

노즐 가이드를 적용한 폴리머 적층 시스템의 Washer Scaffold 제작을 위한 성능 개선[§]

사민우* · 김종영*†

* 국립안동대학교 기계공학과

Performance Improvement of Polymer Deposition System by Nozzle Guide and Its Application to Washer Scaffold Fabrication

Min-Woo Sa* and Jong Young Kim*†

* Dept. of Mechanical Engineering, Andong Nat'l Univ.

(Received March 23, 2012 ; Revised July 18, 2012 ; Accepted November 30, 2012)

Key Words: Rapid Prototyping(쾌속조형), Nozzle Guide(노즐 가이드), Polymer Deposition System(폴리머 적층 시스템), Washer Scaffold(와셔 인공지지체)

초록: 쾌속조형기술을 이용한 3 차원 형상의 인공지지체가 조직공학 적용을 위해 개발되고 제작되었다. 본 연구에서는 폴리머 적층 시스템을 이용한 스캐폴드 제작에 있어 시린지 노즐 부분에 노즐 가이드를 장착하여 폴리머 적층 폭과 높이 실험을 수행하였다. 이 때 인공지지체 제작을 위한 생체재료로 폴리락타이드 프로락톤이 사용되었다. 폴리머 적층 공정 조건으로는 600 kPa의 공압과 125°C의 온도가 이용되었다. 성공적인 와셔 인공지지체 제작을 통해 폴리머 적층 시스템에 적용된 노즐 가이드의 성능이 검증되었다. 결론적으로, 향상된 폴리머 적층 시스템을 이용함으로써 복잡한 형상의 조직공학용 3 차원 인공지지체를 제작할 수 있을 것으로 기대된다.

Abstract: Rapid prototyping was used to design and develop a three-dimensional (3D) scaffold for tissue engineering application. In this study, the nozzle guide (TB-CP-HN, MUSASHI ENGINEERING, INC., JAPAN) used with the syringe of the polymer deposition system (PDS) was evaluated by measuring the scaffold line width and height. 3D scaffolds were fabricated using a biodegradable polymer called poly-caprolactone (PCL). The PCL polymer can be deposited from the needle of a syringe using a 200- μ m precision nozzle, at a pressure of 600 kPa and temperature of 125°C. The advantages and improvements in this nozzle guide were addressed through washer scaffold fabrication. Overall, this research indicated that the fabrication of a complex-shaped scaffold using an enhanced polymer deposition system may have potential for tissue engineering.

1. 서 론

조직공학(tissue engineering, TE)에서는 성공적인 골(bone) 재생을 위하여 균일한 공극(pore) 분포와 높은 내/외부 연결성, 그리고 공극률을 가진 생분해성 3 차원 구조의 인공지지체(scaffold) 제작이 활발히 시도되고 있다.^(1,2) 이러한 인공지지체들은 세포 이식과 증식 그리고 혈관형성(vascularization)

을 위해 내부구조가 상호 연결(interconnectivity)이 있어야 한다.^(3~6) 그러므로, 세포적합성을 높일 수 있는 3 차원 구조를 가진 인공지지체에 관한 적층 기술의 개발과 성능 개선이 골 재생 연구의 주된 관심이 되고 있다.^(1,5~7) 그 중에서도, 쾌속 조형(rapid prototyping, RP)은 자유 형상 제작(solid freeform fabrication, SFF) 방식으로 쉽게 가공할 수 있고 컴퓨터에 의해 제어되는 제작 기술이며 3 차원 구조로 격자화하여 한 층씩 쌓아 올려서 적층을 가능하게 한다.⁽⁸⁾ 최근에 다축 적층 시스템(multi-head deposition system)을 이용한 인공지지체 제작에 관한 연구에 따르면 기존의 방식들보다 인공지지체를 빠르게 제작할 수 있는 장점을 부여한

§이 논문은 2012년도 대한기계학회 바이오공학부문 춘계 학술대회(2012. 3. 28.-30., 전남대) 발표논문임

† Corresponding Author, jkim@andong.ac.kr

© 2012 The Korean Society of Mechanical Engineers

다.⁽⁹⁾ 이때 생분해성 합성고분자(biodegradable synthetic polymer) 인 poly (ϵ -caprolactone) (PCL)과 poly-lactic-co-glycolic acid (PLGA) 등을 이용한 연구가 많이 진행되고 있다. 이러한 생체 재료들은 온도를 가해 주고 용융시킨 후에 노즐을 통하여 원하는 형상의 3 차원 인공지지체를 제작하는데 이용되고 있다. 이 때 각각의 생체 재료들은 고유한 녹는점까지 가열해야 한다. 또한 특성상 높은 점성을 가지고 있어 높은 공압을 이용하거나 온도를 높이면 본래의 성질을 잃을 수 있어 인공지지체 제작 시에 고려되어야 할 사항이다.^(9,10)

본 연구에서는 폴리머 적층 시스템에 노즐 가이드를 장착하여 3 차원 인공지지체에 관한 제작 공정을 향상하였다. 폴리머 적층 실험을 위해 사용된 재료는 PCL, PLGA, 그리고 50% : 50%의 무게와 혼합비를 이용하여 만든 blended PCL/PLGA 이다. 노즐 가이드를 장착하기 전과 후의 폴리머 적층 시스템의 성능 평가는 폴리머 적층 폭과 높이 변화를 측정함으로써 확인되었다. 따라서, PCL 을 이용하여 와서 인공지지체(washer scaffold) 제작에 적용하였다. 제작된 와서 인공지지체는 흉추 고정술에서 척추경 나사못(pedicle screw)과 함께 사용하여 향후 골 유합 효과를 얻을 수 있을 것으로 판단된다.

2. 재료 및 방법

2.1 재료

3 차원 인공지지체를 제작하기 위해 PCL 또는 PLGA 등을 이용한 연구가 활발히 수행되고 있다.^(11,12) 본 연구에서는 폴리머 적층 폭 및 높이 측정과 인공지지체 제작을 수행하기 위해 합성고분자인 PCL(average M_w 65,000)과 PLGA(average M_w 50,000-75,000, lactide : glycolide (85:15))를 사용하였다. 생분해성 재료인 PCL 은 60°C 에서 녹는 특성을 가지고 있으며 기계적 강도가 높다고 보고되고 있다. PLGA 는 100°C의 녹는 특성을 가지고 있으며 낮은 기계적 강도가 있다고 보고되고 있다.⁽¹³⁾ 본 연구에 사용된 PCL 재료는 둥근 모양을 하고 있으며 지름은 3.6 mm \pm 300 μ m 로 측정되었다. PLGA 재료는 투명한 색을 띠며 지름이 3.0 mm \pm 300 μ m 로 측정되었다.

2.2 폴리머 적층 시스템

본 연구에서는 적층이 가능한 생체 재료들로 3 차원 인공지지체를 제작하기 위해 자체 개발된 폴리머 적층 시스템을 사용하였다.⁽¹⁴⁾ Fig. 1(a)는 본

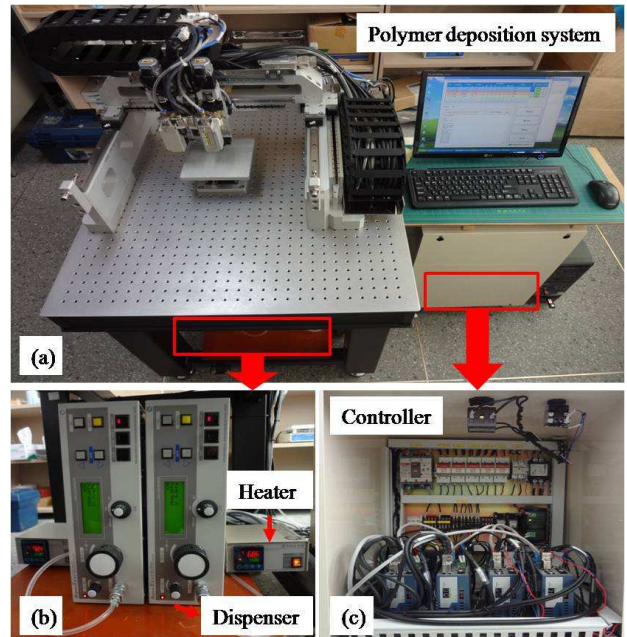


Fig. 1 Composition images of (a) polymer deposition system, (b) pressure and heat regulator, and (c) control system

연구에서 사용된 폴리머 적층 시스템의 이미지를 보여준다. 왼쪽에는 정밀 작업에 쓰이는 정반(optical table)에 X-Y-Z 축 모션 시스템이 있으며 우측에는 컴퓨터와 제어기를 보여주고 있다. Fig. 1(b)는 폴리머 적층 시스템의 보조장치를 세부적으로 보여주고 있는 이미지이다. 인공지지체 제작을 위해 필요한 원압(compressor), 공압 조절(dispenser regulator) 및 온도조절(thermo-master regulator) 장치가 사용되었다. Fig. 1(c)는 X-Y-Z 축을 구동하고 제어할 수 있도록 하는 제어기의 이미지를 보여주고 있다.

2.3 폴리머 적층 테스트

합성고분자를 이용한 폴리머 적층 실험은 작업공간(working space) 위에서 수행되었다. 또한 폴리머 적층을 위해 G-code 데이터 작업이 미리 준비되었고 적층 실험을 위한 재료로 PCL, PLGA, 그리고 blended PCL/PLGA 폴리머가 사용되었다. 각각의 폴리머들은 스틸 시린지(steel syringe)에 넣고 10 분간 용융시킨 후에 적층 실험이 수행되었다. Fig. 2는 G-code 데이터를 적용한 후 폴리머 적층 시스템을 이용하여 적층 실험을 진행하고 있는 모습을 보여준다. Fig. 2(a)는 X-Y-Z 축의 모션 정보와 전체 시스템을 제어하는 소프트웨어를 보여 준다. Fig. 2(b)는 Z 축의 노즐을 통해 폴리머가 적층되는 것을 보여준다. 적층 폭과 높이 변화를

Table 1 Process condition for deposition width and height test of synthetic polymers

Condition	PCL	PLGA	PCL /PLGA
Molecular weight	M _w 65,000	M _w 50,000~75,000	—
Chemical composition	—	85:15 (lactide:glycolide)	—
Syringe	10-cc		
Nozzle	200 μm		
Nozzle guide	TB-CP-HN		
Pressure	600 kPa		
Temperature	80~ 130(°C)	130~ 150(°C)	130~ 150(°C)
Feed rate	50~400 mm/s		



(a) Before

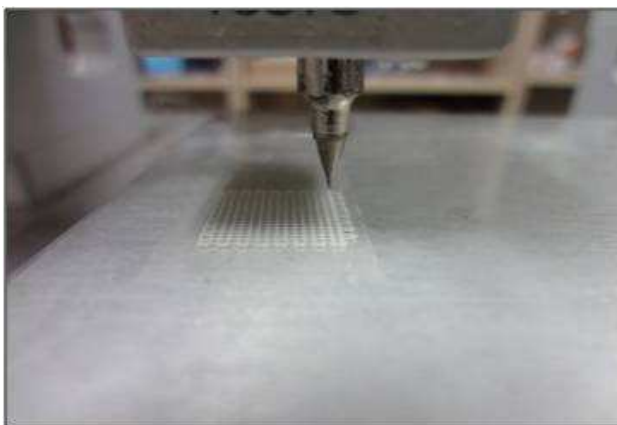
(b) After

Fig. 3 Actual images of (a) before washer and (b) after washer scaffold fabricated by polymer deposition system

실험에 적용된 3 가지 중요한 공정조건으로는 공압, 온도, 그리고 이송 속도(scan velocity)이다.^(11,15) Table 1 은 합성고분자들의 적층 폭과 높이 실험을 위한 공정조건을 보여주고 있다. PCL, PLGA, 그리고 blended PCL/PLGA 폴리머의 분자량, 노즐 크기, 그리고 적용된 노즐 등을 나타내었다. 공압은 600 kPa 로 일정하게 두었으며 온도는 폴리머의 특성에 맞춰 조절하였다. 또한 이송 속도는 50~400 mm/s 의 범위 내에서 수행되었다.



(a) G-code software



(b) Deposition test

Fig. 2 Actual images of (a) G-code system software and (b) Fabrication process for deposition test using polymer deposition system

확인하기 위해 격자패턴으로 실험이 수행되었다. 모든 실험은 200 μm 의 정밀 노즐을 사용하였으며 현미경을 통해 적층 폭과 높이 변화를 측정하였다.

2.4 와셔 인공지지체의 제작과정

현재 흉추부 골절 및 탈구의 치료에 있어 척추 고정수술용 척추경 나사못이 이용되고 있다.⁽¹⁶⁾ 하지만 척추경 나사못의 불유합으로 인하여 파손과 해리가 일어날 가능성이 높다.⁽¹⁷⁾ 이 때 생체적합성 폴리머를 이용하여 와셔 인공지지체를 제작한다면 척추경 나사못에 적용하여 골 유합 효과와 출혈 감소에 큰 도움이 될 것이라고 판단된다. 본 연구에서는 생분해성과 생체적합성을 지닌 PCL 폴리머를 이용하여 와셔 인공지지체를 제작하였다. Fig. 3(a)는 기존에 사용되어지고 있는 와셔를 척추경 나사못에 결합한 사진이고, Fig. 3(b)는 본 연구에서 제작된 와셔 인공지지체를 척추경 나사못에 결합한 사진이다. Fig. 4 는 폴리머 적층 시스템을 이용한 와셔 인공지지체 제작의 수행 과정을 플롯 차트(flow chart)로 나타내고 있다. 먼저, 인공지지체를 제작 하기 위해 PCL 폴리머를 시린지에 넣고 열을 가하게 된다. 그리고 난 후에 폴리머가 녹는 동안 G-code 소프트웨어에서 형상 코드를 실행시킨다. 3 차원 와셔 인공지지체는 밑부분의 지름이 16 mm, 윗부분의 지름은 6 mm 로 설계되었다. Fig. 5 는 와셔 인공지지체의 형상을 3D 모델로

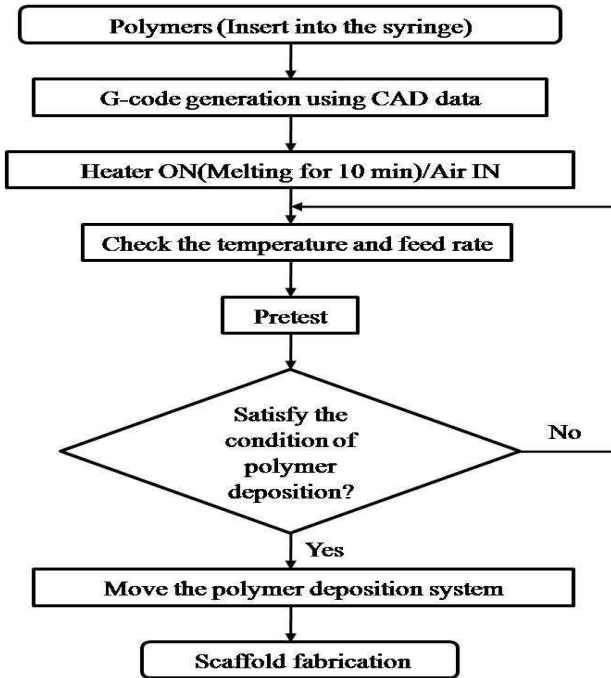


Fig. 4 Flow chart of scaffold fabrication using polymer deposition system

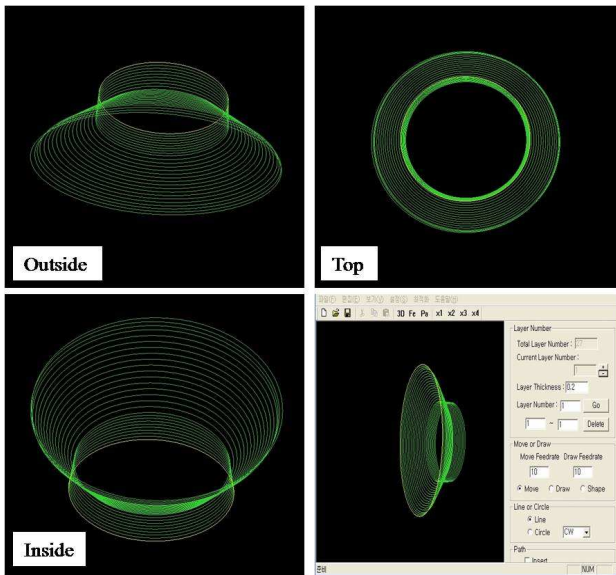


Fig. 5 3D modeling of CAD/CAM-based the washer scaffold using code-coding software

설계한 것을 보여준다. G-code 데이터는 X-Y-Z 축 좌표, 공압의 입/출력, 그리고 이송 속도의 조절에 의해 구동되도록 입력되었다. Table 2 는 와서 인공 지지체를 제작하기 위한 제작 조건들을 보여준다. 이 때 각각의 제작 조건을 살펴보면 PCL 재료와 10-cc 의 스틸 시린지, 그리고 200 μm 의 정밀 노즐 등을 사용하였다. 또한 인공지지체의 제작을

Table 2 Fabrication condition for the washer scaffold

Condition	Washer scaffold
Material	Poly (ε-caprolactone) (PCL)
Syringe	10-cc
Precision nozzle	200 μm
Nozzle guide	TB-CP-HN
Pressure	600 kPa
Temperature	125°C
Feed rate	50 mm/s

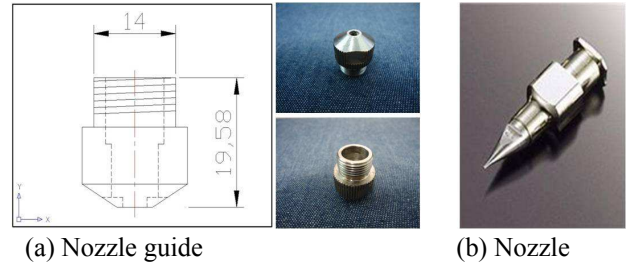


Fig. 6 Images of (a) structural drawings of a nozzle guide and (b) used a nozzle

위한 중요한 인자로서 노즐 가이드, 600 kPa 의 공압, 125°C 의 온도, 그리고 50 mm/s 의 이송 속도로 공정 조건을 적용한 후에 실험을 수행하였다.

2.5 주사전자현미경 관찰

인공지지체를 제작한 후에 적층 폭과 높이, 그리고 전체적인 형상을 확인하기 위해서는 고배율의 현미경을 이용해야 한다. 먼저 인공지지체 표면에 골드코팅을 한다. 그리고 난 후에 20 kV 에서 주사전자현미경(scanning electron microscopy, Tescan, Czech)을 이용하여 와서 인공지지체를 관찰하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 노즐 가이드를 적용한 폴리머 적층 시스템

Fig. 6 은 노즐 가이드의 구조도(Fig. 6(a))와 정밀 노즐(Fig. 6(b))를 보여주는 사진이다. 노즐 가이드는 내부에 노즐을 삽입하여 사용되었다. Fig. 7 은 노즐 가이드 장착 전과 후의 모습을 보여주고 있다. Fig. 7(a)는 노즐 가이드 장착 전의 사진이고 Fig. 7(b) 는 노즐 가이드 장착 후의 사진을 보여주고 있다. 폴리머가 들어있는 시린지는 히터에 의해 열이 가해진다. 그리고 열에 의해 용융된 폴리머는 노즐에 의해 분사되어 적층 된다.

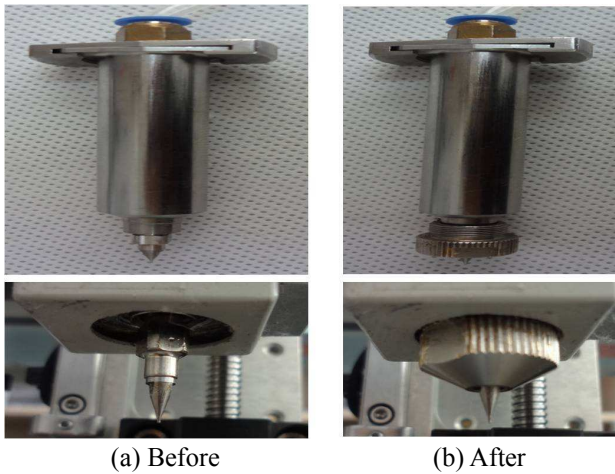


Fig. 7 Images of (a) before application and (b) after application of a nozzle guide to a syringe

3.2 노즐 가이드 적용 전과 후의 폴리머 적층 폭 및 높이 분석

폴리머 적층 폭 및 높이의 분석은 인공지체 제작을 위한 공정 조건을 정할 시에 중요한 요소이다. 이런 이유로 노즐 가이드를 장착하기 전과 후의 변화를 알아보기 위한 실험을 수행하였다. 본 연구에 사용된 생분해성 폴리머는 PCL, PLGA, 그리고 blended PCL/PLGA 이다.

Fig. 8 은 PCL, PLGA, 그리고 blended PCL (50%)/PLGA(50%) 폴리머를 사용함으로써 이송 속도에 따른 적층 폭과 높이의 변화에 대한 결과 그래프이다. Fig. 8(a-b)는 PCL 폴리머를 100℃, 600 kPa 로 일정하게 두고 이송 속도에 따른 적층 폭과 높이를 측정된 그래프이다. 이송 속도를 50 mm/s 에서 400 mm/s 까지 측정하였으며 초기 50 mm/s 에서 적층 폭과 높이는 노즐 가이드 적용 전보다 적용 후에 적층 폭과 높이가 비교적 높다는 것을 알 수 있었다. 초기의 이송 속도에서 적층 폭은 200 μm 의 차이를 보였고 적층 높이는 50 μm 의 차이를 보였다. Fig. 8(c-d)는 PLGA 폴리머를 600 kPa, 150℃의 온도로 일정하게 두고 이송 속도에 따른 적층 폭과 높이를 측정된 그래프이다. PLGA 폴리머의 적층 폭은 초기의 50 mm/s 에서 노즐 가이드 적용 전보다 적용 후에 300 μm 증가하였다. 적층 높이는 50 mm/s 에서 400 mm/s 까지 전체적으로 노즐 가이드를 장착 했을 때 최소 50 μm 에서 최대 100 μm 까지 증가되었다. Fig. 8(e-f)는 blended PCL/PLGA 폴리머를 600 kPa, 150℃로 일정하게 두고 이송 속도에 따른 적층 폭과 높이를 측정된 그래프이다. Blended PCL/PLGA 폴리머

의 적층 폭은 노즐 가이드를 장착했을 때 초기의 이송 속도에서 400 μm 가까이 증가되었다. 이송 속도가 400 mm/s 일 때도 최소 20 μm 정도 증가된 것을 확인하였다. Blended PCL/PLGA 폴리머의 적층 높이는 노즐 가이드를 장착 하기 전보다 장착 후에 평균적으로 70 μm 정도로 일정하게 증가되었다. 이와 같은 결과로 보면 이송 속도에 따라 적층 폭과 높이는 분명히 차이가 있었으며 최소 10 μm 에서 최대 400 μm 까지 다양하게 증가되었다는 것을 확인할 수 있었다. PCL 을 이용한 적층 폭과 높이 변화는 크지 않게 나타났었다. 하지만 전체적으로 그래프를 분석해 보면 노즐 가이드의 장착은 적층 폭과 높이 변화에 영향을 주는 것으로 판단된다.

Fig. 9 는 PCL, PLGA, 그리고 blended PCL (50%)/PLGA (50%) 폴리머를 사용함으로써 온도에 따른 적층 폭과 높이의 변화에 대한 결과 그래프이다. Fig. 9(a-b)는 PCL 폴리머를 100 mm/s, 600 kPa 로 일정하게 두고 온도에 따른 적층 폭과 높이를 측정된 그래프이다. 초기 온도를 80℃ 에서 130℃ 까지 5℃씩 증가시키면서 적층 폭을 관찰하였다. PCL 폴리머의 적층 폭은 130℃에서 최대 60 μm 로 증가되었고 적층 높이는 85℃일 때 최대 130 μm 로 증가되었다. Fig. 9(c-d)는 PLGA 폴리머를 50 mm/s, 600 kPa 로 일정하게 두고 온도에 따른 적층 폭과 높이를 측정된 그래프이다. 온도를 130℃에서 150℃까지 5℃씩 증가시키면서 적층 폭과 높이를 측정하였다. PLGA 폴리머의 적층 폭은 150℃에서 노즐 가이드를 장착했을 때 최대 230 μm 로 증가되었고 적층 높이는 최대 60 μm 로 증가되었다. Fig. 9(e-f)는 blended PCL/PLGA 폴리머를 150 mm/s, 600 kPa 로 일정하게 두고 이송 속도에 따른 적층 폭과 높이를 측정된 그래프이다. Blended PCL/PLGA 폴리머의 적층 폭은 150℃에서 노즐 가이드를 장착했을 때 최대 140 μm 로 증가되었고 적층 높이는 145~150℃ 사이에서 최대 140 μm 로 증가되었다. 위와 같은 결과로서 속도와 온도에 따라 PCL, PLGA, 그리고 blended PCL/PLGA 폴리머의 적층 폭과 높이는 노즐 가이드를 장착하기 전보다 장착 후에 증가되었다. 즉, Fig. 7(b)의 사진을 참고하면 히터에서 가해지는 열은 시린지를 가열하게 된다. 그리고 시간이 지나면 용융 된 폴리머는 공압에 의해 노즐로 분사가 된다. 게다가 적층된 폴리머는 상온에서 바로 굳는 특성이 있어서 Fig. 7(b)와 같이 노즐 가이드를 장착하게 되면 노

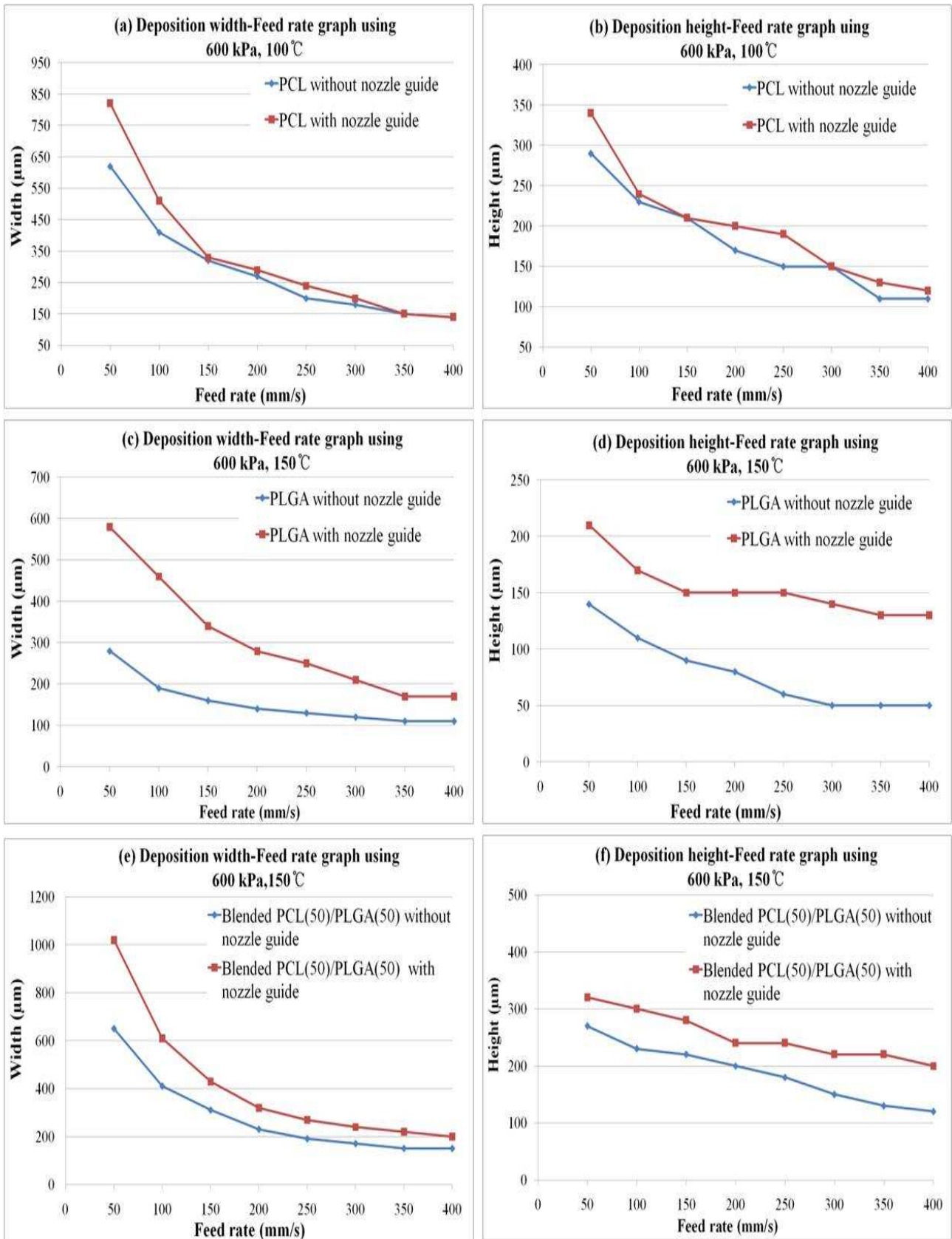


Fig. 8 Deposition width and height results of applied feed rate using PCL, PLGA, and blended PCL(50%)/PLGA(50%) polymers

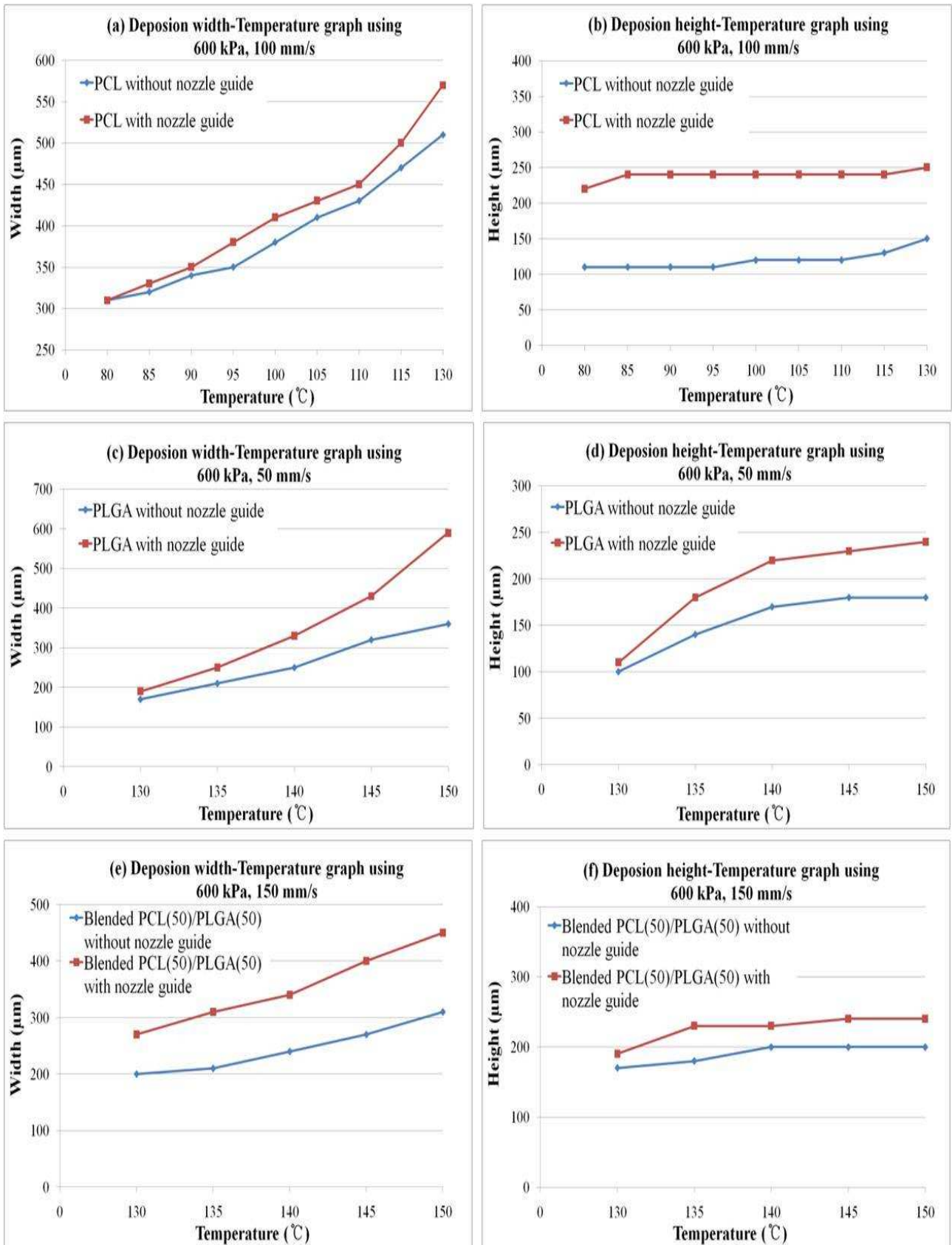
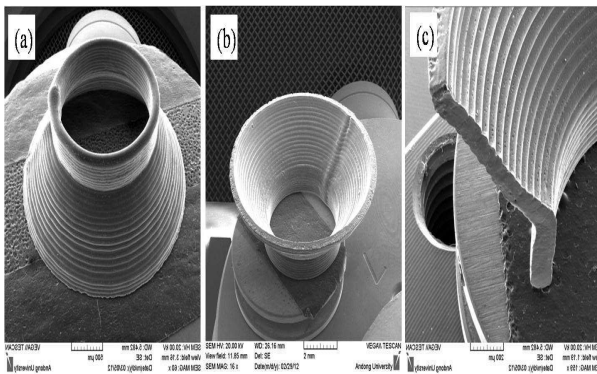


Fig. 9 Deposition width and height results of the applied temperature using PCL, PLGA, and blended PCL(50%)/PLGA(50%) polymer

Table 3 Process result of fabricated washer scaffold

Condition	Washer scaffold
Deposited width	$700 \pm 10 \mu\text{m}$
Deposited height	$200 \pm 10 \mu\text{m}$
Hole size(Bottom)	15 mm
Hole size(Top)	6 mm

**Fig. 10** SEM images of a washer scaffold: (a) 45°; (b) inner side; (c) cross section

즐 끝 단 까지 폴리머가 용융된 시간이 길어지게 되어 적층 폭과 높이가 증가되는 것이다. 이처럼, 시린지의 노즐 부분에 노즐 가이드를 장착하는 것은 폴리머 적층 시스템의 성능을 개선하였다고 볼 수 있다. 기존의 폴리머 적층 시스템을 이용한 인공지지체의 제작에서는 폴리머 분사를 위해 높은 온도와 압력을 가해야 했고 이송 속도는 낮아서 인공지지체 제작 시간이 긴 단점이 있었다. 하지만 이러한 노즐 가이드의 장착으로 다양한 적층 폭과 높이 조절을 가능하게 하고 시간을 단축하여 인공지지체 제작을 원활하게 할 것으로 보여진다.

3.3 PCL 와셔 인공지지체 제작 및 SEM 을 이용한 평가

Table 3 은 제작된 와셔 인공지지체의 제작 결과를 나타낸 것이다. 적층 폭은 $700 \pm 10 \mu\text{m}$, 적층 높이는 $200 \pm 10 \mu\text{m}$ 로 측정되었다. 와셔 인공지지체는 밑부분의 홀(hole) 지름이 15 mm 이고 윗부분의 홀 지름이 6 mm 로 측정되었다. Fig. 10 은 개선된 노즐 가이드를 장착한 후에 폴리머 적층 시스템을 이용하여 제작된 와셔 인공지지체의 SEM 사진이다. Fig. 10(a)는 45° 방향에서 3 차원 형상을 본 사진이며 Fig. 10(b)는 인공지지

체지체의 안쪽 면을 본 사진이다. Fig. 10(c)는 단면을 자른 후에 적층된 부분을 확인해 본 사진이다. 노즐 가이드가 장착됨으로써 노즐 사이즈가 작은 것이라도 적층 폭과 높이 조절로 다양한 인공지지체를 제작할 수 있을 것이다.

4. 결 론

본 연구에서는 자유 형상 제작 방식의 폴리머 적층 시스템에 노즐 가이드를 장착하였다. 그리고 폴리머 적층 폭 및 높이 변화, 그리고 인공지지체 제작에 적용하고자 하였다. 그 결과 다음과 같은 결론을 얻게 되었다.

(1) 인공지지체 제작에 있어 폴리머 분사가 잘 되도록 시린지-노즐 끝 부분에 노즐 가이드를 장착하였다. PCL, PLGA, 그리고 blended PCL/PLGA 폴리머들을 사용하여 온도, 압력, 그리고 이송 속도에 따른 폴리머 적층 폭과 높이의 변화를 확인하였다. 노즐 가이드를 장착하기 전과 장착 후의 폴리머 적층 실험이 수행되었다. PCL 폴리머에서는 이송 속도와 온도 변화에 따라 적층 폭과 높이가 노즐 가이드를 장착한 후에 최소 $10 \mu\text{m}$ 에서 최대 $200 \mu\text{m}$ 까지 증가되었고, PLGA 폴리머에서는 최소 $20 \mu\text{m}$ 에서 최대 $300 \mu\text{m}$ 까지 증가되었다. 그리고 blended PCL/PLGA 폴리머는 최소 $20 \mu\text{m}$ 에서 최대 $200 \mu\text{m}$ 까지의 높은 변화를 확인하였다. 즉, 3 가지 폴리머들을 사용함으로써 노즐 가이드를 장착하기 전보다 장착했을 때 적층 폭과 높이가 최소 $10 \mu\text{m}$ 에서 최대 $300 \mu\text{m}$ 까지 증가되었다.

(2) PCL 폴리머를 사용하여 와셔 형상의 인공지지체를 제작하였다. 그리고 주사전자현미경을 이용하여 형상을 관찰하였다. $200 \mu\text{m}$ 노즐과 $125 \text{ }^\circ\text{C}$ 의 온도, 그리고 600 kPa 의 공압을 사용하여 최대 $700 \mu\text{m}$ 이상의 적층 폭을 가지는 인공지지체를 제작하였다. 즉, 노즐 가이드의 장착은 폴리머의 적층 폭과 높이에 큰 영향을 끼치는 것으로 판단된다.

향후 와셔 인공지지체는 척추경 나사못과 결합되어 좋은 연구 결과를 얻을 수 있을 것으로 기대된다. 또한 노즐 가이드를 장착함으로써 인공지지체 제작에 관하여 적층 폭과 높이를 다양하게 적용될 수 있을 것이다.

후 기

이 논문은 2012 년도 안동대학교 특별연구지

원사업에 의하여 연구되었음.

참고문헌

- (1) Hutmacher, D. W., 2000, "Polymeric Scaffolds in Tissue Engineering Bone and Cartilage," *Biomaterials*, Vol. 21, pp. 2529~2543.
- (2) Mourino, V. and Boccaccini, A. R., 2010, "Bone Tissue Engineering Therapeutics: Controlled Drug Delivery in Three-Dimensional Scaffolds," *J. R. Soc.*, Vol. 7, pp. 209~227.
- (3) Freyman, M., Yannas, Y. V. and Gibson, L., 2001, "Cellular Materials as Porous Scaffolds for Tissue Engineering," *J. Prog. Mater. Sci.*, Vol. 46, pp. 273~278.
- (4) Hutmacher, D. W., 2001, "Scaffold Design and Fabrication Technologies for Engineering Tissues: State of the Art and Future Perspectives," *J. Biomater. Sci. Polym. Ed*, Vol. 12, pp. 107~124.
- (5) Guarino, V., Causa, F. and Ambrosio, L., 2007, "Bioactive Scaffolds for Bone and Ligament Tissue," *Exp. Rev. Med. Devices*, Vol. 4, pp. 405~418.
- (6) Moroni, L., De Wijn, J. R. and Van Blitterswijk, C. A., 2008, "The Integrating Novel Technologies to Fabricate Smart Scaffolds," *J. Biomater. Sci. Polym. Ed.*, Vol. 19, pp. 543~572.
- (7) Chen, Q. Z., Bretcanu, O. and Boccaccini, A. R., 2008, "Inorganic and Composite Bioactive Scaffolds for Bone Tissue Engineering." *In Biomaterials Fabrication and Processing Handbook (Eds P. K. Chu & X. Liu)*. Boca Raton, FL: CRC Press.
- (8) Ahn, S. H., Koh, Y. H. and Kim, G. H., 2010, "A Three-Dimensional Hierarchical Collagen Scaffold Fabricated by a Combined Solid Freeform Fabrication (SFF) and Electrospinning Process to Enhance Mesenchymal Stem Cell (MSC) Proliferation," *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 20, No. 6, 065015(7pp)
- (9) Kim, J. Y., Park, E. K., Kim, S. Y. and Cho, D. W., 2008, "Development of Multi-Head Deposition System and Fabrication of 3D Scaffolds for Tissue Engineering," *KSPE 08S052*, pp. 105~106.
- (10) Iwan, Z., Hutmacher, D. W., Kim, C. T. and Swee, H. T., 2002, "Fused Deposition Molding of Novel Scaffold Architectures for Tissue Engineering Applications," *Biomaterials*, Vol. 23, pp. 1169~1185.
- (11) Kim, J. Y., Park, E. K., Kim, S. Y., Shin, J. W. and Cho, D. W., 2008, "Fabrication of a SFF-Based Three-Dimensional Scaffold Using a Precision Deposition System in Tissue Engineering," *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 18, No. 5, 055027(7pp)
- (12) Yeo, M. G. and Kim, G. H., 2011, "Preparation and Characterization of 3D Composite Scaffolds Based on Rapid-Prototyped PCL/ β -TCP Struts and Electrospun PCL Coated with Collagen and HA for Bone Regeneration," *Chem. Mater.*, Vol. 24, No. 4, pp. 903~913.
- (13) Kim, J. Y., Yoon, J. J., Park, E. K., Kim, S. Y. and Cho, D. W., 2009, "Fabrication of 3D PCL/PLGA/TCP Bioscaffold Using Multi-Head Deposition System and Design of Experiment," *KSPE*, Vol. 26, pp. 146~154.
- (14) Shim, J. H., Lee, J. S. and Kim, J. Y., 2012, "Fabrication of Solid Freeform Fabrication Based 3D Scaffold and Its *In-Vitro* Characteristic Evaluation for Bone Tissue Engineering," *Tissue Eng. Regen. Med.*, Vol. 9, No. Suppl.1, pp. 16~23.
- (15) Vozzi, G., Previti, A., De Rossi, D., M. S. and Ahluwalia, A., 2002, "Microsyringe based Deposition of Two Dimensional and Three Dimensional Polymer Scaffolds with a Well Defined Geometry for Application to Tissue Engineering," *Tissue Eng.*, Vol. 8, No. 6, pp. 1089~1098.
- (16) Lee, S. G., 2008, "Percutaneous Pedicle Screw Fixation in the Lumbar Spine," *Hanyang Med. Rev.*, Vol. 28, No. 1, pp. 59~64.
- (17) Shin, B. G., Lee, J. C., Kim, Y. I., and Lee, J. S., 2009, "More Than 5 Year Follow-Up of Thoracolumbar Fractures Treated By Pedicle Screw Fixation," *J. Korean Soc. Spine Surg.*, Vol. 16, No. 4, pp. 251~258.