

3D 프린팅법으로 제조한 티타늄 시편의 물성 평가

오윤정¹, 석수황¹, 이상혁¹, 김광만², 권재성², 임범순^{1*}

서울대학교 치의학대학원 치과생체재료과학교실¹,
연세대학교 치과대학 치과생체재료공학교실²

〈Abstract〉

Evaluation of Physical Properties of Titanium Specimen Fabricated by 3D Printing Technique

Yun-Jeong Oh¹, Soohwang Seok¹, Sang-Hyeok Lee¹, Kwang-Mahn Kim²,
Jae-Sung Kwon², Bum-Soon Lim^{1*}

Department of Dental Biomaterials Science, School of Dentistry, Seoul National University¹,
Department of Dental Biomaterials and Bioengineering, College of Dentistry, Yonsei University, Seoul, Korea²

The interest of the additive manufacturing technology, commonly called 3D printing, is rapidly increasing. Selective laser sintering (SLS) is the one of the method for 3D printing that has potential to produce metallic prostheses in dentistry. The purpose of this study was to evaluate physical properties of titanium specimen fabricated by SLS for dental implant system. Specimens were fabricated from Ti6Al4V alloy powder with median particle size (D_{50}) of 34 μm . The SLS 3D printing was carried out using YAG laser with wavelength of 1075 nm with power of 190 W, and thickness of each layer was 30 μm . Machined specimens with sandblasting treatment were used as control group. Density, porosity, yield strength (30° compression), elastic modulus and fatigue limit were estimated. Density measurement and microCT analysis gave valuable informations about impurity inclusions and manufacturing defects. Yield strength and elastic modulus of 3D printing dense specimen showed similar value with the machined specimens. However, fatigue limit of 3D printing dense specimens was significantly lower than the machined specimen. 3D printing porous specimen showed lower yield strength and elastic modulus than the 3D printing dense specimens. Before 3D printing porous dental prosthesis application in clinic, fatigue limit should be evaluated carefully.

Key words: 3D Printing, Titanium Alloy, SLS, MicroCT, Elastic Modulus, Fatigue Limit

I. INTRODUCTION

3D 프린팅법은 3차원 형상 정보의 2차원 단면 형상을 액상 또는 분말 소재로 층으로 쌓아 제품을 제작하는 적층제조법

(additive manufacturing, AM)으로 쾌속조형 (rapid prototyping, RP), 자유형상조형 (solid freeform fabrication, SFF), 적층조형 (layered manufacturing, LM) 등의 용어로도 통용되고 있다. 레이저를 이용한 적층제조법은 레이저 소결 (laser sintering, LS), 레이저 용융 (laser melting, LM) 및 레이저 금속 증착 (laser metal deposition, LMD) 등으로 분류할 수 있다. 레이저 적층제조법에서 제기되는 주요 문제점으로 “생산 효율성”과 “제품의 정밀도” 등이 있다. 단품 생산의 생산 주기와 생산

* Correspondence: 임범순 (ORCID ID: 0000-0003-3112-0227)
서울시 종로구 연건동 28 서울대학교 치과대학 치과생체재료과학교실
Tel: +82-740-8692, Fax: +82-740-8694
E-mail: nowick@snu.ac.kr

Received: Feb. 1, 2016; Revised: Mar. 3, 2016; Accepted: Mar. 3, 2016

* 본 연구는 2015년도 식품의약품안전처 용역연구개발과제의 연구개발비 지원 (15172의료평421)에 의해 수행된 것임

단가의 생산 효율성 문제는 관련 기술의 발전과 적층 제품의 활성화로 장기적으로는 해결될 수 있을 것으로 보인다. 정밀도 문제는 적층 제조로 생산한 제품이 절삭 가공한 제품의 치수 정밀도를 재현할 수 없다는 한계로 주조품처럼 정밀도가 요구되는 부분에는 반드시 추가적인 절삭 가공이 필요한 실정이다.

현재까지 레이저 적층제조법을 적용 대표적인 분야로 항공기 부품, 의료용 및 치과용 임플란트 등이 있는데, 대량 생산이 필요하지 않다는 공통점이 있다. 의료용으로 적용하는 경우 환자의 3차원 CT 영상을 기반으로 인공 뼈와 치아 임플란트를 개별 환자에게 맞춤형으로 제작할 수 있는 장점으로 적용 범위는 크게 확대될 수 있다 (Kang 등, 2012; Jardini 등, 2014). CAD 정보를 이용하여 3D 프린팅법으로 금속 보철물을 제작하는 경우 CAD/CAM과 비교하여 정밀 형상 가공이 가능하고, 절삭 잔류물이 없어서 경제적이며, 거의 모든 형상 제작이 가능한 장점이 있다. 또한 공구 마모에 의한 가공 정밀도의 감소 우려가 없으며, 한꺼번에 다수의 기공물 제작이 가능하고, 전자동 공정을 적용할 수 있는 장점이 있다. 인간의 체내 조직 및 장기는 사람마다 조금씩 서로 다른 형상을 가지기 때문에 3D 프린팅 제조법은 바이오-의학 분야에서 그 활용 가치는 매우 높으며, 향후 개인 맞춤형 의료가 시장의 핵심 제조 기술로 성장될 것으로 보인다 (Murr 등, 2009; Moin 등, 2014; Parthasarathy, 20147).

다양한 소재 (금속, 세라믹, 고분자 소재 등)들이 3차원 형상기반 적층제조법에 적용되고 있는데, 금속 소재를 이용하여 3D 프린팅법으로 치과용 수복물을 제조하는 연구가 많이 보고되고 있다. Ayyildiz 등 (2013)은 주조, 밀링 및 3D 프린팅법 (Direct Metal Laser Sintering, DMLS) 등으로 제작한 코발트-크롬계 합금 보철물의 소둔 열처리가 나노 구조와 표면경도에 주는 영향을 평가하였고, Bhaskaran 등 (2013)은 왁스 소환법을 이용한 주조법으로 제작한 코발트-크롬계 합금 코핑과 3D 프린팅법 (DMLS)으로 제작한 코핑의 변연적합도와 내부 gap을 비교하였으며, Kim 등 (2013)은 3D 프린팅 (DMLS)으로 제조한 3-unit 고정성 보철물의 변연적합도를 평가하였다. Jabbari 등 (2014)은 코발트-크롬계 합금을 이용하여 주조, 밀링 및 3D 프린팅법 (Selective Laser Sintering, SLS)으로 제작한 보철물의 금속조직학 특성과 표면 특성을 비교하였고,

Tamac 등 (2014)은 주조, CAD/CAM 및 3D 프린팅법 (DMLS)으로 제작한 코발트-크롬계 합금 크라운의 내부 적합도를 비교하였으며, Xu 등 (2014)은 주조와 3D 프린팅법 (Selective Laser Melting, SLM)으로 제조한 코발트-크롬계 합금 크라운의 변연 적합도를 비교하였다. Barucca 등 (2015)은 3D 프린팅법 (DMLS)으로 제작한 코발트-크롬계 합금 생체용 부품의 구조적 특성을 보고하였다. 이와 같이 코발트-크롬계 합금 분말을 이용하여 3D 프린팅법으로 제작한 치과용 보철물에 관한 연구는 많이 보고되었지만, 티타늄 또는 티타늄 합금 분말을 이용하여 3D 프린팅법으로 제작한 치과용 보철물에 관한 연구 보고는 많지 않다. Kanazawa 등 (2014)은 T6Al4V 합금 분말을 이용하여 SLM법으로 총의치용 framework를 제작하여 주조법으로 제작한 것과 비교 평가하였고, Mangano 등 (2013)은 T6Al4V 합금 분말로 지름이 작은 일체형 (1-piece narrow-diameter) 임플란트를 SLS법으로 제작하여 16명의 환자에게 식립한 다음 2년간 관찰하였고, Mangano 등 (2014)은 Cone-beam computed tomography (CBCT) data를 3D 이미지로 변환시켜 DLMS법으로 치근 형상의 임플란트를 제작하여 15명의 환자에게 식립한 다음 1년간 관찰하였다. 최근 티타늄 합금의 우수한 기계적 특성을 치과용 보철물 또는 임플란트 제작에 적용하려는 시도가 점차 증가되고 있는 상황이다 (Mangano 등, 2014). 그러나 티타늄 합금 분말을 이용하여 3D 프린팅법으로 제작한 치과용 보철물을 실제 임상에 적용하기 전에 기존 기계가공 방식으로 제작한 티타늄 보철물과 3D 프린팅법으로 제작한 티타늄 보철물의 물성을 비교 평가하는 것이 필요할 것으로 보여 본 연구에서는 3D 프린팅법으로 제작한 티타늄 시편과 기계가공한 티타늄 시편의 물성을 비교하고자 하였다.

II. MATERIALS AND METHODS

1. 연구재료

ASTM B348 Grade 23 (Standard Specification for Titanium and Titanium alloy Bars and Billets)에 적합한 미국 Dynamet사의 직경 8 mm인 Ti-6Al-4V ELI (grade 5) 합금을 지름

6 mm × 길이 13 mm 원통형으로 가공하여 기계가공한 티타늄 시편을 준비하였다. 기계 가공한 시편의 표면은 50 μm 알루미늄 입자로 샌드블라스팅처리하였다(Fig. 1a).

3D 프린팅 티타늄 시편은 분말 입자크기가 15-45 μm 범위의 Ti-6Al-4V 분말 (LPW- Ti6-4-GD23-5; LPW Technology Ltd., Sci-Tech Daresbury, United Kingdom)을 이용하여 Powder Bed Fusion Metal 3D Printer (WinforSYS, Korea)로 기공도 (porosity)가 다른 (fully dense, 50% porous) 시편을 준비하였다 (Fig. 1b, 1c). 3D 프린팅 공정 조건은 Table 1에 요약하였다

Table 1. 3D printing processing condition

Parameter	Value
Laser type	YAG laser
Laser wavelength	1,075 nm
Laser power	190 W
Layer thickness/scan	30 μm
Scan speed	1,200 mm/sec

2. 연구방법

1) 밀도 (density) 측정

시편의 밀도는 KS D 0033:2011 금속 소결체의 소결 밀도 시험 방법 (Method for determination of density of metal powder sintered materials)에 따라 측정하였다. 이 규격은 ISO 2738:1999와 ISO 3369:1975 내용과 유사하여 투과성 (permeable) 금속 소결체 재료의 밀도 (density), 오일 함유량 (oil content) 및 열린 기공도 (open porosity) 등을 분석하는 방법에 대하여 규정하고 있다.

표면에 잔류된 오염 물질을 제거하여 측정용 시편을 준비하여 시편의 건조 질량 (m_1)을 공기 중에서 측정하였고, 물속에 시편을 넣고 시편과 지지 장치의 표면에서 모든 기포가 제거된 것을 확인한 다음 물속에서의 질량 (m_w)을 측정하였다. 질량 측정과정 동안 시편과 물은 일정한 온도 ($22 \pm 2^\circ\text{C}$)를 유지하도록 하였는데, 이 온도 범위에서 순수한 물의 밀도 (ρ_w)는 0.998 g/cm^3 로 하여 건조밀도 (D_d)를 아래 식으로 계산하였다. 실험군당 10 개의 시편을 측정하여 평균값과 표준편차를 계산하였다.

$$\text{건조 밀도 } (D_d) = (m_1 \times \rho_w) / (m_1 - m_w)$$

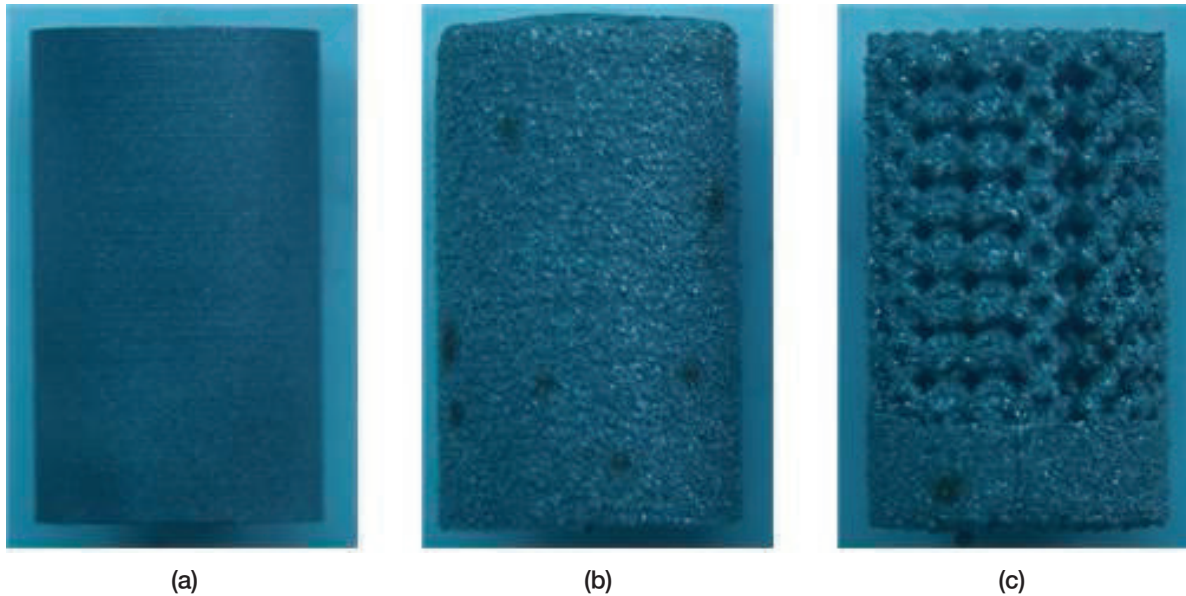


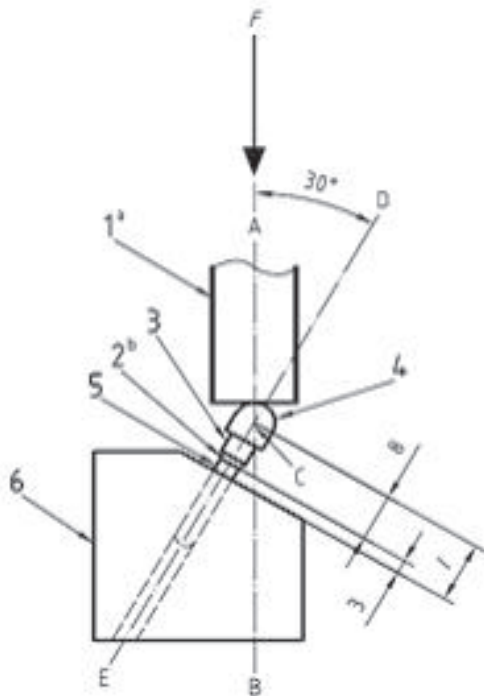
Figure 1. Titanium specimens used in this study: (a) machined, (b) 3D printing (dense), (c) 3D printing (50% porous).

2) 기공도 (porosity) 및 내부 결함 분석

시편의 기공도와 내부 결함 등은 micro-CT (Skyscan 1172, Bruker, Belgium)를 이용하여 측정하였다. 100 kV 전압과 100 μ A 전류를 가하여 x-선을 생성하였으며, 이미지 pixel 크기는 9.86 μ m, 카메라 pixel 크기는 11.55 μ m로 시편의 3차원 이미지를 촬영하였다. 분석 프로그램을 이용하여 open porosity와 closed porosity를 계산하였고, 3차원 이미지로 내부에 형성된 제조 결함을 확인하였다.

3) 전단압축항복강도 (30° compressive yield strength) 및 탄성계수 (elastic modulus) 측정

시편의 전단압축강도와 탄성계수는 ISO/DIS 14801:2014 Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implant에 따라 측정하였다. 원통형 시편의 끝부분은



- 1 = loading device
- 2 = nominal bone level
- 3 = abutment
- 4 = hemispherical loading member
- 5 = dental implant body
- 6 = specimen holder

Figure 2. Schematic of test set-up.

규정한 하중을 적용하기 위하여 티타늄 합금 (Ti-6Al-4V)으로 가공한 반구형 캡을 씌웠으며, 스테인리스 강으로 제작한 지그에 고정하여 시편의 장축이 만능시험기의 하중 축에 $30\pm 1^\circ$ 를 이루도록 만능시험기에 장착하였다(Fig. 2). 만능시험기의 부가하중은 반구형 캡의 하중 몸체를 통하여 치과용 골내 임플란트의 끝단에 부착된 상태로 또는 없혀진 상태로 가하였다. 시편 장착이 완료되면 1 mm/min의 하중속도로 시편이 파절되거나 변형될 때까지 가하며 응력을 가하면서 stress- strain 곡선을 측정하여 항복전단압축강도와 탄성계수를 계산하였다. 실험군당 10 개의 시편을 측정하여 평균값과 표준편차를 계산하였다.

4) 피로강도 (fatigue strength) 측정

시편의 피로도 시험은 ISO/DIS 14801:2014 Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implant에 따라 시행하였는데, static 전단압축강도시험에서 측정된 응력의 80% 값과 이 응력의 10% 값 범위의 사인파형 하중 (2 Hz)을 일축방향으로 가하여 피로도 시험을 실시하였다. 3개 이상의 시편이 규정된 주기횟수 (5×10^6)에서 변형되거나 파괴되지 않을 얻을 때까지 하중을 낮춰가면서 시험을 실시하여 시험 시편의 하중-주기 곡선을 얻었다. 피로 파괴는 시편의 영구변형 또는 파절로 정의하는데, 적어도 3개의 시편이 파괴가 일어나지 않은 상태로 규정 주기횟수에 도달할 때까지 시행하였다.

5) 파단면 (fractured surface) 관찰

전단압축강도 시험과 피로시험으로 파괴된 시편의 파단면을 주사전자현미경으로 관찰하였다.

III. RESULTS

1. 밀도

기계가공한 cp-Ti 시편의 평균 밀도 값은 4.503 g/cm^3 , Ti-6Al-4V 합금의 평균 밀도 값은 4.410 g/cm^3 로 이론 밀도값과 유사하게 측정되었지만, 기공 없이 치밀하게 3D 프린팅법으로 제작한 dense 시편의 평균 밀도는 4.474 g/cm^3 로 이론

값보다 높게 측정되었다. 기공도를 50% 부여하여 3D 프린팅 방법으로 제작한 porous 시편의 평균 밀도는 3.974 g/cm³로 이론 값보다 낮은 값을 보였다(Table 2).

2. 기공도 (porosity) 및 내부 결함 분석

3D 프린팅방법으로 제작한 dense 시편을 microCT를 이용하여 스캔한 결과의 일부는 Fig. 3과 같다. 시편 표면에 형성된 미세한 균열들이 많이 관찰되었다. 또한 3D 프린팅 공정중에 생성된 제조 결함도 microCT로 확인할 수 있었는데 (Fig. 4a), 강도 실험으로 파괴된 시편의 파단면에서도 동일한 제조 결함이 관찰되었다(Fig. 4b).

Table 3은 3D 프린팅으로 제작한 시편을 microCT로 촬영한 다음 장비에 연결된 프로그램을 이용하여 분석한 결과가

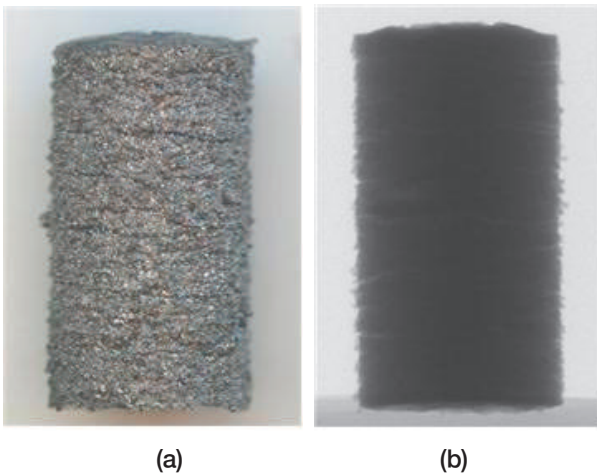


Figure 3. Dense 3D specimen: (a) stereomicroscope photo, (b) microCT photo.

Table 2. Density of experimental groups

Experimental groups	Density (g/cm ³)
cp-Titanium (grade 4) sample	4.503 ± 0.009
machined grade 5 titanium (Ti-6Al-4V) sample	4.410 ± 0.001
dense 3D printing titanium (Ti-6Al-4V) sample	4.474 ± 0.013
porous 3D printing titanium (Ti-6Al-4V) sample	3.974 ± 0.053

다. STL 파일에 50% 기공도를 부여하여 제작한 porous 시편의 기공도는 약 49.83%로 분석되어 실제 3D 프린팅으로 이론과 유사한 시편을 얻었으나, 0% 기공도를 부여한 dense 시편의 기공도는 약 0.74%로 분석되었다.

3. 전단압축항복강도 및 탄성계수

시편에 전단압축응력을 가하면서 측정한 stress-strain 곡선 결과는 Fig. 5와 같으며, 실험군당 10 개의 시편을 측정하여 계산한 전단압축항복강도와 탄성계수의 평균값과 표준편차는 Table 4에 정리하였다. 기계가공한 시편은 연성 (ductility)이 우수하여 가해진 응력 조건에서 시편이 파괴되지 않고 소성변형이 진행되는 것이 관찰되었으나, 3D 프린팅방법으로 제작한 시편의 경우는 소성변형이 상대적으로 적었으며 대부분 가해진 응력에서 시편이 파절되는 양상을 보였다.

기계가공한 시편의 항복강도 평균값은 269 MPa이었고, 3D 프린팅방법으로 조밀하게 제작한 dense 시편의 항복강도는 262 MPa로 기계가공한 시편과 유의한 차이는 보이지 않았다 ($p > 0.05$). 그러나 기공도를 50% 부여하여 3D 프린팅방법으로 제작한 porous 시편의 항복강도는 85 MPa로 유의하게 낮은 값을 보였다 ($p < 0.05$). 또한 탄성계수 값도 기계가공한 시편과 3D 프린팅방법으로 제작한 dense 시편은 유의한 차이가 없었지만, 3D 프린팅방법으로 제작한 porous 시편은 유의하게 낮았다.

4. 피로강도

시편에 반복하중을 가하면서 측정한 stress-number (S-N)

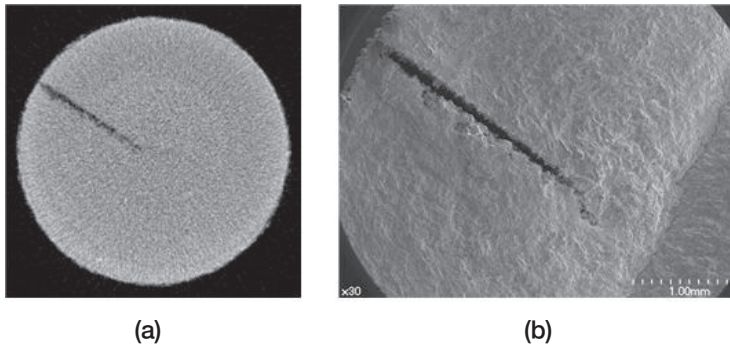


Figure 4. MicroCT photograph (a), SEM picture (b) of dense 3D specimen.

Table 3. Result of porosity analysis from micorCT data

Description	Porous sample	Dense sample	Unit
Number of layers	615	615	
Lower vertical position	3376,32279	3376,32279	μm
Upper vertical position	10701,6309	10701,6309	μm
Pixel size	11,93047	11,93047	μm
Lower/Upper grey threshold	77/255	77/255	
Total VOI volume	2,06813E+11	2,06813E+11	μm^3
Object volume	1,03628E+11	2,05193E+11	μm^3
Percent object volume	50,107	99,21661	%
Total VOI surface	202729379	202270597,6	μm^2
Object surface	1095024997	310669295,3	μm^2
Intersection surface	71856534,65	187582195,6	μm^2
Object surface / volume ratio	0,01057	0,00151	$1/\mu\text{m}$
Object surface density	0,00529	0,0015	$1/\mu\text{m}$
Centroid (x)	4724,81252	4687,38006	μm
Centroid (y)	4766,80621	4801,70575	μm
Centroid (z)	7041,38597	7036,85327	μm
Number of objects	410	57	
Number of closed pores	11394	29880	
Volume of closed pores	130695993,5	97995589,09	μm^3
Surface of closed pores	26950889,76	32800976,28	μm^2
Closed porosity (%)	0,12596	0,04773	%
Volume of open pore space	1,03E+11	1522156852	μm^3
Open porosity (%)	49,82981	0,73601	%
Total volume of pore space	1,03E+11	1620152441	μm^3
Total porosity (%)	49,893	0,78339	%

그래프 결과는 Fig. 6과 같다. 기계가공한 시편의 피로한계 (fatigue limit)는 83 MPa를 보였으나, 3D 프린팅법으로 제작한 시편의 피로한계는 dense 시편이 53 MPa, porous 시편이 42 MPa로 기계가공한 시편보다 유의하게 낮은 값을 보였다 ($p < 0.05$).

5. 파단면 관찰

Fig. 7과 Fig. 8은 강도시험으로 파괴된 시편의 파단면을 주사전자현미경으로 관찰한 사진이다. 3D 프린팅법으로 제작한 다공성 시편의 파단면에서 파괴되기 전에 소성변형이 진행된 것이 관찰되었으며 (Fig. 7b), 기공을 형성한 주변에서는 티타늄 분말입자가 불완전하게 결합된 경우도 관찰되었다 (Fig. 7d).

3D 프린팅법으로 제작한 조밀한 시편의 일부에서 사진에서 관찰되는 것처럼 레이저 처리가 불충분하여 분말의 용융이

불완전하여 시편 내부에 연결되지 못한 틈이 형성된 결합을 볼 수 있었다 (Fig. 8). 이러한 제조 결함은 비파괴시험인 microCT 분석에서도 미리 확인할 수 있었다 (Fig. 4). 기계가공한 시편 보다는 소성 변형이 적게 관찰되었지만, 파괴된 단면에서는 가해진 응력에 의해 형성된 많은 소성 변형 흔적이 관찰되었다.

IV. DISCUSSION

치과용 합금은 기계적 특성이 우수하여 높은 강도가 요구되는 부위에는 최근까지도 사용되고 있다. 치과용 합금으로 보철물을 제작하는 경우 모든 과정은 대부분 수작업으로 진행하였으나, CAD-CAM 기술이 도입되면서 치과용 보철물의 설계는 물론 제작까지 컴퓨터를 이용한 자동화 방식으로 제작이 가능해졌다. CAD-CAM 기술은 환자의 구강 내 상태를 디지털

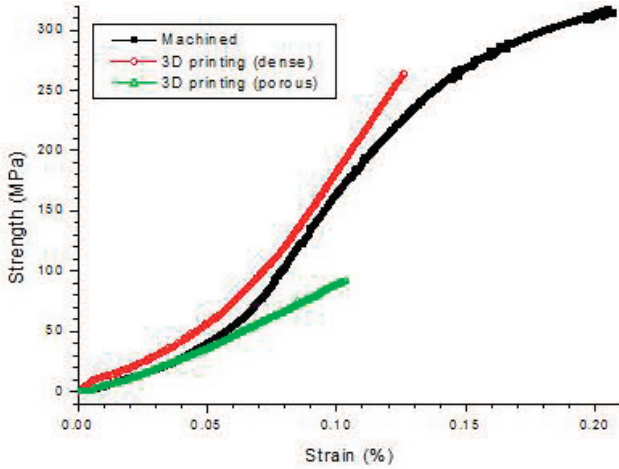


Figure 5. Stress-strain curves for experimental groups.

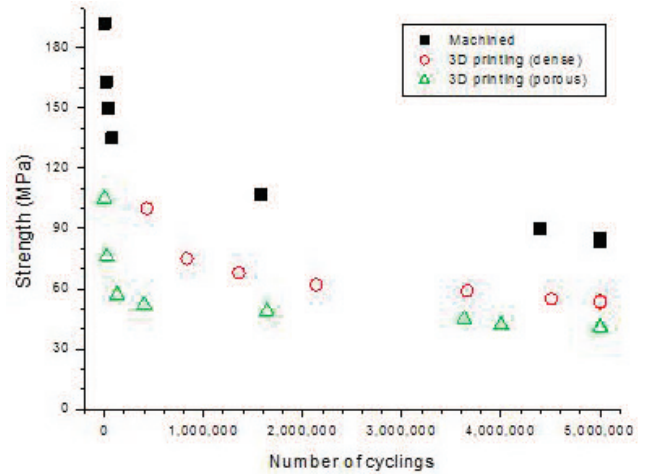


Figure 6. S-N (stress-number) curves for experimental groups.

Table 4. Result of yield compressive strength (30°) and elastic modulus

Experimental groups	Yield strength, 30° compressive (MPa)	Elastic modulus, 30° compressive (MPa)
machined sample	269 ± 40	$28,220 \pm 6,260$
dense 3D printing sample	262 ± 42	$25,690 \pm 6,010$
porous 3D printing sample	85 ± 16	$8,300 \pm 900$

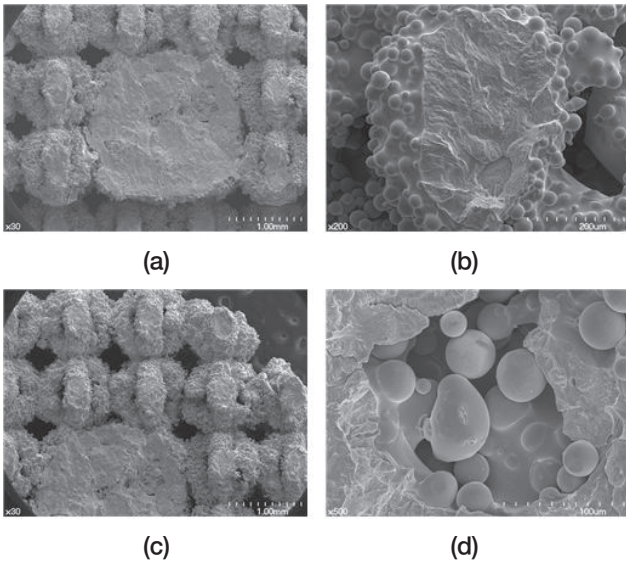


Figure 7. Fracture surface of porous 3D printing sample 3D: (a) and (b) plastic deformations were observed, (c) and (d) unbounded Ti particles were observed.

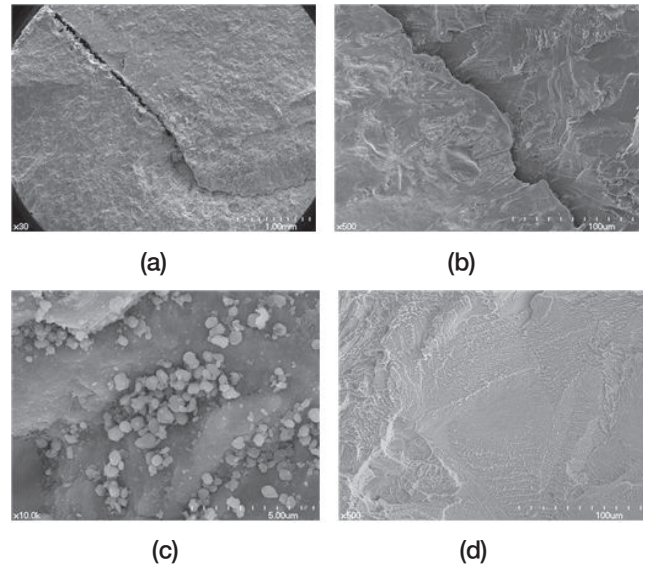


Figure 8. Fracture surface of dense 3D printing sample: (a) and (b) 3D printing defects were observed, (c) unbounded Ti particles were observed at the defects site, (d) plastic deformations were observed at fracture surface.

로 재현하여 보철물을 설계한 다음 컴퓨터에 연결된 절삭가공 장비로 보철물을 제작하는 방법이다. CAD를 이용한 보철물 제작 방법이 처음에는 삭제법인 CNC (computer numerical control) 기법이 이용되었는데, CAD로 디자인한 정보를 이용하여 블럭 형태의 소재를 삭제하여 원하는 최종 보철물을 제작한다. 자동화 방식인 CAM을 적용하는 방법은 기존의 수작업과 비교하여 장점이 있으나, 삭제 공정에서 재료의 불필요한 소모가 많고, 치아와 같이 요철 부위가 많은 경우에는 정확한 형태 재현능력이 부족한 단점이 있다. 또한 절삭하고자 하는 재료의 강도가 높을수록 고가의 절삭공구가 필요하며, 절삭공구의 과도한 소모도 문제점으로 제기되고 있다(Abdou 등, 2014).

치의학에서도 현재 수공으로 제작하는 치아는 이미 3D 프린터를 이용하여 자동으로 제작하기 시작하였고, 치과교정 분야 역시 3D 프린팅 기술을 이용하여 모형 제작하거나 투명교정장치를 제작하고 있다. 미국의 'Align technology'사에서는 환자 맞춤형 투명교정기인 '인비질라인'을 개발하여 판매 중이다. 투명교정기는 3D 프린팅을 이용하여 환자의 치료 단계별 맞춤형 모형을 제작하고 투명한 재료를 이용하여 일련의 심미교정장치를 제작하는 기법으로 전 세계 250만 명

이상의 부정교합환자들이 치료를 받았다. 또한 자연치의 치근 형태와 동일한 모양의 3D 프린팅 기반 치과용 임플란트 시스템의 개발 연구가 보고된 바 있으며, 그 외에도 다양한 방법으로 티타늄 및 티타늄 합금 재료의 3D 프린팅 기반 치과용 임플란트 적용이 연구되고 있다.

Basalah 등 (2012)과 El-Hajje 등 (2014)은 cp-Ti 분말과 polyvinyl alcohol (PVA) 혼합 소재를 이용하여 3D 프린팅으로 다공성 시편을 성형한 후 소결처리하여 제작한 다공성 티타늄 임플란트의 수축율, 기공도, 탄성계수 및 압축강도 등을 평가하였는데, 기공도를 조절하여 해면골 (cancellous bone) 과 유사한 탄성계수를 갖는 시편도 제작이 가능할 수 있다고 하였다. 본 연구에서는 기공도를 50%정도 부여한 티타늄 시편의 경우 탄성계수를 기존 값의 30% 정도로 크게 낮출 수 있는 것을 확인할 수 있었다. Gagg 등 (2013a, 2013b)은 cp-Ti 분말과 polyvinyl alcohol (PVA) 혼합 소재를 이용하여 3D 프린팅으로 다공성 시편을 성형한 후 실시하는 최종 소결처리 온도 (900, 1000, 1100, 1200 및 1300℃)가 시편의 기계적 특성에 주는 영향을 평가하였는데, 최소 1300℃에서 2시간 이상 소결처리하는 경우 가장 우수한 기계적 특성을 보였다고 하였다. Xiong 등 (2012)은 cp-Ti 분말과 PVA 수용액 혼합 소재를

이용하여 3D 프린팅법으로 다공성 시편을 성형한 후 다양한 소결처리 온도 (1200, 1300 및 1400°C)가 시편의 기공도와 기계적 특성 (표면경도, 압축강도 및 탄성계수)에 주는 영향을 평가하였는데, 소결온도가 증가할수록 기공도는 65.01%에서 41.06%로 감소하였고, 기계적 특성은 크게 증가하였다고 하였다.

Ponader 등 (2010)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM법으로 제작한 다공성 scaffolds를 식립하여 14일, 30일 및 60일 경과한 후 골 형성능을 평가하였는데, 우수한 다공성 티타늄 임플란트에 적절한 골 성장이 관찰되어 향후 정형외과 또는 구강외과 등에 적용될 수 있을 것으로 예상하였다. Thijs 등 (2010)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 SLM법으로 시편을 제작하여 미세구조 변화를 관찰한 결과 부분적으로 가해지는 고온에 의해 Ti_3Al 금속간화합물이 석출되는 것이 관찰되었다고 하였다. Gu 등 (2012)은 SLM법으로 제작한 cp-Ti 제품의 조밀도, 상과 미세구조 형성, 표면경도 및 마모도 등을 평가하였는데, dense 시편은 높은 표면경도와 낮은 마찰계수와 마모를 보였다고 하였다. Sallica-Leva 등 (2013)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 SLM법으로 제작한 다공성 제품의 미세구조적 특성과 기계적 특성을 평가한 결과 3D 이미지에 부여한 기공도에 따른 기계적 특성이 관찰되어 기공도의 적절한 조절로 맞춤형 제품 제작이 가능하다고 하였다.

치과용 임플란트의 거친 표면과 다공성은 osseointegration에 영향을 줄 수 있어 임플란트 시술의 성공을 좌우할 수 있다. 티타늄 임플란트에서 다공성 표면을 얻기 위한 방법으로는 plasma spraying, three-dimensional fiber deposition powder metallurgy와 solid-state foaming techniques, polymeric sponge replication 등을 적용할 수 있으나, 재래식 처리법으로 우수한 강도를 유지하면서 서로 연결된 적절한 크기, 형상 및 3D 분포를 가지는 기공을 형성시키기는 거의 불가능하다. Mangano 등 (2014)은 DMLS 등 3D 프린팅법을 적용하면 사용자 요구에 따른 기공도 조절이 가능하며, 다양한 조건 (pore interconnectivity, size, shape 및 distribution)의 3차원 다공성 구조를 얻을 수 있으며, 또한 bone과 유사한 탄성계수를 가져 stress shielding 효과를 억제할 수 있는 환자 맞춤형 임플란트 (Patient-specific implants) 제작이 가능하다고 하였다. 이와 같이 3D 프린팅법으로 티타늄 임플란트를 제조할

경우 기존의 제작방법으로는 해결할 수 없는 다양한 문제를 개선할 수 있는 장점이 있다 (Lipinski 등, 2013; Xiao 등, 2013).

Traini 등 (2008), Parthasarathy 등 (2010)은 3D 프린팅으로 제작한 다공성 티타늄 임플란트의 형상과 화학 성분, 미세구조, 기공도 및 밀도 측정, microCT 분석, 기계적 강도와 표면 거칠기를 측정하여 적절한 평가법 등을 제시하였으며, 3D 프린팅법을 임플란트 제작에 응용할 경우 우수한 결과를 얻을 수 있을 것으로 예상하였다. Li 등 (2009)은 의료용으로 적용하기 위하여 탄성계수가 낮은 다공성 임플란트를 제작하기 위하여 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM법으로 시편을 준비하여 기계적 특성 (압축항복강도, 탄성계수, 최대강도, 굽힘강도 등)을 평가한 결과 탄성계수가 낮은 다공성 Ti-6Al-4V 임플란트의 임상 적용은 희망적이라고 하였다. Lin 등 (2009)은 CAD 파일에서 탄성계수를 점진적으로 감소되도록 다양한 기공도로 이미지를 설계하고 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 DMLS법으로 시편을 제작하여 기계적 특성 (항복강도, 파괴강도, 탄성계수 등)을 평가한 결과 DMLS법을 적용하면 장기간 내구성이 향상된 기계적 특성 맞춤형 임플란트 제작이 가능하다고 하였다. Figliuzzi 등 (2012)은 자연치를 CT로 스캔한 다음 3차원 이미지로 변환시켜 3D 프린팅법 (DLMF)으로 자연치 치근과 동일한 모양을 가지는 치과용 임플란트를 제작하여 발치한 와동에 임플란트를 식립하고 1년간 관찰한 연구 결과를 발표한 결과 DLMF법으로 제작한 자연치와 유사한 치근 형상의 임플란트는 즉시 식립할 수 있다고 하였다. Chen 등 (2014)은 역 (reverse) 설계로 디자인하여 SLM법으로 제작한 티타늄 임플란트의 밀도, 표면거칠기, 인장강도, 굽힘강도 및 치수 정확도 등을 평가한 결과 3D 프린팅으로 제조한 dense 티타늄 임플란트는 강도가 우수하고 치수 정확도도 임상에 적용하기에 충분하다고 하였다. Herrera 등 (2014)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM 방식으로 다이아몬드 구조를 갖는 다공성 시편을 제작하여 압축강도와 탄성계수를 측정하였는데, 형성된 구조에 따라 탄성계수를 광범위하게 조절할 수 있는 것을 관찰하였는데, stress shield 효과를 회피하기 위하여 제작한 다공성 구조물은 실제로 적용하기 전에 다공성 구조물의 피로강도 평가를 실시하는 것이 필요하다고 하였다.

3D 프린팅으로 제작과정에서 시편에 형성된 폐쇄 기공 (closed pore)들은 임플란트의 밀도를 감소시킬 수 있으며, 다공성 임플란트의 밀도는 기계적 특성에도 영향을 줄 수 있으므로 임플란트의 물성을 예측하기 위한 밀도 평가법이 필요하다. 본 연구에서는 밀도를 평가한 실험군중 기계가공한 cp-Ti 시편과 Ti-6Al-4V 합금 시편은 이론 밀도 값과 유사한 값을 보였지만, 3D 프린팅법으로 제작한 dense 시편의 밀도는 이론 값 보다 유의하게 컸는데, 시편의 성분을 EDX로 분석한 결과 크롬과 철 등의 불순물이 시편에 일부 함유된 것이 확인되어 불순물에 의해 밀도가 높게 측정된 것으로 보였다. 3D 프린팅법으로 제작한 porous 시편의 밀도는 이론 값 보다 낮게 측정되었는데, 시편 내부에 형성된 폐쇄 기공에 의해 밀도가 낮게 측정된 것으로 보였다. 이와 같이 3D 프린팅법으로 제작한 시편의 밀도를 평가할 경우 시편에 함유된 불순물 여부와 폐쇄 기공 등에 관한 정보를 얻을 수 있다.

티타늄 분말을 원하는 모양으로 적층한 다음 레이저로 소결시켜 제조한 3D 프린팅 시편의 경우에는 프린팅 조건에 따라 시편의 내부와 외부에 예상하지 못한 결함이 생성될 수 있으며, 다양한 기공도를 부여하여 시편을 제작한 경우 완성된 시편의 기공도를 확인할 필요가 있다. 이러한 평가 작업에는 비파괴시험 장치인 microCT를 이용하면 다양한 정보를 얻을 수 있어 3D 프린팅으로 제작한 제품의 신뢰성 확보에 도움이 될 수 있다. 외부 형상만으로는 어떠한 결함도 관찰되지 않았던 시편도 microCT 분석으로 소결처리 과정이 부적절하여 형성된 내부 결함을 확인할 수 있었는데, 동일한 결함 강도 시험한 후 파괴된 시편의 파단면에서도 관찰되었다. 또한 microCT 분석으로 시편내 기공도를 측정할 수 있는데, 열린 기공 (open pore) 분포는 STL 파일에 부여한 값과 유사하게 측정되었으나, porous 시편의 밀도 측정값과 비교해보면 닫힌 기공 (closed pore)의 함유율이 너무 낮게 측정된 것 같다. 그 원인으로 microCT 장비에 해상도가 약 11 μm 라서 그 이하 크기인 미세한 닫힌 기공은 측정되지 못하였기 때문으로 생각되었다.

티타늄과 티타늄 합금의 기계적 특성에서 특이할만한 특성은 8-10% 정도의 높은 연신율과 가공한 귀금속계 합금과 유사하게 낮은 탄성계수를 들 수 있다. 본 연구에서도 기계가공한 다음 샌드블라스팅처리한 실험군의 경우 연성이 우수하여 가

해진 응력 조건에서 파괴되지 않고 소성변형이 진행되는 것이 관찰되었다. 그러나 3D 프린팅법으로 제작한 실험군의 경우 소성 변형이 적게 관찰되었고 대부분의 경우 가해진 응력에서 파괴되는 양상을 보였는데, 이러한 원인은 시편 제작 과정에서 형성된 결함에 의한 것으로 보였다. 전단항복강도의 경우 연신율과는 달리 기계가공한 시편과 3D 프린팅법으로 제작한 dense 시편의 항복강도는 유의한 차이 없이 유사한 값을 보였다. 반면 기공도가 50%인 3D 프린팅법으로 제작한 porous 시편의 전단항복강도 값은 dense 시편의 33% 정도로 낮은 값으로 측정되었다. 또한 탄성계수 값도 전단항복강도와 유사한 경향을 보여 기계가공한 시편과 3D 프린팅법으로 제작한 dense 시편의 탄성계수는 유의한 차이가 없었지만, 3D 프린팅법으로 제작한 porous 시편은 유의하게 낮은 값을 보였다. 따라서 임플란트의 탄성계수를 골과 유사하게 하기 위하여 기공도를 증가시킬 경우 탄성계수의 감소 뿐 아니라 항복강도도 함께 감소되므로 적절한 제시값을 설정하는 것이 필요할 것으로 보인다.

Santos 등 (2004)은 cp-Ti 분말을 이용하여 SLM법으로 제작한 시편의 비틀림 피로강도는 10⁶회 반복하중에서 80 MPa 이라고 하였고, Laoui 등 (2006)은 비틀림 피로강도는 10⁶회 반복하중에서 100 MPa이라고 하였다. Hrabec 등 (2011)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM법으로 제작한 다공성 구조물의 피로 시험을 실시하였는데, 10⁶회 반복하중에서 피로한계 (fatigue limit)는 항복강도의 15%-25% 범위로 측정되어 기계 가공한 시편의 예상 값인 40% 보다는 훨씬 낮게 관찰되었다고 하였다. 그 원인으로서는 표면 기공과 표면 거칠기에 의한 응력 집중가능성과 내부 closed 기공에 의한 응력 집중가능성 등으로 추측하였다. Yavari 등 (2013)도 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 SLM법으로 제작한 다공성 (기공도 68-84%) 시편의 피로 특성을 평가한 결과 Hrabec 등 (2011)과 유사한 경향이 관찰되었다고 하였다. Joshi 등 (2013)은 치과용 임플란트용으로 사용되는 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM법으로 시편을 제작하여 4점 굽곡강도 시험과 피로시험을 실시하였는데, 제조 공정 패전에 따라 피로저항성이 차이를 보였다고 하였다. Hrabec 등 (2013)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM법으로 제작한 다공성 구조물에 대한 osteoblast 부착, 분화 및 골 유착 등을 측정하였는데, stress

shield 효과를 평가하기 위하여는 동물실험을 추가하는 것이 필요하다고 하였다. 본 연구에서도 3D 프린팅법으로 제작한 시편의 피로한계를 평가하였는데, 일반적인 항복강도의 경우에는 기계가공한 시편과 3D 프린팅법으로 제작한 dense 시편은 유사한 값을 보였지만, 피로 강도의 경우에는 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 3D 프린팅법으로 제작한 시편의 피로한계가 표면 거칠기와 표면 결함등에 의해 피로한계는 낮게 측정되었다. 또한 3D 프린팅법으로 제작한 porous 시편은 내부의 기공에 의해 피로한계는 dense 시편 보다 유의하게 낮은 값을 보였다. 따라서 탄성계수를 낮추기 위해 다공성 임플란트를 제작하여 임상에 적용하고자 할 때에는 감소되는 피로한계를 고려하여 사용부위를 적절하게 선정하는 것이 필요할 것으로 보인다.

V. CONCLUSION

3D 프린팅법으로 치과용 임플란트를 제작하여 임상에 적용하려는 연구가 많이 발표되고 있는 상황에서 3D 프린팅법으로 제조한 치과용 임플란트의 적절한 평가법이 필요한 것으로 보여 본 연구에서는 3D 프린팅법으로 제작한 티타늄 시편의 물성을 평가하여 기계가공한 시편과 비교하였다. 3D 프린팅으로 제작한 티타늄 임플란트의 가장 큰 장점은 높은 기공도에 따른 낮은 탄성계수를 들 수 있으므로 그에 대한 적절한 평가는 필수적이다. 또한 티타늄 임플란트의 장기간 내구성 평가를 위한 피로 특성을 평가하는 것도 필요한데, 본 연구 결과 3D 프린팅으로 제작한 티타늄 임플란트의 피로한계가 기계가공한 시편 보다 유의하게 낮게 관찰되어 임상 적용시에 고려하여야 할 주요 특성이 될 수 있을 것으로 보였다.

VI. REFERENCES

Abduo J, Lyons K, Bennamoun M (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent* 2014:783948.
Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S

(2014). Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater* 30:e79-e88.
Ayyildiz S, Soyulu EH, Ide S, Kiliç S, Sipahi C, Pişkin B, Gökçe HS (2013). Annealing of Co-Cr dental alloy: effects on nanostructure and Rockwell hardness. *J Adv Prosthodont* 5:471-478.
Barucca G, Santecchia E, Majni G, Girardin E, Bassoli E, Denti L, Gatto A, Iuliano L, Moskalewicz T, Mengucci P (2015). Structural characterization of biomedical Co-Cr-Mo components produced by direct metal laser sintering. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 48:263-269.
Basalah A, Shanjani Y, Esmaeili S, Toyserkani E (2012). Characterizations of additive manufactured porous titanium implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 100:1970-1979.
Bhaskaran E, Azhagarasan NS, Miglani S, Ilango T, Krishna GP, Gajapathi B (2013). Comparative evaluation of marginal and internal gap of Co-Cr copings fabricated from conventional wax pattern, 3D printed resin pattern and DMLS tech: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 13:189-195.
Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Z (2014). Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *J Prosthet Dent* 112:1088-1095.
El-Hajje A, Kolos EC, Wang JK, Maleksaeedi S, He Z, Wiria FE, Choong C, Ruys AJ (2014). Physical and mechanical characterisation of 3D-printed porous titanium for biomedical applications. *J Mater Sci Mater Med* 25:2471-2480.
Figliuzzi M, Mangano F, Mangano C (2012). A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: selective laser melting technology. *Int J Oral Maxillofac Surg* 41:858-862.
Gagg G, Ghassemieh E, Wiria FE (2013a). Effects of sintering temperature on morphology and mechanical characteristics of 3D printed porous titanium used as dental implant. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 33: 3858-3864.
Gagg G, Ghassemieh E, Wiria FE (2013b). Analysis of the

- compressive behaviour of the three-dimensional printed porous titanium for dental implants using a modified cellular solid model. *Proc Inst Mech Eng H* 227:1020-1026.
- Gu D, Hagedorn Y, Meiners W, Meng G, Batista RJS, Wissenbach K, Poprawe R (2012). Densification behavior, microstructure evolution, and wear performance of selective laser melting processed commercially pure titanium. *Acta Mater* 60:3849-3860.
- Herrera A, Yáñez A, Martel O, Afonso H, Monopoli D (2014). Computational study and experimental validation of porous structures fabricated by electron beam melting: a challenge to avoid stress shielding. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 45:89-93.
- Hrabe NW, Heintl P, Bordia RK, Körner C, Fernandes RJ (2013). Maintenance of a bone collagen phenotype by osteoblast-like cells in 3D periodic porous titanium (Ti-6Al-4V) structures fabricated by selective electron beam melting. *Connect Tissue Res* 54:351-360.
- Hrabe NW, Heintl P, Flinn B, Körner C, Bordia RK (2011). Compression-compression fatigue of selective electron beam melted cellular titanium (Ti-6Al-4V). *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 99:313-320.
- Kanazawa M, Iwaki M, Minakuchi S, Nomura N (2014). Fabrication of titanium alloy frameworks for complete dentures by selective laser melting. *J Prosthet Dent* 112:1441-1447.
- Kang H, Long JP, Urbiel Goldner GD, Goldstein SA, Hollister SJ (2012). A paradigm for the development and evaluation of novel implant topologies for bone fixation: implant design and fabrication. *J Biomech* 45:2241-2247.
- Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH (2013). An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater* 29:e91-96.
- Jardini AL, Larosa MA, Maciel Filho R, Zavaglia CA, Bernardes LF, Lambert CS, Calderoni DR, Kharmandayan P (2014). Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. *J Craniomaxillofac Surg* 42:1877-1884.
- Joshi GV, Duan Y, Neidigh J, Koike M, Chahine G, Kovacevic R, Okabe T, Griggs JA (2013). Fatigue testing of electron beam-melted Ti-6Al-4V ELI alloy for dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 101:124-130.
- Laoui T, Santos E, Osakada K, Shiomi M, Morita M, Shaik SK, Tolochko NK, Abe F, Takahashi M (2006). Properties of titanium dental implant models made by laser processing. *Proc Inst Mech Eng Part C: J Mech Eng Sci* 220:857-863.
- Li X, Wang CT, Zhang WG, Li YC (2009). Properties of a porous Ti-6Al-4V implant with a low stiffness for biomedical application. *Proc Inst Mech Eng H* 223:173-178.
- Lin WS, Starr TL, Harris BT, Zandinejad A, Morton D (2013). Additive manufacturing technology (direct metal laser sintering) as a novel approach to fabricate functionally graded titanium implants: preliminary investigation of fabrication parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28:1490-1495.
- Lipinski P, Barbas A, Bonnet AS (2013). Fatigue behavior of thin-walled grade 2 titanium samples processed by selective laser melting. Application to life prediction of porous titanium implants. *J Mech Behav Biomed Mater* 28:274-290.
- Mangano FG, De Franco M, Caprioglio A, Macchi A, Piattelli A, Mangano C (2014). Immediate, non-submerged, root-analogue direct laser metal sintering (DLMS) implants: a 1-year prospective study on 15 patients. *Lasers Med Sci* 29:1321-1328.
- Mangano F, Pozzi-Taubert S, Zecca PA, Luongo G, Sammons RL, Mangano C (2013). Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one-piece narrow-diameter selective laser sintering implants: a 2-year prospective study in the posterior jaws of 16 patients. *Implant Dent* 22:388-393.
- Mangano F, Chambrone L, van Noort R, Miller C, Hatton P, Mangano C (2014). Direct metal laser sintering titanium dental implants: a review of the current literature. *Int J Biomater* 2014:461534.
- Moin DA, Hassan B, Parsa A, Mercelis P, Wismeijer D

- (2014). Accuracy of preemptively constructed, cone beam CT-, and CAD/CAM technology-based, individual Root Analogue Implant technique: an in vitro pilot investigation. *Clin Oral Implants Res* 25:598-602.
- Murr LE, Quinones SA, Gaytan SM, Lopez MI, Rodela A, Martinez EY, Hernandez DH, Martinez E, Medina F, Wicker RB (2009). Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater* 2:20-32.
- Parthasarathy J (2014). 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. *Ann Maxillofac Surg* 4:9-18.
- Parthasarathy J, Starly B, Raman S, Christensen A (2010). Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). *J Mech Behav Biomed Mater* 3:249-259.
- Ponader S, von Wilmowsky C, Widenmayer M, Lutz R, Heintl P, Körner C, Singer RF, Nkenke E, Neukam FW, Schlegel KA (2010). In vivo performance of selective electron beam-melted Ti-6Al-4V structures. *J Biomed Mater Res A* 92:56-62.
- Sallica-Leva E, Jardini AL, Fogagnolo JB (2013). Microstructure and mechanical behavior of porous Ti-6Al-4V parts obtained by selective laser melting. *J Mech Behav Biomed Mater* 26:98-108.
- Santos E, Osakada K, Shiomi M, Morita M, Abe F (2004). Fabrication of titanium dental implants by selective laser melting. *Proc SPIE—Int Soc Opt Eng* 5662:268-273.
- Thijs L, Verhaeghe F, Craeghs T, Humbeeck JV, Kruth JP (2010). A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti-6Al-4V. *Acta Mater* 58:3303-3312
- van Noort R (2012). The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 28:3-12.
- Xiao D, Yang Y, Su X, Wang D, Sun J (2013). An integrated approach of topology optimized design and selective laser melting process for titanium implants materials. *Biomed Mater Eng* 23:433-445.
- Xiong Y, Qian C, Sun J (2012). Fabrication of porous titanium implants by three-dimensional printing and sintering at different temperatures. *Dent Mater J* 31:815-820.
- Xu D, Xiang N, Wei B (2014). The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 112:1437-1440.
- Yavari SA, Wauthle R, van der Stok J, Riemsdag AC, Janssen M, Mulier M, Kruth JP, Schrooten J, Weinans H, Zadpoor AA (2013). Fatigue behavior of porous biomaterials manufactured using selective laser melting. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 33:4849-4858.