creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

치의학 박사학위 논문

Selective Laser Sintering법으로 제조한 다공성 티타늄 임플란트에서 기공도가 기계적 특성에 미치는 영향

2016 년 8 월

서울대학교 대학원
치의과학과 치과생체재료과학 전공
오 윤 정

Selective Laser Sintering법으로 제조한 다공성 티타늄 임플란트의 기공도가 기계적 특성에 미치는 영향

지도교수 임 범 순

이 논문을 치의학박사 학위논문으로 제출함.

2016 년 4 월

서울대학교 대학원
치의과학과 치과생체재료과학 전공
오 윤 정

오윤정의 치의학박사 학위논문으로 인준함.

2016 년 6 월

위 원 장 이 상 훈 인

부위원장 임 범 순 인

위 원 김 성 훈 인

위 원 정 신 혜 인

위 원 고 영 무 인

국문초록

Selective Laser Sintering법으로 제조한 다공성 티타늄 임플란트에서 기공도가 기계적 특성에 미치는 영향

서울대학교 대학원 치의과학과 치과생체재료과학 전공

(지도교수 임 범 순)

오 윤 정

티타늄과 티타늄 합금은 기계적 강도, 생체적합성 및 부식저항성 등이 우수하여 적절한 임플란트용 소재로 사용되고 있다. 그러나 티타늄과 골 조직의 기계적 특성 차이는 임플란트 예후에 영향을 줄 수 있다. 티타늄과 골 조직간 탄성계수 차이는 임플란트와 골 계면에서 골 흡수를 유발하고, 응력 차폐로 인해 임플란트의 풀림을 초래할 수도 있다. 최근 연구들에서는 티타늄 임플란트의 기공도를 증가시켜 탄성계수를 감소시킴으로써 응력차폐에 따른 문제를 해결할 수 있으며, 기공을 통한 체액 이동이 촉진되어 다공성 티타늄 내부로 골 성장을 유도할 수 있어 골 유착에도 도움이 될 수 있다고 한다. 본 논문에서는 selective laser sintering (SLS)법으로 제작한 다공성 티타늄 임플란트의 기공도가 임플란트의 기계적 특성에 주는 영향을 알아보고자 하였다.

다섯 가지 (0, 10, 20, 30 및 40 %) 기공도를 가지는 원통형 (지름 6 ㎜ × 높이 15 ㎜)의 3D 프린팅 시편을 SLS법으로 Ti-6Al-4V 합금 분말을

사용하여 제작하였다. 중심부에 지름 1 ㎜ 코어를 형성하지 않은 EXP 1 실험군과 코어를 형성한 EXP 2 실험군으로 분류하여 각 기공도 실험군당 20 개씩의 시편을 준비하였다. 다공성 시편을 대상으로 밀도 측정, micro-CT 스캔 및 SEM 분석을 통하여 미세구조를 분석하고, 만능시험기로 기공도가 다공성 티타늄 임플란트의 기계적 특성에 주는 영향을 평가하였고, ANOVA (α = 0.05), Tukey multiple comparisons test (WINKS 4.62) 및 Weibull 분석을 실시하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 다공성 티타늄에서 기공도가 증가될수록 폐쇄 기공 (closed pore)이 증가하여 시편의 밀도는 감소하는 양상을 보였다.
2. micro-CT 분석 결과 시편 내부와 외부에서 제조 공정상의 결함을 볼 수 있었으며, 이러한 제조상의 결함이 기계적 특성 평가에서 큰 편차의 원인으로 생각된다.
3. 3D 프린팅으로 제작한 다공성 티타늄 시편의 연신율 (ductility)은 기공도가 증가할수록 유의하게 감소하였다. 본 연구에서 사용한 다공성 구조체에서 중심부 코어 유·무는 물성에 유의한 영향을 주지 않았다.
4. 10 % 기공도 실험군에서 전단압축강도는 50 % 정도 감소하였으며, 기공도 30 %와 40 % 실험군에서 기공도의 증가는 전단압축강도에 유의한 영향을 주지 않았다.
5. 다공성 티타늄 시편에서 충분히 감소된 탄성계수를 얻기 위해서는 30 % 이상의 기공도가 필요한 것으로 보였다.

Key Words : 3D 프린팅, 레이저선택소결 (SLS), 다공성 티타늄 임플란트, 기공도, 기계적 특성

Student Number: 2011-30687

Selective Laser Sintering법으로 제조한 다공성 티타늄 임플란트에서 기공도가 기계적 특성에 미치는 영향

서울대학교 대학원 치의과학과 치과생체재료과학 전공

(지도교수: 임 범 순)

오 윤 정

목 차

Ⅰ. 서 론
Ⅱ. 문헌 고찰
Ⅲ. 연구 재료 및 방법
Ⅳ. 연구 결과
Ⅴ. 고 찰
Ⅵ. 결 론
참고 문헌
영문 초록

Ⅰ. 서 론

티타늄 및 티타늄 합금은 기계적 특성, 부식 저항성 및 생체적합성이 우수하여 치과용 임플란트 재료로 주로 사용되고 있다(Niinomi 등, 2012). 이전 연구에서는 골-임플란트 계면에서 응력 전달, 응력 집중 및 낮은 결합력 등의 문제를 해결하기 위하여 대부분 티타늄 임플란트의 나사 형상과 구조 및 표면처리 등에 관한 연구에만 집중하였다(Faegh와 Müftü, 2010). 그러나 티타늄 임플란트의 기계적 특성이 치조골의 기계적 특성과 상이하기 때문에 실제 임상 적용 시 문제가 될 수도 있다. 골의 탄성계수는 30 GPa 이하로 티타늄의 110 GPa 보다 매우 낮은 값을 갖는다(Abdel-Hady Gepreel과 Niinomi, 2013; Niinomi, 2008). 이러한 탄성계수의 부조화는 골-임플란트 계면에서 응력 차폐(stress shielding)를 유발하여 부적절한 응력 분포를 초래하기 때문에 골 유착과 재생을 억제할 뿐 아니라 골 흡수를 일으켜서 식립된 임플란트의 풀림(loosening) 현상 등이 초래될 수 있다고 하였다(Moyen 등, 1978; Oh 등, 2003; Li 등, 2015).

티타늄 임플란트의 탄성계수를 감소시키기 위한 연구는 크게 2가지 방향으로 진행되었다. 첫 번째는 티타늄에 Nb, Zr 및 Sn 원소 등을 추가하여 β-상 구조를 갖는 β-티타늄 합금을 만들어 탄성계수를 낮추려고 하였다(Nie 등, 2014; Zhao 등, 2013). 두 번째 방법으로 골과 유사한 다공성(porous) 구조를 가지는 다공성 티타늄 구조체를 제작하여 탄성계수를 낮추려고 하였다(Krishna 등, 2007; Rao 등, 2014; Ryan 등, 2008; Sallica-Leva 등, 2013). 다공성 티타늄 임플란트에서 기공도(porosity)를 증가시켜 탄성계수를 감소시키면 응력차폐 문제를 해결할 수 있을 것으로 기대하였다(He 등, 2012). 또한 다공성 티타늄 임플란트 내부에서 체액이 원활하게 이동할 수 있고, 기공 공간으로 골 성장(bone in-growth)이 가능하고 골-임플란트 결합력이 증가되어 임플란트 고정이 향상될 수 있다고 하였다(Karageorgiou와 Kaplan, 2005; Ryan 등, 2006). 이와 같이 기공의 특성(기공도, 기공의 형상, 크기 및 분포 등)은 다공성 생체재료의 기계적 적합성과 생체적합성에 중요한 역할을 한다. 특히 기공도는

다공성 구조체의 특성에 큰 영향을 주는데, Gibson-Ashby model에 따르면 치과용 임플란트의 주요 요구특성인 탄성계수와 항복강도는 기공도와 밀접한 상관관계가 있다고 하였다(Gibson과 Ashby, 1997).

다공성 금속 구조물 제작을 위한 기존 방법으로 liquid metallurgy법, 분말 야금학을 이용한 solid state foaming법, liquid metals에 가스를 주입하는 가스 주입법, 금속 분말에 결합제(binding agent) 또는 발포제(foaming agent)를 혼합한 후 baking 또는 sintering하는 방법 등이 적용되었다(Jha 등, 2013). 특히, 다공성 티타늄 구조체 제작에는 기공에 채워진 아르곤 가스의 팽창을 이용한 solid-state foaming법, polymeric foam replication법 및 powder preform 소결법 등 다양한 방법이 적용되었지만(Oh 등, 2003), 구조체의 외관과 기공 구조 등을 적절하게 조절하기 어려운 문제가 있었다. 최근에는 기공 구조를 다양하게 조절하여 맞춤형 다공성 티타늄 구조체 제작이 가능한 3D 프린팅법을 적용하고 있으며, electron-beam melting (EBM), selective laser melting/sintering (SLM/SLS), laser engineered net shaping (LENS) 등을 적용한 연구 결과가 발표되고 있다(Heinl 등, 2008; Mullen 등, 2009; Traini 등, 2008; Murr 등, 2010; Parthasarathy 등, 2010; Bandyopadhyay 등, 2010; Parthasarathy 등, 2011; Arabnejad Khanoki와 Pasini, 2013; de Wild 등, 2013). 이러한 3D 프린팅법을 적용하면 위상(topology), 기공도, 기공의 모양과 크기 및 기공의 상호 연결정도(interconnectivity) 등의 조절이 가능하여 최종 성능에 맞는 최적의 다공성 구조를 제작할 수 있다(Khoda 등, 2011; Sobral 등, 2011).

Warnke 등(2009)은 SLM법으로 제작한 다공성 Ti-6Al-4V 스캐폴드를 평가함으로서 기공 크기가 골 조직의 성장, 스캐폴드의 생체적합성 및 압축 특성 등에 주는 영향 등을 연구하였다. Heinl 등(2008)과 Li 등(2009)은 cp-Ti와 Ti-6Al-4V 합금을 selective electron beam melting (SEBM)법으로 제작한 다공성 구조체를 평가한 결과 사람의 골 조직과 유사한 탄성계수와 압축강도를 가지는 다공성 구조체 재현 가능성을 확인하였다. Murr 등(2010; 2011)은 EBM법으로 Ti-6Al-4V 합금을 이용

한 다공질 메쉬와 발포체를 제작하여 미세구조와 탄성계수의 상관성을 평가한 결과, 상대 탄성계수 (E/E_0)와 상대 밀도 (ρ/ρ_0)의 관계는 Gibson-Ashby 모델에 적합하였다고 하였다.

다공성 구조의 기계적 특성은 다공성 구조의 기공도와 밀접한 상관관계가 있기 때문에 (Parthasarathy 등, 2010; Cheng 등, 2012) 우수한 기계적 특성을 가지는 적절한 다공성 구조체 설계는 최근 임플란트 연구에서 중요한 주제가 되고 있다. 기공의 분율, 크기, 형상 및 분포 등은 다공성 구조체의 기계적 특성에 영향을 미치며, 전체 기공도가 낮을수록 높은 기계적 특성을 보이고, 기공도가 높을수록 투과성 (permeability)은 증가한다. Imwinkelried (2007)는 space-holder법으로 제조한 다공성 티타늄의 정적 압축, 굽힘, 비틀림 및 반복 하중 등에 의한 기계적 특성을 비교 평가한 결과 50 - 80 % 기공도를 갖는 다공성 티타늄이 사람의 골과 유사한 기계적 특성을 보인다고 발표하였다. Rao 등 (2014)은 다공성 Ti-Nb-Zr 합금의 비커스 표면경도와 압축 특성을 평가한 결과 이러한 기계적 특성은 기공도에 영향을 받는다고 보고하였다.

Otsuki 등 (2006)은 임플란트 내부로 골이 성장해 들어가기 위하여는 기공들이 서로 연결되어야 한다고 하며 micro-CT로 2 가지 기공도 (50 %, 70 %)와 2 가지 기공 크기 (250- 500 ㎛, 500-1500 ㎛)를 가지는 시편을 대상으로 골 성장에 미치는 영향을 비교하였고, Xue 등 (2007)은 레이저를 이용하여 제조한 다공성 티타늄 구조체의 생체적합성을 평가하였다. Bragdon 등 (2004), Heinl 등 (2008), Levine (2008), Bandyopadhyay 등 (2010), Fukuda 등 (2011) 및 Jing (2015) 등은 다공성 티타늄 구조체에서 최적의 세포 성장을 유도할 수 있는 기공의 크기와 기공도에 관한 연구 결과를 발표하였다.

다공성 임플란트의 생체적합성과 골 성장이 기공의 크기 및 기공도에 영향을 받는다는 것은 잘 알려져 있지만, 3D 프린팅 법에 의해 조절한 다양한 범위의 기공도가 기계적 특성에 주는 영향을 평가한 연구는 많지 않은 상황이다. 본 논문에서는 기공도를 0 %, 10 %, 20 %, 30 % 및 40 %의 표본을 selective laser sintering (SLS)법을 적용하여 제작한 다공성

티타늄 임플란트의 기계적 특성을 평가하여 기공도가 기계적 특성에 주는 영향을 알아보고자 하였다.

Ⅱ. 문헌 고찰

1) 다공성 티타늄 (porous titanium) 제작

최근 다공성 티타늄에 관한 많은 연구들이 발표되고 있는데, 특히 제조 공정 (He 등, 2012; Yook 등, 2012), 기계적 특성의 적합성 (Ahmadi 등, 2014; Sallica-Leva 등, 2013), 표면 변화 (Takemoto 등, 2006) 및 생체적합성 (Fukuda 등, 2011; Xue 등, 2007) 등에 관한 주제에 집중되고 있다. 사람의 골과 적합한 기계적 특성을 가지는 의료용 다공성 금속 구조체 제작을 위하여 powder sintering법 (Li 등, 2012), freeze casting법 (Jung 등, 2013), space-holder법 (Jha 등, 2013), 3D fiber deposition법 (Li 등, 2007), gel-casting법 (Erk 등, 2008), self-propagating 고온 합성법 (Chung 등, 2004) 및 3D 프린팅 법 (Campoli 등, 2013; Heinl 등, 2008; Mullen 등, 2009; van Bael 등, 2012) 등의 다양한 제조 공정을 적용한 연구가 발표되었다.

일반적으로 재래식 분말 소결 방법이 의료용 다공성 티타늄 구조체 제작에 사용되었지만 (Kenzo 등, 1985; Pillar, 1998; Wen 등, 2001; Oh 등, 2003), 제작된 다공성 구조체들은 높은 취성 (brittle)을 보이고, 낮은 응력에서도 균열이 쉽게 전달되는 단점이 관찰되었으며, 기계적 및 생물학적 특성에 영향을 줄 수 있는 기공의 크기, 모양, 함량 및 분포 등을 임의로 조절하기 어렵다는 문제도 제기되었다. 또한, 발포제 또는 용융금속을 사용하는 경우에는 불순물에 의한 오염과 형상 및 기공 조절 등이 어려워서 실제 적용이 매우 제한적일 수 있다고 한다 (Ryan 등, 2006; Kenzo 등, 1985; Wen 등, 2001; Oh 등, 2003). 다공성 임플란트 표면을 형성하기 위하여 티타늄 분말 또는 티타늄 fiber 소결, 플라스마 용사 코팅 (plasma spray coating) 및 기공-금속 복합체 등의 방법이 소개되었지만 (Pillar, 1987), 임플란트의 다공성 표면은 응력 집중과 고온에서 소결 처리하는 동안 표면이 오염되어 기계적 특성이 감소될 수 있는 문제가 제기되었다 (Oh 등, 2003).

Wen 등 (2001)은 분말 소결법으로 78 % 기공도를 가지는 티타늄 발포체를 제작할 수 있다고 하였는데, 분말 소결법으로는 기공의 크기와 모양을 조절할 수 없는 문제가 있다. 또한 소결된 발포체는 높은 취성을 보이고, 반복 응력과 낮은 응력에서도 쉽게 균열이 전달되어 파괴될 수 있다. 발포제를 이용하는 solid-state sintering법 또는 molten metal법도 불순물 함입에 의한 오염, 초기 분말 소재 형상의 제한 및 기공 조절이 불가능하다는 문제점이 제기되었다. 이러한 이유 때문에 의료용 구조물에 적용하기 위해서 고 순도의 금속으로 일정한 기공도를 형성할 수 있는 특별한 제조공정이 요구된다고 하였다 (Ryan 등, 2006).

Freeze casting법과 3D 프린팅 법으로 elongated 기공들을 가지는 다공성 티타늄 구조체를 제작하여 비교한 연구에서 freeze casting법을 적용하면 elongated 기공들을 쉽게 형성시킬 수 있지만 제조된 다공성 티타늄 구조체는 산소 함량이 높고 기계적 특성이 낮은 문제가 있을 수 있다고 하였다 (Chino와 Dunand, 2008). Yook 등 (2009)은 freeze casting법으로 골과 유사한 압축강도를 갖는 다공성 구조체를 제작할 수 있지만, 7 일이 소요되는 장기간의 제조공정을 통해서도 300 ㎛ 이상의 기공을 형성하기 어렵다고 하였으며, 기공 크기를 증가시키기 위하여 space holder 법을 적용한 경우에는 제작된 구조체의 기계적 특성이 사람의 골보다 낮을 수 있다고 하였다 (Niu 등, 2009). Space-holder 법으로 제작한 다공성 티타늄 구조체를 micro-CT로 분석한 결과 크기가 200 - 500 ㎛ 범위인 기공들이 분산되어 존재하는 것이 관찰되었다고 하였다 (Wen 등, 2001; Otsuki 등, 2006). 그러나 freeze casting법과 space holder법을 적용하는 대부분의 경우 기공이 불규칙적으로 분포되기 때문에 기공의 분포 등을 특별하게 조절할 필요가 있는 경우에는 3D 프린팅 법 적용이 효과적이라고 한다.

2) 3D 프린팅

3D 프린팅은 적층제조 (AM; additive manufacturing), 쾌속조형 (RP;

rapid prototyping), 적층조형(LM; layered manufacturing), 자유형상조형(SFF; solid freeform fabrication) 등의 용어로도 통용되고 있다. ASTM F42(Additive Manufacturing)에서 3D 프린팅을 정식으로 정의하였으며, ISO TC-261(Additive Manufacturing)과 함께 공동으로 3D 프린팅 관련 국제 표준화를 추진하고 있다. 현재 ASTM, ISO 및 산업계 등에서는 Additive Manufacturing (AM)을 3D 프린팅의 표준용어로 공식적으로 사용하고 있다(Parthasarathy 등, 2011).

3D 프린팅법은 제품의 다자인에 대한 제한이 거의 없어서 항공 산업 또는 생명공학 분야에서 제품의 성능 개선뿐 아니라 제품의 무게를 감량을 위하여 적용하고 있는데, 가상 모델에서 별도의 생산 설비 없이 제품을 생산할 수 있어서 빈번한 제품 수정을 포함한 개발 기간과 비용을 획기적으로 줄일 수 있다. 또한, 다양한 소재를 연속적으로 적층할 수 있어서 추가의 접착공정이 필요하지 않으며, 수요 분야의 복잡한 요구사항을 완벽하게 충족시킬 수 있는 장점이 있다. 현재까지 레이저 적층제조법을 적용하는 대표적인 분야로 항공기 부품, 의료용 및 치과용 임플란트 등이 있는데, 모두 대량 생산이 필요하지 않다는 주목할 만한 공통점이 있다.

재래식 화학공학을 기반으로 하는 다공성 구조체 제작법과 비교하여 3D 프린팅 제작법은 크게 두 가지 장점이 있다. 첫 번째는 임상에서 사용되는 computer tomography (CT), magnetic resonance imaging (MRI) 등과 같은 의료영상 기반의 이미지를 그대로 사용하여 의도하는 인체 조직 형상에 맞는 구조체 제작이 가능하다는 점이다. 이를 통해 3D 프린팅의 근본적인 특징인 디지털 CAD 데이터 기반 개인 맞춤형 구조체 제작이 가능하다는 점이다. 두 번째는 3D 프린팅이 단위 형상을 적층하여 제작하는 방식이므로 다공성 구조의 내부 형상 및 내부 공극까지도 제어가 가능하여 공극간의 완전한 상호연결성을 확보할 수 있어서 다공성 구조체에서 인접 세포가 내부로 증식과 성장을 유도할 수 있으며, 외부 배양액으로부터의 영양분, 산소의 공급 및 세포가 방출하는 각종 부산물의 배출 등을 원활히 이루어지게 할 수 있다는 장점이 있다.

2000년 전·후로 fused deposition modeling (FDM)법에 열가소성 생체 적합 고분자를 적용하여 조직공학용 스캐폴드를 직접 제작하는 3D 프린팅 바이오 조형법 적용이 시작되었다 (Zein 등, 2002). 이러한 3D 프린팅 활용은 조직공학용 스캐폴드 외에도 맞춤형 의족, 치과용 보철물, 인공혈관 및 바이오칩 제작 등으로 빠르게 확대되고 있다 (Wohler, 2013). 3D 프린팅을 의료용 구조체 제작에 적용하는 경우 가공성과 기능성을 동시에 만족시킬 수 있는 구조체 제작을 위하여 사용하는 소재와 제조 공정을 복합적으로 고려하여야 한다. 즉, 생체의료 분야에 적용하기 위하여 생체 조직 또는 세포 수준에서의 소재 뿐 아니라 구조적 특성 연구가 필수적이다. 기존 생산제조 기술과 비교하여 3D 프린팅 기술은 내부와 외부 구조가 복잡한 3 차원 형상을 비교적 간단하게 제작할 수 있는 장점이 있는데, 이러한 제조 기술상의 특성은 생명공학 분야에서 그 활용 가치를 높게 평가받고 있다. 사람의 체내 조직 및 장기는 개인마다 그 형상이 조금씩 상이하므로 개인 맞춤형 의료기기 핵심 제조 기술로서 3D 프린팅은 매우 중요한 역할을 할 수 있다. 3D 프린팅은 적층 방식과 제조에 활용 가능한 재료에 따라 다양한 기술로 분류할 수 있다 (Fig. 1)

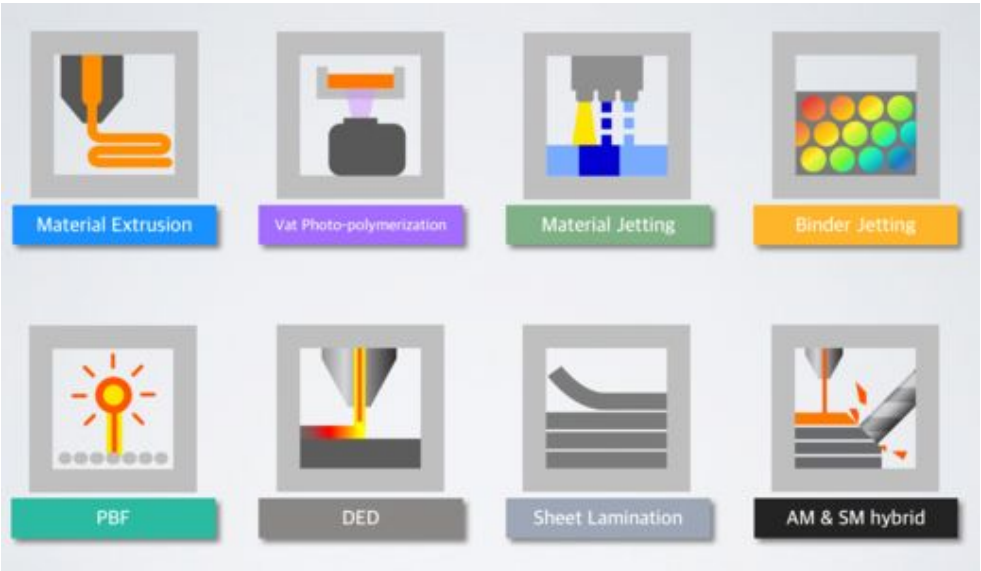


Fig. 1. AM technology classification (ASTM F42, ISO TC-261).

2-1) 적층 방식에 따른 분류

Material extrusion법은 필라멘트 형상의 열가소성 폴리머를 용융시켜 노즐로 사출하여 적층하는 제작 방식이고, Vat Photo-polymerization법은 감광성 액상 소재를 얇은 층으로 만든 후 레이저 또는 자외선을 조사하여 감광성 소재를 경화시켜 만드는 Stereolithography (SL)법과 유사한 방식이다. Material letting법은 잉크젯 프린터 헤드를 사용하여 증착하는 방식이며, Binder jetting법은 액상의 바인더 장치가 분말 재료 위에 선택적으로 증착하며 제품을 제작하는 방식이다.

Powder Bed Fusion (PBF)법은 분말 탱크 내에 열을 가하여 적층하는 방식으로 주로 레이저 또는 전자빔을 이용하며 금속과 세라믹 소재가 많이 사용된다. Direct Energy Deposition (DED)법은 주로 레이저를 사용하는데, 집속된 레이저에 분말을 분사하여 상부로 적층하며 제작하는 방식이다. Sheet lamination법은 기존의 적층방식과는 상이하게 종이를 쌓아 만드는 방식이다. 종이뿐 아니라 폴리머 또는 금속 필름을 적용하여 제작이 가능하며 적층 제품의 상층부 위에 얇은 필름을 올리고 필름 아래 접착제를 바르거나, 올리는 과정에서 접착제를 첨가하며 제품을 제조하는 방식이다. 또한 최근에는 이러한 방법을 복합적으로 적용하는 Hybrid 방식이 추가되었다.

3D 프린팅 기술이 다양한 만큼 적용방법에 따라 제작 방식이 다르고, 적층하는 방향에 따라 기계적 특성이 영향을 받을 수 있다. 박 등 (2015)은 stereolithography apparatus (SLA), FDM, SLS, three dimensional printing (3DP) 및 laminated object manufacturing (LOM) 등 5 종의 3D 프린팅 장비를 이용하여 제조사에서 추천하는 표준설정으로 시편을 제작하였고 3D 프린터 방식의 적층방향에 따른 기계적 특성을 비교하였다.

2-2) 사용 소재에 따른 분류

3D 프린팅은 사용하는 소재의 형태에 따라 액체, 분말 및 고체 기반 방식 등으로 분류할 수도 있다 (문, 2013). 액체 기반 방식은 주로 액상의

폴리머를 물체의 형상을 따라 한 층씩 쌓은 후 광-중합시키는 방식으로 제품을 제작한다. 가장 먼저 상용화된 대표적인 액체 기반 3D 프린팅 법은 Stereolithography법이며, 이외의 액체 소재 기반 방식으로는 Ink Jet Printing과 Jetted Photo-polymer법이 있다. 액체 기반 3D 프린팅 법은 대부분 원래의 형상에 근접하는 정확한 조형이 가능하다는 장점이 있으나, 경화된 폴리머 소재의 내구성이 부족한 문제가 있다.

분말 기반 방식은 폴리머 또는 금속 분말 소재를 용해시키거나 소결시켜서 제품을 제작한다. 분말을 소재로 하는 3D 프린팅 법으로는 SLS법, DMLS법 및 3DP법 등이 있다. 분말 기반 3D 프린팅 법은 폴리머, 금속 및 세라믹까지 다양한 소재를 사용할 수 있으며, 액상 소재로 제작한 제품보다 견고한 장점이 있다.

고체 기반 3D 프린팅 방식은 주로 고체 상태의 소재를 가공하여 제작하는데, 소재의 가공 형태에 따라 다양한 방식이 있다. LOM 방식은 종이(sheet) 형태의 필름형 소재를 한 장씩 쌓고 물체의 형상대로 깎아나가는 방식이다. FDM 방식은 와이어형 소재를 용융시켜 한 층씩 쌓아가며 제작하는데, 액체 또는 분말 기반 방식과 유사한 방식이다.

3) 3D 프린팅 방식

3-1) Ink Jet

미국 MIT에서 최초로 개발하여 상용화한 방식으로 잉크젯 프린터 헤드를 이용하여 제품을 제작한다. 프린터 헤드로 바인더를 분사시켜서 녹말, 석고 및 모래 등의 분말 소재를 적층하는데, 다양한 색상 지원이 가능하며 빠르게 제품을 제작할 수 있는 장점이 있다. 그러나 완성된 제품의 강도가 약해서 기능성 시험에 사용하기에는 적절하지 않고, 완성품의 표면도 많이 거칠어서 주로 디자인 확인용으로 사용되고 있다(백, 2015).

3-2) FDM

필라멘트 유형의 재료를 용융 헤드로 분출하여 적층시키는 방식으로 매우 간단한 구조를 가지고 있다. 용융 헤드는 X축과 Y축 방향으로 이동하고, 플레이트는 Z축 방향으로 이동하면서 3차원 적층이 진행된다. 미국 Stratasys사가 개발하였는데, 현재 개인용 3D 프린터로 가장 많이 사용되고 있는 가장 보편적인 방식이라고 할 수 있다. 적용 소재로 주로 acrylonitrile butadiene styrene (ABS)가 사용되며, polycarbonate (PC), PC-ABS, polyphenyl sulfone (PPSF) 및 polyetherimide계 ULTEM 등의 고강도 폴리머를 사용할 수도 있다. 특히, polylactic acid (PLA) 등과 같은 용융점이 낮은 소재는 개인용 3D 프린터에 많이 사용되고 있다. 완성된 제품은 높은 강도와 내열성을 가지고 있으나, 제품의 표면이 다소 거칠다는 단점이 있다.

3-3) Poly Jet

광-경화성 액상 소재를 헤드로 분출하고, 분출된 소재를 자외선 램프로 경화시켜서 제작하는 방식이다. 주로 아크릴 계열의 폴리머가 사용되며, 다양한 소재를 적용할 수 있는 장점이 있다. 단일 재료로는 경질 재료와 연질 재료가 있으며, 소재를 혼합하여 다양한 강도를 가지는 제품 제작이 가능하다. 대부분 적층 두께가 얇아서 표면이 비교적 매끈한 장점이 있다. 또한 연질의 소재를 적용하는 경우 다른 3D 프린팅 방식으로는 구현하기 어려운 특수 제품 제작에 사용하기도 한다. 최근에는 색상 조절이 가능한 소재가 출시되어 다양한 분야에서 적용되고 있다.

3-4) SLA

저전력/고밀도의 UV 레이저로 액상 폴리머 소재를 경화시켜 제작하는 방식인데, 최초로 소개된 3D 프린팅 기술로서 전 세계적으로 가장 많이 사용되었다. 써포트 재료가 별도로 필요하지 않고 제품 자체 기둥이 써포트 역할을 할 수 있기 때문에 미세한 형상 구현이 가능하며, sharp edge의 형상 구현에 적절한 방식이다. 그러나 고가의 장비와 레이저 유지 보수비용 등의 이유로 최근에는 많이 사용되지 않고 있으며, 대형 장

비 제작 등과 같은 특정 분야에만 적용되고 있다. 아크릴 또는 아크릴 계열 등 다양한 폴리머 소재가 출시되고 있지만 광-경화성 소재의 한계로 인하여 적용 분야가 제한적이다.

3-5) Digital Lighting Process (DLP)

백만 개 이상의 작은 거울이 반사하는 빛으로 광-경화성 폴리머 소재를 경화시키는 방식이다. 우수한 미세형상 능력이 있으나, 크기가 증가될수록 해상도 (resolution)가 감소되면서 치수 정밀도가 감소되는 문제가 있을 수 있다.

3-6) Electron Beam Melting (EBM)

진공상태에서 전자빔 (electron beam)을 이용한 적층방법으로 정밀도가 높은 고밀도 금속 제품을 제작할 수 있다. 텅스텐 또는 LaB_6 재질의 필라멘트에 전류가 인가되면 약 2,000°C 정도까지 가열되며, 가열된 전자는 anode와의 전위차에 의해 60 kV로 가속이 되고 전자기 렌즈에 의해 생성된 전자빔이 제어되어 분말까지 도달하게 된다. EBM에 사용되는 전자빔의 에너지 밀도는 약 106 kW/㎠이다.

전자빔을 이용하는 방법은 레이저 자체가 열원이 되는 레이저를 이용한 방법과는 에너지 전달방법이 다르다. 60 kV로 가속된 전자들이 분말과 접촉하면 전자의 운동에너지가 열에너지로 변환되어 분말을 용융시키는데, 용융되기 전 분말의 가 결합 상태를 유지할 예비가열 (preheat) 공정이 필수적이다. 따라서 분말이 용융되기 전 분말의 표면만 얇게 용융시켜 분말을 가 결합시키는 과정이 진행되고, 이후 분말을 용융시키는 과정으로 전체 공정은 구성된다. 또한 전자의 전기적 성질 때문에 하전된 전자를 제거할 수 있는 접지가 반드시 필요하며 접지되지 않은 경우 전체 공정이 실패하게 되는 주요 원인이 될 수 있기 때문에 접지는 EBM법에서 중요한 공정 변수가 된다. 현재 EBM법의 용도는 티타늄 또는 코발트-크롬 합금 등과 같은 소재로 제한되어 있어서 항공 산업 등의 특수 산업 분야와 의료 분야 등에만 선별적으로 적용되고 있다.

3-7) Selective Laser Melting/Sintering (SLM/SLS)

PBF 방식 중 가장 널리 사용되는 방식으로 레이저에서 발생한 열이 분말을 용융시키고, 용융된 분말은 서로 밀착하여 응고되는 과정을 반복하며 제품이 제작된다. 이 방식은 나일론과 같은 폴리머, 금속 및 세라믹 등 다양한 소재를 사용할 수 있는 장점이 있다. 용융되지 않는 분말이 써포트 역할을 하는데, 최근 금속 분말을 이용하는 사례가 크게 증가되고 있는 추세이다.

금속 분말을 소결하는 방식이 아닌 직접 용융시키는 방식으로 제작하기도 한다. 직접 용융법은 제작 속도가 빠르고, 대량 생산이 가능하며 다품종 소량 생산에도 직접 적용이 가능하다. 그러나 예열과 냉각 과정을 반드시 거쳐야 하는 번거로움이 있으며, 표면이 다소 거칠고 치수의 안정성 면에서 일관성이 부족한 문제가 있다. 레이저는 전자빔과는 다르게 레이저 자체가 열원으로 작용하고 대기나 가스에 의해 회절되지 않기 때문에 EBM법과 같은 제작 공정상의 진공이 요구되지 않는다. 또한 레이저가 분말에 조사되면 레이저 에너지가 분말에 그대로 흡수되기 때문에 접지나 가 결합 과정이 필요하지 않지만, 레이저 조사 시 산화 또는 분말의 이동을 최소화하기 위하여 불활성 가스 환경에서 제작 공정을 수행해야 한다. 금속 소재의 경우 고부가가치 부품생산에 주로 적용되고 있는데, 재래식 방법으로는 제작이 불가능한 부품 내부가 비어있는 경량의 금속부품을 생산할 수 있어 항공기 부품 산업에 사용되고 있다. 또한, cp-Ti (grade 2), Ti-6Al-4V (grade 5)와 Ti-6Al-4V ELI (grade 23), 코발트-크롬 합금 (ASTM F75) 및 스테인리스 강 등의 금속 분말로 의료용 3D 프린팅 구조체 제작에 사용되고 있다.

3-8) Laser-aided Direct Metal Tooling (DMT)

PBF 방식인 DMT법은 고출력 레이저를 금속 표면에 국부적으로 조사하여 순간적으로 금속이 용융된 풀 (melt pool)을 형성시킨 다음 이 용융 풀 내부로 정밀하게 제어되어진 금속 분말을 공급함으로써 금속 분말이 용융된 풀 내부에서 완전용융과 급속응고 과정을 거치면서 최종 제품

이 생산되는 방식이다.

DMT법은 제작 과정에서 금속 분말을 실시간으로 공급하면서 공정 변수를 정확히 제어할 수 있기 때문에 정밀 부품 제작이 가능하며, 금속 분말을 완전 용융시켜 제품을 제작하기 때문에 완성품의 물성이 우수하고, 제작한 완성품 상부에 또 다른 제품을 올릴 수도 있어 제품 제작의 제한이 거의 없다. 또한 제품의 신규 제작뿐 아니라 손상된 제품의 재생과 리모델링이 가능하고 표면 코팅법으로도 적용이 가능하다. 1 KW 이상의 고출력 레이저를 이용하여야 하는 점과 돌출 구조 제작이 어렵다는 문제가 있지만 의료 분야를 포함하는 특수 산업분야에 적용되고 있다.

레이저를 이용한 3D 프린팅 법은 레이저 소결법(LS; laser sintering), 레이저 용융법(LM; laser melting) 및 레이저 금속 증착법(LMD, laser metal deposition) 등 3 가지로 분류할 수 있다. LS, LM 및 LMD법은 금속 분말과 레이저의 상호 작용 기전에 따라 분류된 것으로 금속 분말이 부분 용융되는지 또는 완전 용융되는지에 따라 LS와 LM/LMD로 분류되고, 금속 분말 공급 방식에 따라 금속 분말이 소결 베드에 판상으로 깔리는 형태로 공급되는 LS/LM과 분말이 레이저와 동일한 축으로 공급되는 LMD로 분류되기도 한다(Gu 등, 2012b).

금속 분말을 부분 용융시키는지 또는 완전 용융시키는지에 따라 사용 가능한 금속 분말 소재에 차이가 있다. LS, LM, LMD는 모두 합금 분말을 사용할 수 있지만, 완전 용융시키는 LM과 LMD는 순금속을 사용할 수 있는 반면, 부분 용융시키는 LS에서는 순금속을 사용할 수 없다. 합금 분말을 사용하여 부분 용융시키는 경우 용융 온도를 고체상과 액체상이 공존하는 온도로 설정하여 개별 분말 입자가 액체상과 고체상 모두를 갖는 상태에서 소결이 가능하도록 만든다. 따라서 순금속 분말을 사용하게 되면, 고체상과 액체상이 공존하는 영역이 존재하지 않으므로 고체상과 액체상이 공존하는 부분 용융을 이용한 소결법이 불가능하다. 또한, 완전 용융을 이용하는 LM/LMD법으로 제작한 제품과 부분 용융을 이용하는 LS법으로 제작한 제품의 미세 조직은 차이가 있다. 부분 용융시키는 LS법의 경우 액상이 분말 사이의 빈 공간을 채우면 잔류된 분말의

고체상 합금 조직이 그대로 유지된 상태로 응고되어 거친 최종 소결면을 형성하게 된다. 반면 완전 용융시키는 LM/ LMD법은 금속 분말이 완전 용융된 후 다시 응고되므로 LS법으로 제작한 제품 보다 더 매끈한 표면을 재현할 수 있다(Gu 등, 2012b).

4) 3D 프린팅의 활용 영역

3D 프린팅을 실제 활용 범위는 concept modeling, functional testing, manufacturing tools 및 end-use products 등 4가지 영역으로 분류할 수 있다(문, 2013; 백, 2015). 기존의 시제품 제작에 주력하던 것에서 벗어나 최근에는 생산용 지그 또는 다품종 소량생산에 필요한 제품을 제작하는 사례까지 매우 다양해지고 있다.

국내에서는 concept modeling과 functional testing 분야에서 가장 먼저 활용되었다. 이 두 분야에서의 3D 프린팅 기술이 전통적인 기계가공 방식(CNC)을 대체하면서 시장에 도입되었다. 특히 개발 및 생산 공정상의 비용과 기간을 단축시킬 수 있어 개발 과정에서 시제품 제작이 가장 빈번하게 요구되는 자동차 업계에서 3D 프린팅 활용이 효과적인데, 제품 디자인 검증과 조립 효율성 검토 및 기능성 시험에 사용되고 있다.

4-1) Concept Modeling

기존의 방식으로는 찾아내기 어려운 부품의 결함과 디자인 오류를 찾기 위해 자동차 제조업체에서 시제품 제작에 활용하고 있다. 이 과정에서 숨겨진 디자인 오류를 수정할 수 있기 때문에 검토 기간도 단축시킬 수 있다.

4-2) Functional Testing

실제 크기의 부품을 3D 프린팅으로 제작한 다음, 조립 시험과 성능 시험을 실시하여 부품의 조립성과 실용성 등을 바로 확인하고 수정 및 보완작업이 가능하기 때문에 기존의 CNC방식과 비교하여 대폭적으로

비용을 절감할 수 있고 개발 기간도 단축할 수 있다.

4-3) Manufacturing Tools

3D 프린팅으로 제작한 완성품을 직접 사용하지 않고, 후 공정과 연계하여 사용하는 것이다. 대표적인 경우는 주조용 마스터이다. 정밀주조의 경우 금형을 만들고 왁스를 사출하여 주조공정을 진행하는 것이 일반적이지만 형상이 복잡한 제품 또는 1-2 개의 시제품을 제작하여 시험할 경우와 같은 소량이 필요할 경우, 3D 프린팅을 활용할 수 있다. 또한 다양한 몰드를 만들기 위한 마스터용 제작에도 활용하고 있다.

4-4) End-Use Products

3D 프린팅으로 제작한 제품을 최종 소비자가 바로 사용하는 경우이다. 첫 번째로 다품종 소량 제품 생산이 대표적인 경우인데 시장에서 수요량이 많지 않고 형상이 복잡하여 제작 단가가 상승될 경우 3D 프린팅을 활용할 수 있다. 두 번째로 최근에는 제품의 디자인 및 기능성을 강조하기 위해 기하학적으로 복잡한 디자인 및 구조를 가지게 되는데 이때 지그 (jigs)나 게이지의 용도로 활용된다. 세 번째로는 사출이 불가능할 정도로 복잡한 형상인 제품의 제작에 3D 프린팅을 활용할 수 있다.

5) 3D 프린팅 기술의 개선 방향

3D 프린팅 기술은 재래식 제작법으로는 가능하지 않은 혁신적인 제품을 만들 수 있는 기회를 제공할 수 있다. 제작 기간, 비용 및 소요 인력이 많이 필요로 하는 단계를 단축시킬 수 있을 뿐 아니라 제작 과정에서 발생될 수 있는 산업 폐기물을 최소화할 수 있는 장점이 있다.

의료 기기, 자동차 및 항공 산업 분야 등에서 3D 프린팅 활용이 빠르게 증가되고 있지만, 일반 제조업 분야에서는 3D 프린팅이 아직 활성화되지 못하고 있다. 가장 큰 이유는 numerical control (NC) 가공기와의 제조비 경쟁에서 밀리기 때문이다. 디자인이 아주 복잡한 제품이 아니라

면 NC 가공비가 3D 프린팅 제조비용 보다 훨씬 저렴하다. 현재 3D 프린팅용으로 다양한 소재가 개발되어 사용되고 있으나 사출 재료나 가공용 재료를 비교했을 때 월등히 비싼 재료비가 문제로 제기되고 있다. 두 번째로 3D 프린팅으로 제작한 완성품의 물성이 부족한 경우가 있다. 3D 프린팅 기술이 지속적으로 개선되고 있지만 적층방향에 따라 제품의 특성이 상이할 수 있으며, 사출재료에 따른 차이도 분명히 존재한다. 세 번째로 표면조도(surface hardness) 및 치수 정밀도(dimension accuracy)의 한계도 무시할 수 없다. NC 제품의 경우 현재 수 ㎛의 정밀도를 구현하고 있는 반면, 3D 프린팅 장비의 경우 극소수를 제외하고는 소비자들의 요구사항을 맞추기 어려운 한계가 있다. 따라서 현재의 주조 또는 기계 가공한 제품처럼 특별한 정밀도가 요구되는 제품의 경우에는 추가적인 절삭 가공이 필요할 수 있다.

3D 프린팅이 많은 관심을 받으며 빠르게 성장하고 있는 만큼 역기능에 대한 우려도 제기되고 있는데, 가장 큰 이슈로 지적되고 있는 부분이 지적재산권 침해와 안전성에 대한 문제다. 완성품뿐 아니라 세부 디자인까지도 똑같이 복제할 수 있기 때문에 지적재산권 침해 논란과 분쟁이 증가할 것으로 우려된다. 의료기기에 적용하는 경우 3D 프린팅 구조체의 생물학적 안전성 확보는 필수적이므로 평가 가이드라인 등이 필요한 실정이다.

Ⅲ. 연구 재료 및 방법

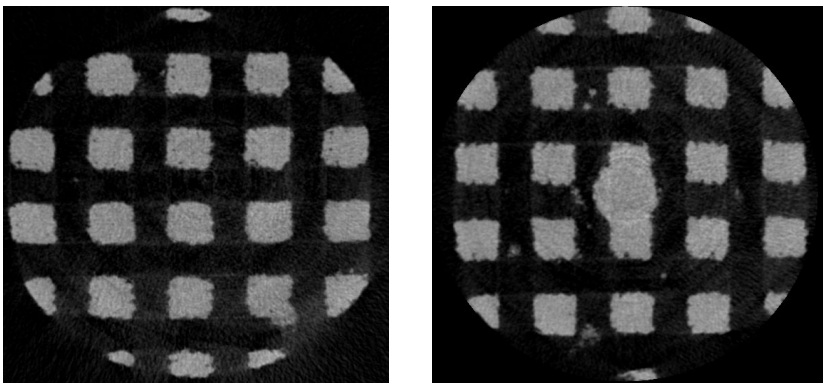
1) 연구재료

3D 프린팅 시편은 입자 크기가 15-45㎛ 범위인 Ti-6Al-4V 합금 분말(LPW-TI6-4-GD23-5; LPW Tech. Ltd., Sci-Tech Daresbury, UK)을 이용하여 ProX 200 SLS Metal 3D Printer(3D Systems, USA)로 기공도(porosity)를 5가지(0%, 10%, 20%, 30%, 40%)로 조절하여 원통형(지름 6㎜ × 길이 15㎜) 시편 EXP 1 실험군 (EXP 1-0, EXP 1-1, EXP 1-2, EXP 1-3, EXP 1-4)을 제작하였다(Fig. 2).

다공성 시편 중앙에 지름 1.0㎜ 코어(core)를 형성한 두 번째 실험군(EXP 2)을 제작하여 중앙에 형성한 조밀한 코어가 다공성 시편의 기계적 특성에 주는 영향을 평가하였다(Fig. 3). 각 실험군 당 각각 20개씩의 시편을 준비하였다.

(a) (b) (c) (d) (e)

Fig. 2. Titanium specimens fabricated by SLS technique with different porosities: a = 0%(EXP 1-0), b = 10%(EXP 1-1), c = 20%(EXP 1-2), d = 30%(EXP 1-3), e = 40%(EXP 1-4).



(a) (b)

Fig. 3. Two types of titanium specimens: a) EXP 1-4 = without solid core, b) EXP 2-4 = with solid core.

ASTM B348 Grade 23 (Standard Specification for Titanium and Titanium alloy Bars and Billets)에 적합한 Dynamet사 (USA)의 직경 8 ㎜인 Ti-6Al-4V ELI (grade 5) 합금을 원통형 (지름 6 ㎜ × 길이 15 ㎜)으로 기계 가공한 시편을 대조군으로 사용하였다. 기계 가공한 시편의 표면은 50 ㎛ 알루미나 입자로 샌드블라스팅 처리하여 실제 임상에 적용하는 임플란트의 표면과 유사하게 되도록 하였다.

2) 연구방법

2-1) 밀도 (density) 측정

시편의 밀도는 한국 표준규격인 KS D 0033:2011 금속 소결체의 소결 밀도 시험 방법에 따라 측정하였다. 이 규격은 국제 기준 규격인 ISO 2738:1999, ISO 3369:1975와 유사하여 투과성 (permeable) 금속 소결체 재료의 밀도, 오일 함유량 (oil content) 및 열린 기공도 (open porosity) 등을 분석하는 방법에 대하여 규정하고 있다.

표면에 잔류된 오염 물질을 제거하고 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 ± 2 ℃)를 유지하도록 하였는데, 이 범위의 온도에서 순수한 물의 밀도 (ρ_w)는 0.998 g/㎤로 하여 건조밀도 (D_d)를 아래 식으로 계산하였다. 실험군 당 20 개의 시편을 측정하여 평균값과 표준편차를 계산하였다.

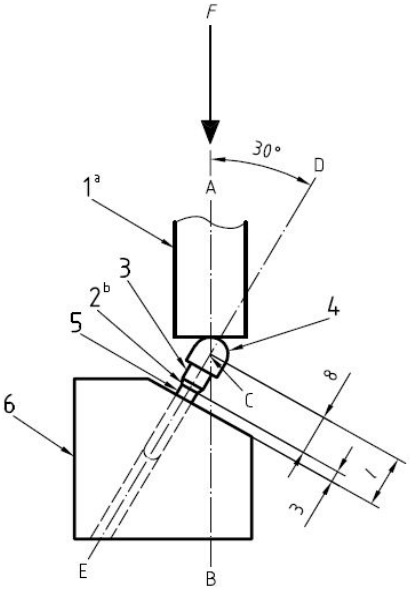
$$\text{건조 밀도 } (D_d) = (m_1 \times \rho_w)/(m_1 - m_w)$$

2-2) 기공도 및 내부 구조 분석

시편의 기공도와 내부 구조 등은 micro-CT (Skyscan 1172, Bruker, Belgium)를 이용하여 분석하였다. 100 kV 전압과 100 ㎂ 전류를 가하여 x-선을 생성하였으며, 이미지 픽셀 (pixel) 크기는 9.86 ㎛, 카메라 픽셀 크기는 11.55 ㎛로 하여 시편의 3 차원 이미지를 촬영하였다. 분석 프로그램 (CTan, Bruker)을 이용하여 기공도를 계산하였고, 3 차원 이미지로 시편 내부 구조와 제조 공정 중에 형성된 결함이 있는지 관찰하였다.

2-3) 전단압축 시험 (30° compressive test)

시편의 전단압축강도와 탄성계수는 ISO/DIS 14801:2014 Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implants에 따라 측정하였다. 원통형 시편의 끝부분은 규정한 하중을 가하기 위하여 티타늄 합금 (Ti-6Al-4V)으로 가공한 반구형 캡을 씌웠으며, 스테인리스 강으로 제작한 지그에 고정하여 시편의 장축이 만능시험기의 하중 축에 30 ± 1°가 되도록 만능시험기에 장착하였다 (Fig. 4). 만능시험기의 부가하중은 반구형 캡의 하중 몸체를 통하여 치과용 골 내 임플란트의 끝단에 부착된 상태로 또는 얹어 진 상태로 가하였다. 시편 장착이 완료되면 1 ㎜/min의 하중속도로 시편이 파절되거나 변형될 때까지 응력을 가하면서 응력-변형율 곡선을 측정하여 전단압축 항복강도와 전단압축 탄성계수를 측정하였다. 각 실험군당 13 개 이상의 시편을 측정하여 평균값과 표준편차를 계산하였고, Weibull 분석을 실시하였다.



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

Fig. 4. Schematic diagram of 30° compressive test set-up.

2-4) 피로 시험 (fatigue test)

피로 시험은 ISO/DIS 14801:2014 Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implants에 따라 시행하였다. 전단압축강도시험에서 측정한 응력의 80 % 값과 이 응력의 10 % 값 범위의 사인파형 하중을 일축방향에서 10 Hz로 가하여 피로 시험을 실시하였다. 3개 이상의 시편이 규정된 주기횟수 (5×10^6)에서 변형되거나 파괴되지 않을 때까지 하중을 낮춰가면서 시험을 실시하여 시험 시편의 하중-주기 곡선을 얻었다.

2-5) 파단면 (fractured surface) 관찰 및 통계 분석

3D 프린팅으로 제작한 시편의 표면 및 형상을 주사전자현미경으로 관찰하였고, 전단압축강도 시험과 피로시험으로 파괴된 시편의 파괴된 표면을 주사전자현미경으로 분석하였다. 측정 결과는 ANOVA ($\alpha = 0.05$), Tukey multiple comparisons test (WINKS 4.62)로 분석하였다.

Ⅳ. 연구 결과

1) 밀도

각 시편의 밀도를 측정한 결과는 Fig. 5와 Table 1에 정리하였다. 기계 가공한 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 측정되었다.

3D 프린팅 법으로 제작한 기공도 0 %인 EXP 1-0의 평균 밀도는 4.407 g/cm^3, EXP 2-0의 평균 밀도는 4.408 g/cm^{3}로 이론 밀도와 유사한 값을 보였다. 10 % 또는 20 % 기공도를 가지는 실험군의 밀도는 0 % 기공도를 가지는 실험군과 유의한 차이를 보이지 않았으나 ($p > 0.05$), 30 % 와 40 % 기공도를 부여한 실험군의 평균 밀도는 0 % 기공도를 가지는 실험군과 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$)

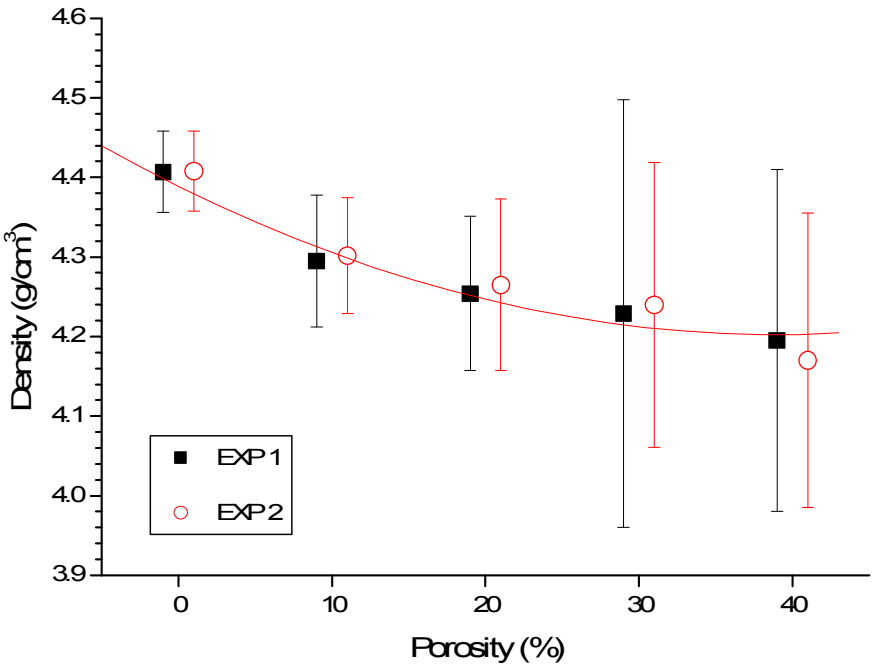


Fig. 5. Density of titanium specimens as a function of porosities.

Table 1. Density of experimental groups

Groups	Density (g/cm^3)	Groups	Density (g/cm^3)
cp-Ti machined (grade 4)	4.503 ± 0.009	Ti6Al4V machined (grade 5)	4.410 ± 0.001
EXP 1-0 (0 %)	4.407 ± 0.051	EXP 2-0 (0 %)	4.408 ± 0.050
EXP 1-1 (10 %)	4.295 ± 0.083	EXP 2-1 (10 %)	4.302 ± 0.073
EXP 1-2 (20 %)	4.254 ± 0.097	EXP 2-2 (20 %)	4.265 ± 0.108
EXP 1-3 (30 %)	4.229 ± 0.269	EXP 2-3 (30 %)	4.240 ± 0.179
EXP 1-4 (40 %)	4.195 ± 0.215	EXP 2-4 (40 %)	4.170 ± 0.185

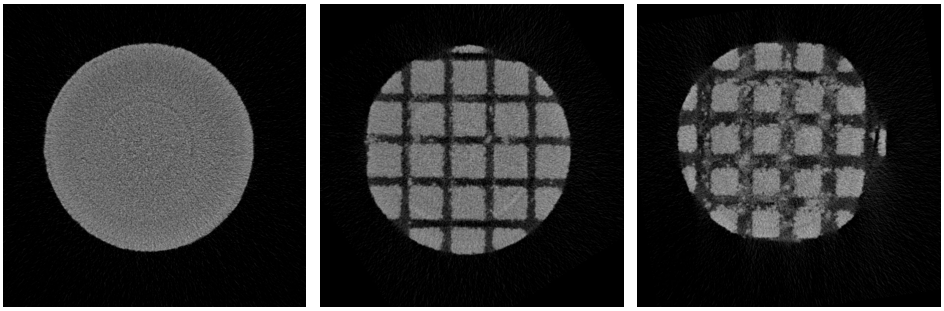
2) micro-CT를 이용한 시편 분석

3D 프린팅 법으로 제작한 티타늄 시편을 micro-CT를 이용하여 기공도를 측정한 결과는 Table 2와 같다. 측정한 기공도는 시편을 디자인할 때 부여한 기공도 값과 유사한 값을 보였다.

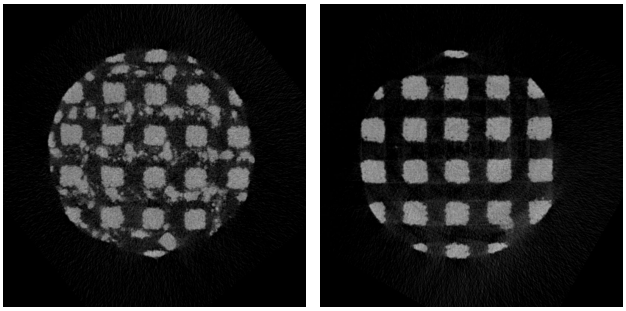
Table 2. Porosity of experimental groups analyzed by micro-CT

EXP 1	Porosity (%)	EXP 2	Porosity (%)
EXP 1-0	0.30 ± 0.03	EXP 2-0	0.38 ± 0.04
EXP 1-1	10.68 ± 0.31	EXP 2-1	10.11 ± 0.27
EXP 1-2	20.20 ± 0.23	EXP 2-2	20.39 ± 0.51
EXP 1-3	29.74 ± 0.53	EXP 2-3	30.61 ± 0.60
EXP 1-4	40.49 ± 0.66	EXP 2-4	39.63 ± 0.79

3D 프린팅 법으로 제작한 티타늄 시편을 micro-CT를 이용하여 스캔한 결과는 Fig. 6과 7에 나타냈다. Fig. 6은 중심부에 코어를 형성하지 않은 실험군인 EXP 1을 대상으로 기공도에 따른 수평방향(Fig. 6a)과 수직방향(Fig. 6b)에서의 관찰 결과이다. 시편 표면에 형성된 미세한 균열들이 많이 관찰되었다. 수평방향에서 관찰한 결과에서 기공도가 증가

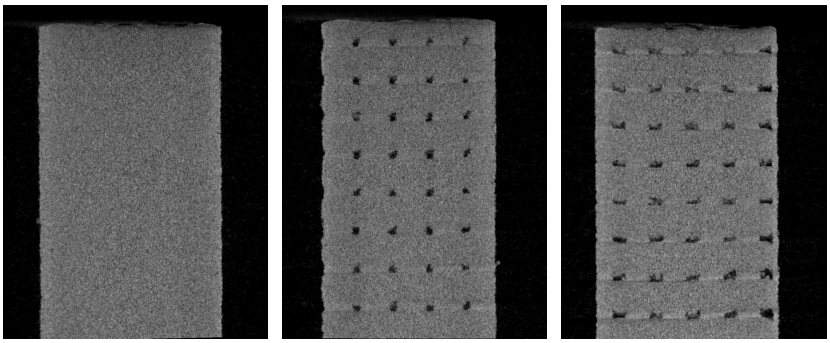


EXP 1-0 (0%) EXP 1-1 (10%) EXP 1-2 (20%)

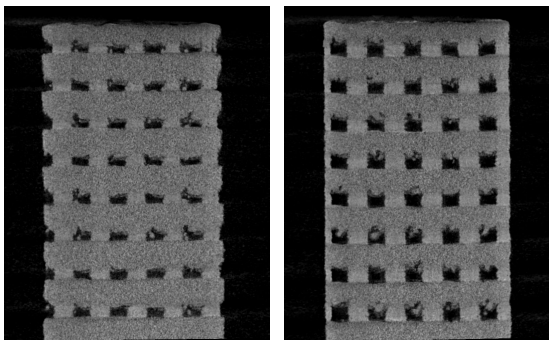


EXP 1-3 (30%) EXP 1-4 (40%)

(a)



EXP 1-0 (0%) EXP 1-1 (10%) EXP 1-2 (20%)



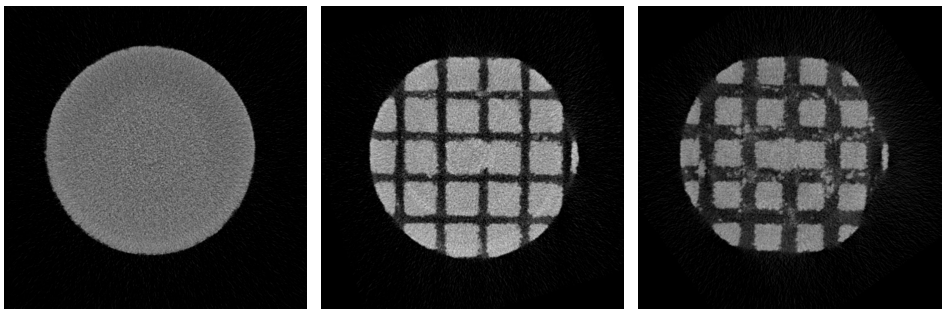
EXP 1-3 (30 %)　　EXP 1-4 (40 %)

(b)

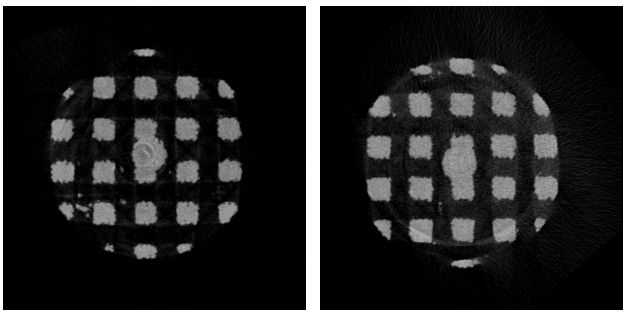
Fig. 6. Micro-CT images of experimental group (EXP 1) : (a) horizontal view and (b) vertical view.

할수록 격자 간 공간이 증가되는 것으로 관찰되었지만, Fig. 6a에서 EXP 1-3 (기공도 30 %)과 EXP 1-4 (기공도 40 %)의 격자 간 공간은 오히려 EXP 1-3이 다소 넓은 것으로 보였는데, Fig. 6b에서 EXP 1-3의 기공 높이는 약 290 ㎛으로 EXP 1-4의 480 ㎛ 보다 낮아 시편의 전체 기공도는 EXP 1-4가 더 큰 값을 보인다.

Fig. 7은 중심부에 코어를 형성한 실험군인 EXP 2를 대상으로 기공도에 따른 수평방향 (Fig. 7a)과 수직방향 (Fig. 7b)에서의 관찰 결과이다. 수평방향에서 관찰한 경우 EXP 1 실험군과 다르게 중심부에 지름 1.0 ㎜인 코어를 볼 수 있을 뿐, 나머지는 EXP 1과 유사한 양상을 보였다.

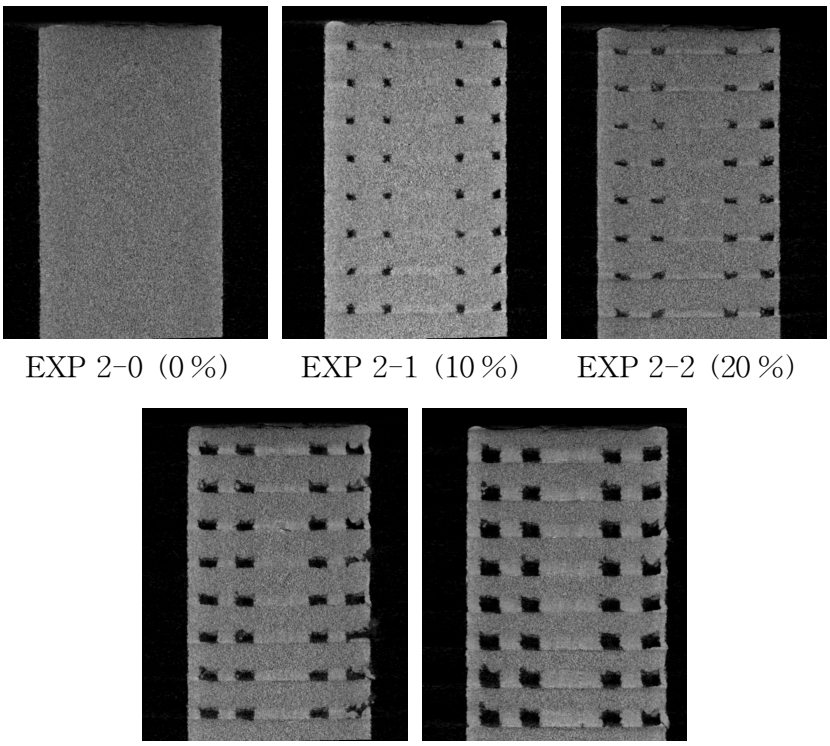


EXP 2-0 (0 %)　　EXP 2-1 (10 %)　　EXP 2-2 (20 %)



EXP 2-3 (30 %) EXP 2-4 (40 %)

(a)



EXP 2-0 (0 %) EXP 2-1 (10 %) EXP 2-2 (20 %)

EXP 2-3 (30 %) EXP 2-4 (40 %)

(b)

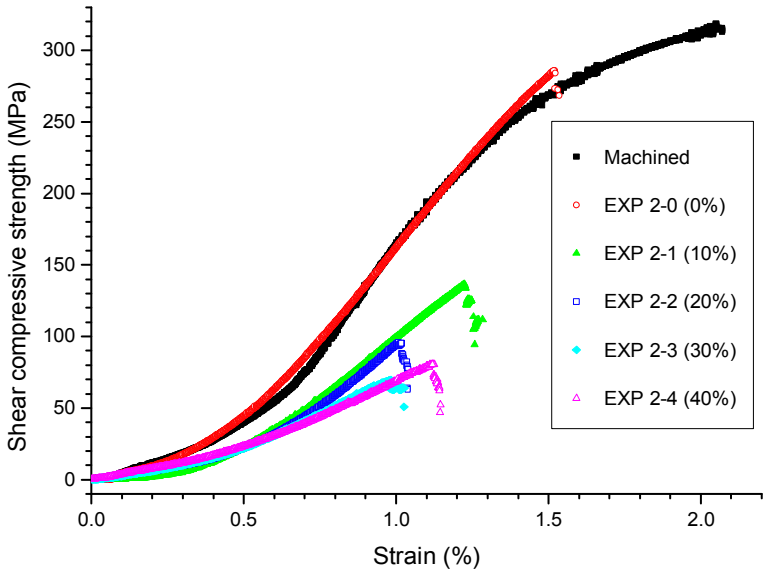
Fig. 7. Micro-CT images of experimental group (EXP 2): (a) horizontal view and (b) vertical view

Fig. 7b에서 30 % 기공도와 40 % 기공도 시편의 표면에서 티타늄 분말

의 용융이 불완전하여 분말들의 완벽한 결합이 진행되지 않아서 표면에 미세한 균열들이 형성된 것을 볼 수 있었다.

3) 전단압축 시험

실험군 EXP 2와 기계 가공한 대조군을 대상으로 전단압축응력을 가하면서 측정한 응력-변형율 곡선은 Fig. 8과 같다. 기계 가공한 대조군의 경우 항복점 (0.2 %)을 지나서도 파괴되지 않고 계속 소성 변형을 보였지만, 3D 프린팅으로 제작한 EXP 2 실험의 경우는 대부분 항복점 부근에서 파괴되어 소성 변형이 거의 관찰되지 않았다.



실험군 (EXP 1, EXP 2)의 전단압축강도 측정값은 Fig. 9와 같다. 그래프에서 알파벳 문자 (a, b, c, d, e)가 동일한 실험군은 통계적으로 유의한 차이가 없다는 것을 의미한다 ($p > 0.05$). 시편 중심부에 코어를 형성하지 않은 실험군 EXP 1에서 기공이 전혀 없는 시편인 EXP 1-0의 전단압축강도는 227.2 ± 44.1 MPa로 가장 높은 값을 보였고, 기공을 10 %와

20 % 함유한 EXP 1-1과 EXP 1-2의 전단압축강도는 크게 감소하여 각각 147.5 ± 32.3 MPa와 97.8 ± 14.1 MPa를 보였다. 특이하게 30 % 기공도를 가지는 EXP 1-3의 평균 전단압축강도가 69.2 ± 7.7 MPa로 가장 낮은 값을 보였으나, 40 % 기공도를 가지는 EXP 1-4 (82.2 ± 6.9 MPa)와는 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$).

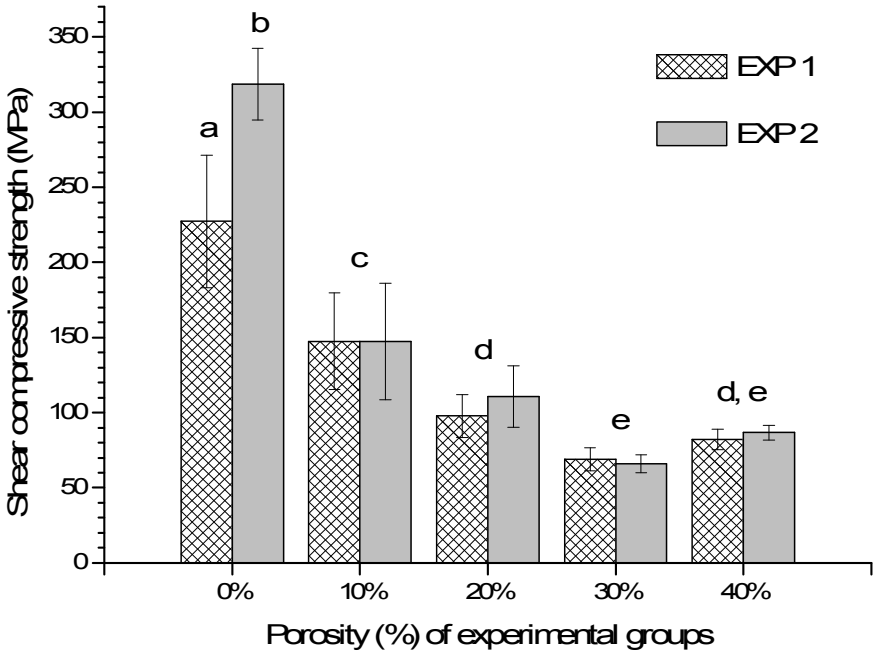


Fig. 9. Shear compressive strength of experimental groups

시편 중심부에 코어를 형성한 실험군 EXP 2에서 기공이 전혀 없는 시편인 EXP 2-0의 전단압축강도는 318.6 ± 23.9 MPa로 EXP 1-0보다 유의하게 높은 값을 보였다 ($p < 0.05$). 그러나 기공을 함유한 시편 (EXP 2-1, 2-2, 2-3 및 2-4)은 시편 중심부에 코어를 형성하지 않은 시편과 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$).

Fig. 10은 실험군인 EXP 1과 EXP 2의 전단압축강도와 파괴확률 간의 관계를 나타낸 그래프이며, Table 3에는 Weibull 분석 결과를 정리하였

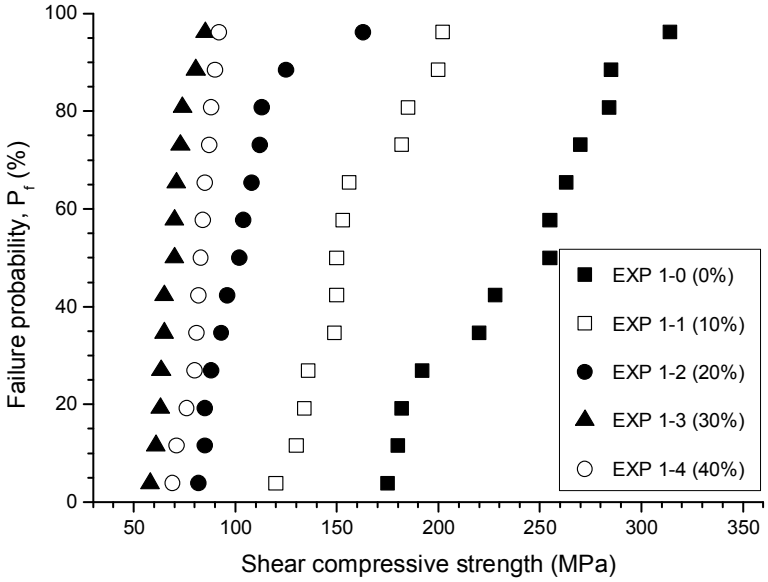
다. 파괴확률이 0.5일 경우의 중앙값인 $\sigma_f(0.5)$, Weibull 상수 m, 특성강도값 σ_0, 상관관계를 나타내는 결정계수 r^2, 평균 파괴강도 $\sigma_f(avr)$, 표준편차 SD 및 시료의 개수 N 등을 표시하였다.

Weibull 상수(m)는 4.64 - 14.09의 범위를 보였는데, 40 % 기공도를 가지는 EXP 1-4가 14.09로 가장 높은 값을 보였으며, 10 % 기공도를 가지는 EXP 1-1가 4.64로 가장 낮은 값을 보였다. 파괴확률이 63.2 %인 특성강도(σ_0)는 기공이 없는 EXP 1-0이 230.5 MPa로 가장 높았고, 10 % 기공도를 가지는 EXP 1-1은 150.0 MPa로 크게 감소된 값을 보였다. 이후 기공도가 20 %, 30 %, 40 %로 증가됨에 따라 특성 강도는 각각 99.2 MPa, 70.0 MPa, 82.3 MPa을 보였다. EXP 2 실험군의 Weibull 분석 결과는 Table 4에 정리하였다.

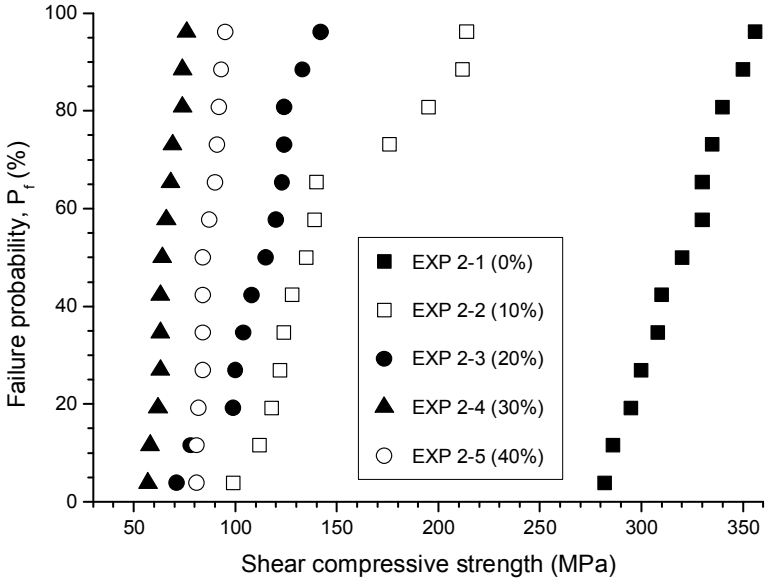
Table 3. Weibull analysis data of EXP 1 groups

Group / Para.	EXP 1-0	EXP 1-1	EXP 1-2	EXP 1-3	EXP 1-4
$\sigma_f(0.5)$	228.0	150.0	96.0	70.0	83.0
m	5.83	4.64	8.20	10.61	14.09
σ_0	230.5	150.0	99.2	70.0	82.3
r^2	0.895	0.913	0.900	0.894	0.977
$\sigma_f(avr)$	227.2	147.5	97.8	69.2	92.2
N	13	13	13	13	13
SD	44.1	32.3	14.1	7.7	6.9

note: $\sigma_f(0.5)$ = median fracture strength in MPa
m = Weibull modulus
σ_0 = characteristic strength in MPa at P_f (fracture probability) = 63.2 %
r^2 = Weibull distribution regression coefficient squared
$\sigma_f(avr)$ = mean fracture strength in MPa
N = number of specimens, SD = standard deviation



(a)



(b)

Fig. 10. Weibull plot of the experimental groups: (a) EXP 1 (without solid core) groups, (b) EXP 2 (with solid core).

Table 4. Weibull analysis data of EXP 2 groups

Group / Para	EXP2-0	EXP2-1	EXP2-2	EXP2-3	EXP2-4
$\sigma_f(0.5)$	320.0	135.0	115.0	64.0	84.0
m	15.85	4.50	6.03	12.88	20.17
σ_0	321.6	149.0	112.4	66.7	87.5
r^2	0.944	0.839	0.968	0.898	0.831
σ_f(avr)	318.6	147.2	110.8	65.9	86.8
N	13	13	13	13	13
SD	23.9	38.7	20.5	6.0	4.9

실험군 (EXP 1, EXP 2)의 탄성계수 측정 결과는 Table 5에 정리하였는데, 표에서 알파벳 문자 (a, b, c, d, e, f)가 동일한 실험군은 통계적으로 유의한 차이가 없다는 것을 의미한다 ($p > 0.05$). 원통형으로 기계 가공한 대조군의 탄성계수는 28.22 ± 6.26 GPa을 보였다.

Table 5. Shear compressive modulus of experimental groups

EXP 1	Modulus (GPa)	EXP 2	Modulus (GPa)	*t-test* (EXP 1 vs EXP 2)
0 %	22.21 ± 5.66^{a}	0 %	24.14 ± 2.10^{d}	p = 0.267
10 %	21.23 ± 2.78^{a}	10 %	20.19 ± 2.29^{e}	p = 0.308
20 %	17.65 ± 1.90^{b}	20 %	18.27 ± 1.90^{e}	p = 0.412
30 %	11.78 ± 1.60^{c}	30 %	12.85 ± 1.78^{f}	p = 0.122
40 %	10.95 ± 1.75^{c}	40 %	$12.69 \pm 2{,}45^{f}$	p = 0.049

note: same superscript letters in same columns showed no statistical differences ($p > 0.05$).

시편 중심부에 코어를 형성하지 않은 실험군 EXP 1에서 0 % 기공을 가지는 EXP 1-0의 탄성계수는 22.21 GPa로 가장 높은 값을 보였는데, 10 % 기공을 가지는 EXP 1-1 (21.23 GPa)와 유의한 차이는 없었다 ($p > 0.05$). 20 % 기공을 가지는 EXP 1-2의 탄성계수는 17.65 GPa로 약 20.5 % 정도 감소되었다 (Fig. 11). 30 % 기공과 40 % 기공을 가지는 EXP 1-3과 EXP 1-4의 경우 탄성계수는 약 50 % 정도 감소되어 각각 11.78 GPa와 10.95 GPa를 보였는데 서로 유의한 차이는 없었다 ($p > 0.05$).

시편 중심부에 코어를 형성한 실험군 EXP 2의 평균 탄성계수는 EXP 1보다 높게 관찰되었으나, *t-test* 결과 40 % 기공을 가지는 EXP 2-4를 제외하면 중심부 코어는 유의한 영향을 주지 못했다 ($p > 0.05$). 기공을 30 % 이상 함유하는 다공성 티타늄 임플란트의 탄성계수를 기공이 없는 티타늄 탄성계수의 절반 정도로 감소시킬 수 있는 것이 관찰되었다

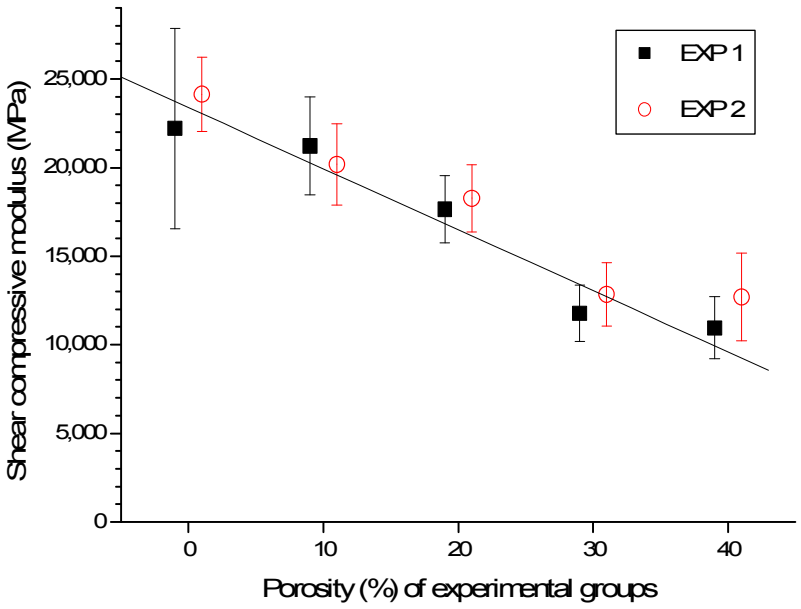


Fig. 11. Shear compressive modulus of experimental groups as a function of porosity.

4) 피로시험

시편에 반복하중을 가하면서 측정한 stress-number (S-N) 그래프 결과는 Fig. 12와 같다. 기계가공한 시편의 피로한계 (fatigue limit)는 83 MPa을 보였으나, 3D 프린팅 법으로 제작한 시편의 경우 기공도가 0 %로 조밀한 EXP 2-0의 피로한계는 50 MPa, 기공도가 30 %인 EXP 2-3은 34 MPa, 기공도가 40 %인 EXP 2-4는 38 MPa의 피로한계를 보여 3D 프린팅 법으로 제작한 시편이 기계가공법으로 제작한 시편보다 유의하게 낮은 피로강도를 보였다 ($p < 0.05$).

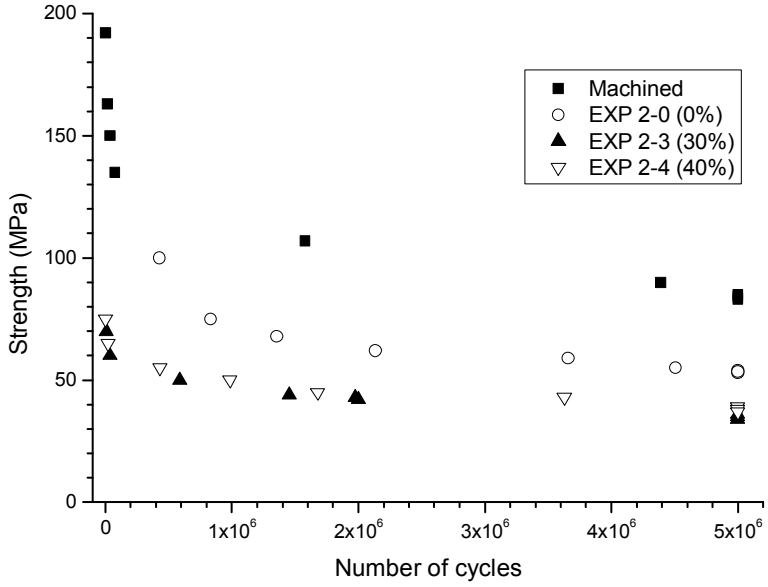
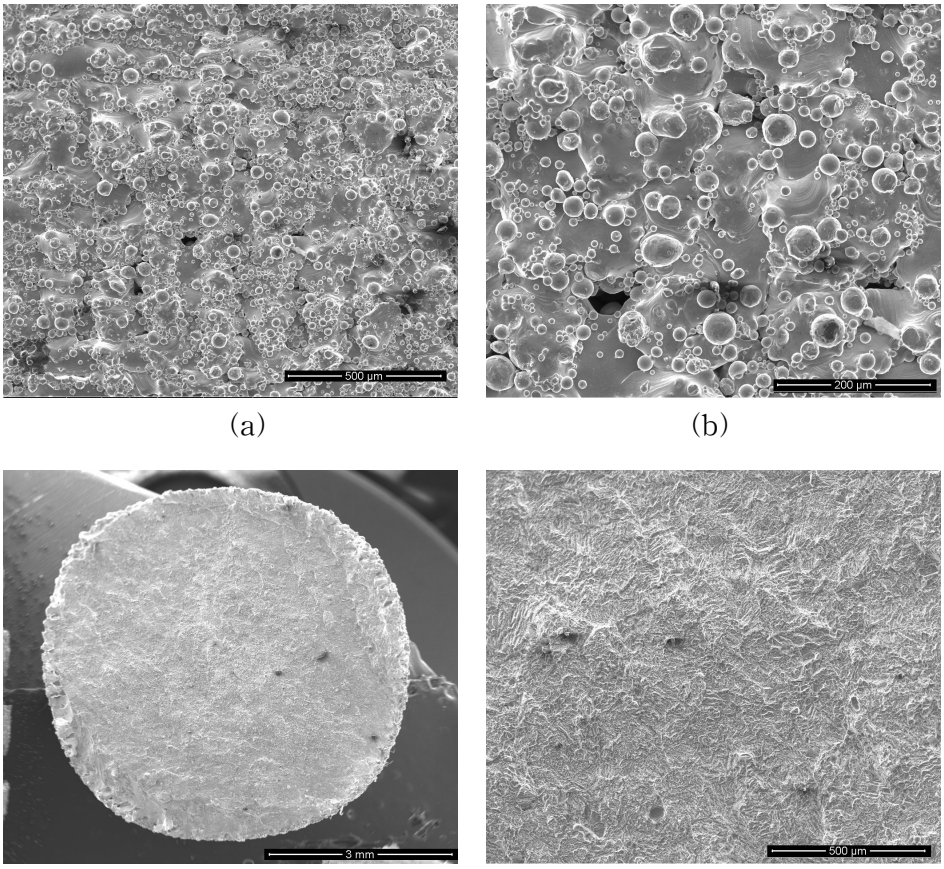


Fig. 12. S-N (stress-number) curves for experimental groups of fatigue limit.

5) SEM 관찰

3D 프린팅 법으로 제작한 시편의 표면과 전단압축강도 시험으로 파괴된 시편의 파단면을 주사전자현미경으로 관찰한 사진은 Fig. 13에서 Fig. 20과 같다. 기공을 함유하지 않은 EXP 1-0 시편의 표면에는 미세한 기

공과 소결된 분말들에 의한 거친 표면이 관찰되었고 (Fig. 13a, 13b), 강도 시험으로 파괴된 파단면에서는 제작 결함이 관찰되었으며, 응력에 의한 변형이 관찰되었다 (Fig. 13c, 13d). 강화시킬 목적으로 중심부에 코어를 형성한 EXP 2-0 시편에서도 EXP 1-0과 유사하게 관찰되었다.

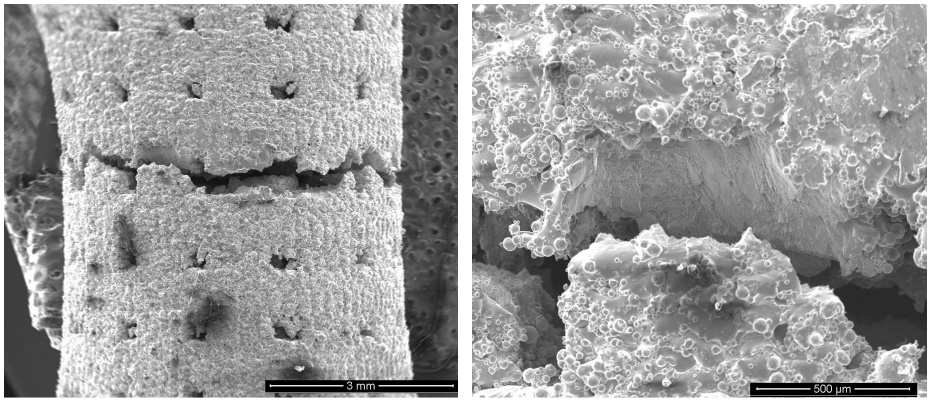


(a) (b)

(c) (d)

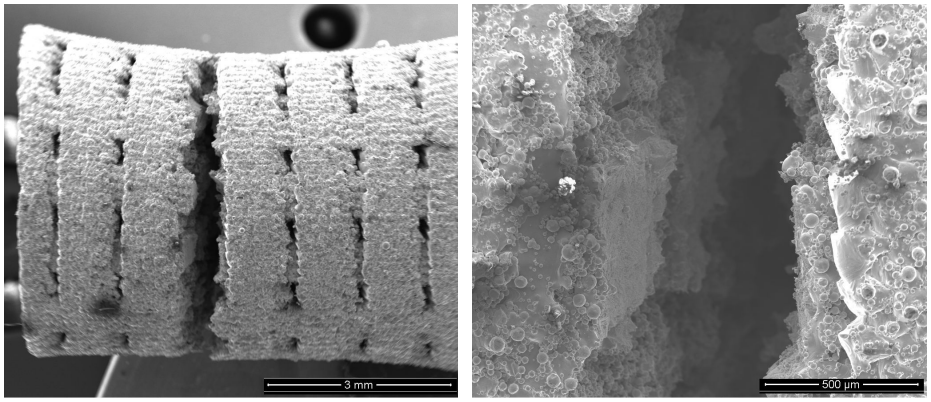
Fig. 13. SEM pictures of EXP 1-0: surface of specimens (a = ×200, b = ×500) and fractured surface (c = ×40, d = ×200).

Fig. 14는 기공을 10 % 함유한 EXP 1-1 시편에서 강도 시험으로 파괴된 부분을 관찰한 사진이다. 기공이 형성된 부분에서 균열이 시작되어 파괴된 것으로 보인다 (Fig. 14a, 14b). EXP 2-1 시편의 경우도 유사한 양상을 보였다 (Fig. 15a, 15b).



(a) (b)

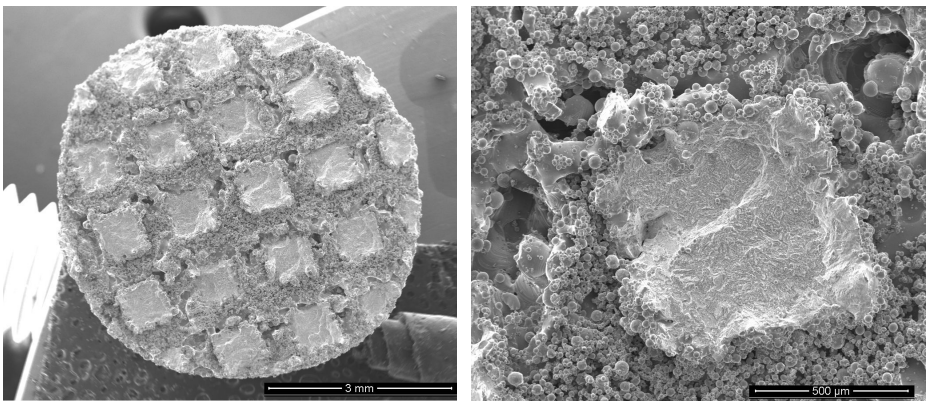
Fig. 14. SEM pictures of EXP 1-1 at fractured area: (a) = ×40, (b) = ×200.



(a) (b)

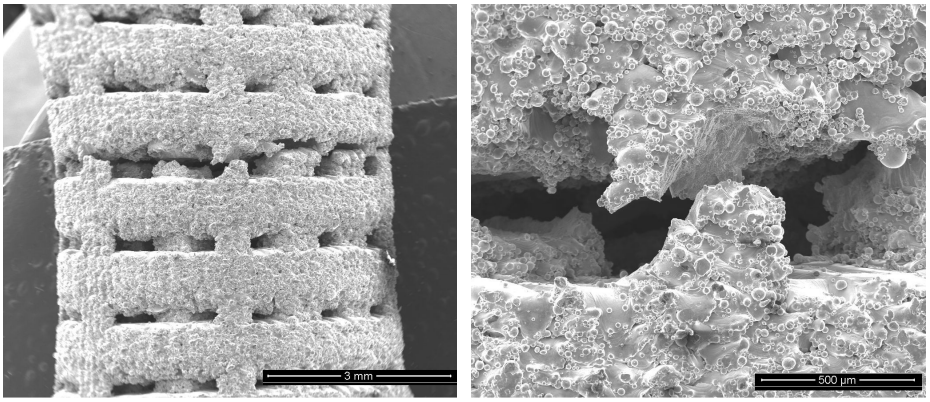
Fig. 15. SEM pictures of EXP 2-1 at fractured area: (a) = ×40, (b) = ×200.

Fig. 16와 17은 각각 기공을 20% 함유한 EXP 1-2과 EXP 2-2 시편의 파괴 단면과 파괴된 부위를 관찰한 사진이다. 시편 내부 격자 부분에 형성된 기공 부위에서 파괴가 시작된 것으로 보였는데 (Fig. 16b), 이러한 예측 불가능한 기공의 형성으로 강도 측정값은 큰 편차를 보였다. 기공이 연결된 부위가 응력에 가장 취약하여 균열이 생성되고 빠르게 전달되며 파괴가 진행된 것이 관찰되었다 (Fig. 17).



(a) (b)

Fig. 16. SEM pictures of EXP 1-2 at fractured surface: (a) = ×40, (b) = ×200.



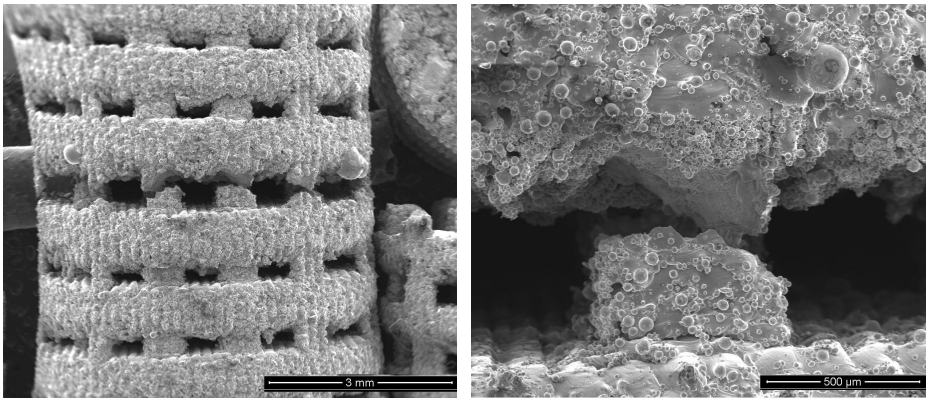
(a) (b)

Fig. 17. SEM pictures of EXP 2-2 at fractured area: (a) = ×40, (b) = ×200.

기공을 30 % 함유한 EXP 1-3과 EXP 2-3 시편에서도 다른 다공성 실험군과 유사한 파괴양상을 보였다 (Fig. 18, Fig. 19). 강화시킬 목적으로 중심부에 코어를 형성한 EXP 2-3 시편에서 코어부분에 응력이 집중되어 코어가 뽑히며 파괴가 진행된 것을 볼 수 있었다 (Fig. 19a, 19b).

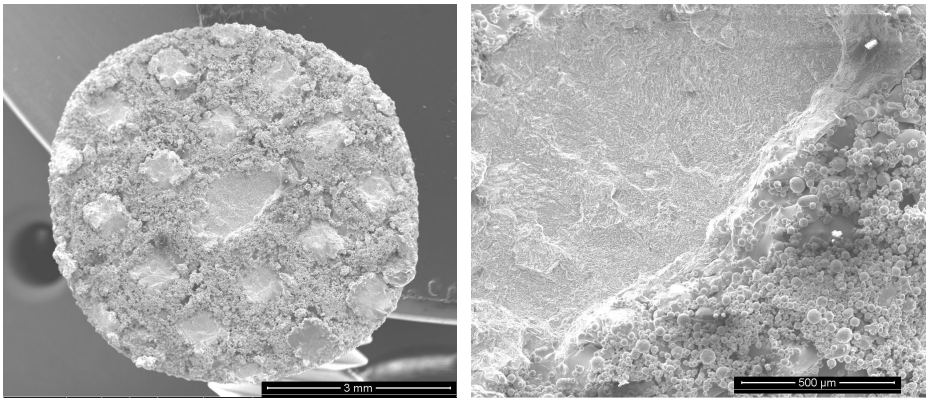
기공을 40 % 함유한 EXP 1-4 시편의 측면형상 (Fig. 20)과 기공을 30

% 함유한 EXP 1-3 시편의 측면형상 (Fig. 18)에서는 기공의 디자인 차이를 볼 수 있는데 이러한 기공 디자인 차이가 10 % 기공도 차이를 극복하고 시편 EXP 1-4 (또는 EXP 2-4)가 시편 EXP 1-3 (또는 EXP 2-3)보다 더 높은 압축강도를 발휘할 수 있도록 하는 것으로 추측할 수 있다.



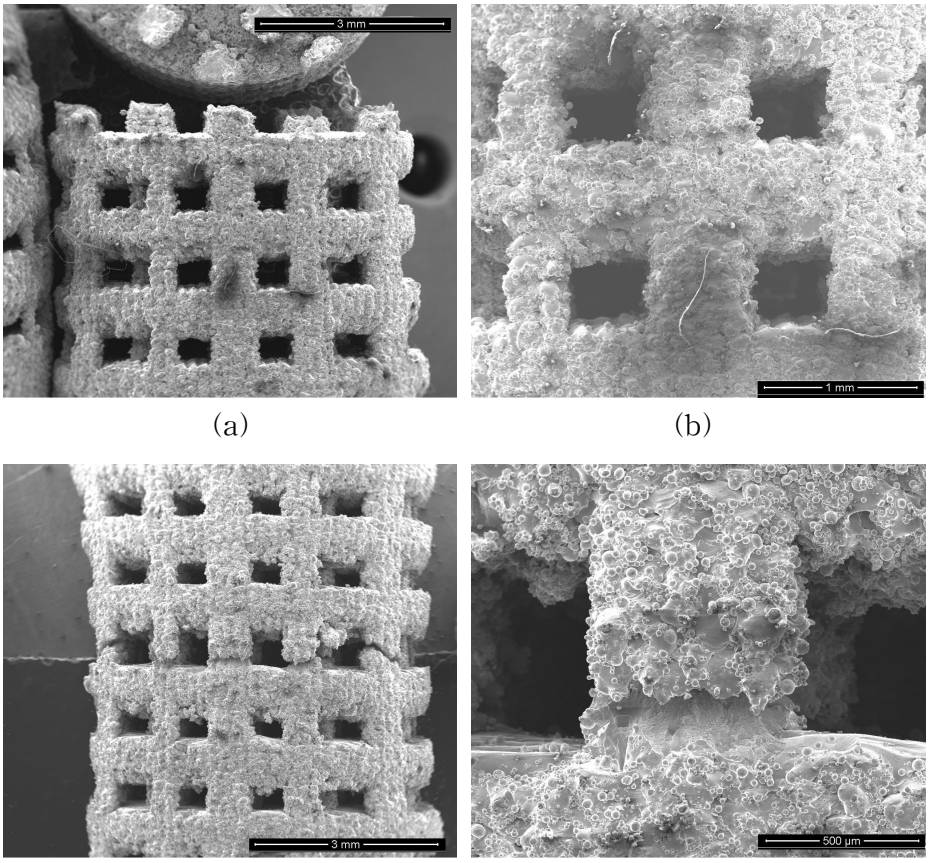
(a) (b)

Fig. 18. SEM pictures of EXP 1-3 at fractured area: (a) = ×40, (b) = ×200.



(a) (b)

Fig. 19. SEM pictures of EXP 2-3 at fractured surface: (a) = ×40, (b) = ×200.



(a) (b)

(c) (d)

Fig. 20. SEM pictures of specimen surface: EXP 1-4 (a = ×40, b = ×100), EXP 2-4 (c = ×40, d = ×200).

Ⅴ. 고 찰

치과용 임플란트의 거친 표면과 다공성은 골 융합(osseointegration)을 향상시킬 수 있어서 티타늄 임플란트에서 다공성 표면을 얻기 위하여 plasma spraying, three-dimensional fiber deposition powder metallurgy와 solid-state foaming techniques 및 polymeric sponge replication 등의 다양한 방법이 적용되었으나, 이러한 방법으로는 우수한 강도를 유지하면서 서로 연결된 적절한 크기, 형상 및 3D 분포를 가지는 기공을 형성시키기는 거의 불가능하였다고 한다. 그러나 SLS 등 3D 프린팅 법을 적용할 경우 사용자 요구에 따른 기공도 조절이 가능하며, 다양한 기공 조건(기공의 상호 연결정도, 크기, 모양 및 분포 등)을 충족시킬 수 있는 3차원 다공성 구조를 얻을 수 있어서 환자 맞춤형 임플란트 제작이 가능하다고 하였다(Mangano 등, 2014). 이와 같이 3D 프린팅 법으로 티타늄 임플란트를 제조할 경우 기존의 제작 방법으로는 해결할 수 없는 다양한 문제를 개선할 수 있는 장점이 있다(Lipinski 등, 2013; Xiao 등, 2013).

Xiong 등(2012)은 cp-Ti 분말과 polyvinyl alcohol(PVA) 수용액을 혼합한 소재를 이용하여 3D 프린팅 법으로 다공성 시편을 성형한 후 다양한 소결 처리 온도(1200, 1300 및 1400 ℃)가 시편의 기공도와 기계적 특성(표면경도, 압축강도 및 탄성계수)에 주는 영향을 평가하였는데, 소결 온도가 증가할수록 기공도는 65.01 %에서 41.06 %로 감소하고, 기계적 특성은 크게 증가하였다고 하였다. Basalah 등(2012)과 El-Hajje 등(2014)은 cp-Ti 분말과 PVA 혼합 소재를 이용하여 3D 프린팅 법으로 다공성 시편을 성형한 후 소결 처리하여 제작한 다공성 티타늄 임플란트의 수축율, 기공도, 탄성계수 및 압축강도 등을 평가하였는데, 기공도를 적절하게 조절하면 해면골과 유사한 탄성계수를 가지는 다공성 티타늄 임플란트를 제작할 수 있다고 하였다.

Krishna 등(2007)은 LENS™법을 이용하여 3차원적으로 상호 연결된

기공의 기공률을 70 vol%까지 조절한 다공성 티타늄 임플란트를 제작하여 평가한 연구에서 35-42 vol% 기공도를 가지는 다공성 티타늄 임플란트의 탄성계수와 항복강도(0.2%)가 사람의 피질골과 가장 유사하였다고 보고하였다. Ponader 등(2010)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM법으로 제작한 다공성 스캐폴드를 식립하고 14일, 30일 및 60일 유지한 후 골 형성능을 평가한 결과 다공성 티타늄 임플란트에서 적절한 골 성장이 관찰되어 향후 정형외과 또는 구강외과 등 임상에 적용될 수 있을 것으로 예상하였다.

Gu 등(2012a)은 SLM법으로 제작한 cp-Ti 구조체의 밀도, 상(phase)과 미세구조 형성, 표면경도 및 마모도 등을 평가하였는데, 조밀한(dense) 시편은 표면경도가 높고 마찰계수가 낮아서 낮은 마모도를 보였다고 하였다. Sallica-Leva 등(2013)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 SLM법으로 제작한 다공성 구조체의 미세 구조적 특성과 기계적 특성을 평가한 결과, 3D 이미지에 부여한 기공률의 변화에 따라 기계적 특성의 차이가 관찰되어 기공도의 적절한 조절로 맞춤형 구조체 제작이 가능하다고 하였다. 본 연구에서는 다공성 티타늄 시편의 기공도와 기공 형상을 변화시켜 시편의 기계적 특성을 조절할 수 있는 것을 관찰할 수 있었다. 특히, 기공도를 30% 이상 적용하여 제작한 다공성 티타늄 시편의 경우 탄성계수를 기존 기계 가공한 티타늄의 50% 정도로 크게 낮출 수 있는 것을 확인할 수 있었다.

Traini 등(2008)과 Parthasarathy 등(2010)은 3D 프린팅으로 제작한 다공성 티타늄 임플란트의 형상과 화학 성분, 미세구조, 기공도와 밀도, micro-CT 분석, 기계적 강도 및 표면 거칠기 등을 평가한 결과, 3D 프린팅 법을 임플란트 제작에 적용할 경우 우수한 임상 결과를 얻을 수 있을 것이라고 하였다. Li 등(2009)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM법으로 제작한 다공성 임플란트의 기계적 특성(압축항복강도, 탄성계수, 최대강도 및 굽힘강도 등)을 평가한 결과, 탄성계수가 낮은 다공성 임플란트는 의료용 소재로 적용하기 적절하다고 하였다. Lin 등(2013)은 기공도를 조절하여 탄성계수가 점진적으로 감소되도록 CAD 파일을 설

계하고 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 DMLS법으로 제작한 다공성 시편의 기계적 특성(항복강도, 파괴강도 및 탄성계수 등)을 평가한 결과, 내구성이 크게 향상된 환자 맞춤형 임플란트 제작이 가능하다고 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 다양하게 조절할 수 있는 것을 관찰하였고, 응력 차폐 효과를 회피하기 위하여 제작한 다공성 티타늄 구조체는 실제 임상에 적용하기 전에 다공성 구조체의 피로강도 평가를 실시하는 것이 필요하다고 하였다.

3D 프린팅 제작과정 중 시편에 형성된 닫힌 기공(closed pore)들은 임플란트의 밀도를 감소시킬 수 있으며 기계적 특성에 영향을 줄 수 있지만, 계면에서 골 성장에 필요한 공간을 제공하지는 못한다. 따라서 다공성 임플란트의 밀도는 실제 임상 적용 시 필요한 다양한 정보를 제공할 수 있으므로 적절한 밀도 측정값은 다공성 임플란트의 효용성을 예측하는데 중요한 역할을 할 수 있다. 본 연구에서는 밀도를 평가한 실험군 중 0% 기공도를 가지는 실험군과 대조군(기계 가공한 시편)의 밀도는 이론값과 유사하였으며, 기공도가 증가될수록 시편의 밀도 값은 감소하는 양상을 보여 40% 기공도를 가지는 실험군의 밀도는 대조군에 비해 5% 정도 감소된 것으로 관찰되었다.

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, 특정한 목적으로 기공의 형상과 기공도를 부여하여 다공성 시편을 제작하는 경우 완성된 시편에서 기공의 형상과 기공도 확인이 필수적이다. 다공성 임플란트의 제조 결함 또는 내부 구조 등의 평가 작업에는 비파괴시험 장치인 micro-CT를 이용할 수 있다. Micro-CT로 다공성 임플란트를 분석하면 실제 티타늄 시편에 형성된 기공의 형상, 분포된 기공들의 3차원 연결정도 및 전체 기공도 등 다양한 정보를 얻을 수 있을 뿐 아니라 부적절하게 소결되어 결합되지 않은 분말 등의 내부 결함도 관찰할 수 있어서 3D 프린팅법으로

제작한 제품의 신뢰성 확보에 도움이 될 수 있다. 본 연구에서도 외부 형상만으로는 어떠한 결함도 관찰되지 않았던 시편도 micro-CT 분석으로 부정확한 제조 공정으로 형성된 균열 등의 내부 결함을 확인할 수 있었다. 또한 micro-CT를 이용한 분석 결과 시편의 기공도 측정값은 시편의 디자인 파일에 적용한 값과 유사하였다.

티타늄과 티타늄 합금에서 특이할 만한 기계적 특성은 8-10 % 정도의 높은 연신율과 귀금속계 합금과 유사한 낮은 탄성계수를 들 수 있다. 오 등 (2016)은 기계 가공법으로 제작한 시편과 3D 프린팅 법으로 제작한 시편의 전단압축강도를 비교하였는데, 3D 프린팅 법으로 제작한 시편은 기계 가공한 시편보다 유의하게 적은 소성 변형을 보였지만, 전단압축 항복강도는 연신율과는 달리 기계 가공한 시편과 3D 프린팅 법으로 제작한 시편 (0 % 기공도)은 유의한 차이 없이 유사하였으며 ($p > 0.05$), 반면 기공도가 50 %로 증가된 다공성 시편의 강도 값은 기공도 0 %인 시편의 33 % 정도로 낮은 강도를 보였다고 하였다. 또한 기계 가공한 시편과 3D 프린팅 법으로 제작한 기공도 0 %인 시편의 탄성계수 값은 전단압축 강도와 유사한 경향을 보여 유의한 차이가 없었지만 ($p > 0.05$), 3D 프린팅 법으로 제작한 기공도 50 %인 다공성 시편은 전단압축 강도와 유사하게 감소된 값이 관찰되었다고 하였다.

본 연구에서는 3D 프린팅 법으로 제작한 0 %, 10 %, 20 %, 30 % 및 40 % 기공도 시편을 대상으로 전단압축 강도와 탄성계수를 측정하였는데, 10 % 기공도를 가지는 시편의 전단압축 강도는 50 % 정도 감소되었으며, 이후 기공도가 더 증가될수록 전단압축 강도가 감소되는 정도는 줄어들어 30 %와 40 % 기공을 가지는 시편의 전단압축 강도는 유의한 차이가 없었다 ($p > 0.05$). 또한 오 등 (2016)이 시험한 50 % 기공도 시편과 본 연구에서 평가한 40 % 기공도 시편의 전단압축 강도는 유사하였는데, 다공성 시편의 기계적 강도는 기공도 뿐 아니라 기공의 모양과 분포 조건 등에도 크게 영향 받는다는 것을 알 수 있다. 따라서 다공성 임플란트의 강도와 탄성계수를 골과 유사하게 제작하기 위하여 다공성 구조를 디자인하는 경우 단순한 기공도 조절뿐 아니라 기공의 형상과 분포 등도

복합적으로 고려하는 것이 필요할 것으로 보였다.

Santos 등 (2004)은 cp-Ti 분말을 이용하여 SLM법으로 제작한 시편에 백만 (10^6)회 반복하중을 가하며 측정한 비틀림 피로 강도가 80 MPa이라고 발표하였고, Laoui 등 (2006)은 10^6회 반복하중을 가하여 측정한 비틀림 피로 강도는 100 MPa이라고 하였다. Hrabe 등 (2011)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM법으로 제작한 다공성 구조체에 10^6회 반복하중을 가하여 측정한 피로 한계 (fatigue limit)는 항복강도의 15 - 25 % 범위를 보여 기계 가공한 시편의 예상 값인 40 % 보다는 훨씬 낮게 관찰되었다고 하였다. 이와 같이 다공성 구조체의 피로 강도가 낮은 이유로는 표면에 노출된 기공과 거친 표면에 응력이 집중될 가능성 뿐 아니라 시편 내부에 형성된 기공에도 응력이 집중되어 균열의 생성과 이동이 용이해진 때문으로 보인다. Yavari 등 (2013)도 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 SLM법으로 제작한 다공성 (기공도 68 - 84 %) 시편의 피로 특성을 평가한 결과 Hrabe 등 (2011)과 유사한 양상이 관찰되었다고 하였다. Joshi 등 (2013)은 치과용 임플란트용으로 사용되는 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM법으로 시편을 제작하여 4 점 굴곡강도 시험과 피로 시험을 실시하였는데, 3D 프린팅 제조 공정 패턴에 따라 피로 저항성의 차이를 볼 수 있었다고 하였다.

본 연구에서 3D 프린팅 법으로 제작한 시편의 피로 시험을 실시한 결과, 전단압축 항복강도의 경우에는 기계 가공한 실험군과 3D 프린팅 법으로 제작한 조밀한 (0 % 기공도) 실험군은 유사한 값을 보였지만, 피로강도의 경우에는 두 실험군에서 유의한 차이가 관찰되었다 ($p > 0.05$). 즉, 3D 프린팅 법으로 제작한 실험군의 경우 시편의 거친 표면과 제작공정 중에 형성된 제조 결함 등에 의해 피로 한계가 낮게 측정된 것으로 보였다. 또한 3D 프린팅 법으로 제작한 기공도 30 %인 EXP 2-4의 피로 한계가 기공도 40 %인 EXP 2-5의 피로 한계보다 다소 낮은 값을 보여 전단압축 강도 결과와 유사한 경향을 보였다. 즉, 다공성 시편에서 기공도의 차이뿐만 아니라 기공의 형상 차이도 시편의 기계적 특성에 크게 영향을 주는 것이 관찰되었다. 3D 프린팅 법으로 제작한 다공성 실험군의 기계

적 특성이 기계 가공법으로 제작한 실험군 보다 낮게 측정되었는데, 다공성 시편의 경우 실제 임상에서 사용하는 과정 중에 다공성 부위로 신생골이 성장해 채워지면서 티타늄-골 조직 복합체를 형성할 수 있으므로 식립 후 일정 기간이 경과되면 부족했던 기계적 특성은 다소 회복될 수 있을 것으로 예상할 수 있다. 그러나 최근까지 그에 대한 연구 결과는 아직 보고된 바 없으므로 추가적인 연구가 필요할 것으로 보인다.

Hrabe 등 (2013)은 Ti-6Al-4V 합금 분말을 이용하여 EBM법으로 제작한 다공성 구조체에 대한 골아세포의 부착, 분화 및 골 유착 등을 측정하였는데, 다공성 구조체의 응력차폐 감소 효과를 적절하게 평가하기 위하여 동물실험을 추가하는 것이 필요하다고 하였다. Bragdon 등 (2004)과 Heinl 등 (2008)은 만족스러운 골 성장을 위하여 기공도는 50 % 이상이어야 하고 기공의 크기는 50 - 800 ㎛ 범위에 있어야 한다고 하였다. Otsuki 등 (2006)은 다공성 시편 내부로 골 성장이 진행되기 위하여 기공들은 서로 연결되어 있어야 한다고 하였는데, 2 가지 기공도 (50 %, 70 %)와 2 가지 기공 크기 (250 - 500 ㎛, 500 - 1500 ㎛)를 가지는 시편을 비교 평가한 결과 기공 크기가 500 - 1500 ㎛인 경우에서 기공도에 관계없이 우수한 골 성장이 관찰되었다고 하였다. Xue 등 (2007)은 다공성 시편에서 기공 크기가 100 ㎛ 이하인 경우 골 성장이 불가능하다고 하였으며, 평균 기공 크기가 200 ㎛ 이상인 다공성 구조체에서는 골 성장과 혈관 신생 (vascularization)이 가능할 수 있다고 하였다. Levine (2008)은 크기가 200 - 500 ㎛인 기공이 50 - 75 vol % 함유되고, 3 차원으로 연결된 다공성 구조가 골 성장에 최적이라고 하였다.

Bandyopadhyay 등 (2010), Fukuda 등 (2011) 및 Jing (2015) 등의 연구 결과에 의하면 크기가 최소 150 ㎛ 이상인 기공을 20 % 이상 함유하는 다공성 티타늄 시편에서 적절한 세포 성장이 관찰되었다고 하였다. van Bael 등 (2012)은 in-vitro 연구에서 SLM법으로 제작한 기공 크기가 1,000 ㎛인 다공성 티타늄 임플란트가 기공 크기가 500 ㎛인 임플란트 보다 세포 밀도와 대사 활동이 유의하게 증가되었다고 보고하였다. 그러나 in-vitro 환경은 임플란트 주변의 산소와 영양 공급이 일정한 in-vivo 환

경과는 크게 차이가 있을 수 있다. van der Stok 등(2013)은 in vivo 연구에서 Ti-6Al-4V 합금으로 제작한 기공 크기가 490 ㎛이고 기공도가 68 %와 88 %인 다공성 임플란트를 골 피질 결손증이 있는 쥐(rat)에 식립하여 평가한 결과 기공도에 관계없이 2 가지 임플란트 모두 우수한 골 형성이 관찰되었다고 하였다. 기공 크기가 710 ㎛인 다공성 임플란트(Wu 등, 2013)와 기공 크기가 1,100 ㎛인 임플란트(Yang 등, 2014)를 양의 경추부에 식립한 연구에서도 모든 실험군에서 계면이 안정될 수 있도록 충분한 골 형성이 진행된 것이 관찰되었다고 하였으며, 그 결과를 적절한 다공성 구조 예측에 사용할 수 있다고 하였다. 즉, 기공 크기가 490-1,100 ㎛인 다공성 티타늄 임플란트의 경우 in vivo에서 만족할만한 성능을 발휘할 수 있을 것으로 예상할 수 있다고 하였다. 따라서 본 연구에서는 크기가 200-600 ㎛ 범위인 기공을 형성한 다공성 티타늄 임플란트 시편을 대상으로 평가하였다.

본 연구에서 관찰된 결과를 분석하면 다공성 티타늄 임플란트에서 탄성계수를 충분히 감소시키기 위해서는 기공도가 30 % 이상 되어야 하고, 이후 기공도 40 % 까지는 강도가 크게 감소될 가능성이 적으므로 적용부위에 적절한 기공도와 기공 형상 등을 결정하여 다공성 구조체 제작에 적용할 수 있을 것으로 보인다. 또한 피로강도 등의 기계적 특성은 형성되는 기공에 따라 크게 감소되어 실제 임상 적용시 적절한 내구성 유지 가능성 평가에서 장애물로 작용될 수 있지만, 티타늄 임플란트에 형성된 기공에 신생 골이 성장해 들어가 채워져 복합체로 전환될 경우에는 부족했던 기계적 특성이 다소 보완될 수도 있으므로 다공성 티타늄 임플란트-신생 골 복합체가 형성될 수 있는 기간과 형성된 복합체의 기계적 특성 평가에 대한 추가 연구를 제안하고자 한다.

Ⅵ. 결 론

기공도를 0 %, 10 %, 20 %, 30 % 및 40 %로 조절한 다공성 티타늄 임플란트의 구조와 특성을 평가하여 얻은 결과는 다음과 같다.

1. 다공성 티타늄에서 기공도가 증가될수록 폐쇄 기공이 증가하여 시편의 밀도는 감소하는 양상을 보였다.
2. Micro-CT 분석에서 시편 내부와 외부에 형성된 제조 결함을 볼 수 있었으며, 이러한 제조 결함이 기계적 특성 평가에서 큰 편차의 원인으로 보였다.
3. 3D 프린팅으로 제작한 다공성 티타늄 시편의 연신율은 기공도가 증가할수록 크게 감소되었다. 다공성 임플란트에서 중심부 형성한 코어는 물성에 유의한 영향을 주지 않았다.
4. 10 % 기공만으로도 전단압축강도는 50 % 정도 감소되었으며, 기공도 30 %와 40 % 실험군에서의 기공도 증가는 전단압축강도에 유의한 영향을 주지 못한 것으로 보였다.
5. 10 % 기공만으로는 탄성계수의 유의한 감소를 기대할 수 없었으며, 다공성 티타늄 시편에서 충분하게 감소된 탄성계수를 얻기 위해서는 30 % 이상의 기공도가 필요한 것으로 보였다.

참고문헌

Ahmadi SM, Campoli G, Amin Yavari S, Sajadi B, Wauthle R, Schrooten J, Weinans H, Zadpoor AA. Mechanical behavior of regular open-cell porous biomaterials made of diamond lattice unit cells. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;34:106-115.

Arabnejad Khanoki S, Pasini D. Fatigue design of a mechanically biocompatible lattice for a proof-of-concept femoral stem. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;22:65-83.

Bandyopadhyay A, Espana F, Balla VK, Bose S, Ohgami Y, Davies NM. Influence of porosity on mechanical properties and in vivo response of Ti6Al4V implants. *Acta Biomater*. 2010;6:1640-1648.

Basalah A, Shanjani Y, Esmaeili S, Toyserkani E. Characterizations of additive manufactured porous titanium implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100:1970-1979.

Bragdon CR, Jasty M, Greene M, Rubash HE, Harris WH. Biologic fixation of total hip implants. Insights gained from a series of canine studies. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86A(Suppl 2):105-117.

Campoli G, Borleffs MS, Amin Yavari S, Wauthle R, Weinans H, Zadpoor AA. Mechanical properties of open-cell metallic biomaterials manufactured using additive manufacturing. *Mater Des*. 2013;49:957-965.

Cheng XY, Li SJ, Murr LE, Zhang ZB, Hao YL, Yang R, Medina F, Wicker RB. Compression deformation behavior of Ti-6Al-4V alloy with cellular structures fabricated by electron beam melting. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;16:153-162.

Chino Y, Dunand DC. Directionally freeze-cast titanium foam with aligned, elongated pores. *Acta Mater*. 2008;56:105-113.

Chung CY, Chu CL, Wang SD. Porous TiNi shape memory alloy with high strength fabricated by self-propagating high-temperature synthesis. *Mater Lett*. 2004;58:1683-1686.

de Wild M, Schumacher R, Mayer K, Schkommodau E, Thoma D, Bredell M, Kruse Gujer A, Grätz KW, Weber FE. Bone regeneration by the osteoconductivity of porous titanium implants manufactured by selective laser melting: a histological and micro computed tomography study in the rabbit. *Tissue Eng Part A*. 2013;19:2645-2654.

Abdel-Hady Gepreel M, Niinomi M. Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;20:407-415.

El-Hajje A, Kolos EC, Wang JK, Maleksaeedi S, He Z, Wiria FE, Choong C, Ruys AJ. Physical and mechanical characterisation of 3D-printed porous titanium for biomedical applications. *J Mater Sci Mater Med*. 2014;25:2471-2480.

Erk KA, Dunand DC, Shull KR. Titanium with controllable pore fractions by thermoreversible gel-casting of TiH_2. *Acta Materialia*. 2008;56:5147-5157.

Faegh S, Müftü S. Load transfer along the bone-dental implant interface. *J Biomech*. 2010;43:1761-1770.

Fukuda A, Takemoto M, Saito T, Fujibayashi S, Neo M, Pattanayak DK, Matsushita T, Sasaki K, Nishida N, Kokubo T, Nakamura T. Osteoinduction of porous Ti implants with a channel structure fabricated by selective laser melting. *Acta Biomater*. 2011;7:2327-2336.

Gibson LJ, Ashby MF. Cellular solids, structure and properties. In Cambridge University Press 2nd ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 1997.

Gu D, Hagedorn Y, Meiners W, Meng G, Batista RJS, Wissenbach K, Poprawe R. Densification behavior, microstructure evolution, and wear performance of selective laser melting processed commercially pure titanium. *Acta Mater*. 2012a;60:3849-3860.

Gu DD, Meiners W, Wissenbach K, Poprawe R. Laser additive manufacturing of metallics components: materials, processes and mechanisms, *Int Mater Rev*. 2012b;57-3:133-160.

He G, Liu P, Tan Q. Porous titanium materials with entangled wire

structure for load-bearing biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;5:16-31.

Heinl P, Müller L, Körner C, Singer RF, Müller FA. Cellular Ti-6Al-4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting. *Acta Biomater*. 2008; 4:1536-1544.

Herrera A, Yánez A, Martel O, Afonso H, Monopoli D. 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*. 2014;45:89-93.

Hrabe NW, Heinl P, Bordia RK, Körner C, Fernandes RJ. 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*. 2013;54:351-360.

Hrabe NW, Heinl P, Flinn B, Körner C, Bordia RK. Compression-compression fatigue of selective electron beam melted cellular titanium (Ti-6Al-4V). *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2011; 99:313-320.

Imwinkelried T. Mechanical properties of open-pore titanium foam. *J Biomed Mater Res A*. 2007;81:964-970.

Jha N, Mondal DP, Dutta Majumdar J, Badkul A, Jha AK, Khare AK. Highly porous open cell Ti-foam using NaCl as temporary space holder through powder metallurgy route. *Mater Des.* 2013;47:810-819.

Jing D, Tong S, Zhai M, Li X, Cai J, Wu Y, Shen G, Zhang X, Xu Q, Guo Z, Luo E. Effect of low-level mechanical vibration on osteogenesis and osseointegration of porous titanium implants in the repair of long bone defects. *Sci Rep*. 2015;5:17134.

Joshi GV, Duan Y, Neidigh J, Koike M, Chahine G, Kovacevic R, Okabe T, Griggs JA. Fatigue testing of electron beam-melted Ti-6Al-4V ELI alloy for dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101:124-130.

Jung HD, Yook SW, Jang TS, Li Y, Kim HE, Koh YH. Dynamic

freeze casting for the production of porous titanium (Ti) scaffolds. *Mater Sci Eng C-Mater Biol Appl*. 2013;33:59-93.

Karageorgiou V, Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials*. 2005;26:5474-5491.

Kenzo A, Norihiko K, Osamu O, Ishi M. Mechanical properties and biomechanical compatibility of porous titanium for dental implants. *J Biomed Mater Res.* 1985;19:699-713.

Khoda AK, Ozbolat IT, Koc B. Engineered tissue scaffolds with variational porous architecture. *J Biomech Eng*. 2011;133:011001.

Krishna BV, Bose S, Bandyopadhyay A. Low stiffness porous Ti structures for load-bearing implants. *Acta Biomater*. 2007;3:997-1006.

Laoui T, Santos E, Osakada K, Shiomi M, Morita M, Shaik SK, Tolochko NK, Abe F, Takahashi M. Properties of titanium dental implant models made by laser processing. *Proc Inst Mech Eng Part C: J Mech Eng Sci.* 2006;220:857-863.

Levine B. A new era in porous metals: applications in orthopaedics. *Adv Eng Mater*. 2008;10:788-792.

Li BQ, Yan X, Lu. X. Effect of microstructure on the tensile property of porous Ti produced by powder metallurgy technique. *Mater Sci Eng A-Struct Mater Prop Microstruct Process*. 2012;534;43-52.

Li F, Li J, Xu G, Liu G, Kou H, Zhou L. Fabrication, pore structure and compressive behavior of anisotropic porous titanium for human trabecular bone implant applications. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;46:104-114.

Li JP, Habibovic P, Van den Doel M, Wilson CE, De Wijn JR, Van Blitterswijk CA, De Groot K. Bone ingrowth in porous titanium implants produced by 3D fiber deposition. *Biomaterials.* 2007;28: 2810-2820.

Li X, Wang CT, Zhang WG, Li YC. Fabrication and characterization of porous Ti6Al4V parts for biomedical applications using electron beam melting process. *Mater Lett.* 2009;63:403-405.

Lin WS, Starr TL, Harris BT, Zandinejad A, Morton D. 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*. 2013;28:1490-1495.

Lipinski P, Barbas A, Bonnet AS. 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*. 2013;28:274-290.

Mangano F, Chambrone L, van Noort R, Miller C, Hatton P, Mangano C. Direct metal laser sintering titanium dental implants: a review of the current literature. *Int J Biomater*. 2014;2014:461534.

Moyen BJ, Lahey Jr PJ, Weinberg EH, Harris WH. Effects on intact femora of dogs of the application and removal of metal plates. A metabolic and structural study comparing stiffer and more flexible plates. *J Bone Joint Surg Am*. 1978;60:940-947.

Mullen L, Stamp RC, Brooks WK, Jones E, Sutcliffe CJ. Selective Laser Melting: a regular unit cell approach for the manufacture of porous, titanium, bone in-growth constructs, suitable for orthopedic applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;89:325-334.

Murr LE, Amato KN, Li SJ, Tian YX, Cheng XY, Gaytan SM, Martinez E, Shindo PW, Medina F, Wicker RB. Microstructure and mechanical properties of open-cellular biomaterials prototypes for total knee replacement implants fabricated by electron beam melting. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4:1396-1411.

Murr LE, Gaytan SM, Medina F, Lopez H, Martinez E, Machado BI, Hernandez DH, Martinez L, Lopez MI, Wicker RB, Bracke J. Next-generation biomedical implants using additive manufacturing of complex, cellular and functional mesh arrays. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci*. 2010;368:1999-2032.

Nie L, Zhan Y, Hu T, Chen X, Wang C. β-type Zr-Nb-Ti biomedical materials with high plasticity and low modulus for hard tissue replacements. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;29:1-6.

Niinomi M, Nakai M, Hieda J. Development of new metallic alloys for biomedical applications. *Acta Biomater*. 2012;8:3888-3903.

Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008;1:30-42.

Niu W, Bai C, Qiu G, Wang Q. Processing and properties of porous titanium using space holder technique. *Mater Sci Eng A*. 2009;506:148-151.

Oh IH, Nomura N, Masahashi N, Hanada S. Mechanical properties of porous titanium compacts prepared by powder sintering. *Scripta Mater* 2003;49:1197-1202.

Otsuki B, Takemoto M, Fujibayashi S, Neo M, Kokubo T, Nakamura T. Pore throat size and connectivity determine bone and tissue ingrowth into porous implants: three-dimensional micro-CT based structural analyses of porous bioactive titanium implants. *Biomaterials.* 2006;27:5892-5900.

Parthasarathy J, Starly B, Raman S, Christensen A. Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). *J Mech Behav Biomed Mater*. 2010;3:249-259.

Parthasarathy J, Starly B, Raman S. A design for the additive manufacture of functionally graded porous structures with tailored mechanical properties for biomedical applications. *J Manuf Process*. 2011;13:160-170.

Pillar RM. P/M processing of surgical implants: sintered porous surfaces for tissue-to-implant fixation. *Int J Powder Metallurgy.* 1998;34:33-46.

Pillar RM. Porous-surfaced metallic implants for orthopaedic applications. *J Biomed Mater Res-Appl Biomater.* 1987;21:1-33.

Ponader S, von Wilmowsky C, Widenmayer M, Lutz R, Heinl P, Körner C, Singer RF, Nkenke E, Neukam FW, Schlegel KA. In vivo performance of selective electron beam-melted Ti-6Al-4V structures. *J Biomed Mater Res A.* 2010;92:56-62.

Rao X, Chu CL, Zheng YY. Phase composition, microstructure, and mechanical properties of porous Ti-Nb-Zr alloys prepared by a two-step foaming powder metallurgy method. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;34:27-36.

Ryan G, Pandit A, Apatsidis DP. Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials*. 2006;27: 2651-2670.

Ryan GE, Pandit AS, Apatsidis DP. Porous titanium scaffolds fabricated using a rapid prototyping and powder metallurgy technique. *Biomaterials*. 2008;29:3625-3635.

Sallica-Leva E, Jardini AL, Fogagnolo JB. Microstructure and mechanical behavior of porous Ti-6Al-4V parts obtained by selective laser melting. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;26:98-108.

Santos E, Osakada K, Shiomi M, Morita M, Abe F. Fabrication of titanium dental implants by selective laser melting. *Proc SPIE – Int Soc Opt Eng.* 2004;5662:268-273.

Sobral JM, Caridade SG, Sousa RA, Mano JF, Reis RL. Three-dimensional plotted scaffolds with controlled pore size gradients: Effect of scaffold geometry on mechanical performance and cell seeding efficiency. *Acta Biomater.* 2011;7:1009-1018.

Takemoto M, Fujibayashi S, Neo M, Suzuki J, Matsushita T, Kokubo T, Nakamura T. Osteoinductive porous titanium implants: effect of sodium removal by dilute HCl treatment. *Biomaterials*. 2006;27: 2682-2691.

Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, MacchiA, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater.* 2008;24:1525-1533.

van Bael S, Chai YC, Truscello S, Moesen M, Kerckhofs G, Van Oosterwyck H, Kruth JP, Schrooten J. The effect of pore geometry on the in vitro biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted Ti6Al4V bone scaffolds. *Acta Biomater*. 2012;8:2824-2834.

van der Stok J, Van der Jagt OP, Amin Yavari S, De Haas MF, Waarsing JH, Jahr H, Van Lieshout EM, Patka P, Verhaar JA, Zadpoor AA, Weinans H. Selective laser melting-produced porous titanium scaffolds regenerate bone in critical size cortical bone defects. *J Orthop Res*. 2013;31:792-799.

Warnke PH, Douglas T, Wollny P, Sherry E, Galonska S, Becker ST, Springer IN, Wiltfang J, Sivananthan S. Rapid prototyping: porous titanium alloy scaffolds produced by selective laser melting for bone tissue engineering. *Tissue Engineering Part C: Methods.* 2009;15:115-124.

Wen CE, Mabuchi M, Yamada Y, Shimojima K, Chino Y, Asahina T. Processing of biocompatible porous Ti and Mg. *Scripta Mater.* 2001;45:1147-1153.

Wohler T. Wohlers Report 2013. Wohler's Associates Inc. 2013, pp. 23-52.

Wu SH, Li Y, Zhang YQ, Li XK, Yuan CF, Hao YL, Zhang ZY, Guo Z. Porous titanium-6 aluminum-4 vanadium cage has better osseo-integration and less micromotion than a poly-ether-ether-ketone cage in sheep vertebral fusion. *Artif Organs*. 2013;37:E191-201.

Xiao D, Yang Y, Su X, Wang D, Sun J. An integrated approach of topology optimized design and selective laser melting process for titanium implants materials. *Biomed Mater Eng*. 2013;23:433-445.

Xiong Y, Qian C, Sun J. Fabrication of porous titanium implants by three-dimensional printing and sintering at different temperatures. *Dent Mater J*. 2012;31:815-820.

Xue W, Krishna BV, Bandyopadhyay A, Bose S. Processing and bio-compatibility evaluation of laser processed porous titanium. *Acta Biomater*. 2007;3:1007-1018.

Yang J, Cai H, Lv J, Zhang K, Leng H, Sun C, Wang Z, Liu Z. In vivo study of a self-stabilizing artificial vertebral body fabricated by electron beam melting. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2014;39:E486-492.

Yavari SA, Wauthle R, van der Stok J, Riemslag AC, Janssen M, Mulier M, Kruth JP, Schrooten J, Weinans H, Zadpoor AA. Fatigue

behavior of porous biomaterials manufactured using selective laser melting. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2013; 33:4849-4858.

Yook SW, Jung HD, Park CH, Shin KH, Koh YH, Estrin Y, Kim HE. Reverse freeze casting: a new method for fabricating highly porous titanium scaffolds with aligned large pores. *Acta Biomater*. 2012;8: 2401-2410.

Yook SW, Kim HE, Koh YH. Fabrication of porous titanium scaffolds with high compressive strength using camphene-based freeze casting. *Mater Lett*. 2009;63:1502-1504.

Zein I, Hutmacher DW, Tan KC, Teoh SH. Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications. *Biomaterials*. 2002;23:1169-1185.

Zhao D, Chang K, Ebel T, Qian M, Willumeit R, Yan M, Pyczak F. Microstructure and mechanical behavior of metal injection molded Ti-Nb binary alloys as biomedical material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;28:171-182.

문두환. 3D 프린팅 기술의 응용 분야별 주요 성능 요소. *한국 CAD/CAM학회지*. 2013:19:19-23.

박찬, 김명훈, 홍성무 고정상, 신보성. 3D 프린팅 방식의 적층방향에 따른 시제품의 기계적 특성 비교에 관한 연구. *한국생산제조시스템학회지*. 2015;24:334-341.

백상흠. 3D 프린팅의 다양한 신공정 기술 및 특징 소개. *공업화학전망*. 2015;18:2-10.

오윤정, 석수황, 이상혁, 김광만, 권재성, 임범순. 3D 프린팅법으로 제조한 티타늄 시편을 물성 평가. *대한치과재료학회지*. 2016;43:29-42.

-ABSTRACT-

Effect of pore fractions on the mechanical properties of titanium specimens prepared by selective laser sintering

Yun-Jeong Oh, *D.D.S., M.S.D.*

Department of Dental Biomaterials Science,
Graduate School, Seoul National University.
(Directed by Prof. ***Bum-Soon Lim****, Ph.D.)*

Titanium and its alloys are promising materials used for bone implants because of their unique properties such as high specific strength, excellent biocompatibility and corrosion resistance. Unfortunately, the mechanical incompatibility between solid titanium and human bone has limited their applications. The mismatch in Young's modulus between titanium implant and human bone may lead to bone resorption and implant loosening associated with the "stress shielding" effect. Porous structure in titanium is favored to decrease Young's modulus by increasing porosity, which can solve problems associated with the "stress shielding" effect. In addition, porous titanium can promote the transport of body fluid and stimulate bone ingrowth, which is helpful to improve the fixation of implants to the bone. The use of 3D printing for dental implant gives greater design freedom than conventional manufacturing techniques and also allows us to combine solid and porous sections for optimum strength and biological performance. The purpose of this study was to evaluate the effects of porosity of the porous titanium implant on the shear compressive properties.

Cylinder-shaped (6 ㎜ × 15 ㎜) 3D printing specimens with five different porosity (0, 10, 20, 30, and 40 %) were fabricated by the selective laser sintering (SLS) method using Ti-6Al-4V alloy powders. Specimen sandblasted subsequent to machining of Ti-6Al-4V alloy was used as control. Twenty specimens were prepared in each experimental group. Porous titanium specimens were characterized by density measurement, micro-CT scan and SEM analysis. The shear compressive properties (yield strength, modulus) of experimental groups were also investigated. Data were analyzed with ANOVA (α = 0.05), Tukey multiple comparisons test (WINKS 4.62), and Weibull analysis. Following results were observed.

1. Density of porous titanium specimens was decreased with increasing porosity which may produce the large amount of closed pores.
2. Some internal and external flaws in porous specimens were observed by micro-CT scan, and it may cause the large scattered data in mechanical test.
3. Ductility of titanium implant fabricated by 3D printing was significantly reduced with increase of porosity. Solid core addition to the porous implants did not give any positive effect on the mechanical properties.
4. Shear compressive strength of experimental groups with 10% porosity was much lower than those with 0 % porosity (reduction by about 50 %), but there were almost no significant differences between 30 % porosity and 40 % porosity in the shear compressive strength of porous specimens.
5. As 10 % porosity could not reduce the shear compressive modulus sufficiently, so more than 30 % porosity was necessary for porous titanium specimens to get proper low modulus.

Key Words: 3D printing, selective laser sintering (SLS), titanium implant, porosity, mechanical properties

Student Number: 2011-30687