

공극률에 따른 다공성 타이타늄 임플란트의 기계적 특성

김 영 훈

원광보건대학교 치기공과

Mechanical properties of the porous Ti implants according to porosity

Yung-Hoon Kim

Department of Dental Laboratory Technology, Wonkwang Health Science University

[Abstract]

Purpose: This study was performed to investigate mechanical properties of the porous Ti implants according to porosity. Porous Ti implant will be had properties similar to human bone such as microstructure and mechanical properties.

Methods: Porous Ti implant samples were fabricated by sintering of spherical Ti powders(below 25 μm , 25~32 μm , 32~38 μm , and 38~45 μm) in a high vacuum furnace. Specimen's diameter and height were 4 mm and 40 mm. Surface and sectional images of porous Ti implants were evaluated by scanning electron microscope(SEM). Porosity and average pore size were evaluated by mercury porosimeter. Young's modulus and tensile strength were evaluated by universal testing machine(UTM).

Results: Porosity of Implant was increased according to larger particle size of the powder. Boundary portions of particles are sintered fully and others portions were formed pore. Young's modulus was decreased by formed porous structure. Tensile strength was decreased according to larger the particle size of the powder, but higher than human bone.

Conclusion: If prepared by adjust the porosity of the porous Ti implant will be able to resolve the stress shielding phenomenon.

Key words : implant, porous, sintering, titanium, mechanical property

교신저자	성명	김 영 훈	전화	063-840-1244	E-mail	kimyh@wu.ac.kr	
	주소	전북 익산시 익산대로 514 원광보건대학교 치기공과					
접수일	2015. 4. 6		수정일	2015. 5. 30		확정일	2015. 6. 22

I. 서 론

기존의 치과 보철치료의 관행은 결손된 치아의 인접치를 사용하는 것이었지만 골내 임플란트에 대한 혁신적인 개발과 도전으로 성공률이 크게 호전되어 오늘날의 임플란트는 외상이나 치주질환 등에 의한 골 손실 부위에 광범위하게 적용되고 있다(Lee et al, 2010). 이러한 체내 식립용 임플란트의 재료로는 기계적 특성이 뛰어나고 생체적합성이 우수한 타이타늄(cp Ti) 또는 타이타늄계 합금이 가장 많이 사용되고 있다(Long M, Rack HJ, 1998). 골 유착(ossteointegration)의 개념이 확립되던 초기에는 매끈한 표면의 타이타늄을 그대로 사용하였으나 최근까지 표면처리에 대한 연구가 지속되고 있으며, 인간의 뼈와 생물학적 고정에 있어서 임플란트의 표면 양상은 다공성표면이 유리하다고 하였다(Nishiguchi et al, 2001). Jo 등의 연구에서 다공성 표면은 골과의 결합을 위한 표면적을 증가시키고 뼈가 자라 들어갈 수 있는 공간을 부여하여 상호 결합력을 더욱 증진시킬 수 있다고 하였다(Jo et al, 2007).

생체재료로 사용되는 금속재료 중에 타이타늄과 타이타늄계 합금이 가장 많이 사용되는 이유는 기계적 특성이 우수하고 부식저항성과 생체적합성이 높다는 것이지만 한 가지 큰 문제점은 탄성계수(Modulus of elasticity)의 불일치 이다(Oh et al, 2003). Oh 등의 연구에서 인간의 뼈는 10~30 GPa 이며 타이타늄 임플란트는 110 GPa 이라고 보고하였다. 이렇게 탄성계수가 10배 이상 차이가 나면 골과 임플란트의 계면에서 기계적 하중의 집중 현상이 일어나는 응력차폐(stress shielding) 현상이 발생하게 되며 주변의 골 조직은 흡수되어 임플란트의 실패를 가져오게 된다(Sumner et al, 1998). 이러한 문제를 개선할 수 있는 방법으로 Oh 등은 타이타늄 임플란트를 다공체로 제조하여 탄성계수를 낮추는 반면 기공 내부로 골 모세포가 침투하여 성장할 수 있는 방법을 제시하였으며(Oh et al, 2002), Takemoto 등은 임플란트를 다공성 재료로 제조하였을 때 기계적 특성을 적절히 조절할 수 있다고 하였다(Takemoto et al, 2005).

이에 본 연구에서는 공극률 조절만으로 쉽게 탄성계수를 변화시킬 수 있는지 확인하기 위해 45 μm 이하의 크기

별 타이타늄 구형 분말을 이용하여 다공성 타이타늄 임플란트를 제조한 후 공극률에 따라 인장강도 및 탄성계수가 어떻게 변화하는지 비교 실험 하였다. 또한 목적하는 공극률을 부여하기 위해 적절한 다공성 타이타늄 임플란트 제조방법을 제시하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 다공성 타이타늄 임플란트 시편 제조

45 μm 이하 구형의 순수 타이타늄(cp Ti, Gr. II) 분말(TLS Technik, Germany)을 체로 분급하여 25 μm 이하, 25~32 μm , 32~38 μm , 그리고 38~45 μm 의 4가지 크기 분포로 분류하였다. 각 크기별 분말은 내경이 4 mm인 석영(quartz)관에 40 mm 높이까지 채우고 고진공(10~7torr) 전기로에서 5 $^{\circ}\text{C}/\text{min}$ 의 승온속도로 900 $^{\circ}\text{C}$ 까지 온도를 상승시켜 2시간 동안 유지시킨 다음 전기로 내에서 서냉하여 가소결체를 제조한 후 석영관에서 시편을 분리하고 다시 고진공 전기로에서 5 $^{\circ}\text{C}/\text{min}$ 의 승온속도로 1200 $^{\circ}\text{C}$ 까지 온도를 상승시켜 2시간 동안 유지하는 방법을 사용하여 분말의 크기별로 각각 8개의 시편을 제작하였다. 소결된 다공성 타이타늄 임플란트의 표면과 임플란트 내부에 형성된 기공의 단면 양상은 주사전자현미경(S-4700, HITACHI, Japan)으로 관찰하였다.

2. 공극률 및 기계적 특성

각각의 크기별로 제조된 다공성 타이타늄 임플란트 시편들의 평균 기공크기 및 공극률은 수은 주입에 의한 공극률 측정기(Auto PoerIV, Micromeritics, USA)를 사용하여 확인하였으며, 기계적 특성은 ISO 22674에 따라 만능 강도 시험기(3367, Instron, USA)를 사용하여 크기별로 제조된 6개의 시편에 대해 각각 측정하고 평균하였다.

III. 결 과

〈Fig. 1〉은 25 μm 이하, 〈Fig. 2〉는 25~32 μm , 〈Fig. 3〉은 32~38 μm , 그리고 〈Fig. 4〉는 38~45 μm 크기의 분말

을 이용하여 소결된 다공성 타이타늄 임플란트 시편의 표면과 단면 양상이다. 구형 분말 입자들의 경계에서는 서로 소결 반응이 일어나 neck을 형성하고 있었으며 인접하지 않은 부분에서는 기공의 상태를 유지하고 있는 것을 확인할 수 있었다. 또한 사용한 분말의 입자크기가 커질수록 기공의 수는 감소하고 기공의 크기는 증가하는 양상

을 나타내었다. <Fig. 5>는 다공성 타이타늄 임플란트 (38~45 μm)를 증류수에 침지한 모습의 사진으로 임플란트 표면에 지속적으로 기포가 발생하여 올라오는 양상으로 보아 내부의 기공들은 모두 연결된 개기공의 형태임을 알 수 있다.

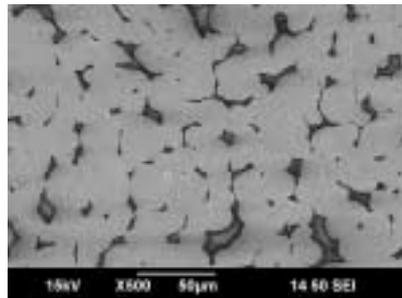
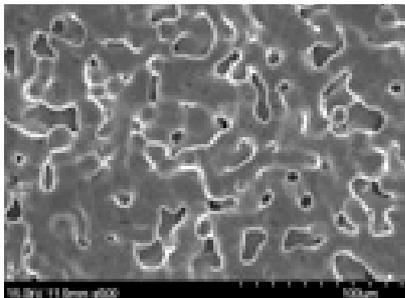


Fig. 1. SEM images(below 25 μm) of surface morphology(a) and sectional view(b)

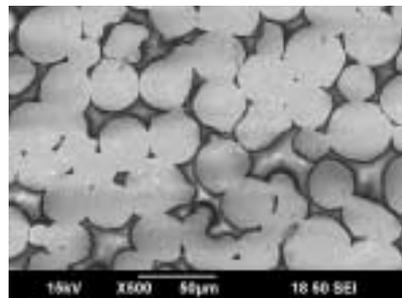
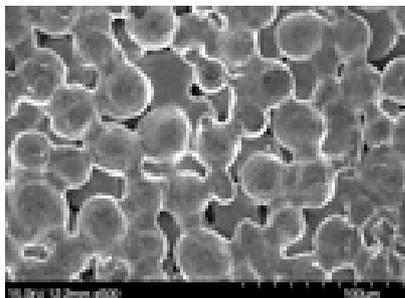


Fig. 2. SEM images(25~32 μm) of surface morphology(a) and sectional view(b)

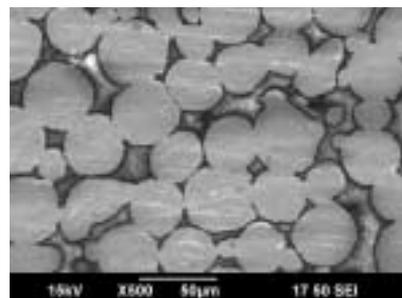
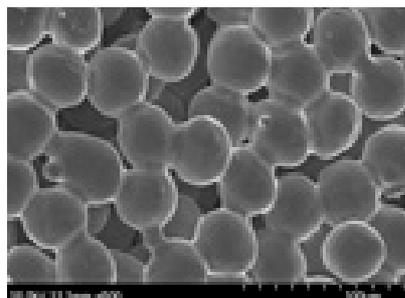


Fig. 3. SEM images(32~38 μm) of surface morphology(a) and sectional view(b)

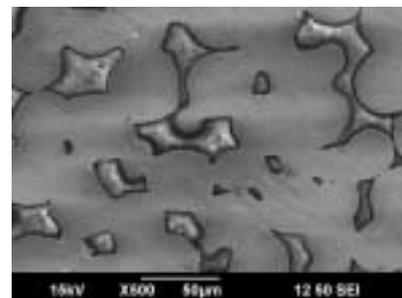
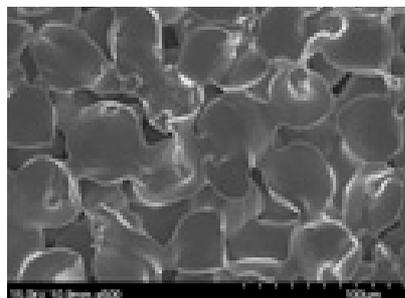


Fig. 4. SEM images of surface morphology(a) and sectional view(b) (38~45 μm)

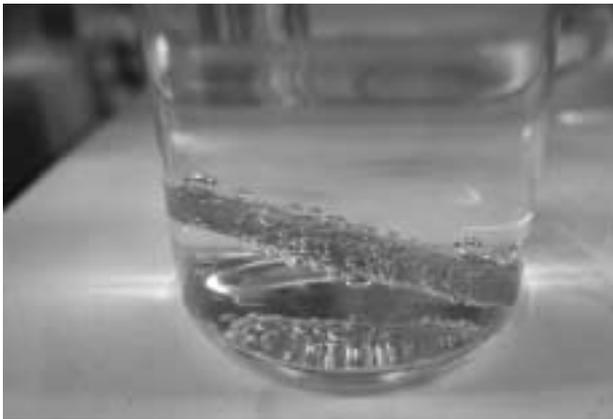


Fig. 5. Picture of immersed sample to water

다공성 타이타늄 임플란트 시편에 수은을 주입하여 공극률 및 평균 기공크기를 측정하고 인장시험한 기계적특성의 결과는 <Table 1>에 나타내었다. 예측된 결과와 정확히 일치하지는 않았으나 공극률은 25 μm 이하 크기의 분말에서 가장 낮았으며 38~45 μm 크기의 분말에서 가장 높게 나타났다. 인장강도는 분말의 입자 크기가 작아질수록 높게 측정되었으며 탄성계수는 19~28 GPa 의 범위로 측정되었다.

Table 1. Porosity and mechanical properties

	Average size of pore (μm)	Porosity (%)	Modulus of elasticity (GPa)	Tensile strength(MPa)
below 25 μm	6.58	6.91	20.60	368
25~35 μm	10.72	11.35	28.46	263
32~38 μm	12.15	7.53	19.31	168
38~45 μm	10.25	17.51	22.94	160

IV. 고찰

골유착(osseointegration)의 개념이 형성된 1965년 (Lee et al., 2009) 이래 타이타늄은 체내 식립용 임플란트의 재료로 널리 사용되기 시작하였다. 타이타늄이 갖는 생체불활성과 훌륭한 기계적 특성만으로도 임플란트의 적용범위와 성공률을 높일 수 있었으나 치유기간이 6개월 가량 소비되며 하중이 가해지는 부위에 식립된 임플란트의 주변에서는 응력차폐(stress-shielding)현상에 의한 골 손실이 문제로 부각되기 시작하였다. 이에 많은 연구자들은 임플란트의 치유기간을 단축시키고 응력차폐현상을 감소시키고자 노력해 왔다.

Johnson 등은 인간의 피질골과 해면골에 대한 탄성계수와 공극률을 <Table 2>와 같이 제시하였다(Johnson AJW, Herschler BA, 2011). 타이타늄의 탄성계수는 110 GPa 정도로 매우 높고 공극률은 거의 없지만 인간의 피질골에 대한 탄성계수는 12에서 18 GPa 로 공극률은 5에서 13%에 해당하며, 해면골에 대한 탄성계수는 0.1에서 0.5

GPa 로 공극률은 30에서 90%로 상당히 낮은 탄성계수와 높은 기공률을 갖는다.

Table 2. Modulus of elasticity and porosity of human bone

	Modulus of elasticity (GPa)	Porosity (%)
Cortical bone	12-18	5-13
Cancellous bone	0.1-0.5	30-90

여러 연구결과들 가운데 두 가지 문제점을 동시에 해결 가능한 방법은 다공성 타이타늄 임플란트로 여겨진다. 다공성 구조는 탄성계수를 낮출 수 있는 동시에 내부로 연결된 기공을 따라 뼈가 자라 들어갈 수 있어 임플란트와의 골 결합력을 더욱 증진시킬 수 있으며 골모세포가 분화 증식하는 공간을 제공하여 신생골을 유도하므로 빠른 골 유착을 일으킬 수 있다.

치밀한 타이타늄 임플란트에서 다공성구조가 되면 강도가 저하되는 문제가 발생하게 되지만 어느정도 강도 저하

가 있더라도 인간의 피질골 또는 해면골 보다는 훨씬 높은 강도를 유지할 수 있으며, 임플란트 식립 부위에 얼마만큼의 하중이 가해지는 지에 따라 적절한 기계적 특성을 나타내는 것이 바람직하다고 사료된다.

다공성 타이타늄 임플란트는 45 μm 이하 크기의 구형 분말을 25 μm 이하, 25~32 μm , 32~38 μm , 그리고 38~45 μm 의 크기범위로 분류하여 고진공 전기로에서 2차 소결법으로 제작하였다. 각각의 임플란트 시편은 분말 입자의 크기별로 지름 4 mm, 높이 40 mm의 원통형 시편으로 8개씩 제작하였으며 2개는 기공률 분석에, 6개는 기계적특성을 시험하였다. 임플란트의 표면과 내부의 단면을 관찰한 결과 인접한 입자간에는 튼튼한 neck을 형성하고 있었으며 나머지 부분은 연결된 기공의 형태인 다공성 구조로 확인 되었다.

공극률은 분말입자의 크기가 증가함에 따라 증가하는 경향을 보였으나 32~38 μm 크기의 시편에서는 예상과 달리 낮은 공극률을 보였다. 이는 분말의 크기별 분급과정에서 32 μm 이하 크기의 입자들이 다수 남아있었던 것으로 판단된다. 인장강도는 분말입자의 크기가 증가함에 따라 감소하는 경향을 보였지만 인간 피질골의 인장강도가 50~150 MPa(Johnson AJW, Herschler BA, 2011)임을 감안할 때 그 보다는 높은 강도를 나타내었다. 공극률과 인장강도는 분말입자의 크기에 따라 유의한 차이가 있었으나 탄성계수는 19~28 GPa의 범위 내에서 안정적으로 나타났다. 타이타늄의 탄성계수가 110 GPa임과 비교해보면 탄성계수가 상당히 낮아진 것을 확인할 수 있으며 다공성 구조는 탄성계수를 조절할 수 있는 변수가 됨을 알 수 있다. 이에 따라 타이타늄 임플란트의 공극률을 변화시키면서 재현성 있는 다공성 구조를 확립한다면 하중이 가해지는 부위에 최적의 맞춤형 임플란트 구조체를 제작할 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

고령화 사회에 들어서고 생활수준이 높아짐에 따라 의료기기에 대한 수요가 증가하였고 그에 대한 서비스와 치유기간 그리고 사후관리에 대해서도 관심이 높아지고 있

다. 그중에서도 경조직의 손실은 많은 불편함을 가져오기 때문에 더욱 관심이 높다. 이에 따라 치과와 정형외과 분야에서 임플란트에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며 많은 발전을 가져오고 있지만 치유기간 단축과 응력차폐 현상에 대한 문제는 지금까지 이어지고 있다. 이에 본 연구에서는 응력차폐현상을 해결하고 치유기간을 단축시킬 수 있는 다공성 타이타늄 임플란트의 공극률과 기계적특성의 상관관계에 관해 알아보고자 하였다.

1. 타이타늄(cp Ti) 분말 크기에 따른 다공성 타이타늄 임플란트의 공극률 25 μm 이하 크기의 분말을 이용하여 제작된 다공성 타이타늄 임플란트의 공극률은 6.91%, 25~35 μm 는 11.35%, 32~38 μm 는 7.53% 그리고 38~45 μm 의 크기는 17.51%의 공극률을 나타내었다.

2. 다공성 타이타늄 임플란트의 공극률에 따른 인장강도 6.91% 에서는 368 MPa, 11.35% 에서는 263 MPa, 7.53% 에서는 168 MPa, 그리고 17.51% 에서는 160 MPa로 기공률이 커지면 인장강도는 낮아지는 경향을 보였다.

3. 다공성 타이타늄 임플란트의 공극률에 따른 탄성계수 6.91% 에서는 20.60 GPa, 11.35% 에서는 28.46 GPa, 7.53% 에서는 19.31 GPa, 그리고 17.51% 에서는 22.94 GPa로 공극률에 큰 영향을 받지 않고 안정적인 경향을 보였다.

REFERENCES

Lee J, Decker JF, Polimeni G, Cortella CA, Rohrer MD, Wozney JM, Hall J, Susin C, Wikesjo UME. Evaluation of implants coated with rhBMP-2 using two different coating strategies: a critical-size supraalveolar peri-implant defect study in dogs. J Clin Periodontol, 37, 582-590, 2010.

Long M, Rack HJ. Titanium alloy in total joint replacement—a materials science perspective. Biomaterials, 19, 1621-1639, 1998.

- Nishiguchi S, Kato H, Fujita H, Oka M, Kim HM, Kokubo T, Nakamura T. Titanium metals form direct bonding to bone after alkali and heat treatments. *Biomaterials*, 22, 2525–2533, 2001.
- Jo YJ, Lee CM, Jang HS, Lee NS, Suk J-H, Lee WH. Mechanical properties of fully porous and porous-surfaced Ti-6Al-4V implants fabricated by electro-discharge-sintering. *Journal of Materials Processing Technology*, 194, 121–125, 2007.
- Oh IH, Nomura N, Hanada S. Microstructures and Mechanical Properties of Porous Titanium Compacts Prepared by Powder Sintering. *Materials Transactions*, 43(3), 443–446, 2002.
- Oh IH, Nomura N, Masahashi N, Hanada S. Mechanical properties of porous titanium compacts prepared by powder sintering. *Scripta Materialia*, 49, 1197–1202, 2003.
- Johnson AJW, Herschler BA. A review of the mechanical behavior of CaP and CaP/polymer composites for applications in bone replacement and repair. *Acta Biomaterialia*, 7, 16–30, 2011.
- Sumner DR, Turner TM, Igloria R, Urban RM, Galante JO. Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. *Journal of Biomechanics*, 31, 909–917, 1998.
- Takemoto M, Fujibayashi S, Neo M, Suzuki J, Kokubo T, Nakamura T. Mechanical properties and osteoconductivity of porous bioactive titanium. *Biomaterials*, 26, 6014–6023, 2005.
- Lee KM, Park SW, Lim HP, Koh JT, Kang SS, Kim HS, Park KB, Ryoo GH, Lee KK, Lee DJ. A Recent Research and Development Tendency of Dental Titanium Implant. *Trent in Metals & Materials Engineering*, 22(4), 33–40, 2009.