

◆특집◆ 전통산업과 첨단산업의 창의적 융합을 위한 RP&M 기술 활용

RP&M 기술의 생체 및 나노 기술에 대한 적용

양동열*, 김효찬**, 박상후**, 임태우**, 박석희**

Application of RP&M for Bio and Nano Technology

Dong Yol Yang*, Hyo Chan Kim**, Sang Hu Park**, Tae Woo Lim** and Seuk Hee Park**

Key Words : Rapid prototyping and manufacturing(쾌속 조형 및 생산), Nano-Stereolithography (나노 입체형상제작공정), Two-photon Polymerization (이광자 흡수 광중합), Bio-degradable polymer (생분해성 폴리머), Scaffold (지지체)

1. 서론

복잡한 3 차원 형상을 가진 임의의 자유 형상을 하나의 공정으로 제작할 수 있는 쾌속 조형 기술은 제품의 개발기간과 비용의 단축이 절실하게 요구되는 모든 산업 분야에서 널리 활용되어 왔다. 특히, 세계적으로 경쟁이 치열한 자동차, 가전, 전자 산업에 제품의 납기를 단축하기 위해 쾌속 조형 기술은 1980 년대 개발 후 산업분야에서 널리 활용되어 왔다. 그런데 최근 들어 쾌속 조형 기술의 디지털화된 형상 데이터에 따라 임의의 자유 형상을 빠르고 경제적으로 제작할 수 있는 특징이 활용되어 그 응용 범위가 점차 확대되고 있다.^{1,3} 특히, 차세대 기술로써 고부가가치 제품을 생산할 수 있는 생체 및 나노 분야에서의 응용은 쾌속 조형 기술에 대한 새로운 가치를 창출하는 분야로 현재 많은 연구가 이루어지고 있다.

쾌속 조형 기술의 생체 분야 응용은 CT(Computer Tomography)장비나 3 차원 초음파 기

술등 인체 형상 데이터를 쉽게 획득하고 이 데이터로부터 3 차원 형상을 복원하는 기술이 발달함에 따라 연구가 진행되기 시작했다. 이러한 데이터는 양질의 의료서비스를 위해 환자 맞춤형 의료기기를 제작하여 시술하는데 사용된다. 그러한 방법 중 하나로 최근 들어 조직공학측면에서 쾌속조형 기술이 활발하게 활용되고 있다. 조직 공학은 생명 과학과 공학의 기본 개념을 융합하여 생체 조직의 구조와 기능 사이의 상관관계를 규명하고 나아가 생체 조직을 대체할 수 있는 대용품을 만들어 이식함으로써 신체 기능을 유지, 향상 또는 복원하는 것을 목적으로 한다. 재료 과학의 발달과 함께 등장한 생분해성 고분자는 조직공학의 발전에 크게 기여하였다. 생분해성 고분자는 인체 내에서 일정 시간이 흐르면 스스로 분해되어 없어지는 특성을 가지고 있어서 조직 공학의 목적에 적합하다. 이러한 특성을 이용하여 생분해성 고분자를 섬유화하고 이를 부직포와 같은 형태로 만들고 그 위에 세포를 심는 실험이 시도 되었다. 그 결과 성공적으로 세포가 성장, 분화하고 조직을 형성하는 결과를 얻게 되었다. 최근 이러한 조직 재생에 도움을 주는 생분해성 지지체 (Scaffolds)의 연구에 관심이 집중되고 있다. 지지체의 기본적인 생화학적, 기계적 물성은 다양한 생체 적합성 재료와 여러 제작 방법을 이용함으로써 실현될 수 있다.⁴

* 한국과학기술원 기계공학과

** 한국과학기술원 대학원 기계공학과

Tel. 042-869-3214, Fax. 042-869-3210

Email dyyang@kaist.ac.kr

생산기술, 쾌속조형, 소성가공, 나노공정 및 생체분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

현재 가장 많이 사용되는 지지체의 제작 방법으로는 섬유 압착, 염 추출법, 상분리법, 이산화탄소를 이용한 고압기체 팽창법, 유화동결 건조법, 입자 소결법 등이 있다.⁵ 그러나 이러한 방법으로는 원하는 자유 형상이나 공극의 크기 및 모양을 얻기가 어렵고 공극끼리의 내부 연결성이 보장되지 않는 문제점을 가지고 있다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 최근에는 패속조형 기술을 이용하는 새로운 지지체 제작 방식이 주목되어 연구되고 있다. 패속 조형 기술을 응용하여 2002년 Giovanni 등은 PDMS 몰드를 리소그래피 방식으로 제작하고 PLGA 용액을 몰드에 주조하여 다공성 지지체를 제작하였다. 또한 생체폴리머 용액을 공기압으로 가는 노즐에 분사하는 방식으로도 제작하였다.⁶ 2003년에 Andreas 등은 폴리우레탄을 공기압을 이용하여 분사하는 방식과 3D printing 방식을 채택하여 제조하였다.⁷ 2004년 Koji 등은 FDM 방식을 이용하여 PCL 생분해성 폴리머를 고온으로 녹여 노즐에 분사하여 지지체를 제작하였다.⁸ 또한 2004년 Gianluca 등은 선택적으로 레이저를 조사하여 소결하는 방식으로 제작한 바 있다.⁹

이러한 복잡한 3 차원 형상의 생체 지지체를 제작하기 위해 패속 조형 기술은 단일 공정으로 제품을 제작할 수 있을 뿐만 아니라 지지체 형상 및 공극 크기를 다양하게 조절할 수 있어 관련 연구가 활발히 이루어지고 있다.

이러한 패속조형기술의 첨단 과학에서의 응용은 생체뿐만 아니라 나노 분야에서도 많은 연구가 이루어지고 있다. 패속조형기술과 다양한 나노 공정기술 (Nanotechnology)과 결합하여 마이크로 (μm) 이하의 정밀도를 가지는 초정밀 3 차원 제품 제작에 대한 연구가 집중적으로 진행되고 있다. 나노기술과 연계된 적용분야도 전자/반도체 및 정보통신 분야를 중심으로 바이오/생명공학, 환경, 에너지, 화공분야까지 다양하게 확장되어 발전하고 있으며, 이들 기술은 고집적화, 다기능화, 소형화 등의 특징을 가진다. 최근에는 저비용으로 대량생산이 가능한 나노 공정기술 개발에 많은 연구들이 진행되고 있으며 이러한 공정들의 대표적인 사례로는 UV 광을 이용한 나노 임프린트 공정과 Polydimethylsiloxane (PDMS) 스탬프를 이용한 소프트 리소그래피 (Soft lithography) 공정 등이 있다.¹⁰ 정밀한 패터닝 공정에 활용되는 전자빔 리소그래피 (Electron beam lithography) 는 선풍 정밀도

가 5 nm 까지 달성되고 있다.¹³ 그러나 이러한 방법들은 복잡한 3 차원 형상을 제작하기에는 한계가 있거나 제작비용이 많이 든다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 패속조형기술과 펄스 레이저의 이광자 흡수 광중합 (Two-photon polymerization; TPP) 현상을 이용하여 100 nm 수준의 정밀도를 가지며 3 차원 형상을 제작할 수 있는 공정에 대한 연구가 최근 몇 년간 진행되고 있다.¹⁴⁻¹⁶ 이광자 흡수 광중합 현상은 고출력 레이저에 의한 비선형 광학현상으로 펄스 레이저의 높은 침투출력 부근에서 광자 두 개를 10^{-15} sec 이내에서 동시에 흡수하여 광중합 레진이 중합되는 현상인데 빔의 회절한계 이하의 정밀도로 제작이 가능하여 고정밀도를 요구하는 형상제작 공정에 활용이 가능하다. TPP 현상을 이용한 경우 다른 공정으로 제작하기 어려운 3 차원 형상 제작이 가능하며, 마스크 없이 직접적으로 100 nm 수준의 정밀도를 가지는 복잡한 형태의 패턴이 제작 가능하다. 이러한 패속조형기술을 이용한 극미세 3 차원 형상의 예상 응용분야는 3 차원 광결정체 (3D photonic crystal) 제작, 고정밀도 정보저장 장치, 나노 반응기등 다양하다.

따라서, 본 논문에서는 첨단 산업에서 활용되고 있는 패속조형기술의 새로운 응용분야인 생체 및 나노 응용에 대한 연구에 대해 알아보하고자 한다.

2. 생체분야 활용에 대한 연구

2.1 생분해 지지체 특성

Fig.1 와 같이 지지체는 조직세포의 용이한 부착과 부착된 세포가 성장할 수 있어야 하며 인체 내의 대사물질의 전달이 가능하도록 적절한 크기의 공극과 구조 형상이 구현되어야 한다. 먼저 지지체에 세포가 접촉했을 때 면역반응이 일어나지 않아야 하며 지지체 내의 공극들끼리 서로 모두 연결되어 있어야 한다. 또한 배양되는 세포와 조직의 특성에 따라 적절한 공극의 크기 표면 및 기계적 성질을 갖추어야 한다. 지지체의 기본적인 생화학적, 기계적 물성은 다양한 생체 적합성 재료와 여러 제작 방법을 이용함으로써 실현될 수 있다. 이러한 지지체는 생분해성 고분자를 이용하여 앞절에서도 언급하였듯이 다양한 방법으로 제작이 가능하게 된다.

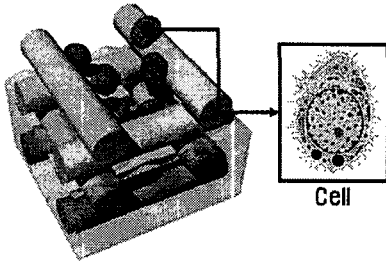


Fig. 1 Structure of scaffold culturing cell

2.2 생분해 지지체 제작을 위한 시스템 개발

쾌속조형기술을 이용하여 생체지지체를 제작하는 순서는 Fig. 2 와 같다. 필요한 손상 부위나 조직의 형상을 컴퓨터 단층촬영을 한 후, 결손 부위에 대한 3 차원 데이터를 얻는다. 이를 바탕으로 공구 경로를 생성하고 쾌속 조형 기술을 이용하여 지지체를 제작한다. 제작한 지지체에 손상 부위나 필요한 조직에 알맞은 세포를 배양하여 이식하고 조직을 재생해낸다.

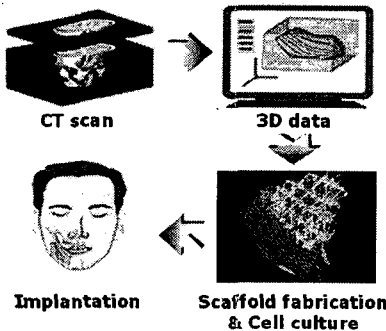


Fig. 2 Procedure of tissue engineering using RP&M technology

이와 같이 공극을 가지는 3 차원 구조물을 제작하기 위해서 형상을 우드파일 형식으로 데이터 변환한다. 변환한 데이터의 경로를 따라 폴리머 용액을 노즐분사를 통해 용착하는 방식으로 지지체를 제작하게 된다. 이러한 방식으로 지지체를 제작하기 위해 Fig. 3 과 같이 장치를 구성하였다.

장치의 기본적인 구성은 Fig. 3 와 같이 재료를 정량으로 토출 할 수 있는 압력 디스펜서 (세종산업, SD200S)와 3 축으로 제어할 수 있는 테이블, 재료를 분사하게 되는 노즐과 배럴로 이루어져 있다. 테이블은 최소 20 μm 까지 제어가 가능하며 압력 디스펜서는 0 - 6 kg/cm^2 까지 조절할 수 있다.

노즐은 내부 직경이 210 μm 인 것을 사용하였다. 지지체를 만들기 위한 기판은 편평한 플라스틱 살레 위에 테플론 코팅을 하여 제작하였다. 테플론 코팅은 지지체의 제작 후 기판과의 분리가 용이하게 하며 소수성 특성으로 인해 용착 후 단면 형상 유지에 도움을 준다.

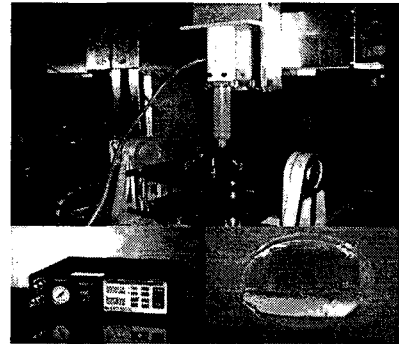


Fig. 3 Apparatus of polymer deposition using a micro nozzle

2.3 쾌속조형기술을 이용한 생체지지체 제작

2.3.1 수술후 유착 방지막 제작

개복 수술(Abdominal operation), 개흉 수술(Thoracotomy)과 같은 외과 수술 후에는 혈액의 응고나 조직의 자가 치유 등에 의하여 수술 부위가 주변의 기관이나 조직과 유착하는 문제가 발생한다. 이러한 문제로 인하여 조직 기능 이상 등의 각종 부작용이나 추가 수술이 따르게 된다. 최근 생분해성 재료를 수술 부위 주변에 적용하여 주변 기관과 유착을 억제하는 기술이 개발되고 있다.¹⁷ 생분해성 재료의 이용은 체내에 유착억제 역할을 수행한 후 자가 분해하여 제거 수술이 따로 필요 없는 데에 그 장점을 지니고 있다. 그러나 기존의 방식들은 적용되는 체내 기관, 피부 등 주변 기관의 기계적 성질이나 변형에 맞게 형상이나 기계적 성질을 조절할 수 없으며 체내 삽입 후에 적용 부위에 안정적으로 고정되지 않는 문제점을 지니고 있다. 따라서, KAIST 에서는 쾌속조형방법을 이용하여 환자에 맞는 수술후 유착방지막을 Fig. 4 와 같이 제작하였다.

유착 방지막 제작의 순서는 Fig. 4 과 같이 먼저 목적 부위에 맞는 환자에 맞는 형상 데이터를 읽어 들여 마이크로 노즐 이송에 적합한 지그재그 형태의 공구 경로를 생성하고 경로를 따라 기관에

토출하여 제작한다. 제작된 폴리머를 Fig. 4 와 같이 하이드로젤로 코팅하면 생체 적용성과 기능이 뛰어난 막을 얻을 수 있다. 제작된 유착방지막을 이용하여 *in vivo* 테스트를 수행한 결과 유착방지특성이 기존의 제품에 비해 뛰어난을 알 수 있었다.

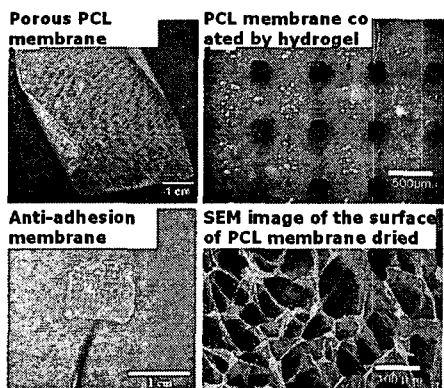


Fig. 4 Fabrication of PCL membrane coated by hydrogel

2.3.2 3D 프린팅 공정에 의한 지지체 제작

분말에 선택적으로 접착제를 분사함으로써 3 차원 형상을 조형하는 3D 프린팅 공정에 의한 지지체 제작에 대한 연구가 이루어지고 있다. 3D 프린팅 기술에 적합한 생체 적합성 고분자 재료를 개발하기 위해 녹말(Starch)을 기본으로 하는 파우더 형태의 재료를 개발하였다.

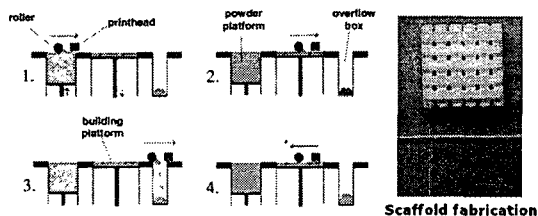


Fig. 5 Process of scaffold fabrication using 3D printing

Fig. 5 와 같이 지지체 제작과정은 롤러를 통해 상기 개발된 파우더를 빌딩 플랫폼에 이송시켜 펼쳐주게 되고 원하는 형상에 맞추어 선택적으로 바인더를 잉크젯방식으로 분사한다. 이와 같은 과정을 반복 적용하여 3 차원 지지체를 제작하게 되며 본 연구에서 개발되어 사용된 파우더는 50 wt.% cornstarch (Max' s, Holland), 30 wt.% dextran (Sigma,

USA) 과 20 wt.% gelatin (Nitta Gelatin, Japan)의 혼합 형태로 제조되어 사용되고 바인더로서는 증류수가 이용되었다.¹⁸

2.3.3 용착 조형 공정을 이용한 지지체 제작

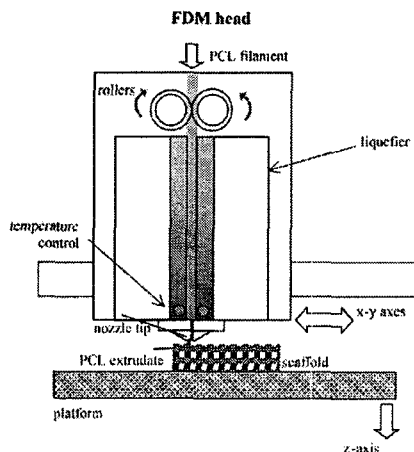


Fig. 6 Schematic diagram of the FDM extrusion and deposition process

현재 상용 폐속조형공정으로 가장 많은 활용이 이루어지고 있는 용착조형(Fused Deposition Modeling; FDM)공정을 이용하여 지지체를 제작하는 연구가 진행되고 있다. 용착조형공정은 용융 재료의 사출에 의해 형상을 조형하기 때문에 다른 폐속조형공정에 비해 재료의 선택이 비교적 덜 제한적이다.

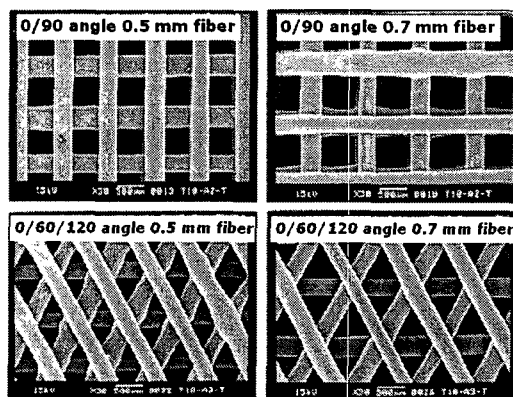


Fig. 7 Cut surface of PCL scaffold fabricated using T10 Tip

Fig. 6 에서 보는 것과 같이 생체적합성 재료인 PCL (Polycaprolactone)을 필라멘트 형태로 제조하여 틀러를 이용하여 노즐을 따라 용융되면서 3 차원 형상을 적층하게 된다. PCL 의 경우 유리전이 온도가 $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ 로 매우 낮기 때문에 상온에서 고무와 같은 탄성의 성질을 많이 띄게 되어 필라멘트 형태로 제조하여 사용하는 것이 가능하다. 이러한 방법을 이용하여 Fig. 7 과 같이 다양한 구조를 가진 지지체를 제작하고 각 구조체에 따라 기계적 물성 시험을 함으로써 동일 재료에서 구조체에 따른 기계적 물성값을 실험적으로 규명하였다.⁷

2.3.4 광조형 공정을 이용한 지지체 제작

광조형 공정은 비교적 정밀하게 형상을 제작할 수 있는 장점이 있는 반면에 고가의 장비 가격과 광조형 공정에 사용되는 광경화성 수지가 광경화 반응이 일어나면서 발생하는 라디칼의 유독성 때문에 생체지지체로 사용하는데 어려움이 많이 있었다. 그러나 최근 들어서 광경화 수지용 생체적합성 재료의 개발 뿐만 아니라 표면 처리에 대한 기술이 개발되면서 광조형 공정을 이용한 생체 지지체 제작에 대한 연구가 많이 수행되고 있다.

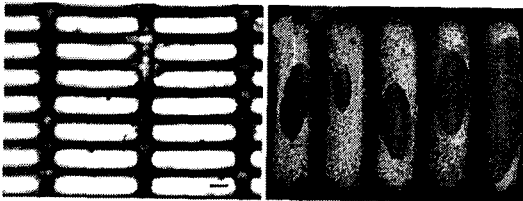


Fig. 8 Light micrograph of an unseeded 5:1 aspect ratio scaffold and a seeded scaffold

2005년에는 Viper Si SLA system(3D system)을 이용하여 Fig. 8 에서 보는 것과 같이 내부에 $100\text{ }\mu\text{m}$ 정밀도를 가지는 $20 \times 20 \times 0.75\text{ mm}$ 지지체 형상을 제작하였다. 제작된 생체 적합성 지지체의 재료는 WaterClear10120 (DSM somos)이며 세포가 표면에 배양될 수 있도록 지지체의 린싱 및 표면처리를 수행하였다.¹⁹

3. 나노스테레오리소그래피 공정을 이용한 3 차원 극미세 형상제작

3.1 이광자 광중합 현상

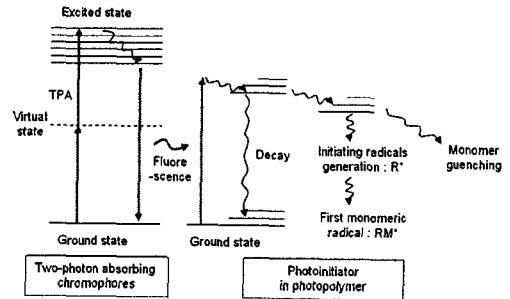


Fig. 9 The transfer process of photon energy in two-photon polymerization

이광자 흡수 현상은 Fig. 9 에 나타난 것처럼 이광자 흡수 색소 (Two-photon photosensitizer)가 동시에 두 개의 광자를 흡수하여 전기적으로 들뜬 상태가 된 뒤에 약간의 에너지를 소실한 후 흡수될 때의 파장보다 더 높은 파장을 가진 빛을 방출하고 다시 바닥 상태로 돌아가는 현상을 말한다. 이 때 방출된 단파장의 빛은 광경화 수지속의 광개시제 (Photoinitiator)가 흡수하여 전기적으로 들뜬 상태가 되고 일반적으로 10^{-6} 초 이내의 짧은 시간에 세가지 형태로 진행하게 된다.²⁰ 첫째, 들뜬 상태에서 빛을 방출하여 다시 광개시제로 돌아오거나, 둘째로 라디칼로 화학적 분해가 일어난 뒤 바로 광경화수지 내에 존재하는 산소와 같은 라디칼 소광 물질 (Radical quenching agent)과 반응하여 단량체와 결합능력을 상실하는 형태로 변형되거나, 셋째로 라디칼을 유지하면서 단량체와 결합하여 사슬성장중합 반응을 통하여 고분자 물질로 변환되는 부분으로 나누어진다.

광자 에너지에 의하여 중합반응이 진행되는 과정에서 중요한 역할을 하는 것은 광개시제와 이광자 흡수 색소이다. 광개시제는 중합반응 개시를 위하여 빛에 민감하게 반응하는 케톤계의 저분자 물질이며 이광자 흡수 색소가 발광하는 빛을 받아서 라디칼 (Radical)로 변환하게 된다. 생성된 라디칼이 고분자화 되기 위해서는 일정 수준 이상의 충분한 라디칼 밀도를 가져야 하기 때문에 중합반응을 위한 임계 에너지 (Threshold energy)가 존재하게 된다. 단량체와 사슬 반응으로 결합한 고분자 라디칼은 다른 라디칼과 만나게 되면 중합반

응이 멈추게 된다. 이러한 이광자 흡수 현상을 유발하기 위해서는 첨두출력이 MW 급이 되는 펨토초 레이저(Femtosecond laser) 시스템과 빔의 초점 크기를 줄이고 위치를 정밀하게 제어하는 광학기술 및 제어기술 그리고 이광자 흡수물질에 대한 고분자 재료개발 기술이 필수적으로 요구된다.

3.2 나노스테레오리소그래피 공정개발

현재까지 개발된 대부분의 나노 스테레오리소그래피 공정은 400 nm 대의 자외선 파장에서 반응하는 광중합 수지를 이용하여 극미세 3 차원 형상을 제작할 수 있다. Fig. 10 에는 KAIST 에서 개발한 나노 스테레오리소그래피 공정을 개략적으로 나타낸 것인데, 사용된 레이저는 80 fs 의 펄스 폭을 갖는 티타늄-사파이어 레이저이며, 작동주파수는 80 MHz, 파장은 780 nm 이었다.

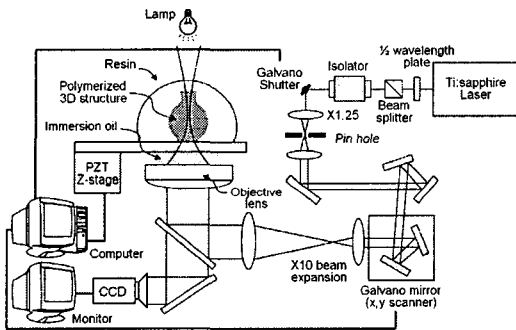


Fig. 10 Schematic diagram of the nano-stereolithography system

레이저 빔의 x, y 축 제어는 1.2 nm 분해능을 갖는 갈바노(Galvano) 스캐너를 이용하였다. z 축 방향에 대한 제어는 피에조(Piezoelectric) 타입의 나노 스테이지를 이용하여 적층 간격을 10 nm 수준으로 조절이 가능하였고, 레이저 빔의 조사시간은 갈바노 셔터를 이용하여 약 1 ms 수준까지 제어 가능하도록 하였다. 또한 셔터와 스캐너, z 축 스테이지는 자체 개발한 프로그램에 의하여 제어하였다. 그리고 대물렌즈(NA 1.4, ×100)와 광중합 레진이 올려지는 유리판 사이의 개수구(Numerical aperture; NA)를 높이기 위해 담금 기름(Immersion oil)을 사용하였다. 제작되는 과정을 확인하기 위하여 고배율 렌즈가 부착된 CCD 카메라를 이용하

여 모니터링 하였다.

3 차원 형상은 2 차원 평면좌표에 따라 복셀을 연속적으로 생성하여 한 층을 제작하고 z 축 방향으로 나노 스테이지를 이용하여 적층 두께만큼 이동한 다음에 다시 다른 층을 제작하여 만들게 된다. 이 때 복셀은 액상의 광경화 수지가 이광자 흡수중합 현상에 의하여 경화가 되는데 개개의 단위 복셀은 3 차원 형상의 정밀도에 직접적인 영향을 끼치게 된다.

3.3 다양한 극미세 형상 제작 기술

3.3.1 이중윤곽선 스캐닝법

3 차원 적층을 위한 2 차원 단면을 제작할 때 제작시간을 단축하기 위하여 레이저의 스캐닝 방식을 외곽선을 따라 생성하는 벡터 스캐닝(Vector scanning) 방식을 이용하였다. 이러한 경우에 윤곽선의 선 폭이 레이저의 출력과 조사시간에 따라 약 150 ~ 250 nm 수준으로 나타나기 때문에 형상 제작 이후에 에탄올로 고화되지 않은 단량체를 제거할 때 에탄올의 유동에 의하여 제작된 형상이 변형될 수 있다. 따라서 이러한 문제를 방지하기 위하여 이중 윤곽선 스캐닝 방법(Double contour scanning method)을 적용하여 강성을 보강하도록 하였다. 3 차원 CAD 형상에서 구한 단면 데이터의 윤곽선에서 법선벡터(Normal vector) 방향으로 100 nm 만큼을 오프셋(Offset)시켜서 윤곽선의 내부에 다시 스캐닝 경로(Loop)를 생성하도록 하였다. 그러므로 제작되는 형상의 윤곽선 두께는 250 ~ 350 nm 로 되어 단일 윤곽선 스캐닝 방법에 비하여 강성이 향상된다.

이중 윤곽선 스캐닝법에 의한 강성증대 효과를 검토하기 위하여 마이크로 포도주 잔을 제작하였다. 동일 형상을 단일 윤곽선 스캐닝 방법과 이중 윤곽선 스캐닝 방법을 각각 이용하여 제작한 뒤 제작된 형상의 강성을 비교해 보았다. Fig. 11 에는 레이저 출력 120 mW, 조사시간 2 ms 으로 제작된 폭 8.3 μm, 높이 9.8 μm의 마이크로 포도주 잔의 형상을 나타내었는데 단일 윤곽선 스캐닝 방법에 의하여 제작된 것은 강성이 취약하여 에탄올로 고화되지 않은 단량체를 제거하는 현상단계에서 변형이 발생되었음을 보여준다. 그러나 이중 윤곽선 스캐닝에 의하여 제작된 형상은 어떠한 가지적인 변화없이 입력된 설계 형상과 일치함을 확인할 수 있었다.²¹

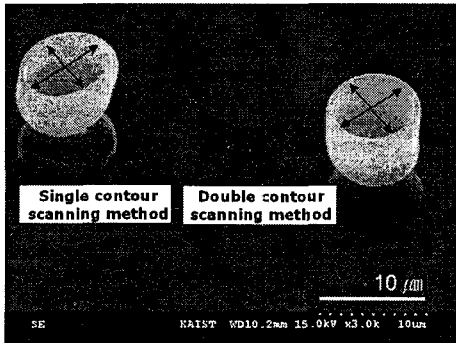


Fig. 11 SEM image of microcup fabricated by two methods

3.3.2 극미세 형상제작 효율향상에 관한 연구

2 차원 단면을 연속적으로 적층을 하여 3 차원 형상을 구현하는 경우 적층두께가 클수록 제작되는 형상의 정밀도가 떨어지거나 형상제작 자체가 불가능하다. 또한 제작되는 적층두께가 너무 작은 경우 데이터의 수가 너무 많아져서 제작하는 시간이 많이 걸리게 된다.

나노 스테레오리소그래피 공정에서 이러한 문제를 해결하기 위하여 영역분할 단면법 (Subregional slicing method; SSM)를 제안하였다.²² SSM 은 제작하는 형상의 꼭면 기울기를 계산하여 임계 적층두께를 계산하여 임계 적층두께에 따른 영역을 분할하게 된다.

각 분할된 영역에서 적합한 적층두께를 선정하여 슬라이싱한 다음 형상을 제작할 경우 제작 효율을 올릴 수 있다. Fig. 12(a), (b) 나타낸 제작결과에서 영역분할단면법으로 제작한 경우 유사한 제작시간이 걸리는 균일단면법의 경우와 비교하여 형상표면이 매우 우수하게 제작됨을 알 수 있다. 따라서 영역분할단면법을 이용한 경우 마이크로 렌즈 등의 표면조도가 중요한 디바이스 제작시 짧은 제작시간에 효과적으로 제작할 수 있음을 보였다.

제작효율을 향상시키는 다른 방법으로 마이크로 렌즈배열 (Micro-lens array)을 이용하여 동시에 3 차원 형상을 제작하는 방법에 대하여 연구가 진행되었다. Fig. 12(a)에는 마이크로 렌즈배열을 장착한 시스템의 개념도를 나타내었다. 이러한 경우 단일형상을 제작할 때와 달리 조사하는 레이저의 빔 출력을 상당히 높게 하여야 한다.²³

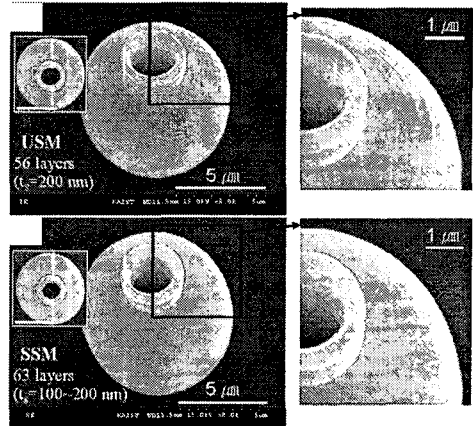


Fig. 12 SEM images of micro-jars

제작된 형상결과에서 나노 스테레오리소그래피 공정을 이용하여 3 차원 형상을 동시에 제작이 가능함을 보였다. 하지만 빔 분포의 불균일 등으로 제작되는 형상의 정밀도가 문제가 되는 부분이 있기 때문 정밀도 향상을 위한 방안이 필요하다.

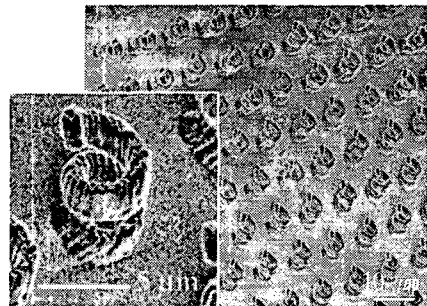


Fig. 13 SEM image of the self-standing microspring array

3.3.3 극미세 3 차원 형상의 응용사례

극미세 3 차원 형상을 이용하여 새로운 개념의 나노, 마이크로 디바이스 등을 개발하는 연구에 대하여 바이오, 전자, 광학 등 여러분야 에서 많은 시도가 진행되고 있다. 그 중에서 3 차원 광결정체는 향후 광반도체, 광컴퓨터 등을 제작할 수 있는 기반 부품이기 때문에 현재 제작공정 및 특성에 대한 연구가 진행되고 있다. 최근까지 나노 스테레오리소그래피 공정을 이용한 3 차원 광결정체에 대한 많은 연구가 진행되었다. 그 중에서도 굴절률을 높여서 광 대역폭 (Photonic band gap)을 넓히는 응용사례가 발표되었다. Fig. 14 에는 제작된 3

차원 광결정체 형상을 나타낸 것인데 이러한 공정 기술을 이용할 경우 전도성을 가지는 3 차원 형상 제작이 가능하기 때문에 새로운 영역의 연구가 창출될 것으로 사료된다.²⁴

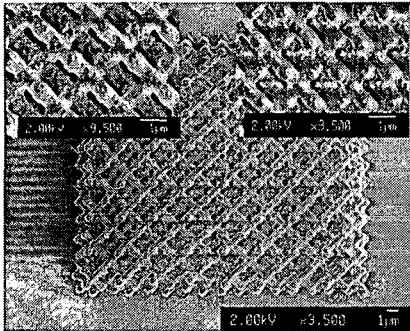


Fig. 14 SEM image of micro-sized 3D diamond photonic crystals structure of inorganic nanoparticles-polymer composite materials produced by two-photon polymerization

극미세 기계 부품제작을 위한 연구가 시도되었다. 마이크로 진동자를 제작하여 나노, 마이크로 크기에서 움직임 현상을 알아봄으로써 향후 새로운 나노 디바이스 설계에 활용할 수 있다. 나노 스테레오리소그래피를 이용하여 스프링 형태를 가지는 진동자를 제작한 뒤 레이저를 이용하여 광자 압력 (Radiation pressure)으로 작동시켰다.²⁵ 이러한 연구에서 수 마이크로 크기에서는 질량에 의한 관성력이 거의 영향이 없음을 보였다. Fig. 15 에는 제작된 마이크로 진동자와 실험결과를 나타낸 것이다.

2006 년 KAIST 에서는 나노 스테레오리소그래피 공정을 이용하여 정밀한 3 차원 형상을 대량으로 제작할 수 있는 나노임프린트 리소그래피용 스템프 제작 방법을 개발하였다. 나노 임프린트 리소그래피 공정은 10 nm 이하의 정밀도로 2 차원 패턴을 대략으로 제작하는데 매우 유리한 공정으로 평가되고 있다. 하지만 아직 대부분의 연구는 2 차원 패턴의 제작의 정밀화에 대해서만 진행되어 왔으며 3 차원 형상을 제작하기 위해서는 많은 2 차원 스템프의 사용과 반복적 공정 수행과정에서 필요한 정밀한 위치제어 등의 문제점이 있다. 3 차원 스템프를 이용한 직접적 제작은 2 차원 스템프를 이용한 반복적 성형에 비해 단일공정을 통한 완전

한 3 차원 자유곡면 제작과 단일 스템프 제작이라는 가격 경쟁력 측면에서 매우 유리하다.

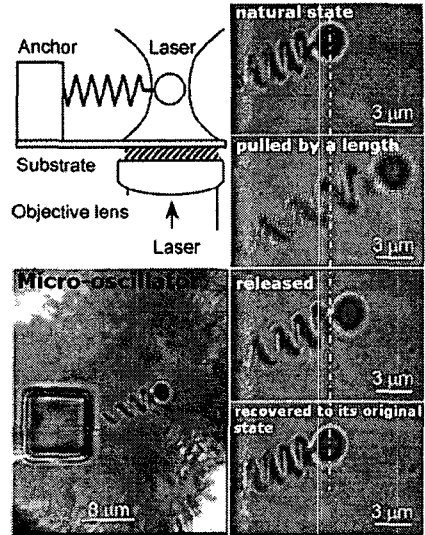


Fig. 15 A functional micro-oscillator system fabricated by TPP

나노 스테레오리소그래피 공정을 이용하여 제작된 글래스 기판 위에 3 차원 패턴으로부터 나노 임프린트용 스템프로 사용하기 위하여 애싱공정과, 다이아몬드상 카본 (Diamond-like Carbon; DLC) 코팅 공정을 수행하였다. O₂ 플라즈마 애싱 (Ashing) 공정을 이용한 형상 정밀도 개선 과정이다. 지금까지의 이광자 흡수 광경화 공정의 형상 정밀도는 렌즈 및 레진의 반응성 등의 시스템적인 특성 개선과 레이저 출력과 조사시간 등의 공정 변수의 최적화를 통하여 약 100 nm 의 선폭까지 달성되었다.

나노 스테레오리소그래피 공정에 의해 경화된 폴리머는 임프린트용 스템프로 쓰기에 충분한 강도를 가지지 못하며 표면 특성이 나빠 갈 때어지지 않는 문제점이 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 제작된 폴리머 패턴에 낮은 표면에너지와 마찰력, 그리고 높은 강도를 가지는 DLC 코팅을 수행하였다. 한편, 스템프로 액체 폴리머를 누른후 UV 로 경화시키는 임프린트 공정의 특성상 스템프는 높은 UV 투과성을 가져야하므로 투과율이 우수한 약 10 nm 두께의 DLC 코팅을 한 스템프를 이용하여 임프린트 공정을 수행하였다. Fig. 16 는 나노 스테레오리소그래피 공정을 통해 제작된 3

차원 패턴과 임프린트 공정을 통하여 복제된 형상을 나타낸다.²⁶

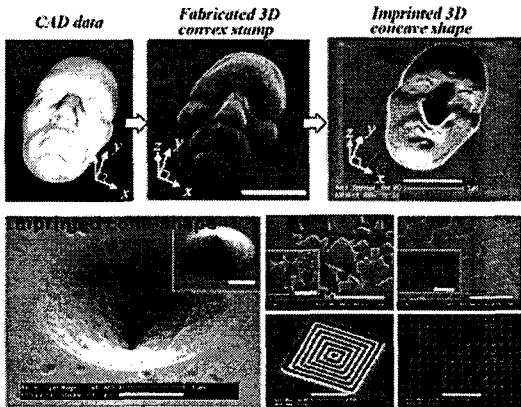


Fig. 16 SEM images of some imprinted 3D and multilevel structures

연구결과 나노/마이크로 크기의 3 차원 형상을 높은 정밀도로 한 단계의 공정만으로 제작될 수 있음을 확인할 수 있으며, 3 차원 나노/마이크로 패턴의 대량생산에 매우 유리한 공정으로 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

4. 결론

패속조형기술은 자동차, 전자, 전기 등 기존산업에서 시제품 제작 및 기능성 제품 제작에서 동시공학적인 설계를 가능하게 해주었다. 최근 들어 패속조형기술의 3 차원 조형에 대한 장점들이 첨단 산업인 생체 및 나노 산업들과 결합되어 새로운 부가가치를 만들어내고 있다.

생체분야에서는 생분해성 재료를 이용하여 인체의 임플란트 및 조직공학에 의한 인체 손실 부위 재생에 관한 연구가 진행되고 있다. 조직공학을 이용한 인체 재생 기술은 패속조형공정을 이용하여 제작한 지지체 위에 재생 세포를 이식하여 세포를 성장시킴으로써 인체 손실 부위를 정밀하게 대체할 수 있는 기술이다. 향후 의료분야에서 양질의 의료 서비스를 하기 위해 이러한 기술이 보편화 될 것으로 사료되어 패속조형기술은 높은 부가가치를 창출할 것으로 사료된다.

또한, 마이크로-나노 형상 제작 공정은 기존에 식각 공정에 의존하여 복잡한 형상을 제작하는데

많은 한계가 있었다. 이러한 제한점을 극복하기 위해 광조형 기술을 이용한 나노 스테레오리소그라피 공정이 개발되어 나노 크기의 임의의 3 차원 형상을 제작할 수 있다. 제작된 임의의 3 차원 형상은 전자소자, 바이오 칩 및 3 차원 광결정체 등 차세대 산업에 크게 영향을 미칠 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Jacobs, P.F., "Stereolithography and other RP&M Technologies from Rapid Prototyping to Rapid Tooling," ASME Press, 1996.
2. Yang, D.Y., Kim, H.C. and Park, S.H., "Principle and Recent Trend of Rapid Prototyping Technology," Transactions of Materials Processing, Vol. 14, No. 3, pp. 187-199, 2005.
3. Wohler, T., "Wohlers Report 2006," Wohler's Associates Inc., 2006.
4. Griffith, L.G. and Naughton, G., "Tissue Engineering-Current Challenges and Expanding Opportunities," SCIENCE, Vol. 295, No. 8, pp. 1009-1016, 2002.
5. Leong, K.F., Cheah, C.M. and Chua, C.K., "Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replacement tissues and organs," Biomaterials, Vol. 24, pp.2363-2378, 2003.
6. Vozzi, G., Flaim, C., Ahluwalia, A. and Bhatia, S., "Fabrication of PLGA scaffolds using soft lithography and microsyringe deposition," Biomaterials, Vol. 24, pp. 2533-2540, 2003.
7. Pfister, A., Landers, R., Laib, A., Hubner, U. and Schmelzeisen, R., "Biofunctional rapid prototyping for tissue engineering applications: 3D bioplotting versus 3D printing," Journal of Polymer Science, Vol. 42, pp. 624-638, 2004.
8. Ikuta, K., Yamada, A. and Niikura, F., "Real three-dimensional microfabrication for biodegradable polymers," IEEE EMBS, Vol 4, pp. 2679-2682, 2004.
9. Ciardelli, G., Chiono, V., Cristallini, C., Barbani, N., Ahluwalia, A., Vozzi, G., Previti, A., Tantussi, G. and Giusti, P., "Innovative tissue engineering structures through advanced manufacturing technologies," Journal of Material Science, No. 15, pp. 305-310, 2004.

10. Kumar, A. and Whitesides, G.M., "Features of gold having micrometer to centimeter dimensions can be formed through a combination of stamping with an elastomeric stamp and an alkanethiol "ink" followed by chemical etching," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 63, pp. 2002-2004, 1993.
11. Zhao, X.-M., Xia, Y. and Whitesides, G.M., "Fabrication of three-dimensional micro-structures: Microtransfer molding," *Adv. Mater.*, Vol. 8, pp. 837-840, 1996.
12. Kim, E., Xia, Y. and Whitesides, G.M., "Polymer microstructures formed by moulding in capillaries," *Nature*, Vol. 376, pp. 581-584, 1995.
13. Chou, S.Y., Keimel, C. and Gu, J., "Ultrafast and direct imprint of nanostructures in silicon," *Nature*, Vol. 417, No. 20, pp. 835-837, 2002.
14. Serbin, J., Egbert, A., Ostendorf, A. and Chichkov, B.N., "Femtosecond laser-induced two-photon polymerization of inorganic-organic hybrid materials for applications in photonics," *Optics letters*, Vol.28, No.5, pp.301-303, 2003.
15. Kawata, S., Sun, H.B., Tanaka, T. and Takada, K., "Finer features for functional microdevices," *Nature*, Vol.412, No.16, pp.697-698, 2001.
16. Park, S.H., Lim, T.W., Yang, D.Y., Yi, S.W. and Kong, H.J., "Direct Fabrication of Micro-Patterns and Three-dimensional Structures using Nano Replication Printing (nRP) Process," *Sensors and Materials*, Vol.17, No.2, pp.65-75, 2005.
17. Zong, X., Li, S., Chen, E., Garlick, B., Kim, K.S., Fang, D., Chiu, J., Zimmerman, T., Brathwaite, C., Hsiao, S. B. and Chu, B., "Prevention of Postsurgery-Induced Abdominal Adhesions by Electrospun Bioabsorbable Nanofibrous Poly(lactide-co-glycolide)-Based Membranes," *Annals of Surgery*, Vol.240, No.5, pp.910-915, 2004.
18. Lam, C.X.F., Mo, X.M., Teoh, S.H. and Hutmacher, D.W., "Scaffold development using 3D printing with a starch-based polymer," *Materials Science and Engineering*, Vol. 20, pp. 49-56, 2002.
19. Engelmayr G.C., Papworth, G.D., Watkins, S.C., Mayer J.E. and Sacks, M.S., "Guidance of engineered tissue collagen orientation by large-scale scaffold microstructures," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp. 1819-1831, 2006.
20. Fouassier, J.P. and Rabek, J.F., "Radiation curing in polymer science and technology -volume III, Polymerization Mechanisms," Elsevier, London, 1993.
21. Park, S.H., Lim, T.W., Lee, S.H., Yang, D.Y., Kong, H.J. and Lee, K.S., "Fabrication of Microstructure using Double Contour Scanning (DCS) Method by Two-photon Polymerization," *Polymer(Korea)*, Vol. 29, No. 2, pp. 146-150, 2005.
22. Park, S.H., Lee, S.H., Yang, D.Y., Kong, H.J. and Lee, K.S., "Subregional slicing method to increase 3D nanofabrication efficiency in two-photon polymerization," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 87, pp. 154108(1)-154108(3), 2005.
23. Kato, J., Takeyasu, N., Adachi, Y., Sun, H.B. and Kawata, S., "Multiple-spot parallel processing for laser micronanofabrication," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 86, pp. 044102(1)-044102(3), 2005.
24. Duan, X.M., Sun, H.B., Kaneko, K. and Kawata, S., "Two-photon polymerization of metal ions doped acrylate monomers and oligomers for three-dimensional structure fabrication," *Thin Solid Film*, Vol. 453-454, pp. 518-521, 2004.
25. Sun, H.B., Takada, K. and Kawata, S., "Elastic force analysis of functional polymer submicron oscillators," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 79, No. 19, pp. 3173-3175, 2001.
26. Park, S.H., Lim, T.W., Yang, D.Y., Jeong, J.H., Kim, K.D., Lee, K.S. and Kong, H.J., "Effective fabrication of three-dimensional nano/microstructures in a single step using multilayered stamp," *Appl. Phys. Lett.*, accepted, 2006.