

## 전기방전소결에 의해 제조된 다공성 및 다공성 표면을 갖는 Ti-6Al-4V 임플란트 : (2) 경도 및 압축강도

현창용 · 허재근 · 이원희<sup>a,\*</sup>

서울산업대학교 신소재공학과, <sup>a</sup>세종대학교 신소재공학과

### Porous and Porous Surfaced Ti-6Al-4V Implants Fabricated by Electro-Discharge-Sintering : (2) Hardness and Compressive Strength

C. Y. Hyun, J. K. Huh and W. H. Lee<sup>a,\*</sup>

Department of Materials Engineering, Seoul National University of Technology, Seoul 139-743, Korea

<sup>a</sup>Department of Advanced Materials Engineering, Sejong University, Seoul 143-747, Korea

(Received August 20, 2005; Accepted September 21, 2005)

**Abstract** Porous and porous surfaced Ti-6Al-4V implant compacts were fabricated by electro-discharge-sintering (EDS) of atomized spherical Ti-6Al-4V powders with a diameter of 100-150  $\mu\text{m}$ . The solid core formed in the center of the compact after discharge was composed of acicular  $\alpha+\beta$  Widmanstätten grains. The hardness value at the solid core was much higher than that at the particle interface or particles in the porous layer, which can be attributed to both heat treatment and work hardening effects induced from EDS. The compressive yield strength was in a range of 19 to 436 MPa which significantly depends on both input energy and capacitance. Selected porous-surfaced Ti-6Al-4V implant compacts with a solid core have much higher compressive strengths compared to the human teeth and sintered Ti dental implants.

**Key words** : Ti-6Al-4V, Implant, Porous, Sintering, Electro-discharge, Hardness

## 1. 서 론

고 기능성 임플란트 중 하나인 다공성 및 다공성 표면을 갖는 임플란트는 임플란트와 생체조직과의 기계적인 결합 및 고정을 촉진시키기 위하여 표면적을 극대화시킴으로써 더 빠르게 뼈가 생성되는 것을 돕는다<sup>1)</sup>.

Asaoka는 임플란트 중심부에 solid core가 없고 완전한 기공층으로 구성된 다공성 임플란트와 solid core를 포함한 다공성 표면을 갖는 임플란트의 기계적 특성을 평가한 바 있다<sup>2)</sup>. 이 실험에서 사용된 다공성 임플란트는 구형의 Ti분말을 alumina mold에

채워 넣고 1000°C에서 24시간 진공분위기에서 예비 소결시킨 후 1400°C에서 추가적인 소결을 통해 제조되었다. 소결된 임플란트의 길이는 10 mm이고 직경은 4 mm였으며, 밀도는 2.6 g/cm<sup>3</sup>이고 기공도는 41.5%로 측정되었다. 10개의 샘플에 대한 압축강도는 84±34 MPa로 나타났으며, Ti rod를 함유한 다공성 표면을 갖는 임플란트 샘플에 대한 압축강도는 218-237 MPa로서 분말 만을 소결시켜 제조한 다공성 임플란트 보다 매우 높게 나타났다. 이러한 압축강도의 범위는 사람의 치아가 견딜 수 있는 강도와 비슷하나 더 높은 힘이 임플란트에 가해질 수 있는 상황에 대비하기 위하여 훨씬 높은 강도를 갖는 임

\*Corresponding Author : [Tel : +82-2-3408-3779; E-mail : whlee@sejong.ac.kr]

플란트의 개발이 필요하다.

이에 본 연구에서는 고온소결 시 야기될 수 있는 소재고유의 미세조직 변화 및 기계적 강도의 저하를 최소화하기 위하여 구형의 Ti-6Al-4V 분말을 400 msec 이내의 짧은 시간에 전기방전소결하여 다공성 및 다공성 표면을 갖는 Ti-6Al-4V 임플란트를 제조하였으며 capacitance 및 input energy 와 같은 방전조건을 변화시킴으로써 임플란트의 정도 및 압축강도의 변화를 관찰하였다.

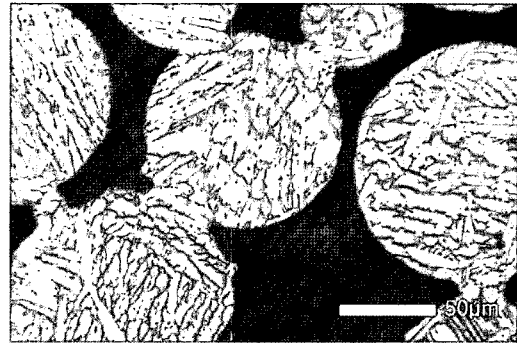
### 2. 실험방법

다공성 및 다공성 임플란트 제조를 위해 사용된 재료는 100~150  $\mu\text{m}$ 의 크기를 갖는 구형의 Ti-6Al-4V 분말이며 전기방전소결 조건 및 방법은 전편의 논문과 동일하다<sup>6)</sup>. 제조된 12개의 임플란트 샘플을 각각 2 mm로 절단하여 그 단면을 광학현미경으로 미세조직을 관찰하였다. 평균 미세경도값은 기공층 내의 입자와 solid core에서 20회 이상 측정, 산출하여 원료분말의 정도값과 비교하였다. 또한 선별된 임플란트 샘플을 각각 6 mm 길이로 절단하여 입자와 입자 사이의 결합력 및 압축강도를 측정하였으며 모든 데이터는 input energy, capacitance 그리고 방전시 발생하는 열 ( $\Delta H$ )과 비교 분석하였다.

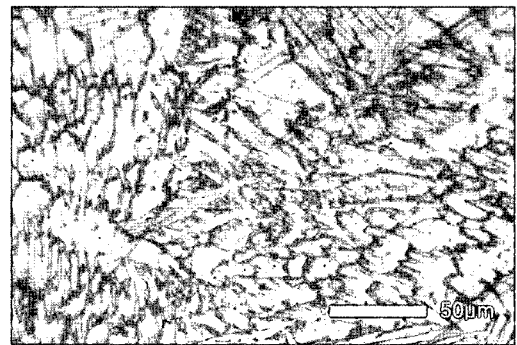
### 3. 결과 및 고찰

전기방전소결에 의해 제조된 임플란트 샘플에 대한 solid core의 평균 크기는 capacitance가 일정할 때 input energy가 증가 함에 따라 0~3.9 mm로 증가하였다. 그림 1은 150  $\mu\text{F}$ 의 capacitance와 1.5 kJ의 input energy를 사용하여 제조한 임플란트의 solid core 와 입자의 미세조직사진으로 전형적인 widmanstätten  $\alpha+\beta$  상을 나타내고 있으며 solid core의 미세조직이 다공성층 내의 입자보다 훨씬 미세하게 보인다.

임플란트 샘플의 solid core와 다공성층에 존재하는



(a)



(b)

Fig. 1. Typical optical micrographs of (a) powders in the porous layer and (b) the solid core (discharge condition: 150  $\mu\text{F}$ , 1.5 kJ).

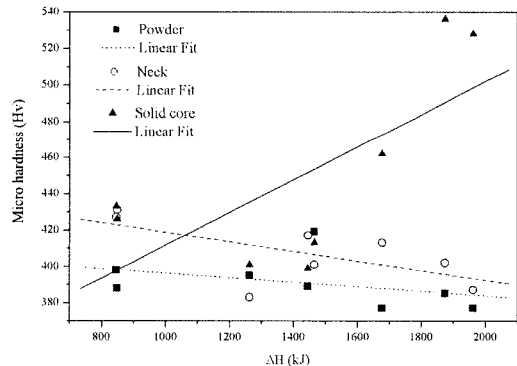


Fig. 2. Micro hardness values versus  $\Delta H$  in terms of three different location of indentation.

neck, 그리고 입자에 대한 미세경도를 측정하였고  $\Delta H$ 에 대한 정도값을 그림 2에 나타내었다. Neck에서의 정도는  $\Delta H$ 가 증가함에 따라 약간 감소하는 것을 볼 수 있고 입자에서는 방전조건에 의한 정도

의 변화는 거의 없었다. 그러나 solid core에서의 경도는  $\Delta H$ 가 증가함에 따라 두드러지게 증가하였고 neck 또는 입자에서의 경도값 보다 매우 높게 나타났다. Capacitor로부터 긴 원통형 모양의 powder column을 전기방전시키면 전류밀도는 중앙으로 갈수록 집중되며 이때 magnetic field 가 발생된다. 이러한 현상은 pinch effect로 알려져 있으며<sup>7,8)</sup> 이때 발생하는 pinch pressure는 powder column에 가해지는 기계적 힘이고 이것으로 인하여 분말이 변형되어 solid core 가 생성된다. 이 크기는 전류의 제곱에 비례하며 solid core의 크기와 직접적인 관련이 있다는 것을 의미한다. 또한 방전 시 발생하는 열은 pinch pressure에 의하여 분말이 변형되고 solid core 가 형성될 수 있도록 하는데 꼭 필요한 요소이다. 방

전에 의하여 solid core를 형성시키고 소결체 내부에 잔류한 열은 구리 방열체를 통하여 빠른 시간 내에 제거된다. 다른 위치에 비해 solid core에서 경도값이 높게 측정되는 것은 이와 같이 pinch pressure 에 의한 가공경화와 solid core에 집중된 열에 의한 퀴닝효과로 볼 수 있다.

압축테스트는 원하는 부위의 강도를 측정하기 위하여 선별된 임플란트 샘플을 UTM 장비를 이용하여 두 가지 다른 방법으로 실시하였다. 첫 번째 방법은 임플란트 샘플의 다공성층에 존재하는 입자와 입자간의 결합력 테스트로서 그 값을 그림 3a와 3b에 각각 input energy와 capacitance 크기에 대하여 나타내었다. Capacitance가 150  $\mu\text{F}$ 로 일정할 때 input energy가 증가함에 따라 분말간의 결합력은 증가하였으며 또한 input energy가 1.0 kJ로 일정할 때

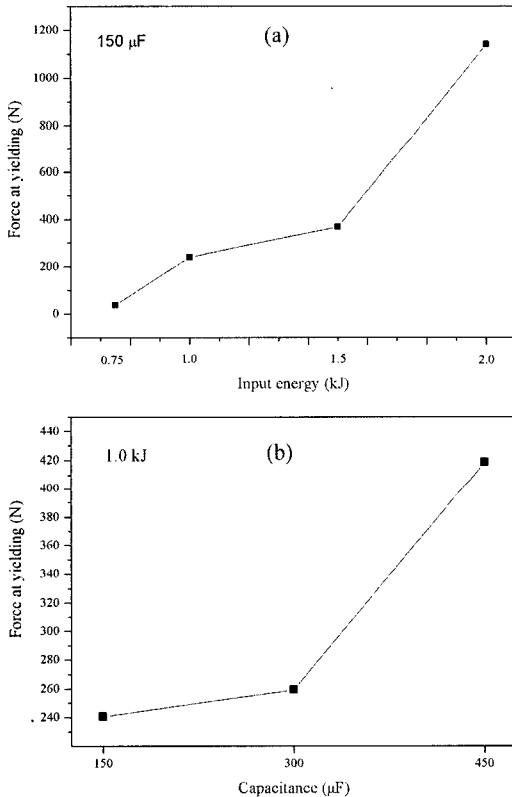


Fig. 3. Loads at yielding for the particle-particle interface in the porous layer plotted against (a) input energy and (b) capacitance.

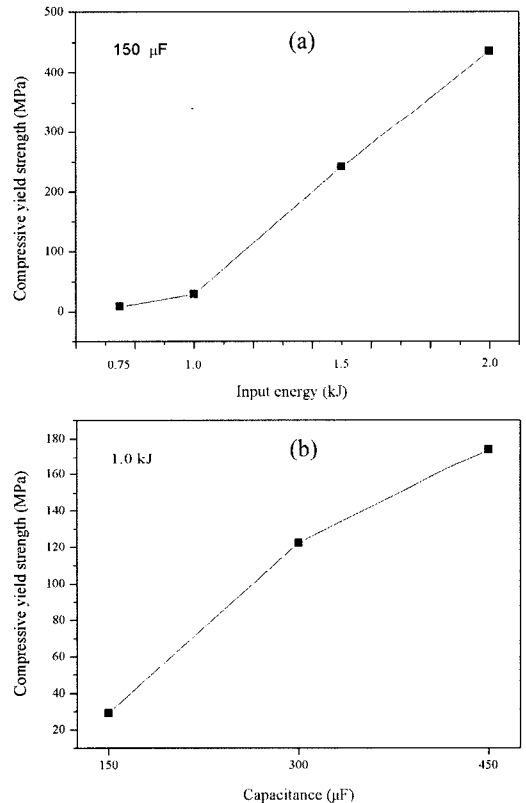


Fig. 4. Compressive yield strengths of implant compacts plotted against (a) input energy and (b) capacitance.

capacitance가 증가함에 따라 그 값도 증가함을 알 수 있다. Input energy와 capacitance가 증가함에 따라 결합력이 증가하는 이유는 다공성층 내의 입자와 입자 사이에 형성된 neck의 크기가 증가했기 때문으로 사려된다. 두 번째는 임플란트 샘플의 압축강도 테스트로서 input energy와 capacitance에 대한 압축강도 값을 각각 그림 4a와 4b에 나타내었다. 측정된 압축강도의 범위는 18.5~435.6 MPa로 나타났으며 solid core와 neck의 크기가 input energy 및 capacitance에 의해 증가함으로써 이에 따라 압축강도 값도 증가되었음을 알 수 있다. 아울러 solid core와 neck의 크기가 증가함에 따라 기공도도 상대적으로 감소함으로 기공도가 감소할수록 압축강도는 증가함을 알 수 있다.

치과용 임플란트 재료에 대한 주요 관심대상 중 하나는 강도이다. 임플란트는 반드시 사람의 저작력에 견딜 수 있을 정도의 강도를 지녀야 한다. 저작력에 대한 다양한 연구들이 수행되었으며 치아의 비례 한도 내에서의 강도는 125~224 MPa 이고 파괴 압축강도는 232~305 MPa로 보고된 바 있다<sup>9,11)</sup>. 이러한 기계적 특성을 만족시킬 수 있는 최적의 전기방전 조건은 3가지 모든 capacitance에서 1.5~2.0 kJ의 input energy를 사용한 경우였다. 2.5 kJ이상의 input energy를 사용한 경우 다공성 층이 없는 100%의 solid core를 형성하여 다공성 표면을 갖는 임플란트를 제조할 수 없었다. 최적의 전기방전 조건에서 EDS 공정으로 제조된 다공성 임플란트는 치아 및 고온소결 방법으로 제조된 임플란트의 강도(182 MPa) 보다 훨씬 큰 값을 가지고 있음을 알 수 있으며 이는 전기방전소결에 의한 순간적인 가공경화 및 열처리 효과에 기인한 것으로 사려된다.

#### 4. 결 론

100~150 μm 크기의 Ti-6Al-4V구형 분말 0.7 g을

150~450 μF capacitor 에 0.75~2.0 kJ의 전기 에너지를 충전 및 순간 방전시켜 다공성 및 다공성 표면을 갖는 Ti-6Al-4V 임플란트를 제조하였다. 임플란트 다공성층내의 입자에 대한 경도값은 방전 전 원료분말의 경도값과 유사하였고 방전조건에 따른 변화는 나타나지 않았다. 그러나 solid core에서의 경도는 ΔH가 증가함에 따라 두드러지게 증가하였고 원료분말 및 neck 에서의 경도보다 훨씬 높은 값을 보였다. 압축강도의 범위는 18.5~435.6 MPa 정도로 나타났고 input energy 의 크기에 크게 의존하였다. EDS 공정으로 제조된 임플란트는 사람의 치아 및 고온소결 공정으로 제조된 임플란트보다 높은 압축강도를 나타내었다. 이것으로 Ti-6Al-4V 분말을 전기방전 소결시킴으로써 치과용 임플란트를 제작할 수 있었고 기존의 소결공정으로 제작된 것과 비교하여 우수한 기계적 성질을 보여주었다.

#### 참고문헌

1. M. Spector: Biocompatibility of Orthopedic Implants, D. F. Williams (Ed.) : CRC Press, Boca Raton (1982) 55.
2. M. Spector: Biocompatibility of Orthopedic Implants, D. F. Williams (Ed.) : CRC Press, Boca Raton (1982) 89.
3. H. Q. Nguyen, D. A. Deporter, P. M. Pilliar, N. Valiquette and R. Yakubovich : Biomater., **25** (2004) 865.
4. V. Amigo, M. D. Salvador, F. Romero, C. Solves and J. F. Moreno : J. Mater. Proc. Technol., **14** (2003) 117.
5. K. Asaoka, N. Kuwayama, O. Okuno and I. Miura : J. Biomed. Mater. Res., **19** (1985) 699.
6. C.Y. Hyun, J. K. Huh and W. H. Lee : J. Kor. Powder Metall. Inst., submitted. **12** (2005) 325.
7. M. Shakery, S. Al-Hassani and T. J. Davies : Powder Met. Int., **11** (1970) 120.
8. T. Alp, S. Al-Hassani and W. Johnson : J. Eng. Mater. Tech., **107** (1985) 109.
9. R. W. Pilips : Science of Dental Materials, Sanders, Philadelphia (1982) 97.
10. A.H. Howell and R. Mandly : J. Dental Research, **27** (1948) 705.
11. J. W. Stanford, K V. Weigel, G. C. Paffenbarger and W. T. Sweeney : J. Am. Dent. Associ., **60** (1960) 746.