해 제작된 인공지지체의 비표면적 증대에 따른 세포증식성능 향상을 확인하였다(Fig.5(b)).

#### 5. 결론

본 연구에서는 비표면적이 증대된 비원형 미세화이버를 구현하기 위해, LIGA 공정을 통해 비원형 압출다이를 제작하였다. 제작된 비원형 다이를 미세압출시스템에 적용하여 성공적으로 비원형 미세화이버를 제작하였고, 이를 이용하여 인공지지체를 제작/평가하였다.

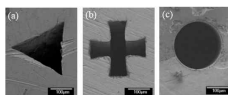


Fig. 1 Electroformed nickel extrusion die shaped (a) triangle, (b) cross and (c) circle.

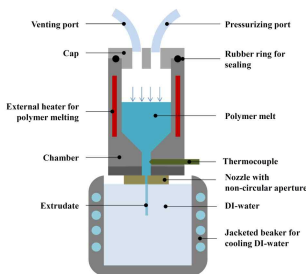


Fig. 2 Schematic of micro-extrusion system.

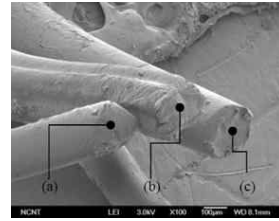


Fig. 3 Extruded micro-fiber shaped (a) triangle, (b) cross and (c) circle

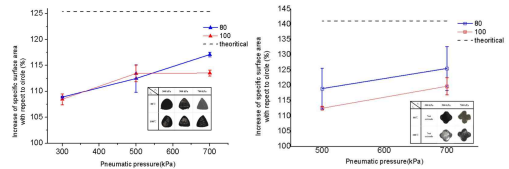


Fig. 4 Increase of specific surface area under different processing conditions (left: triangle /right: cross)

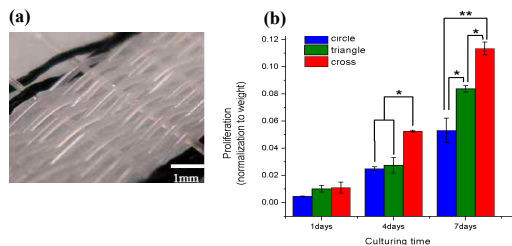


Fig. 5 (a) fabricated woven scaffolds and (b) proliferation test of woven scaffolds

#### 후기

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2011-0030780).

#### 참고문헌

- Hutmacher D W, "Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage", *Biomaterials*, **21**, 2529-43, 2000
- Tang Y.W et al., "Three-Dimensional Tissue Scaffolds from Interbonded Poly(epsilon-Caprolactone) Fibrous Matrices with Controlled Porosity", *Tissue Eng Part C-Me*, **17**, 209-18, 2011