

UV LED 광조형을 이용한 조직 스캐폴드의 제작 Fabrication of Tissue Scaffold Using The UV LED Stereolithography

*김현태¹, 박인백¹, #이석희²

*H. T. Kim¹, I. B. Park¹, #S. H. Lee(sehlee@pusan.ac.kr)²

¹ 부산대학교 기계공학과, ² 부산대학교 기계공학부

Key words : Ultraviolet Light Emitting Diode(UV LED), Tissue Scaffold, Stereolithography

1. 서론

제품의 CAD 데이터로부터 각종 재료등을 이용하여 3차원 형상을 제작하는 쾌속조형(Rapid Prototyping)은 꾸준히 발전되고 있다. 다양한 쾌속조형 방법 중 복잡한 3차원 형상 제작에 적합한 광조형 기술은 광경화성 수지에 빛을 조사하여 경화시켜 한 층을 만들고, 그 위에 새로운 층을 쌓아가는 과정을 반복하여 제작하는 기술이다. 광조형에서 광경화성 수지를 경화시키기 위해 일반적으로 사용된 광원의 대부분은 UV 램프, UV 레이저이다. 하지만 최근 친환경, 고효율에 관심이 커지면서 LED에 대한 관심이 집중되고 있다. 광조형에서 기존의 램프나 레이저를 대체하여 UV LED(Light Emitting Diode)를 광원으로 사용할 경우 다음과 같은 장점을 가질 수 있다. 열 발생이 적어 열에 약한 제품을 제작할 수 있으며, 점등 후 바로 발광하므로 예열시간을 줄일 수 있고, 수명이 길어 광원 교환 횟수를 줄일 수 있다. 게다가 충격에 강하며 친환경, 고효율, 소형화를 가능하게 함으로서 현재 고가의 광조형 장비를 보다 저렴하게 제작, 유지할 수 있다.¹ 이러한 UV LED의 장점 때문에 LED를 기반으로 하는 광조형 기술들이 접착이나 프린팅등에 사용이 늘어나고 있고, 세계적으로 발전 가능성을 크게 예측하고 활발한 연구가 진행되고 있다. 이번 연구에서는 다양한 분야 중 바이오 소재를 이용한 조직 재생용 스캐폴드의 제작을 하려고 한다. 현재 세포 성장에 필요한 마이크로 단위의 다공성 스캐폴드를 만드는 실험들은 많이 이뤄지고 있으나 너무 작은 크기 때문에 실제 활용성이 떨어진다. 따라서 넓은 부위에 적용할 만큼의 크기로 제작하면서 마이크로 단위의 다공성을 가지는 스캐폴드를 제작하는데 UV LED를 이용한 광조형 기술을 이용하고자 한다.

2. UV LED 광원의 광경화 시스템

스캐폴드를 제작하기 위해서는 넓은 면적을 빠른 시간에 정밀하게 가공하여야 하며 생체적합성 수지를 광경화 해야 하는 제약이 있다. 게다가 UV LED를 광원으로 사용할 경우 UV 레이저보다 적은 조사에너지와 발광체의 형상에 따른 빛의 집중성이 떨어지는 문제를 가지게 된다. 이러한 문제점이 있는 UV LED (Seoul Optodevice, 365nm)로부터 나온 빛의 초점을 효율적으로 모으기 위해 collimator와 convex lens(focal length : 25mm)를 장착하였다. 형상제작은 톨 패스를 사용해 광축을 이동시킬 수 있도록 NI instrument 사의 모션 컨트롤러를 X-Y 축에 연결하였다. Fig. 1 은 시스템의 개략도이다. X-Y축은 서보모터로 연결되어 있으며 최대 이송거리는 X:250mm, Y:350mm, 분당 이동속도는 X-Y축 모두 분당 5mm 이내로 제어 가능하도록 제작하였다. 그리고 labview8.0을 이용하여 X-Y축을 제어할 수 있도록 프로그래밍 하였다. X-Y축 위에 이송 스테이지를 장착해 그 위에 UV LED와 Convex lens를 설치하였다. 적층을 위한 Z축은 마이크로 스텝이 구현 가능한 오토닉스 사의 컨트롤러와 스텝모터로 1펄스당 수직 방향으로 약 5nm의 이송을 가지도록 제작되었다.

3. 재료 및 실험 방법

피부 조직에 사용할 스캐폴드를 제작하기 위해 생분해성 재료를 이용해야 한다. 생분해성 재료란 몸속에서 가수분해가 되어 몸 속에서 사라지는 화학구조를 가진 재료로서 본 연구에서는

광조형에 널리 이용되어 온 PPF(Poly Propylene Fumarate)를 합성하여 사용하였다.² PPF를 합성하기 위해서 DEF(Diethyl Fumarate)와 PG(Propylene Glycol)을 1:3 몰 비로 혼합하고 ZC(Zinc Chloride)를 반응 촉매로, HQ(Hydroquinone)를 가교 억제제로 사용하였다. PPF의 합성 과정은 Fig. 2 에 설명하였다. 제작된 PPF는 그대로 사용하기에 점도가 높고 경화가 잘 이루어지지 않는다. 따라서 C=C 결합이 있어 광가교 반응이 이루어지는 DEF를 PPF:DEF=7:3 으로 희석시킨 후 5wt%의 DMPA (Dimethoxy phenylacetophenone)를 첨가한 후 40°C에서 24시간 동안 stir를 이용해 잘 섞어주었다.³

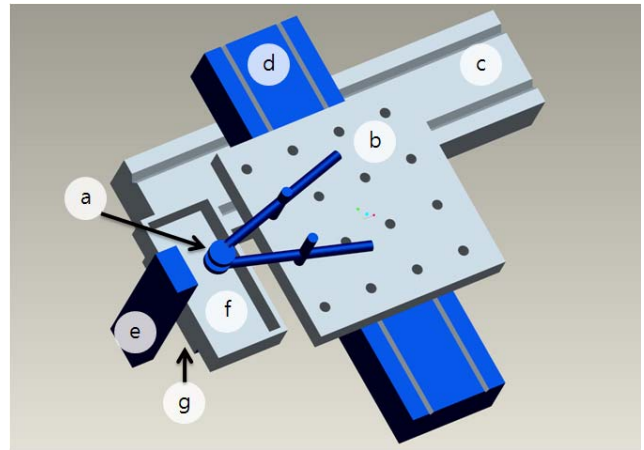


Fig. 1 Schematic of scanning stereolithography using UV LED @UV LED & Convex lens (b)X-Y axis stage (c)X-axis (d)Y-axis (e)Z-axis (f)Bath & Resin (g)Z-axis stage

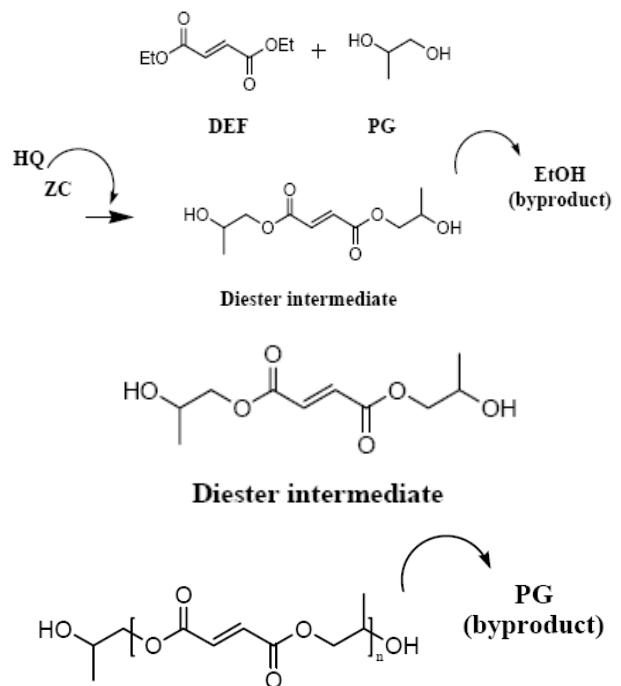


Fig. 2 Schema of PPF Synthesis

PPF-DEF 혼합 수지는 입력전압과 x-y축의 이동속도에 따라 조사 에너지가 차이가 생기고 이에 따라 경화 폭과 깊이가 달라진다. Fig. 3은 조사 에너지에 따른 PPF의 경화 폭과 깊이를 나타낸 것이다. 경화 폭은 400um까지 제작 가능하나 조사 에너지가 작으면 모양이 디자인 한 것과 같이 정밀하게 제작되지 않는 경우가 있으므로 경화 폭은 500um 이상이 되어야 정밀하게 제작할 수 있다. 이번 연구에서 제작할 스캐폴드는 피부 조직 재생용으로 단층의 스캐폴드이다. 가장 간단한 구조로서 500um×500um의 사각형 모양의 공극(pore)을 가지고 두께는 50um로 Fig. 3과 같이 설계하였다. CAD 프로그램을 사용하여 제작된 형태를 좌표로 변환하여 지정된 좌표로 이동할 수 있도록 Labview를 이용하여 프로그래밍을 한다. Labview에 의해 프로그래밍된 좌표에 따라 X-Y 이송 스테이지 위에 설치되어 있는 광원이 수직위를 입력전압 3.5V, 전류 40mA, 이동속도 10rpm으로 이동하면서 경화시켜 형상을 제작한다.

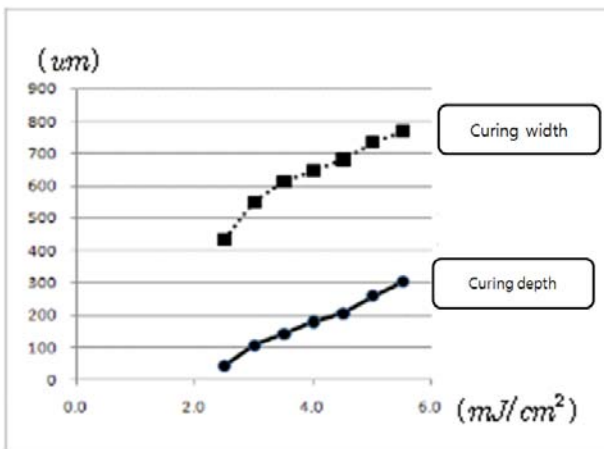


Fig. 3 Measurement of curing properties according to exposure energy

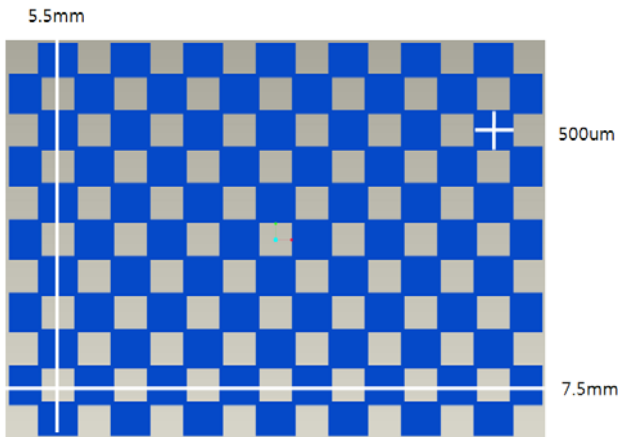


Fig. 4 Design of tissue scaffold

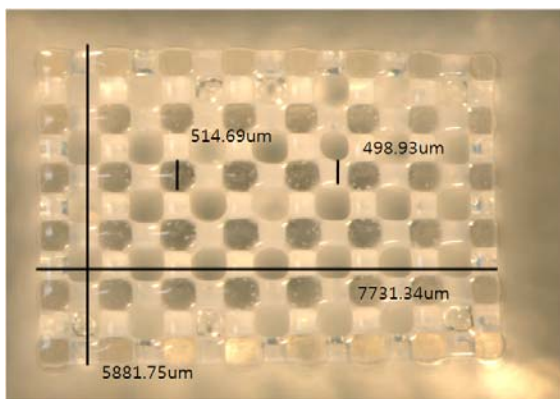


Fig. 5 Tissue scaffold

Fig. 4에서와 같이 디자인 하였고 실제 제작된 스캐폴드는 Fig. 5이다. 500um 폭을 정밀하게 경화시키기 위해 한 선폭을 2회 나누어서 경화를 하였다. 그런데 Fig. 5에서 보는 것과 같이 공극의 귀퉁이 부분의 모양이 직각의 형태가 아닌 라운드가 되었는데 이는 빛의 확산으로 인한 경화로 보이며 스팟 사이즈를 더 줄여야 할 문제로 보인다. 그리고 조사에너지의 차이에 의해 경화 폭과 깊이가 동시에 영향을 받으므로 단층의 구조물일 경우 깊이에 구애되지 않고 폭만 고려하여 설계, 제작하면 된다. 하지만 적층을 하여 여러 층을 쌓아야 하는 경우, 특히 스캐폴드와 같이 경화층 아래에 공극이 존재해야 하는 경우에는 문제가 된다. 경화 깊이를 맞추었는데 폭이 맞지 않거나 폭을 맞추었는데 경화 깊이가 나오질 않거나 하는 문제들이 생길 수 있다. 따라서 경화 깊이나 폭 중에서 더 정밀한 요구를 하는 치수를 기준으로 조사에너지를 구해내고 이에 맞추어 경화시의 반복 회수를 결정하여 정밀도를 높여야 할 것이다.

4. 결론

저비용 친환경으로 각광받고 있는 UV LED를 광조형의 광원으로 이용함으로써 경제성과 효율성을 높일 수 있는 연구들이 이루어지고 있다. 따라서 기존의 UV 레이저를 사용했던 분야들이 점차 UV LED로 대체될 것이다. 이번에 생분해성 재료인 PPF를 사용한 광경화 연구는 UV LED의 활용성을 더 넓힐 수 있는 계기가 될 것이다. 하지만 아직 큰 스팟 사이즈로 인해 마이크로 단위의 정밀한 구조물을 만드는데 따른 제약과 기존의 레이저에 비해 작은 에너지로 인한 수지의 제한은 더욱 연구가 필요하다. 하지만 LED 기술의 발전이 빠르게 이루어지고 있으므로 LED 발전에 맞추어 대면적의 구조물을 제작하면서 그 안에는 마이크로 단위의 정밀도를 가질 수 있도록 한다면 기존 레이저의 장점과 LED의 장점을 잘 조합시켜 더 넓은 활용을 할 수 있을 것이다. 따라서 피부 조직 재생용 스캐폴드 뿐만 아니라 연골 조직 재생용 스캐폴드 등의 의료 분야로의 확장과 전통적인 RP 분야등에서 필요한 복잡한 3차원 구조의 스캐폴드를 제작함과 동시에 PPF 이외에 PEGDA 등의 다양한 생분해성 재료에도 UV LED 광원을 적용 하게 될 것이다.

참고문헌

1. T. N. Oder, K. H. Kim, J. Y. Lin, and H. X. Jiang, "III-nitride blue and ultraviolet photonic crystal light emitting diodes," LASERS, OPTICS, AND OPTOELECTRONICS, Volume 84, Issue 4. 2004.
2. Fisher J. P., Dean D., Mikos A. G, hotocross-linking characteristics and mechanical properties of diethyl fumarate/poly(propylene fumarate) biomaterials," Biomaterials, 23, pp. 4333-4343, 2002.
3. Muggli D. S., Burkoth A. K and Anseth K. S., "rosslinked polyanhydrides for use in orthopedic application: Degradation behavior and mechanics," J. Biomed. Mater. Res., 46, pp.271-278, 1999.