

기계적 강도 향상을 위해 진동 노즐로 제작된 지지체용 PCL 스트랜드의 특성 분석

박고은[†] · 이준희* · 김재현* · 이학주* · 김완두*

Characterization of PCL strand fabricated by oscillating nozzle for improvement of mechanical property in scaffold

Ko Eun Park, Jun-Hee Lee, Jae-Hyun Kim, Hak-Joo Lee and Wan Doo Kim

Key Words: PCL(폴리카프로락톤), Oscillating nozzle(진동노즐), Scaffold(지지체), Tissue engineering(조직공학)

Abstract

In this paper, we characterize the mechanical properties of PCL strand which is made by oscillating nozzle for tissue engineering scaffold. In order to increase the mechanical properties of the PCL strand, we designed an oscillating nozzle system for the 3D plotting system. First, we check the effect of the nozzle speed (3 to 8 mm/sec), frequency (0 or 300 Hz) and the oscillating amplitude (0 or 100 V) on the diameter of the PCL strand. Second, we observe the effect of the frequency (0, 100, 200 and 300 Hz) and the oscillating amplitude (0, 50 and 100 V) on the mechanical property of PCL strand. The mechanical properties and surface morphology of PCL strand made by oscillating nozzle are compared with the PCL strand made by normal nozzle using Nano-UTM and SEM.

1. 서 론

조직공학이란 뼈, 장기, 연골 등 손상된 생체조직을 생체 친화성이 높은 물질을 사용하여 만들어진 지지체를 이용하여 그들의 기능을 유지·향상·복원하는 것을 목적으로 한다. 조직재생용 지지체는 체 내에 이식되어 생체 기관의 형상을 유지하고 세포를 지지하는 역할을 수행하기 위하여 세포 친화성이 우수해야하며, 세포 이식과 영양분의 원활한 공급을 위해 다공성 및 공극 간 연결성이 좋아야 한다.

또한, 3 차원 형상을 유지하기 위해 적절한 기계적 강도 및 분해 속도 등을 가져야 한다[1]. 이와 같은 지지체를 만드는 방법에는 염침출법, 고압기체 팽창법, 염발포법, 상분리법, 동결건조법, 섬유압착법 등이 있으나 지지체 내부의 공극의 크기나 공극률, 공극간의 연결성, 지지체의 형상 등을 자유롭게 제작하기 어렵다. 이와 같은 단점을 극복하기 위해 CAD 데이터 기반으로 하는 3차원 쾌속 조형 기법(Rapid Prototyping)을 이용하여 지지체를 제작하는 방법이 활발하게 연구되고 있다[2]. RP 방법은 생분해성 폴리머를 용융 또는 용해시켜 마이크로 노즐을 통해 분사하면서 지지체를 제조하는 방법으로 공극의 크기와 공극률을 조절할 수 있으며, 공극 간을 연결성 문제를 해결할 수 있는 장점을 가지고 있다[3]. 이 방법으로 제조된 지지체는 3차원적으로 연결된 공극을 가짐으로 인해 지지체 내부에 존재하는 세포들에게까지 산소 및 영양분의 공급과 신진대사

[†] 회원, 한국기계연구원

E-mail : tiefblau@kimm.re.kr

TEL : (042)868-7983 FAX : (042)868-7933

* 한국기계연구원

산물의 배출이 보다 용이하게 됨에 따라 기존의 방법들로 제조된 지지체들에 비해서 상대적으로 조직의 재생이 원활하게 이루어질 수 있다.

본 연구에 사용된 폴리카프로락톤(PCL)은 FDA의 승인을 받은 물질로써 체 내와 유사한 조건에서 가수분해되는 성질 및 뛰어난 생체적합성으로 인해 생의학 분야에 널리 이용되고 있다.

따라서, 본 연구에서는 이러한 RP 방법에서 사용되는 노즐에 PZT를 부착하여 진동을 부여함으로써 제조되는 PCL 스트랜드의 특성 변화를 측정하여 기계적 특성의 향상 가능성을 확인하여 보고자 하였다.

2. 진동 노즐 및 인장실험 시스템

2.1 진동 노즐 시스템의 설계 및 제작

Fig.1은 본 연구에서 설계, 제작된 노즐을 진동시킬 수 있는 생체조직공학용 3차원 플로터이다. 이 시스템은 노즐을 3축으로 이동시키기 위한 3축 스테이지와 고분자 용액을 토출하기 위한 주사기와 주사기 펌프, 진동 노즐 시스템으로 구성되어 있다. PZT를 이용하여 진동하도록 설계된 노즐은 고분자 용액의 토출방향(상하)으로 최대 350Hz로 30 μ m까지 진동이 가능하다.

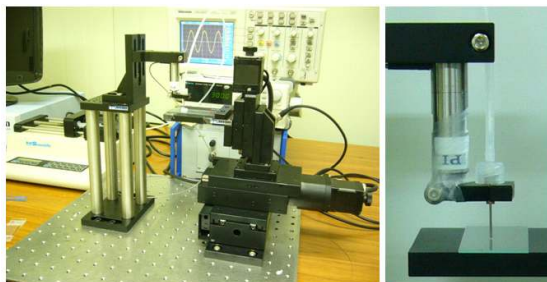


Fig. 1 Photograph of 3D plotter with oscillating nozzle

2.2 PCL 스트랜드의 제조

본 실험에는 염화메틸렌(Methylene chloride, MC)에 27wt%로 용해된 PCL 용액이 사용되었다. 노즐 이동 속도와 스트랜드 직경에 대한 진동의 영향을 알아보기 위하여 진동수가 0과 300Hz일 때의 노즐 속도를 3~7mm/sec로 변화시켰으며, 그들의 직경을 측정하였다. 또한 PCL 스트랜드의 기계적 특성 변화를 관찰하기 위하여 노즐 이동 속도를 고정한 후 진동수가 각각 0, 100, 200,

300Hz, 진폭이 각각 0, 50, 100V의 조건에서 제조하였으며, 제조된 스트랜드와 진동수와 진폭이 주어지지 않고 제조된 스트랜드의 기계적 특성을 비교하였다.

2.3 PCL 스트랜드의 인장실험

진동이 PCL 스트랜드에 미치는 영향을 알아보기 위해 하중용량(load capacity)이 500mN, 하중 분해능(load resolution)이 50nN, 변위 분해능이 35nm인 Nano-UTM (MTS Corp., USA)를 이용하여 인장실험을 수행하였다. 우선, 분석을 위해 제작된 PCL 스트랜드를 한 가닥씩 종이로 만든 지그에 테이프로 고정시킨 후 현미경을 이용하여 스트랜드의 형상(직경, 두께, 길이)을 측정하였다. 그리고 Fig. 2에서와 같이 PCL 스트랜드가 고정되어 있는 종이 지그를 Nano-UTM에 고정시켰다. 그리고 0.03mm/s 속도로 PCL 스트랜드를 인장시키며 그 변형률을 측정하였다. 이를 변형률 속도(strain rate)로 환산하면 1×10^{-3} /s 이다.



Fig. 2. Photograph of the tensile testing machine with the tensile fixture and the paper jig.

3. PCL 스트랜드의 특성분석

3.1 진동에 따른 PCL 용액의 점도변화

진동이 PCL 용액에 미치는 영향을 알아보기 위하여 각각 20, 27, 30 wt%의 PCL 용액을 준비

한 후 그들의 점도 변화를 측정하였다. Fig. 3은 그 결과를 나타낸 그래프이다. Fig. 3에서 보여지는 바와 같이, 진동의 세기가 커질수록 용액의 점도가 감소하는 경향을 나타내는 것을 확인할 수 있다. 이는 다음과 같은 현상으로 설명할 수 있다.

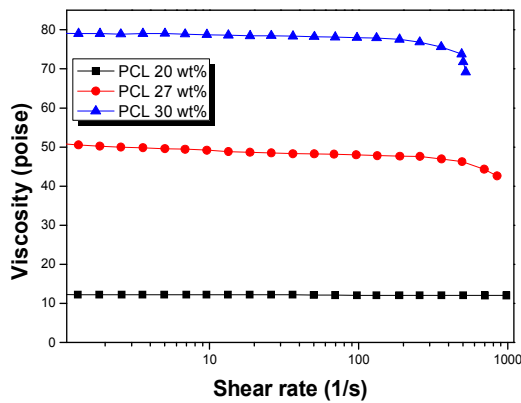


Fig. 3. Viscosity change of PCL solution having different concentration with various frequency.

이상적인 고체란 혹은 법칙으로 나타낼 수 있는 완전 탄성체로써 가한 힘을 제거하면 원래 형태로 완전히 복원되는 물질을 말하며, 이상적인 액체란 뉴턴의 법칙으로 나타낼 수 있는 완전 점성체로써 이에 가해진 힘은 흐르는데 모두 사용되어 전혀 복원되지 않는다. 그러나 일반적으로 실제액체는 이상고체와 이상액체의 특성인 점성과 탄성을 모두 나타내게 된다. 이러한 유체는 전단속도(shear rate)의 변화에 관계없이 일정한 점도를 보이는 뉴턴성 유체(Newtonian fluid)와 전단속도에 따라서 점도의 변화를 보이는 비뉴턴성 유체(Non-newtonian fluid)로 분류할 수 있다. 비뉴턴성 유체는 전단속도의 증가에 따라 점도가 감소하는 전단박화 유체(shear thinning fluid)와 점도가 증가하는 전단탁화 유체(shear thickening fluid) 및 점도가 일정한 전단력(yield stress) 이상에서만 흐름이 가능한 빙햄 유체(Bingham fluid)로 나누어진다. 그 중 고분자 용액은 전형적인 전단박화 유체의 특성을 나타내는 것으로 알려져 있다[4]. Fig. 2의 결과로부터 PCL 용액 역시 전형적인 전단박화 유체임을 알 수 있으며, 용액의 농도가 진할수록 보다 확실하게 전단박화 현상이 일어남을 알 수 있다. 진동의 세기가 커짐에 의해 용액

의 점도가 감소함으로써 진동노즐 실험 시 진동의 세기가 커짐에 따라 스트랜드의 굵기가 굵어질 것이라 예상된다.

3.2 진동에 의한 PCL 스트랜드의 표면 변화

진동에 의한 PCL 스트랜드의 표면 변화를 알아보기 위하여, 각각 20, 27, 30 wt%의 PCL 용액을 사용하여 진동 실험을 수행하였다. Fig. 4는 서로 다른 농도를 가지는 PCL 용액으로부터 진동을 부여받아 제조된 PCL 스트랜드의 표면을 SEM을 통하여 관찰한 것이다. 그림에서 보여지는 바와 같이 20 및 27 wt%의 경우와 같이 용액이 묽을 경우에는 상대적으로 용매의 양이 많아 표면이 균는데 시간이 오래 걸리기 때문에 표면의 요철 형태가 균기 전에 진동의 영향에서 벗어나게 된다. 따라서 요철 형태가 나타나지 않는 구조를 가지게 된다. 그러나 30 wt%와 같이 적당한 농도를 가진 용액에서는 진동의 영향에서 벗어나기 전에 빠른 표면의 경화가 이루어지기 때문에 진동에 의해 생긴 표면의 요철을 확인할 수 있다. 이러한 표면의 요철은 지지체를 제조하는데 있어 세포의 점착을 보다 용이하게 하는데 중요한 요소로 작용하게 된다. 따라서 본 연구에서 제조된 진동 노즐 시스템은 스트랜드 가닥마다 표면에 요철을 부과함으로써 보다 세포의 생장이 용이한 구조를 제조할 수 있음을 확인하였다.

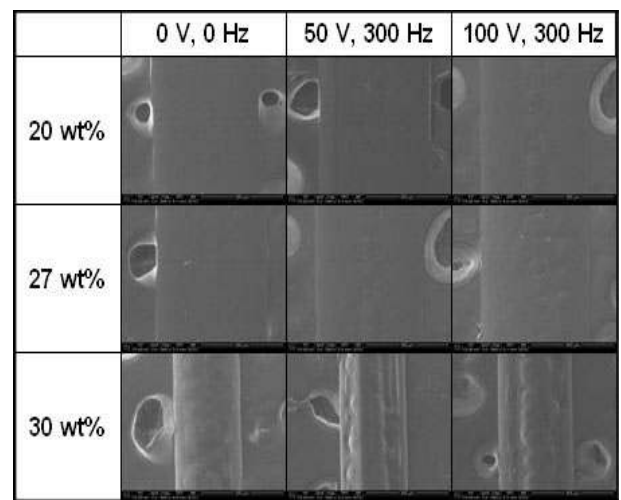


Fig. 4. SEM photographs of PCL strand surface having different concentration.

3.3 진동에 의한 PCL 스트랜드의 직경 변화

준비된 PCL 27wt% 용액은 15 μ l/min의 속도로 노즐에 주입되었으며, 노즐 이동 속도가 PCL 스트랜드에 미치는 영향을 알아보기 위하여 노즐 이동 속도를 3~8mm/sec의 속도로 변화를 주었으며, 진동의 영향을 살펴보기 위해 노즐의 이동 속도를 동일하게 변화시키면서 100V, 300Hz의 진동을 노즐에 부여하였다. Fig. 5는 다양한 노즐 이동 속도에 따른 진동 부여 여부에 관한 PCL 스트랜드의 직경변화를 나타낸 그래프이다. 그림에서 보여 지는 바와 같이, 노즐 이동 속도가 빨라질수록 스트랜드의 직경이 가늘어 지는 것을 확인할 수 있으며, 또한 점도 측정 결과 시 예측한 바와 같이 진동이 용액의 점도를 감소시킴으로 인해 진동이 부여된 상태에서 제조된 PCL 스트랜드의 직경이 그렇지 않은 것보다 큰 것을 확인할 수 있다.

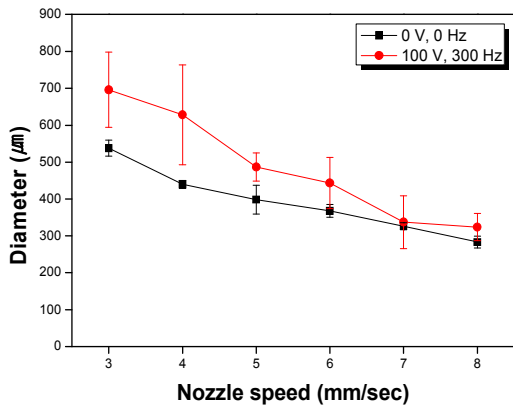


Fig. 5. Diameter change of prepared PCL strand by oscillating nozzle system.

3.4 진동에 의한 PCL 스트랜드의 기계적 강도 변화

진동노즐 시스템으로 제작된 PCL 스트랜드의 진동수 및 진폭의 변화에 따른 기계적 강도 변화를 측정하기 위해 진동수 100~300Hz, 진폭 0~100V의 조건 하에서 제조된 PCL 스트랜드와 일반 조건(0Hz, 0V)에서 제조된 PCL 스트랜드의 탄성률 (Elastic Modulus)과 항복강도 (Yield Strength)를 비교하였다. 그 결과를 Fig. 6, 7에 나타내었다. Fig. 6의 결과에서 확인할 수 있듯이,

스트랜드의 탄성률은 진폭이 커짐에 따라 증가한다. 그러나 노즐의 진동수는 PCL 스트랜드의 탄성률에 뚜렷한 영향을 미치지 않는다는 것을 알 수 있다.

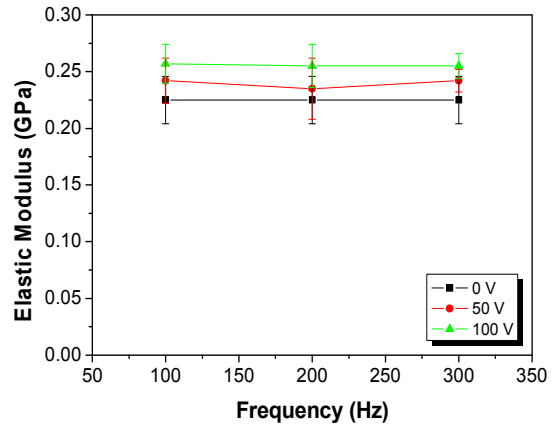


Fig. 6. Elastic modulus of PCL strand with respect to frequency and amplitude of the oscillating nozzle.

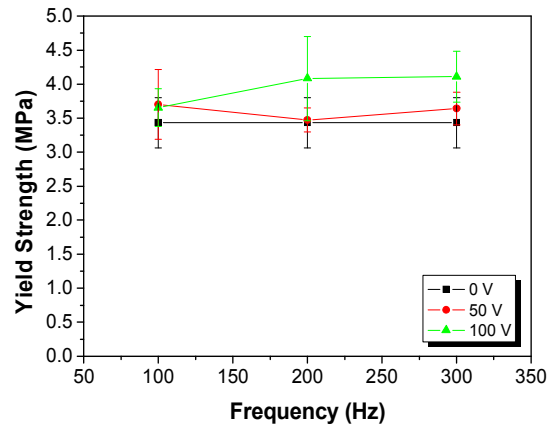


Fig. 7. Yield strength of PCL strand with respect to frequency and amplitude of the oscillating nozzle.

Fig. 7은 진동수와 진폭이 항복강도에 미치는 영향을 나타낸 그래프이다. 위의 결과와 유사하게 진동수에 따른 항복강도의 증가여부는 명백하게 나타나지 않는다. 그러나 항복강도는 탄성률과 마찬가지로 진폭의 증가에 따라 증가하는 경향을 나타내었다.

4. 결론

본 연구에서는 진동 노즐을 이용한 3차원 플로터를 제작, 설계하였으며, 생분해성 고분자인 PCL 스트랜드를 제작하였다. 진동의 영향이 PCL 용액에 미치는 영향을 알아보기 위해 진동수를 올려가며 그들의 점도를 측정하고, 일반적인 고분자 용액에서 나타나는 특성인 전단박화 현상이 일어남을 확인하였으며, 이로부터 진동 노즐을 통해 PCL 스트랜드를 제작 시, 진동의 강도가 커질수록 제조되는 PCL 스트랜드의 직경은 굵어지리라 예상하였으며, 진동이 부여된 상태에서 제조된 PCL 스트랜드의 직경이 같은 노즐 이동 속도를 갖는 진동이 부여되지 않은 PCL 스트랜드의 직경보다 큼을 확인하였다. 또한 인장 실험을 통해서 스트랜드의 탄성률이 진폭이 커짐에 따라 증가하는 것과 노즐의 진동수는 스트랜드의 탄성률에 그리 큰 영향을 미치지 않는 것을 확인하였으며, 진폭에 대한 영향은 항복강도 실험에서도 유사한 결과를 나타내었다.

따라서, 본 연구에서 제안된 진동 노즐에 의해 제조된 3차원 지지체의 각 스트랜드의 기계적 물성이 향상됨을 확인하였다.

후 기

본 연구는 한국기계연구원 전문연구사업인 “자연모사 응용 바이오 기계 시스템 기술개발”의 지원을 받아 수행되었습니다.

참고문헌

- (1) 과학기술부, 한국과학기술정보연구원, 2005, "생체조직공학 기술의 동향분석," *기술동향분석보고서*, pp.1 ~5
- (2) E.Sachlos and J. T. Czernuszka, 2003, "Making Tissue Engineering Scaffolds Work. Review of The Application of Solid Freeform Fabrication Technology to the Production of Tissue Engineering Scaffolds," *European Cells and Materials*, Vol.5, pp.29~40
- (3) Wai-Yee Yeong, Chee-Kai Chua, Kah-Fai Leong and Margam Chandrasekaran, 2004, "Rapid prototyping in tissue engineering: challenges and

potential," *Trends in Biotechnology*, Vol.22, No.12, pp.643~652

- (4) 김성철, 김도현, 김두호, 김영철, 김진학, 박태석, 안정호, 이광희, 이기윤, 이두성, 이재홍, 임순호, 하창식, 1994, "고분자 공학 I", 희중당, pp. 345~347