

## SLM법으로 매크로 육각다공질 구조를 부여한 치과 임플란트의 역학 분석

김 부 섭, 최 성 민

부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

## Mechanical Analysis of Macro-Hexagon Porous Dental Implant Using Selective Laser Melting Technique

Bu-Sob Kim, Sung-Min Choi

College of Health Science, Catholic University of Pusan

### [Abstract]

**Purpose:** In this study, FEM(Finite Element Method) and bending strength test was conducted using normal implant and porous implant for the mechanical estimation of porous dental implant made by SLM method.

**Methods:** Mechanical characteristics of PI(porous implant) and NI(normal implant) applied distributed loads(200N, 500N) were observed through FEM analysis. And each bending strength was gotten through bending test using MTS(Mechanical Test System, Instron 8871).

**Results:** The result of FEM analysis was observed that stress difference between upper and surface of PI was 12 times, while NI was 2 times. The result of bending test was observed that bending strength of PI was lower than NI. we made a decision about this result that cross-sectional area of NI was larger than the PI.

**Conclusion:** The stress shielding ability of porous implant was better than normal implant through result of FEM analysis. And bending strength of porous implant was lower than NI. We think that cause of this result was difference of cross-sectional area.

○Key words : SLM, dental implant, mechanical analysis, macro-hexagon porous dental implant

교신저자	성명	최 성 민	전화	051-510-0823	E-mail	smchoi@cup.ac.kr	
	주소	부산광역시 금정구 부곡동 부산가톨릭대학교 치기공학과					
접수일	2011. 2. 22		수정일	2011. 3. 7		확정일	2011. 3. 21

## I. 서론

치과 임플란트는 결손된 치아의 복원을 위하여 골조직에 인공소재의 임플란트를 식립하는 치료방법이다. 이러한 임플란트는 1960년대 확립된 골융합(osseointegration)의 개념으로 인하여 골조직에 식립된 임플란트의 골융합 정도가 임플란트의 중요한 평가요소가 되었다(Hobo et al, 1989).

임플란트의 개발 초기에는 단순한 기계적 가공형태로 표면처리가 되어있지 않는 임플란트가 사용되었다. 그러나 임플란트의 표면상태가 골융합 과정에 영향을 미치는 요소로 보고되면서 표면처리에 대한 연구가 활발해지기 시작하였다(Denissen, 1990). 기계적으로 가공된 임플란트에 표면처리를 실시한 임플란트가 개발되었으며, 이러한 임플란트는 금속소재인 임플란트 표면에 표면적의 증가와 골융합을 높이기 위하여 수산화인염을 코팅하는 방식으로 제작되었다. 그러나 수산화인염의 코팅표면은 초기에는 골융합이 높으나 장기간 관찰시 코팅물질이 용해되거나 박리되어 주위조직에 문제를 야기한다고 보고되었다(황하준, 2003; Oonishi et al, 1989).

임플란트에 타종의 소재로 코팅하는 방식에서 발생하는 문제로 인하여 근래에는 임플란트의 소재 자체에 표면처리를 하여 동종소재를 활용한 표면처리법이 사용되고 있다. 이러한 표면처리는 기계적으로 가공된 임플란트 표면에 산화티타늄이나, 알루미늄을 분사하여 조도를 높이고 표면부식을 통하여 미세 다공질( $\mu\text{m}$  unit)을 형성하는 표면부식방식과(최귀현, 2003) 티타늄의 임플란트에 양극산화를 통하여 복잡한 구조의 미세 다공질을 형성하는 양극산화방식이 대표적 미세 다공질 표면처리 방식이다. 미세 다공질의 표면은 미세기공으로 인하여 골세포의 흡착과 분화를 유도할 수 있으며, 기공내부에 생체활성의 골성장 인자를 포함시켜 보다 우수한 골융합을 이루게 하는 것으로 보고되었다(Gottlander and Albrektsson, 1991; Gottlander and Albrektsson 1992; Buser et al,

1990).

미세 다공질의 임플란트는 형성된 다공질의 크기와 형태가 중요한 요소이다. 현재 사용하고 있는 표면부식방법과 양극산화방법은 표면의 산화층에 형성되는 미세 다공질 표면으로 금속의 고유 산화층을 증대시킨 형태이다. 이러한 미세 다공질의 표면적은 약 15~25% 부피를 가진 것을 사용하고 있으며, 적용범위에 따라 미세 다공질을 조절하여 사용하고 있다(Li et al, 2006).

임플란트의 골융합을 증진시키기 위한 다공질 구조는 치과 임플란트 뿐 아니라 정형외과에서 사용하고 있는 임플란트인 scaffold에서도 사용하고 있다. 정형외과용 scaffold는 손상된 골조직의 remodeling을 위하여 사용하는 것으로 macro 다공질(mm unit) 구조에 내부까지 미세 다공질로 형성되어 골조직이 macro 다공질 내부까지 성장하여 들어가 골조직을 재생하는 방식이다(Traini et al, 2008). 정형외과에서 사용하는 scaffold는 일반적으로 macro 다공질 구조를 형성하기 용이한 세라믹 소재를 사용하고 있다. 하지만 세라믹 소재의 기계적 특성으로 인하여 높은 강도를 요구하는 적용범위에는 사용이 제한적이다. 그래서 적용범위에 따라 기계적인 강도가 우수한 금속소재의 scaffold가 연구개발 되어 사용하고 있다. 근래 개발된 금속소재의 scaffold는 paste 형태의 금속분말을 적층하여 소결하는 방법이 개발되었으나 체적의 변화와 구조의 변형의 문제점이 있었다. 하지만 최근 3차원 구조의 금속을 가공할 수 있는 레이저 선택용융가공법(Selective Laser Melting, SLM)이 소개되면서 macro 다공질을 형성할 수 있게 되었다(Traini et al, 2008; Wen et al, 2001).

이상의 미세 다공질 치과 임플란트와 정형외과의 scaffold의 골융합은 유사한 기전을 가지고 있다. 다공질로 설계된 임플란트는 표면의 조건과 형상으로 인하여 골융합을 향상시킬 수 있으며, 다공질의 구조는 설계형상에 따라 자체적 응력차폐(stress shielding)현상이 발생하여 식립된 골조직에 응력을 조절할 수 있다.

그래서 본 연구자는 치과의 미세 다공질 임플란트와 정형외과의 macro 다공질 scaffold의 기전을 접목하여 보다 우수한 골융합을 가질 수 있는 다공질 임플란트를 설계하여 제시하고자 한다.

본 연구에서는 선행연구를 통하여 취득한 결과를 이용하여 골융합이 우수한 scaffold의 형상을 가지는 다공질 임플란트를 CAD (Computer Aided Design)를 이용하여 설계하고, 설계된 다공질 임플란트를 유한요소법(Finite Element Method, FEM)으로 3차원 구조상의 역학적 분석을 실시하고 설계된 다공질 임플란트를 티타늄소재를 이용하여 SLM법으로 제작하여 만능시험기로 굽힘강도 시험을 통한 역학적 분석을 실시하여 다공질 임플란트의 역학적 평가를 하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 실험 재료

#### 1) 유한요소 설계

임플란트의 유한요소에 의한 비교분석을 위하여 다공질 임플란트와 일반적인 형태의 임플란트를 이용하여 설계시편을 준비하였다. 다공질 임플란트의 설계는 선행연구를 통하여 얻어진 결과를 이용하여 다공질의 형태와 크기를 설정하였다. 설계된 다공질 임플란트의 형태는 직경 5mm, 길이 12mm의 screw type의 외형에 직경이 1mm의 육각다공질을 형성하였다. 그리고 일반적인 형태의 임플란트는 육각다공질 임플란트에서 다공질을 제외하여 설계하였다(Fig. 1).

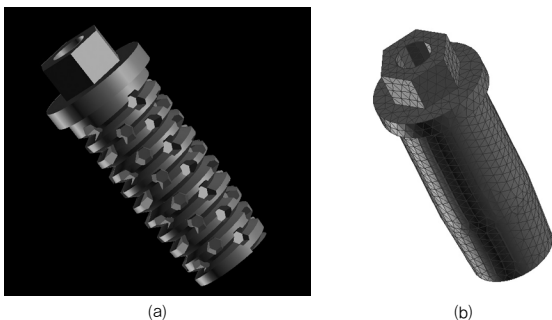


Fig. 1. 3D image of specimens, a: macro porous implant, b: normal implant.

#### 2) 굽힘강도시험 시편

임플란트의 굽힘강도시험에 의한 비교분석을 위하여 육각다공질 임플란트와 일반적인 형태의 임플란트를 이용하여 임플란트 시편을 준비하였다. 육각다공질 임플란트는 설계를 통한 자료를 이용하여 Ti합금 분말(Ti-6Al-7Nb powder type. MTT, Germany)로 제작하였으며, 일반적인 형태의 임플란트는 직경 5mm의 wide type 임플란트(USII Plus implant, OSSTEM, Korea)를 준비하였다(Fig. 2).

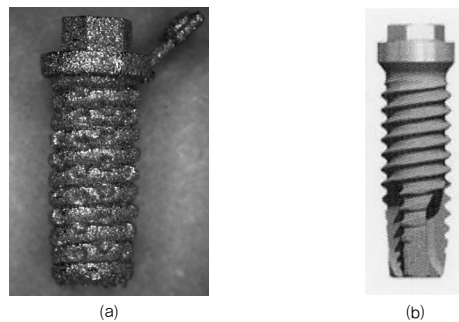


Fig. 2. Implant specimens, a: SLM implant, b: USII implant.

### 2. 실험 방법

#### 1) 유한요소분석

육각다공질의 임플란트와 일반적인 형태의 임플란트를 유한요소분석을 실시하였다. 준비된 설계시편에 티타늄의 탄성계수(116GPa)와 푸아송비(0.32)를 물성치로 적용하였다. 3차원 유한요소 역학분석에서의 외력분석을 위하여 외부하중은 시편의 상부면에서 하부로 수직 하중방향을 설정하였고, 하중은 시편 상부면의 절점들에 분산한 분포하중을 설정하였다. 그리고 하중은 일반적으로 치아 하나에 받는 하중범위를 감안하여 200N과 500N을 설정하여 수직으로 분포하중을 주었다. 하중에 의한 구속조건은 육면체의 최하단면의 절점 전체에 6방향의 자유도를 구속시켜 이동 및 회전이 없도록 하였다. 그리고 외부 하중 시 각 모델의 하중 조건에 따른 시편 내 최대 응력(von mises stress) 값의 크기와 위치를 분석하여 응력 값의 분포를 색깔로 나타내었다(Table 1)(Fig. 3).

Table 1. Classification of Finite Element Method analysis specimens

Specimens	Force(N)	Implant type
PI200	200	Macro-Porous implant
PI500	500	
NI200	200	Normal implant
NI500	500	

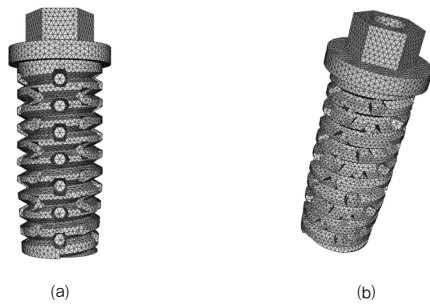


Fig. 3. Selection of mesh, a: porous implant, b: normal implant.

2) 굽힘강도시험

육각다공질의 임플란트(PI)와 일반적인 형태의 임플란트(NI)의 역학적 분석을 위하여 굽힘강도시험을 실시하였다. 굽힘강도시험은 만능시험기(Instron 8871, USA)를 사용하여 90도 굽힘강도 시험을 실시하였다. 시험은 각 시편 5개를 이용하였으며, 시편을 하부 jig에 고정하고 상부 jig를 1mm/sec의 속도로 수직으로 하중을 가하여 시편이 파절될 때의 최대 하중값을 측정하였다(Table 2)(Fig. 4).

Table 2. Classification of bending strength test specimens

Specimens	n	Implant type
PI	5	Macro-Porous implant
NI	5	Normal implant

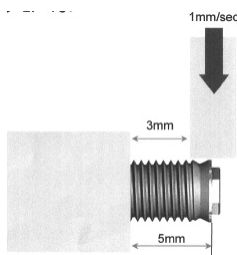


Fig. 4. Diagram of bending test.

III. 결 과

1. 유한요소분석

육각다공질의 임플란트와 일반적인 형태 임플란트의 유한요소분석을 실시하였다. 그 결과 200N의 분포하중을 가한 PI200시편의 상부(upper)에서 최대응력 62.58MPa이 그리고 표면(surface)에서 최대응력 5.21MPa이 측정되었으며, PI500시편의 상부에서는 최대응력 156.40MPa이 그리고 표면에서는 최대응력 13.04MPa이 측정되었다. 그리고 NI200시편의 상부에서 최대응력 13.30MPa이 그리고 표면에서 최대응력 6.01MPa이 측정되었으며, NI500시편의 상부에서는 최대응력 33.25MPa이 그리고 표면에서는 최대응력 17.05MPa이 측정되었다(Table 3).

Table 3. Von mises stress of implant specimens (Unit: MPa)

specimens	section	Maximum stress	
		upper	surface
PI200		62.58	5.21
PI500		156.40	13.04
NI200		13.30	6.01
NI500		33.25	17.05

2. 굽힘강도시험

육각다공질의 임플란트와 일반적인 형태 임플란트의 굽힘강도시험을 실시하였다. 그 결과 PI시편의 파절강도는 평균 1,280(±251)N이며 NI시편의 파절강도는 평균 2,674(±60)N이 측정되었으며, 시편군 간에 유의차(p<0.05)를 관찰할 수 있었다(Table 4)(Fig. 5)(Fig. 6).

Table 3. Von mises stress of implant specimens (Unit: MPa)

	1	2	3	4	5	Aver.	SD
PI	1,650	1,140	1,120	1,012	1,250	1,288	251
NI	2,750	2,710	2,620	2,684	2,607	2,674	60

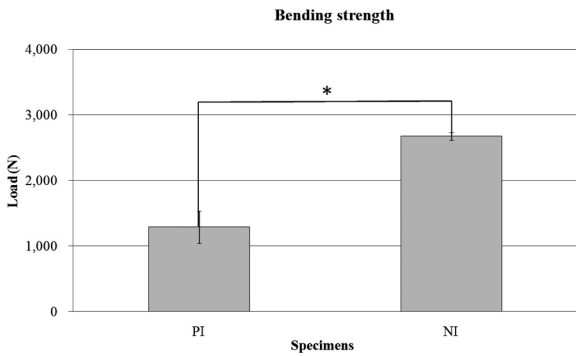


Fig. 5. Bending fracture strength.

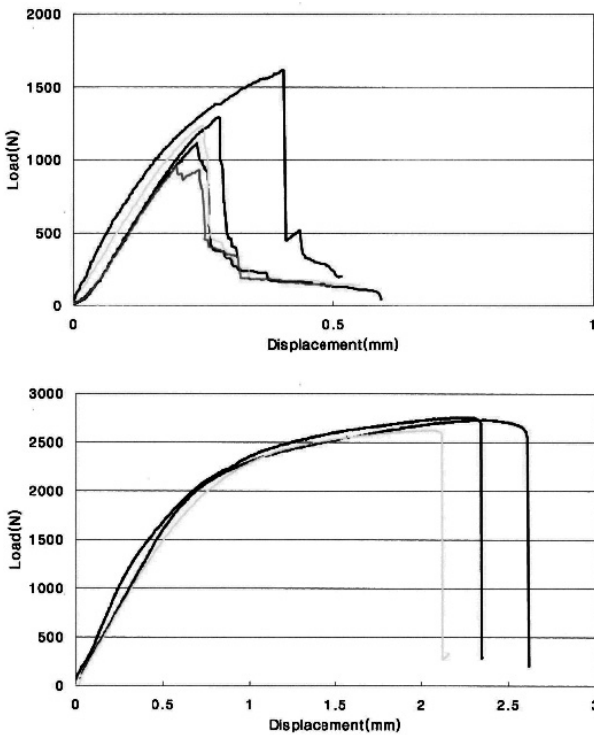


Fig. 6. load-displacement diagram for bending test.

굽힘강도시험을 실시 후 파절된 시편의 형상을 관찰한 결과 PI시편은 굽힘이 없는 파절형상을 보였으며, NI시편은 굽힘이 있는 파절형상을 보였다(Fig. 7).

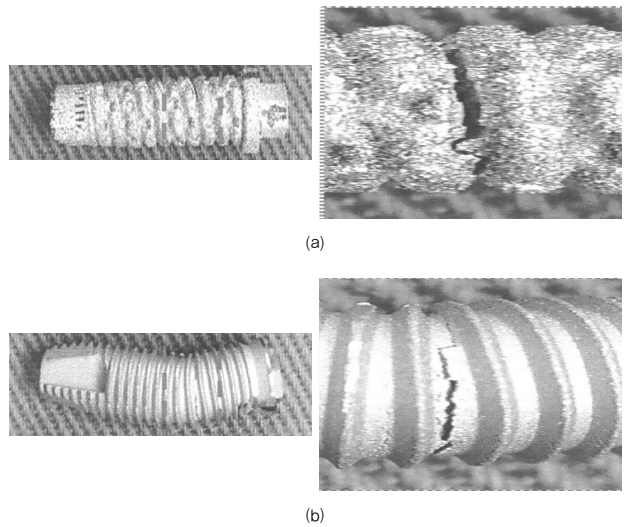


Fig. 7. Fracture shape type. a : PI, b : NI

#### IV. 고 찰

육각다공질 임플란트의 역학적 비교분석을 위하여 유한요소분석과 굽힘강도시험을 실시하였다. 유한요소분석은 분포하중에 의한 최대응력을 상부와 표면에서 측정하였다. 상부의 최대응력은 하중에 의한 직접적인 영향을 받는 부분이며, 표면은 하중에 의한 임플란트의 응력전달을 관찰할 수 있다. 응력전달은 저작에 의한 하중이 임플란트를 통하여 치조골에 얼마나 응력을 가하게 되는지 평가할 수 있다(임정열 등 2010). 유한요소분석 결과에서 육각다공질 임플란트 시편군인 PI200시편에서 상부의 최대응력이 표면에 비하여 약 12배가 높게 나타났으며, PI500시편에서의 상부의 최대응력이 표면에 비하여 약 12배가 높게 나타났다. 그리고 일반적인 임플란트 시편군인 NI200시편에서 상부의 최대응력이 표면에 비하여 약 2배가 높게 나타났으며, NI500시편에서의 상부의 최대응력이 표면에 비하여 약 2배가 높게 나타났다. 이러한 결과는 PI200시편과 PI500시편이 NI200시편과 NI500시편에 비하여 응력차폐가 약 10배 높은 것으로 평가할 수 있다. 그래서 육각다공질의 임플란트가 일반형태의 임플란트에 비하여 응력차폐가 우수하다는 것으로 판단된다. 저작에 의하여 발생된 응력이 임플란트에서 조절이 되지 않으면 임플란트가 식립된 골조직의 응력집중현상이 일어나고

과도한 응력은 골융합을 저해할 수 있다(임정열 등, 2010; Akca, 2008; Bozkaya Muftu, 2004)는 보고를 토대로 본 연구결과를 분석하였을 때 응력차폐가 우수한 육각다공질 임플란트가 골융합에 도움을 주는 설계형상인 것으로 판단된다.

굽힘강도시험을 통하여 임플란트의 파절강도를 관찰한 결과 육각다공질 임플란트인 PI시편의 파절강도가 일반적인 임플란트인 NI시편의 파절강도 보다 낮게 측정되었다. 하지만 파절강도 그래프에서 변위에 의하여 증가하는 하중의 기울기가 PI시편과 NI시편이 동일한 것으로 관찰되어 두 시편이 동일한 기계적 특성을 가지는 것으로 판단된다. 다공질이 임플란트 내부에 존재한다면 이 자체가 파절의 응력집중처(stress raiser)가 되어 결합주위에서의 응력을 증폭시킬수 있어서 강도가 낮게 나오는 원인으로 볼수 있겠으나 본 실험에서의 육각형 다공질은 외부표면에 부여하였으므로 이와는 달리 해석된다. 즉 파절강도의 차이를 분석하였을 때 동일한 소재와 동일한 길이지만, 직경이 5mm인 원형의 NI시편 단면과 직경이 5mm이나 육각다공질로 인하여 톱니바퀴 형태인 PI시편 단면은 단면적의 차이로 인해, NI시편이 PI시편의 단면적 보다 크기 때문에 파절강도의 차이가 나타나는 것으로 사료된다.

## V. 결 론

본 연구에서는 SLM법으로 가공하여 육각다공질로 설계된 임플란트의 역학적 평가를 위하여 일반형태의 임플란트와 육각다공질 임플란트를 이용하여 유한요소분석과 굽힘강도시험을 실시하였다. 그 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 유한요소분석에서 육각다공질의 임플란트가 일반형태의 임플란트에 비하여 응력차폐(stress shielding)가 우수한 것으로 나타났다.
2. 굽힘강도시험에서 육각다공질의 임플란트가 일반형태의 임플란트에 비하여 파절강도가 낮은 것은 단면적의 차이인 것으로 판단된다.

## 참 고 문 헌

- 강후원. CAD/CAM 및 카피밀링을 이용하여 제작한 전부 도재 고정성 가공의치의 파절강도 및 변형 특성에 관한 연구. 전남대학교 대학원 치의학과, 치의학 박사학위 논문, 2007.
- 임정열, 조진현, 조광현. 임플란트 경부 디자인이 치밀골의 응력에 미치는 영향. 대한치과기보철학회지, 제 48권, 제3호, 224-231, 2010.
- 임정열, 조진현, 조광현. 임플란트 경부 미세나사 디자인이 치밀골의 스트레인에 미치는 영향. 대한치과기보철학회지, 제48권, 제3호, 215-223, 2010.
- 최귀현. 임플란트의 표면조도가 골융합에 미치는 영향. 경희대학교 대학원, 치의학석사학위논문, 2003.
- 황하준. 임플란트 표면처리에 따른 골융합의 차이. 경희대학교 대학원 치의학과, 치의학석사학위논문, 2003.
- Akca K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 28, 391-399, 2008.
- Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*, 2, 523-530, 2004.
- Blatz MB. Long Term Clinical Success of All Ceramic Posterior Restorations. *Quintessence Int*, 33(6), 415-426, 2002.
- Buser D, Warrer K, Karring T, Stich H. Titanium implants with a true period-ontal ligament; An alternative to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5, 113-116, 1990.
- Denissen HW, Kalk W, Nieuport HM, Maltha JC, Hoofe A. Mandibular bon response to plasma sprayed coatings of hydroxapatite. *Int J Prosthodont*, 3, 55-58, 1990.

- Engquist B, Astrand P, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Grondahl K. Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Branemark system implants. *Clinic Oral Implants Res*, 13, 30–37, 2002.
- Gottlander M, Albrektsson T. A Histomorphometric study of unthreaded hydroxyapatite coated and titanium coated implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7, 485–490, 1992.
- Gottlander M, Albrektsson T. A Histomorphometric studies of hydroxyapatite coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6, 399–404, 1991.
- Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Quintessence Co, 21–32, 1989.
- Li JP, Wijn JR, Blitterswijk CA, Groot K. Porous Ti6Al4V scaffold directly fabricating by rapid prototyping: Preparation and in vitro experiment. *Biomaterials*, 27, 1223–1235, 2006.
- Oonishi H, Yamamoto M, Ishimura H, Tsuji E, Kushitani S, Aono M, Ukon Y. The Effect of Hydroxyapatite coating on Bone Growth into porous titanium alloy implants. *J Bone Joint Surg*, 71–B, 213–216, 1989.
- Traini C, Mangano RL, Sammons F, Mangano A, Macchi AP. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dental Materials*, 24, 1525–1533, 2008.
- Wen CE, Mabuchi M, Yamada Y, Shimojima K, Chino Y, Asahina T. Processing of biocompatible porous Ti and Mg. *Scripta Materialia*, 45, 1147–1153, 2001.