한국 CAD/CAM 학회 논문집
제 13권 제 6호 2008년 12월 pp. 421-428

기술논문

SLS에 의한 PCL/TCP 복합체 제작공정변수의 최적화

정하승*, 지해성**

Processing Optimization of PCL/TCP Composites Produced by Selective Laser Sintering

Haseung Chung* and Haeseong J. Jee**

ABSTRACT

This article investigates the fabrication of polycaprolactone (PCL) composites filled with different volume fractions (10-30%) of tricalcium phosphate (TCP) by selective laser sintering (SLS) for tissue engineering scaffolds. Optimal processing parameters for each composition were developed by design of experiments (DOE). Specimens for compressive testing for each composition were fabricated and tested. The results showed that the compressive modulus increases as a function of TCP volume fraction. The experimentally measured compressive moduli were compared with moduli predicted by Halpin's theoretical model and were found to be in excellent agreement. This result proved that experimentally determined processing parameters for each composition were well optimized.

Key words : Polycaprolactone (PCL), Tricalcium phosphate (TCP), Selective laser sintering (SLS), Design of expreriments (DOE)

1. 서 론

공학(engineering)과 생명과학(life science)이 융합되어, 뼈, 연골, 장기 등 생체 기관을 보완 또는 대체하는 부품을 제작하고 이식하여 인체의 항상성을 유지 또는 복원하는 것을 목적으로 하는 생체조직공학 분야의 일종인 생분해성 지지체(scaffolds)에 관한 연구는 조직세포의 용이한 부착과 부착된 세포의 성장 및 인체 내의 대사 물질의 전달이 가능하도록 다공성, 공극간 연결성, 3차원 형상을 유지하기 위한 적정한 분해율 및 기계적 강도를 갖는 지지체를 개발하는 것이다. 최근 연구들에 의하면 지지체의 재료의 선택과 내부 구조가 조직 구조와 기능 재생에 중요한 역할을 하고 있다고 보고되었다[1,2].

3차원 지지체의 재료는 PGA, PLGA, PCL 등의 합성고분자, 티타늄 등의 금속재료 등이 사용되고 있는데 이 중에서도 Polycaprolactone(PCL)은 반 결정성 생분해성 폴리머로써, 분해시간이 2-3년으로 비교적 길고, 기계적 강성이 높은 특징이 있어 뼈, 연골 등의 지지체 제작 재료로 주로 사용되고 있다[3]. 이에 따라 Lee 등은 PCL의 여러 가지 특성들을 관찰하고 PCL이 생체조직공학에서 생분해성 지지체로 사용될 수 있는 생체재료임을 보고하였고[4] 그 이후에도 뼈 대체 물질로서 적합한 calcium phosphate의 일종인 Tricalcium phosphate(TCP)를 PCL로 구성된 지지체에 첨가함으로써 생분해성을 촉진시킬수 있다는 연구들도 계속 발표되었는데, 예를 들면 박징하 등은 조직계측학적 방법 및 면역 조직화학적 방법을 이용하여 가토의 상악동에 이식된 β-TCP의 골형성 기전을 관찰하였고[5], 이 밖에도 다른 여러 연구그룹들에 의해 PCL/TCP의 복합재료로 이루어진 생분해성 지지체 제작이 시도 되고 이들 재료의 생체 적합성 및 생분해성에 대한 연구가 시험관 조건 및 생체 조건내에서 이루어 지고 있다고 보고되고 있다[6,7,8,9]. 이처럼 현재 PCL/TCP 복합재료가 생체 적합성과 생분해성을 만족시키는 생체재료로서 새롭게 대두되고 있다.

현재 생분해성 지지체를 제작하는 방법으로는 섬유

*교신저자, 홍익대학교 기계시스템디자인공학과
**종신회원, 홍익대학교 기계시스템디자인공학과
- 논문투고일: 2008. 07. 01
- 논문수정일: 2008. 09. 11
- 심사완료일: 2008. 09. 18

안착, 염 추출법, 상분리법, 이산화탄소를 이용한 고압 기체 팽창법, 유화동결 건조법, 입자 소결법을 이용하거나[2,10] 원심기술을 이용하여 고전적인 solvent casting/particulate leaching 법을 개선시킨 방법도 사용되고 있으나[11], 이 방법들은 공극끼리의 내부 연결성이 보장되지 않아 복잡한 생체구조의 형상이나 공극의 크기 및 모양을 얻기 힘들 뿐 아니라 재료나 합성물 간의 독성발생과 복잡한 제작공정등의 여러가지 문제점을 수반하고 있다. 이렇듯 생분해성 지지체의 제작을 위해서는 적절한 재료와 내부구조의 선택이라는 문제 이외에도 복잡한 생체구조를 복제해야 하는 제조공정 자체도 중요한 요소인데 최근에 대두된 RP 기술(SFF: Solid Freeform Fabrication)의 적층방식이 생체 조직공학의 지지체 제작에 다양한 장점을 가지고 있음이 알려지고 있다.

먼저 RP기술의 하나인 Selective Laser Sintering (SLS)에 의해서 생분해성 지지체 제작이 다양하게 시도되었는데 Tan 등은[12] polyetheretherketone(PEEK)와 hydroxyapatite(HA)와 같은 생체 재료를 이용하여 SLS 공정변수를 결정하고 지지체 제작을 시도함으로써 SLS 방식이 생체조직공학에 이용될 수 있는 가능성을 제시했으며 Chua 등은[13] polyvinyl alcohol(PVA)와 hydroxyapatite(HA)로 SLS 방식을 통해 샘플을 제작하고 이들의 생체재료로서의 특성을 관찰하였다. Brock 등은[14] PCL에 대한 SLS에 필요한 공정변수들을 DOE 방법을 통해 실험적으로 최적화 하였고, Williams 등은[15] SLS 공정 및 Brock 등이 최적화한 공정변수들을 이용하여 PCL로 이루어진 생분해성 지지체 제작에 성공하였다. 또한, Smith 등은[16] SLS공정을 통하여 PCL로 제작된 여러 형태의 생분해성 지지체를 직접 Yucatan 미니돼지에 시술하여 뼈와 연골조직의 성장을 관찰하였는데 Yucantan 미니돼지의 악관절의 CT 촬영으로부터 얻은 CAD 파일을 바탕으로 PCL 및 SLS공정을 통해 제작된 생분해성 지지체가 조직의 재생에 작용하였음을 μ-CT 촬영으로부터 확인할 수 있었다. Fig. 1은 Smith 등이 수행한 연구의 절차를 보여주고 있다.

2004년에는 Vozzi 등이[17] lithography방식으로 PDMS 금형을 제작한 후에 PLGA 용액을 금형에 주조시키거나 혹은 생체폴리머 용액을 공기압으로 분사하는 방식을 사용하였고 Pfister 등은[18] 폴리우레탄을 공기압으로 분사하는 방식과 3D printing 방식을 함께 시도하기도 하였다. 한편 Ikuta 등은 FDM방식[19]으로 그리고 Ciardelli 등은 레이저조사 방식[20]으로 PCL을 소결하여 제작하였고 2007년에는 Shor 등이 precision extrusion deposition(PED) 공정을 앞에서 설명한 생분해성 폴리머의 하나인 PCL과 PCL/hydroxyapatite (PCL/HA) 복합재료에 적용하여 생분해성 지지체 제작을 시도하였다[21]. 2008년에는 Hoelzle 등이 micro-robotic deposition(μRD) 기술을 이용한 생분해성 지지체 제작의 재현성을 확보하기 위하여 Design of experiments(DOE) 방법을 통해 material calcination time, 노즐 크기, 적층 속도와의 통계적인 관계를 규명하기도 하였다[22].

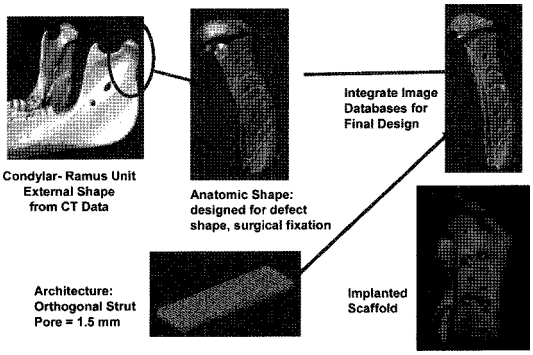

Fig. 1. Polycaprolactone Scaffold for Temporomandibular Joint Reconstruction[16].

본 논문에서는 전술한 바와 같이 생분해성 재료로 새롭게 부각되고 있는 PCL/TCP 복합체를 이용하여 실제 복잡한 생체구조와 가장 흡사한 형상을 재현할 수 있는 생분해성 지지체 제작에 대한 가능성을 제시하고자 한다. 이를 위해서 Brock 등이 PCL에 사용한 방법을 토대로 하여 여러가지 조합으로 조성된 PCL/TCP에 대해 최적화된 SLS 공정변수들을 결정하고, PCL/TCP 복합체의 압축강도에 대해 실험에 의해 측정된 값과 이론적인 모델을 통해 계산된 값을 비교함으로써 실험적으로 최적화된 SLS 공정변수를 검증하였다.

2. 실험구성과 PCL의 제작

2.1 SLS 공정

본 논문에서 생분해성 지지체를 제조하기 위하여 사용한 SLS공정은 RP 생산기술의 일종이다. 주지하다시피 RP 기술은 부가적인 전처리공정을 거치지 않고도 Computer Aided Design(CAD) 모델로부터 직접 복잡한 3차원 형상을 제작하는 생산기술로서[23], 일반 생산가공기술로는 제작하기 어려운 형상의 제작을 가능하게 하므로 복잡한 형상을 가진 생분해성 지지체 제작에 매우 적합하다. SLS공정은 제작하고자 하는 CAD 형상 모델을 2차원 적층경계모델로 나누고,

작업대를 덮고 있는 powder와 컴퓨터로 조정되는 레이저 빔에 의해서 각 층에 해당하는 형상이 선택적으로 소결된다. 한 층의 소결이 이루어진 후에는 roller가 한 쪽 끝단으로부터 다른 쪽 끝단으로 이동하면서 소결된 층 위에 다른 한 층의 powder를 공급하게 되고 그 층의 형상에 해당하는 부분의 소결이 이루어지고 이러한 공정이 반복되면서 각 층이 적층되어 3차원 형상이 만들어지게 되는 것이다. Fig. 2는 SLS 공정의 개략도를 도시하고 있다.

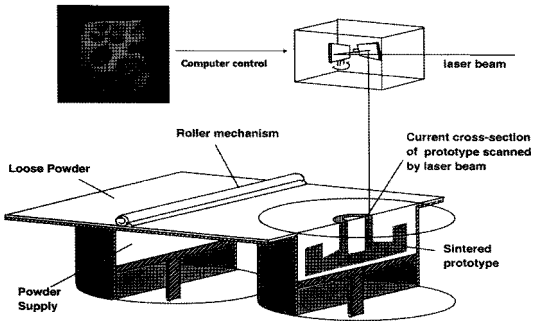

Fig. 2. System configuration of SLS.

SLS 공정에는 Laser power, scan speed, substrate temperature, roller speed 등을 포함하는 여러 가지 공정변수가 존재하며, 이러한 공정변수들에 따라 제작된 최종 형상파트의 정밀도와 재료물성이 달라지게 된다. 여타 RP 기술과 마찬가지로 SLS 공정도 기술적인 한계가 있는데 첫째, 사용재료가 분말 형태로 존재하여야 한다는 사실과 둘째, 롤러에 의해 분말을 작업대에 고르게 공급하기 위해서 분말의 크기에도 제약이 따른다는 점이다. 분말의 크기가 너무 작으면 고온에서 작업대위의 미세한 분말입자 사이의 마찰 때문에 종종 분말이 균일하게 도포되지 못하며, 반대로 분말의 크기가 너무 크면 치수 정밀도에 영향을 미치게 된다. 또한 적절한 소결 및 견고한 층간의 결합을 위해서는 재료의 용융점과 점도가 낮은 반결정성 폴리머가 선호되는데, RP 공정을 위하여 이러한 제약조건들을 만족하는 새로운 생체재료를 개발하기 위해서는 조건에 맞는 최적화된 RP 공정변수들을 찾아야 한다.

이미 Chung 등은 서로 다른 조성의 Nylon-11과 Micro glassbeads 및 Silica nanoparticle의 복합체에 대하여 SLS에 필요한 공정변수들을 실험적으로 최적화하였고 이들 최적화된 공정변수를 이용하여 제작된 각 조성의 복합체에 대한 기계적 강도를 측정하고 이를 이론적인 모델에 의해 계산된 값과 비교한 바 있다[24,25]. 또한 SLS 공정이 단일 재료밖에 사용하지 못하는 단점을 1차원의 기능성 경사구조를 제작하는 방법을 제시하여 극복하였는데 이에 따라 본 연구의 주된 목적은 향후 SLS 공정을 이용하여 기능성 경사구조를 갖는 생분해성 지지체 제작에 긴요하게 활용될 최적화된 SLS 공정변수 및 기계적 강도를 연구하고자 하는 것이다. 본 연구에서는 SLS 공정을 위하여 3D System에서 제작된 Sinterstation™ 2000 machine을 사용하였다.

2.2 실험계획법(DOE: Design Of Experiment)

본 연구 수행을 통하여 찾아야 할 최적화된 SLS의 공정변수들이 만족해야 할 공정조건은 첫째, 제작된 3차원 형상파트의 재료불성의 치밀도가 100%에 가까고 둘째, CAD 형상과 제작형상이 정확한 치수일치도를 보이며 셋째, 제작 후의 추가적인 후처리 공정 없이 쉽게 형상파트가 분리될 수 있는 결과물을 제작할 수 있어야 한다는 것이다. 이에 따라 본 연구에서 최적화된 공정변수를 찾기 위한 방법으로는 실험계획법(DOE: Design of experiments)을 적용하였는데 실험계획법이란 다중의 실험인자가 실험결과값에 영향을 줄 때 결과값과 인자들의 상관관계를 찾아내고 이를 통해 목적하고자 하는 결과값을 얻기 위한 인자들의 최적조합을 찾고자 하는 조직적이고도 계획된 실험법이다[26]. 본 논문의 연구수행을 위해 실험계획법을 적용한 이유는 연구에 수반된 실험 변수들의 영향을 독립적으로 관찰할 수 있을 뿐 아니라 동시에 여러 변수들의 조합에 따른 영향을 함께 관찰할 수 있기 때문이다. 지금까지 실험계획법을 적용하여 생산공정관련 최적 공정변수의 탐색을 활용한 연구수행 예를 살펴보면, 소성가공[27,28]과 터닝절삭가공[29] 및 연마[30] 등의 다양한 사례들이 보고되었으며 RP공정을 이용한 미세가공공정에서도 이미 활용된 바가 있다[14,22].

SLS 공정에서는 laser power, scan speed, substrate temperature, powder layer thickness, feed distance, roller speed 등 많은 공정 변수들이 존재하지만 본 연구에서는 이미 여러 연구를 통해 가장 중요한 영향을 미친다고 확인된 laser power, scan speed, substrate temperature, roller speed의 네 가지 변수들에 대해서 two-level factorial design에 의한 실험계획법을 적용하고 이를 통해 SLS 공정에 의해 제작된 정육면체 시편을 관찰함으로써 최적화된 공정변수를 결정하였다. 적용된 two-level factorial design 실험계획법에 따라 각 변수에 대한 상위 극한값과 하위 극한값을 정하고 이를 토대로 실험 행렬(design matrix)을 작성하였는데, 높은 laser power와 느린 scan speed를 사용하였을 경우에는 분해과정과 연소에 의한 연기를 동반하며 PCL에 필요 이상의 많은 laser energy가 전달되는

것을 관찰할 수 있었고, 낮은 laser power와 빠른 scan speed의 경우에는 laser에 의한 소결이 약하게 이루어져 제작된 샘플이 쉽게 부서지는 것을 확인할 수 있었다. 또한 substrate temperature의 경우에는 대개 녹는 점보다 3°C에서 15°C 낮은 온도로 유지하는데 높은 substrate temperature를 사용하였을 경우에는 powder가 심하게 응고되어 원하는 치수의 샘플을 얻을 수 없었고, 낮은 substrate temperature의 경우에는 다음 층의 소결이 이루어지기에 앞서 소결된 층의 변형이 이루어져 박리 현상이 일어나는 것을 관찰할 수 있었다. 한편 Roller speed의 경우에는 너무 빠른 속도에서는 작업대에 powder의 전개가 균일하게 이루어지지 않았으며 느린 속도의 경우에는 작업시간이 너무 오래 걸리는 문제가 발생하였다.

이를 바탕으로 본 연구에서 실험계획법을 따라 수행한 실험 행렬이 Table 1에 나타나 있다. 각 변수의 상위 극한값은 +1로 하위 극한값은 -1로 표시하였으며 4개의 변수가 존재하므로 총 2^4=16번의 독립적인 실험이 필요하게 된다.

Table 1. 실험계획법을 위한 Design matrix

실험	Laser power (W)	Scan speed (in/s)	Substrate temperature (°C)	Roller speed (in/s)
1	1.0 (-1)	34 (-1)	46 (-1)	3 (-1)
2	2.25 (+1)	34 (-1)	46 (-1)	3 (-1)
3	1.0 (-1)	42.5 (+1)	46 (-1)	3 (-1)
4	2.25 (+1)	42.5 (+1)	46 (-1)	3 (-1)
5	1.0 (-1)	34 (-1)	50 (+1)	3 (-1)
6	2.25 (+1)	34 (-1)	50 (+1)	3 (-1)
7	1.0 (-1)	42.5 (+1)	50 (+1)	3 (-1)
8	2.25 (+1)	42.5 (+1)	50 (+1)	3 (-1)
9	1.0 (-1)	34 (-1)	46 (-1)	5 (+1)
10	2.25 (+1)	34 (-1)	46 (-1)	5 (+1)
11	1.0 (-1)	42.5 (+1)	46 (-1)	5 (+1)
12	2.25 (+1)	42.5 (+1)	46 (-1)	5 (+1)
13	1.0 (-1)	34 (-1)	50 (+1)	5 (+1)
14	2.25 (+1)	34 (-1)	50 (+1)	5 (+1)
15	1.0 (-1)	42.5 (+1)	50 (+1)	5 (+1)
16	2.25 (+1)	42.5 (+1)	50 (+1)	5 (+1)

위의 실험 행렬에 의한 결과물에 대해 전술한 바와 같이 치밀도(Density Quality, DQ), 치수정밀도(Accuracy Quality, AQ) 및 후처리 공정의 용이성(Post procedure Quality, PQ)에 대한 평가를 정량화하여 공정변수를 최적화 하였다.

먼저 치밀도에 대해서는 단면을 관찰하기 위해서 샘플을 절단하고 그 단면의 형상을 optical microscope 혹은 scanning electron microscope를 통해 얻은 후 image-J software를 사용하여 공극을 제외한 면적이 전체에서 차지하는 비율을 계산하고 이를 밀도로 정의하였다. 이를 위해 optical microscope의 경우에는 샘플을 절단한 단면에 검은 잉크를 칠한 후 부드러운 천으로 닦아내면 공극이 없는 부분은 잉크가 닦아져서 없어지는 반면 공극이 있는 부분은 잉크가 그대로 남아있게 된다. 따라서 image processing을 통해 치밀도를 계산할 수 있었다. 반면 scanning electron microscope를 사용하는 경우에는 sputtering을 이용하여 coating을 한 후 측정하였으며 DQ값은 1에서 밀도를 뺀 값, 즉 공극이 차지하는 비율로 정의하였다.

치수정밀도에 대해서는 제작된 시편의 치수를 digital calipers(Mitutuyo, Japan)로 측정하고 이를 CAD data와 비교하여 그 오차 정도를 계산하여 이를 AQ로 정의 하였다. 또한 후처리 공정의 용이성에 대해서는 Table 2에서 보여주는 기준에 의하여 PQ 값을 정의하였다.

Table 2. 후처리 공정의 용이성에 대한 정량화

PQ	후처리 공정
0	압축공기에 의해 불필요한 재료가 손쉽게 제거됨.
0.1	압축공기에 의해 대부분의 불필요한 재료가 제거되지만 약간의 brushing이 필요함
0.3	부분적으로 과도한 소결이 이루어진 부분이 있으며 손쉬운 brushing 혹은 scraping에 의해 제거 가능.
0.5	과도한 소결이 이루어진 부분이 존재하며 scraping 등 적절한 후처리 공정이 필요함.
0.7	과도한 소결이 이루어진 부분이 다수 존재하며 다소 까다로운 후처리 공정이 필요함.
1.0	과도한 소결이 이루어진 부분을 제거하기가 매우 어려움.

최종적으로 0과 1사이의 값을 가지는 DQ, AQ, PQ로부터 최종 결과물의 질(Total Quality, TQ)을 동등한 가중치를 부여하여 다음과 같이 정의하였다.

$$TQ = \frac{1}{3}DQ + \frac{1}{3}AQ + \frac{1}{3}PQ$$

DQ, *AQ*, *PQ*, *TQ* 네 값 공히 0에 근접할수록 최적화된 공정변수에 가깝고 1에 근접할수록 최적화된 공정변수에서 멀어짐을 알 수 있다.

2.3 PCL/TCP 복합체 제작

PCL/TCP 복합재 제작공정에서는 PCL(Solvay

Caprolactones, Warrington, UK)에 TCP(Astaris LLC, Carteret, NJ)의 체적분율을 10-30%로 10%씩 변화 시켜가면서 rotary tumbler(784 AVM, U.S. Stoneware, Ohio)를 사용하여 24시간 동안 섞어서 재료를 준비하고 최적화된 SLS 공정변수를 결정하기 위해 여러가지 다양한 조성에 대해 앞서 설명한 실험계획법을 적용한다. 공정변수의 최적화 여부는 전술한 바와 같이 제작된 정육면체 시편의 TQ 값이 0에 가까운 때로 결정하였다. 이처럼 각각의 조성에 대해 최적화된 공정변수가 결정된 후에는 두 번째 단계로서 최적화 공정변수를 이용하여 압축시험을 위한 시편을 제작하였다. 압축시험을 위한 시편은 각각 ASTM Standards D-695를 따라 제작하고 시험 또한 ASTM Standards 를 따라 시행하였다. 기계적 강도 시험은 압축시험기 (Alliance RT/30, MTS Systems, MN)로 같은 시편에 대하여 5회씩 실시하고 이를 평균하여 시편의 강도를 결정하였다.

이와 같이 실험적으로 측정된 압축강도를 복합재료에 대해서 광범위하게 사용 되어지는 Halpin의[31] 모델을 사용하여 이론적으로 계산된 modulus와 비교하였는데 Halpin 의 모델은 공극이 없는 완전 결합의 전제하에 particulate-filled 복합체의 기계적 강도를 예측하는데 널리 사용되어 진다.

$$\frac{E_c}{E_m} = \frac{(1+\zeta\beta V_f)}{(1-\beta V_f)}$$

$$\beta = \frac{\left(\frac{E_f}{E_m}-1\right)}{\left(\frac{E_f}{E_m}+\zeta\right)}$$

여기에서 E_c, E_m, E_f는 각각 복합체, polymer, reinforcement particle의 modulus이며 ζ와 β는 재료의 modulus와 경계조건에 따른 변수이다. 특히 ζ는 $\zeta=2l/d$로 표현되는 종횡비로서 본 연구에서 사용된 복합체의 구조에서는 2.0으로 가정할 수 있다[31]. 본 논문에서는 Brock 등이[14] 실험적으로 결정한 PCL의 modulus와 Metsger 등이[33] 제시한 TCP의 modulus 를 계산에 이용하였다.

실험적으로 측정된 PCL/TCP 복합체의 modulus와 Halpin의 모델을 이용하여 이론적으로 계산된 modulus 를 비교함으로써 실험적으로 최적화된 공정변수를 간접적으로 검증할 수 있을 것이다. 다시 말해서 실험적으로 공정변수가 올바르게 최적화 되었다면 둘의 차이는 없을 것이다.

3. 결과 및 고찰

Table 3은 전술한 바와 같은 과정을 통해 얻은 각 PCL/TCP 조성에 대한 최적화된 공정변수 및 밀도를 보여주고 있으며 각 조성에 대해 최적 공정변수로 제작된 샘플 단면 형상의 SEM Micrograph를 Fig. 3에서 보여주고 있다. 이 때 밀도는 여러 영역의 밀도를 평균한 수치에 해당한다.

Table 3. 각 조성의 PCL/TCP에 대한 최적화된 SLS 공정변수

공정변수	90%PCL+ 10%TCP	80%PCL+ 20%TCP	70%PCL+ 30%TCP
Laser Power (W)	1.0	1.0	1.2
Scan Speed (in/s)	36	36	34
Substrate temperature (°C)	50	50	50
Roller speed (in/s)	3	3	3
Density (%)	99.8	99.5	99.6

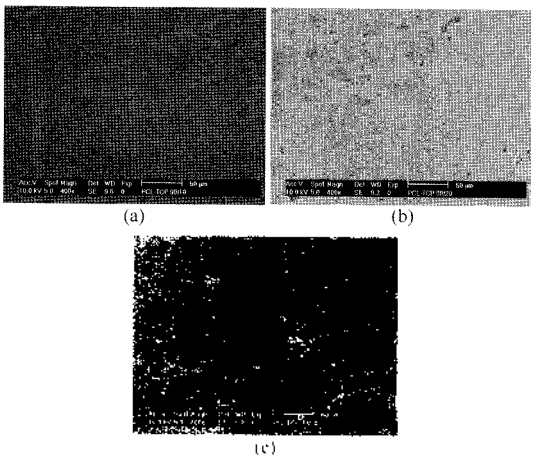

Fig. 3. SLS에 의한 PCL/TCP 복합체 단면의 micrograph (a) 90%PCL+10%TCP (b) 80%PCL+20%TCP (c) 70%PCL+30%TCP

그림에서 보여지는 어두운 부분이 공극에 해당하는 부분으로서 세 조성의 경우 모두 이 부분을 제외한 면적이 전체면적에서 차지하는 비율 즉 밀도가 99% 이상임을 확인할 수 있었다. Brock 등이[14] 실험적으로 결정한 순수 PCL의 공정변수와 비교해보면 laser power의 경우에는 75% 감소하였고, scan speed 역시 15-20% 감소하였음을 볼 수 있다. 반면 substrate temperature는 9% 증가하였고 roller speed는 변함이

없었다.

각 조성에 대한 공정변수의 최적화가 이루어진 후에 최적화된 공정변수를 이용하여 ASTM Standards D-695를 따라 압축 시편을 제작하고 압축강도 시험을 실시하였다. Fig. 4는 압축강도 시험을 통해 얻은 각 조성의 compressive modulus를 보여주고 있다.

Fig. 4에 나타난 바와 같이 TCP volume fraction이 증가함에 따라 modulus 또한 증가하는 경향을 확인할 수 있었다. 따라서 PCL에 TCP를 첨가함으로써 생체재료의 중요한 특성인 생분해성을 촉진시킬 수 있을 뿐 아니라 압축강도 또한 강화시킬수 있다는 사실을 관찰할 수 있었다. 생분해성 지지체가 성공적으로 그 역할을 수행하기 위해서는 사용된 생체재료의 생분해성이 전체적으로 새로운 뼈나 연골이 생성되는 속도와 균형을 이루는 것이 가장 이상적이지만 뼈나 연골이 생성되는 초기 단계에서는 필요한 기계적 강도를 제공하는 것이 그에 못지 않게 중요하다[9]. Fig. 4에 나타난 결과는 이에 중요한 근거로 활용될 수 있을 것이다.

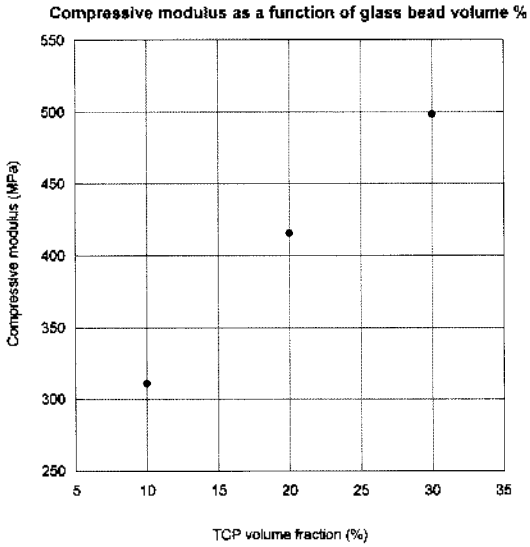

Fig. 4. TCP 함유량에 따른 PCL/TCP 복합체의 압축강도.

Fig. 5는 본 연구에서 실험적으로 측정한 TCP 함유량에 따른 compressive modulus와 Halpin의 모델을 사용하여 계산된 modulus를 보여주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 실험적으로 측정된 compressive modulus와 Halpin의 모델에 의해 계산된 modulus 사이에는 차이가 존재하지만 TCP 함유량에 따른 modulus 변화의 기울기는 잘 일치하는 것을 확인할 수 있다. 이러한 일정한 차이는 계산에 사용된 Metsger 등이[33] 사용한 TCP와 본 연구에서 사용된 Astaris LLC사의 TCP 사이의 차이에서 기인된 것으로 생각된다. 하지만 TCP 함유량에 따른 둘 사이의 간격이 일정한 것으로 보아 둘의 결과는 잘 일치하는 것으로 판단되며 본 연구에서 결정한 SLS 공정변수는 최적화된 값에 가깝다는 것을 확인할 수 있었다.

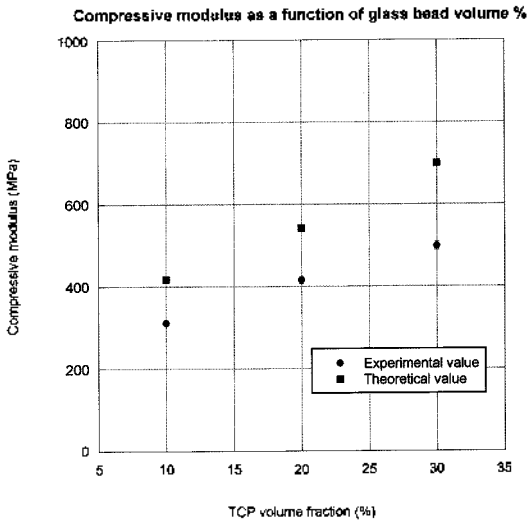

Fig. 5. TCP 함유량에 따른 PCL/TCP 복합체의 압축강도에 대한 실험값과 이론값의 비교.

4. 결 론

본 논문에서는 RP 기술의 일종인 SLS 공정과 새롭게 부각되는 생분해성 재료인 PCL/TCP 복합체를 이용하여 실제 생체구조의 복잡한 형상을 가지는 생분해성 지지체 제작에 대한 실험적 가능성을 제시하고자 하였다. 이를 위하여 Brock 등이 PCL에 사용한 방법을 토대로 하여 여러 가지 조성으로 조합된 PCL/TCP에 대해 최적화된 SLS 공정변수들을 실험계획법(DOE: Design of experiments) 방법을 사용하여 결정하고, PCL/TCP 복합체의 압축강도에 대해 실험에 의해 측정된 값과 이론적인 모델을 통해 계산된 값을 비교함으로써 실험적으로 최적화된 SLS 공정변수를 검증하고자 하였다.

본 연구를 통하여 제작된 3차원 형상파트의 재료물성의 치밀도가 100%에 가깝고 CAD 형상과 제작형상이 정확한 치수일치도를 보이며 제작 후의 추가적인 후처리공정 없이 쉽게 형상파트가 분리될 수 있는 지지체를 RP 공정을 이용하여 제작할 수 있음을 실험적으로 제시하였다. 본 연구 수행결과 뼈, 연골, 장기 등 생체 기관을 보완 또는 대체하는 부품을 제작하고 이식하여 인체의 항상성을 유지 또는 복원하는 것을 목

적으로 하는 생체조직분야에서의 지지체 제작이 보다 경제적이고 효율적으로 이루어 진 것으로 사료된다. 또한 앞서 설명한 바와 같이 본 논문에서 제시하는 최적화된 공정변수는 PCL/TCP의 복합재료를 사용하여 기능성 경사구조를 가지는 생분해성 지지체 제작에 기초가 될 것이다. 선술한 바와 같이 Smith 등은[16] SLS 공정을 통하여 PCL로 제작된 여러 형태의 생분해성 지지체를 직접 Yucatan 미니돼지에 시술하여 뼈와 연골조직의 성장을 관찰하였는데, 본 연구결과를 토대로 PCL/TCP 복합재료를 사용하여 기능성 경사구조를 가지는 생분해성 지지체를 제작하고 같은 시술을 수행함으로써 PCL/TCP 복합재료의 생체적합성 및 생분해성을 PCL과 비교, 검증하는 연구를 현재 계획하고 있다.

한편 생분해성 지지체는 조직세포의 용이한 부착과 부착된 세포의 성장이 가능해야 하고 인체 내 대사 물질의 전달이 가능하도록 다공성의 구조 및 공극간 연결성이 중요한데 이를 위해 향후 1축, 2축, 3축의 다양한 다공성 구조로 이루어진 PCL/TCP 복합체의 제작 및 기계적 강도측성 또한 이루어져야 할 것이며 이 또한 생물학적 실험을 통해 그 유용성을 검증할 계획이다.

감사의 글

이 논문은 2006학년도(지해성) 및 2008학년도(정하승) 홍익대학교 학술연구진흥비에 의하여 지원되었음.

참고문헌

1. 이지혜, 이준희, 김재현, 김완두, "생체조직공학용 3차원 플로터에서 노즐의 진동을 이용한 PCL 가닥의 기계적 물성 향상", *대한 기계학회 2007년 추계학술대회 강연 및 논문 초록집*, pp. 82-86, 2007.
2. 박석희, 김효찬, 양동열, "생체 적합성 고분자 재료를 이용한 다공성 지지체 제작에 관한 연구", *한국정밀공학회 2005년도 추계학술대회 논문 요약집*, pp. 244-248, 2005.
3. P. A. Gunatillake, R. Adhikari, "Biodegradable Synthetic Polymers for Tissue Engineering", *European Cells and Materials*, Vol. 5, pp. 1-16, 2003.
4. H. Y. Kweon, M. K. Yoo, I. K. Park, T. H. Kim, H. C. Lee, H. S. Lee, J. S. Oh, T. Akaike, C. S. Cho, "A novel degradable polycaprolactone networks for tissue engineering", *Biomaterials*, Vol. 24, pp. 801-808, 2003.
5. 박정하, 황경균, 박창주, 최용수, 마평수, 백승삼, 심광섭, "가토 상악동에 이식된 β-TCP의 골치유에 관한 실험적 연구", *대구의지*, Vol. 32, pp. 107-116, 2006.
6. Y. F. Zhou, V. Sae-Lim, A. M. Chou, D. W. Hutmacher, T. M. Lim, "Does seeding density affect *in vitro* mineral nodules formation in novel composite scaffolds?", *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Vol. 78A, pp. 183-193, 2006.
7. A. Yeo, B. Rai, E. Sju, J. J. Cheong, S. H. Teoh, "The degradation profile of novel, bioresorbable PCL-TCP scaffolds: An *in vitro* and *in vivo* study", *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Vol. 84A, pp. 208-218, 2008.
8. Y. Lei, B. Rai, K. H. Ho, S. H. Teoh, "*In vitro* degradation of novel bioactive polycaprolactone-20% tricalcium phosphate composite scaffolds for bone engineering", *Materials Science and Engineering C*, Vol. 27, pp. 293-298, 2007.
9. B. Rai, M. E. Oest, K. M. Dupont, K. H. Ho, S. H. Teoh, R. E. Guldberg, "Combination of platelet-rich plasma with polycaprolactone-tricalcium phosphate scaffolds for segmental bone defect repair", *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Vol. 81A, pp. 888-899, 2007.
10. K. F. Leong, C. M. Cheah, C. K. Chua, "Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replacement tissues and organs", *Biomaterials*, Vol. 24, pp. 2263-2378, 2003.
11. Q. Yang, L. Chen, X. Shen, Z. Tan, "Preparation of Polycaprolactone Tissue Engineering Scaffolds by Improved Solvent Casting/Particulate Leaching Method", *Journal of Macromolecular Science, Part B*, Vol. 45, pp. 1171-1181, 2006.
12. K. H. Tan, C. K. Chua, K. F. Leong, C. M. Cheah, P. Cheang, M. S. Abu Bakar, S. W. Cha, "Scaffold development using selective laser sintering of polyetheretherketone-hydroxyapatite biocomposite blends", *Biomaterials*, Vol. 24, pp. 3115-3123, 2003.
13. C. K. Chua, K. F. Leong, K. H. Tan, F. E. Wiria, C. M. Cheah, "Development of tissue scaffolds using selective laser sintering of polyvinyl alcohol/hydroxyapatite biocomposite for craniofacial and joint defects", *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Vol. 15, pp. 1113-1121, 2004.
14. B. Partee, S. J. Hollister, S. Das, "Selective Laser Sintering Process Optimization for Layered Manufacturing of CAPA 6501 Polycaprolactone Bone Tissue Engineering Scaffolds", *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, Vol. 128, pp. 531-540, 2006.
15. J. M. Williams, A. Adewunmi, R. M. Schek, C. L. Flanagan, P. H. Krebsbach, S. E. Feinberg, S. J. Hollister, S. Das, "Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering", *Biomaterials*, Vol. 26, pp. 4817-4827, 2005.
16. M. H. Smith, C. L. Flanagan, J. M. Kemppainen, J. A. Sack, H. Chung, S. Das, S. J. Hollister, S. E. Feinberg, "Computed tomography-based tissue-engi-

neered scaffolds in craniomaxillofacial surgery", *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 3, pp. 207-216, 2007.
17. G. Vozzi, C. Flaim, A. Ahluwalia, S. Bhatia, "Fabrication of PLGA scaffolds using soft lithography and microsyringe deposition", *Biomaterials*, Vol. 24, pp. 2533-2540, 2004.
18. A. Pfister, R. Landers, A. Laib, U. Hubner, R. Schmelzeisen, "Biofunctional rapid prototyping for tissue engineering applications: 3d bioplotting versus 3d printing", *Journal of Polymer Science*, Vol. 42, pp. 624-638, 2004.
19. K. Ikuta, A. Yamada, F. Niikura, "Real three-dimensional microfabrication for biodegradable polymers", *IEEE EMBS*, Vol. 4, pp. 2679-2682, 2004.
20. G. Ciradelli, V. Chiono, C. Cristallini, N. Barbani, A. Ahluwalia, G. Vozzi, A. Previti, G. Tantussi, P. Giusti, "Innovative tissue engineering structures through advanced manufacturing technologies", *Journal of Material Science*, Vol. 15, pp. 305-310, 2004.
21. L. Shor, S. Guceri, X. Wen, M. Gandhi, W. Sun, "Fabrication of three-dimensional polycaprolactone/hydroxyapatite tissue scaffolds and osteoblast-scaffold interactions *in vitro*", *Biomaterials*, Vol. 28, pp. 5291-5297, 2007.
22. D. J. Hoelzle, A. G. Alleyne, A. J. Wagoner Johnson, "Micro-robotic deposition guidelines by a design of experiments approach to maximize fabrication reliability for the bone scaffold application", *Acta Biomaterialia*, 2008 (in press).
23. J. J. Beaman, J. W. Barlow, D. L. Bourell, R. H. Crawford, H. L. Marcus and K. P. McAlea, *Solid Freeform Fabrication: A New Direction in Manufacturing*, Kluwer Academic Publishers, 1997.
24. H. Chung, S. Das, "Processing and properties of glass bead particulate-filled functionally graded Nylon-11 composites produced by selective laser sintering", *Materials Science and Engineering A*, Vol. 437, pp. 226-234, 2006.
25. H. Chung, S. Das, "Functionally graded Nylon-11/silica nanocomposites produced by selective laser sintering", *Materials Science and Engineering A*, Vol. 487, pp. 251-257, 2008.
26. R. E. DeVor, T. H. Chang, J. W. Sutherland, *Statistical Quality Design and Control*, Macmillan Publishing Company, 1992.
27. M. Joseph Davidson, K. Balasubramanian, G. R. N. Tagore, "Surface roughness prediction of flow-formed AA6061 alloy by design of experiments", *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 202, pp. 41-46, 2006.
28. R. Bahloul, A. Mkaddem, Ph. Dal Santo, A. Potiron, "Sheet metal bending optimisation using response surface method, numerical simulation and design of experiments", *International Journal of Mechanical Sciences*, Vol. 48, pp. 991-1003, 2006.
29. M. A. Dabnun, M. S. J. Hashmi, M. A. El-Baradie, "Surface roughness prediction model by design of experiments for turning machinable glass–ceramic (Macor)", *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 164-165, pp. 1269-1293, 2005.
30. N. Kim, M. Choi, S. Kim, E. Chang, "Design of experiment (DOE) method considering interaction effect of process parameters for optimization of copper chemical mechanical polishing (CMP) process", *Microelectronic Engineering*, Vol. 63, pp. 506-512, 2006.
31. J. C. Halpin, *A Primer on Composite Materials Analysis*, Technomic, 1992.
32. J. C. Halpin, "Stiffness and Expansion Estimates for Oriented Short Fiber Composites", *Journal of Composite Materials*, Vol. 3, pp. 732-734, 1969.
33. D. S. Metsger, M. R. Rieger, D. W. Foreman, "Mechanical properties of sintered hydroxyapatite and tricalcium phosphate ceramic", *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Vol. 10, pp. 9-17, 1999.

정 하 승

1998년 서울대학교 공과대학 기계공학과 학사
2000년 서울대학교 공과대학 기계공학과 석사
2005년 미국 University of Michigan 기계공학과 박사
2006년~2007년 2월 미국 University of Michigan Research fellows
2007년 3월~현재 홍익대학교 기계공학과 전임강사
관심분야: Rapid Prototyping, Laser-induced material processing

지 해 성

1986년 서울대학교 공과대학 기계설계학과 학사
1988년 서울대학교 대학원 기계설계학과 석사
1996년 미국 MIT 대학원 기계공학과 박사
1988년~1992년 한국과학기술연구원 (KIST) CAD/CAM 연구실 연구원
1996년~1997년 미국 상무성산하 국제표준연구소 (NIST) 연구원
1997년~현재 홍익대학교 기계공학과 부교수
관심분야: Digital Manufacturing, Tolerance Design, Rapid Prototyping