

다공질 치과용 임플란트 설계를 위한 육각가공체의 역학 분석

김 남 식
 마산대학교 치기공과

Mechanical Analysis of Hexagonal Porous Body for Porous Dental Implant

Nam-Sic Kim
 Department of Dental Laboratory Technology, Masan University

[Abstract]

Purpose: The purpose of this study is a porous cube mechanical analysis for the dental implant.

Methods: The porous cube with a side length of 10 mm was designed for dental implant. To choose proper design, porous hexagon with a side 10 mm which was drilled as a regular hexagon with diameter 0.8 mm, 1.0 mm, 1.2 mm and a side 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm each using Computer AUTO CAD(Autodesk, 2008). Each cube was carried out in the mechanical analysis.

Results: The result of mechanical analysis was observed that the H0.8 was minimum stress 0.045068MPa, maximum stress 9.4565MPa and minimum strain 0.00389×10^{-4} MPa, maximum strain 0.816×10^{-4} MPa, the H1.0 minimum stress 0.001147MPa, maximum stress 9.099MPa and minimum strain 0.000099×10^{-4} MPa, the maximum strain 0.784×10^{-4} MPa, the H1.2 minimum stress 0.099393MPa, maximum stress 13.137MPa and minimum strain 0.0112×10^{-4} MPa, maximum strain 1.13×10^{-4} MPa.

Conclusion: The mechanical analysis of porous hexahedron was that H1.0 is the best result. It will be applicable to the porous implants.

● **Key words :** porous cube, porous implants , honeycomb-like , stress shield

교신저자	성명	김 남 식	전화	055-230-2438	E-mail	nskim@masan.ac.kr	
	주소	경남 창원시 마산회원구 내서읍 함마대로 2640 마산대학교 치기공과					
접수일	2011. 10. 31		수정일	2011. 12. 12		확정일	2011. 12. 28

I. 서 론

치과 임플란트의 골융합(osseointegration)은 임플란트 치료의 중요한 평가요소이다(Hobo et al, 1989). 골융합은 금속소재의 임플란트 표면과 골조직 간의 결합으로 임플란트의 표면 조건에 의하여 변화된다.

초기 치과 임플란트의 표면처리는 골조직과 표면의 접촉 면적을 높이기 위한 방법으로 기계적 가공법이나 모래 분사법 그리고 산처리법을 사용하였다(Denissen, 1990). 그러나 금속표면에서 골융합이 지연되어 골융합 촉진을 위한 코팅 처리방법이 개발되었다. 코팅 처리방법은 골융합 인자인 수산화인염을 도포 또는 침습하는 방법으로 초기 골융합을 유도할 수 있는 방법이다. 하지만 초기 골융합은 우수하나 장기간 관찰시 코팅물질이 용해되거나 박리되어 주위조직에 문제를 발생시키는 것으로 보고되었다(황하준, 2003; Oonishi et al, 1989).

근래 치과 임플란트의 표면처리는 기존의 표면처리방법을 융합하여 사용되고 있다. 기계적으로 가공된 임플란트 표면에 산화티타늄 또는 알루미늄을 분사하여 조도를 증가시키고 표면부식을 통하여 미세 다공질(μm unit)을 형성하는 표면부식방식(최귀현, 2003)과 티타늄 소재의 임플란트 표면에 양극산화를 실시하여 미세 다공질을 형성하는 양극산화방식이 대표적 미세 다공질 표면처리 방식이다. 양극산화방식으로 형성된 미세기공은 골세포의 흡착과 분화를 유도할 수 있으며, 기공 내부에 생체활성의 골성장 인자를 포함시켜 보다 우수한 골융합을 이루게 하는 것으로 보고되었다(Gottlander and Albrektsson, 1991; Gottlander and Albrektsson 1992; Buser et al, 1990). 이러한 표면부식방식과 양극산화방식으로 처리된 임플란트 표면은 형성된 미세 다공질의 형태에 따라 골융합 특성이 달라 적용범위에 따라 미세 다공질을 조절하여 사용하고 있다(Li et al, 2006).

다공질의 표면을 이용하여 골융합을 유도하는 임플란트는 치과 임플란트 뿐 아니라 정형외과에서도 사용하고 있다. 정형외과용 임플란트인 골지지체(scaffold)는 손상된 골조직의 재생을 위하여 사용하는 것으로 내부까지 다공질 구조로 형성되어 있으며 골세포가 내부까지 성장하여 골조직을 재생하는 방식이다(Traini et al, 2008). 정형외

과에서 사용하는 골지지체(scaffold)는 일반적으로 세라믹 소재를 사용하고 있지만 약한 기계적 특성으로 인하여 사용이 제한적이다. 그러나 근래 기계적인 강도가 우수한 금속소재의 골지지체를 3차원 구조의 금속을 가공할 수 있는 레이저선택용융가공법(Selective Laser Melting, SLM)이 소개되었다(Traini et al, 2008; Wen et al, 2001).

다공질 표면을 가지는 치과 임플란트와 다공질 구조의 정형외과용 골지지체는 유사한 골융합 기전을 가지고 있다. 다공질 구조는 조건과 형상으로 인하여 골융합을 향상시킬 수 있으며, 설계구조에 따라 응력차폐(stress shielding)현상으로 골조직에 전달되는 응력을 조절할 수 있다. 그래서 연구자는 다공질 표면을 가지는 치과 임플란트와 다공질 구조의 정형외과용 골지지체의 기전을 접목하여 골융합이 우수한 다공질 치과 임플란트를 개발하고자 한다.

3차원의 육각가공체의 역학분석을 위하여 유한요소법을 이용하였다. 유한요소법은 복잡한 탄성과 구조해석을 해결하기 위하여 시작되었다. 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대해 각각의 특성을 포함하여 결과로 발생하는 응력의 크기와 방향 그리고 변위를 분석할 수 있어 생체에서의 응력 분포를 가장 유사하게 재현할 수 있는 장점을 갖고 있다(이명곤, 2004).

본 연구에서는 다공질 치과 임플란트에 적용 가능한 다공질 구조를 제시하기 위하여 3가지 형상의 다공질 육면체를 CAD(Computer Aided Design)로 설계하여, 유한요소법(Finite Element Method, FEM)으로 3차원 구조상의 역학적 분석을 하고자 한다. 역학적 분석을 통한 결과는 최종 설계하고자하는 다공질 치과 임플란트의 기본 구조에 활용되는 역학분석 자료로 활용하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 실험 재료

1) 다공질 육면체 설계

다공질 치과 임플란트 디자인을 위해 최적의 다공질을 선택하고자 다공질 육면체를 이용하였다. 다공성 임플란

트의 기초적인 다공질 선택을 위하여 변의 길이가 10mm인 정육면체를 설계하였다. 정육면체에 직경이 0.8mm, 1.0mm, 1.2mm인 정육각형의 형태로 천공하였다. 각각 정육면체 한 변의 길이 0.4mm, 0.5mm, 0.6mm이고, 육각형을 0.5mm의 간격으로 천공하여 다공질 육면체를 설계하였다. 다공질 육면체의 역학적 분석을 위하여 치과용 임플란트에 널리 사용되는 티타늄을 소재로 하여 탄성계수(116GPa)와 포와송비(0.340)를 물성치로 설정하여 설계하였다.

Table 1. Size of porous cube specimens (Unit mm)

specimens	diameter of hexagon	size of space
H0.8	0.8	0.5
H1.0	1.0	0.5
H1.2	1.2	0.5

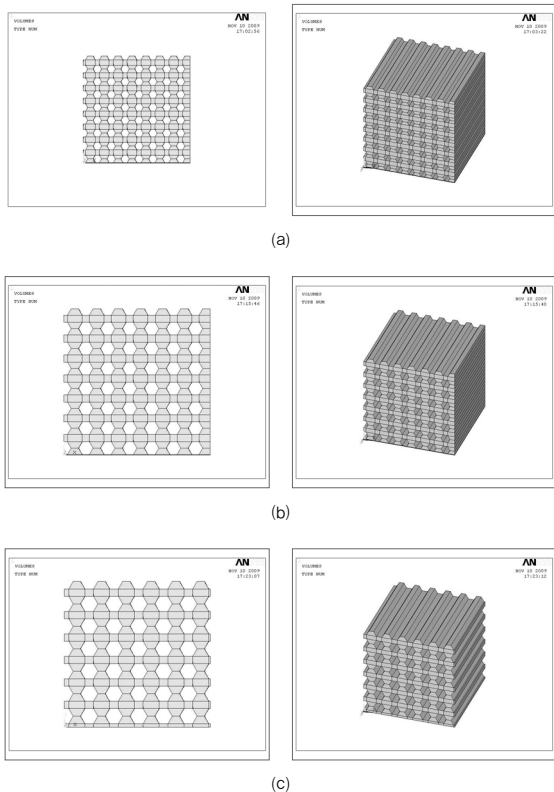


Fig. 1. Design of Porous block specimens, a: 0.8mm, b: 1.0mm, c: 1.2mm

2) 다공질 육면체 역학분석

다공성 임플란트 디자인을 위하여 티타늄의 물성을 적용한 3종의 다공질 육면체 역학적 분석을 실시하였다. 3

차원 유한요소 역학 분석에서, 외력분석을 위하여 외부하중은 육면체의 상부면에서 하부로 수직하중방향을 설정하였고 하중은 육면체 상부면의 절점들에 분산한 분포하중을 설정하였다. 그리고 하중은 일반적으로 치아 하나에 받는 하중 범위에서 150N을 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 육면체 내 최대 von-mises 응력 값의 크기와 위치를 분석하여 응력 값의 분포를 색깔로 나타내었다.

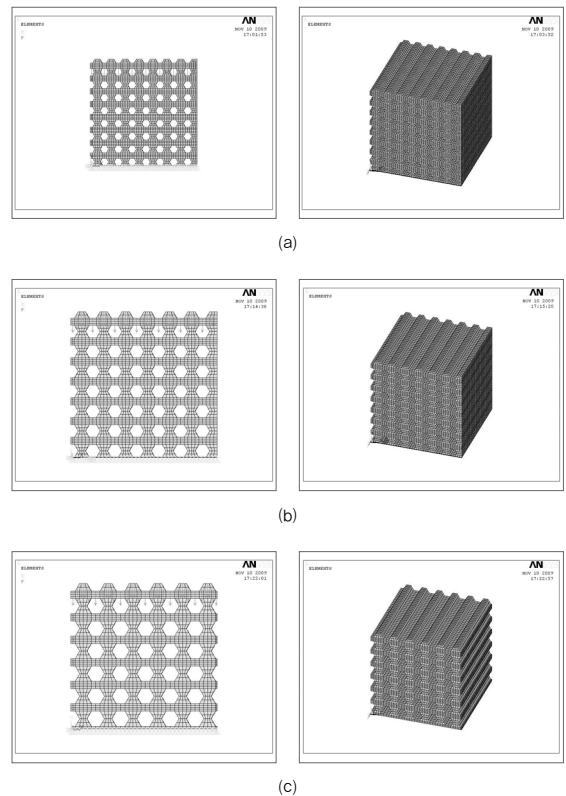


Fig. 2. Model of Porous block specimens, a: 0.8mm, b: 1.0mm, c: 1.2mm

III. 결 과

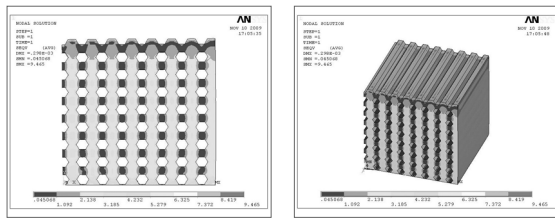
다공성 임플란트 디자인을 위하여 티타늄의 물성을 적용한 3종의 다공질 육면체의 역학적 분석을 실시하였다.

그 결과 H0.8시편에서 최소응력 $0.45068 \times 10^{-1} \text{MPa}$, 최대응력 9.46MPa 그리고 최소변위 0.389×10^{-6} , 최대변위

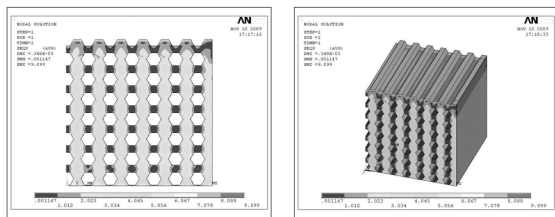
0.816×10⁻⁴를 H1.0시편에서는 최소응력 0.1147×10⁻²MPa, 최대응력 9.10MPa 그리고 최소변위 0.99×10⁻⁸, 최대변위 0.784×10⁻⁴를 H1.2 시편에서는 최소응력 0.99393×10⁻¹MPa, 최대응력 13.137MPa 그리고 최소변위 0.112×10⁻⁵, 최대변위 1.13×10⁻⁴를 관찰할 수 있었다(Fig. 4, 5).

수직분포하중이 주어졌을 때 H0.8시편에서는 최대응력이 9.46MPa, H1.0시편에서는 9.10MPa으로 H1.0시편이 응력차폐(stress shield)가 근소한 차이를 나타내며, H1.2는 최대응력이 13.137MPa로 나타나 H1.0과는 많은 차이를 나타냈다. 변위에서도 H1.0시편이 H0.8시편과 H1.2시편에 비해 적은 변위를 나타내었다.

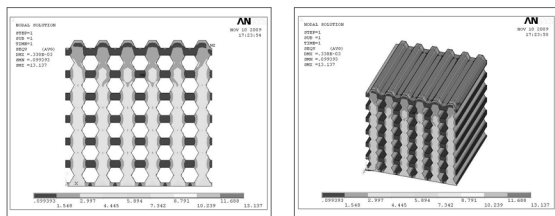
그리고 다공질 육면체에서의 응력집중은 세가지 시편 모두 육면체의 최하단면에서 최대응력이 분포되어 있으며 육면체의 육각형간의 축에서 최소응력이 분포하는 것을 관찰할 수 있다.



(a)



(b)



(c)

Fig. 3. von mises stress distribution under concentrated 150N loading to a porous block model, a; 0.8mm, b; 1.0mm, c; 1.2mm

Von Mises Stress of Porous Block

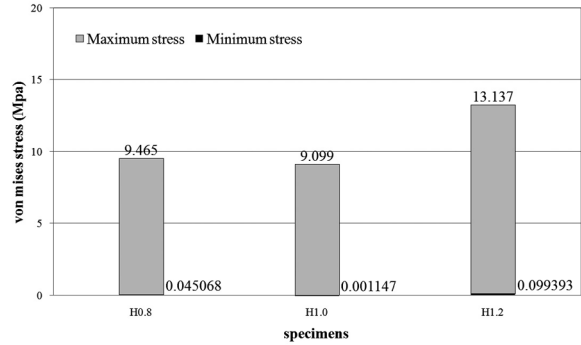


Fig. 4. Von Mises Stress of Porous Block

Strain of Porous Block

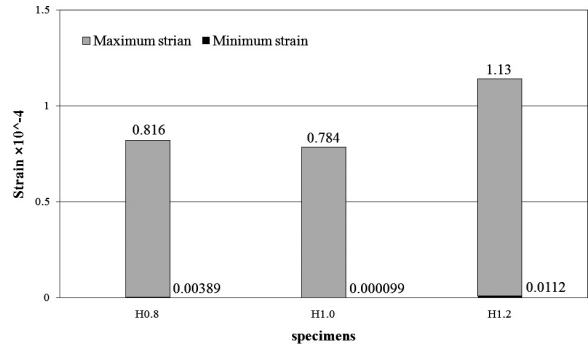


Fig. 5. Strain of Porous Block

IV. 고 찰

유한요소 분석을 통해 다공질 치과용 임플란트 설계를 위하여 기초적으로 다공질 육면체의 역학적 분석을 통한 최적의 다공질을 선택하고자 하였다. 유한요소 모델링을 통해 구현된 다공질 육면체가 구조적, 역학적, 생화학적 환경을 검증할 수 없다. 하지만 임상시험이전 선행연구로써 진행되었고, 역학적 하중조건에 대한 분석을 할 수 있었으며 모델을 활용한 시뮬레이션 연구에는 매우 유용한 방법이라고 사료된다.

본 연구에 설계된 다공질의 육면체는 벌집 모양의 다공 구조를 형성하였다. 벌집 모양의 육각형은 최소의 재료로 가장 튼튼한 최적의 공간을 만들 수 있고 한정된 재료로 가장 넓은 면적을 가진다(김남식, 2010). 동일한 면적을 모두 채울 수 있는 다각형은 정삼각형, 정사각형, 정육각형이 있다. 이 다각형 중에서 정육각형은 최소의 재료로

가장 넓은 면적을 만들 수 있다. 벌집모양은 동일한 면적을 가지는 구조에서 효율적인 공간과 구조를 가진다 할 수 있다. 그래서 정육면체 안의 다공질은 벌집모양의 육각형으로 형성하였다.

다공질 육각가공체의 역학분석을 위하여 Von mises distribution을 이용하였다. 이는 주응력간의 차이에 대한 제곱평균값을 나타내기 때문에 항상 0보다 큰 값을 나타내며 어느 부분에 응력값이 많이 작용하는 지 한 눈에 알 수 있는 장점을 가지고 있다. <Fig. 3>에서 볼 수 있듯이 짙은 청색을 나타내고 있는 부분에서 노란 색을 거쳐 빨간 색으로 갈수록 응력 값이 커지는 것을 알 수 있다.

뼈에 식립되는 도구로서 치과분야에 사용되는 생체친화적 물질들은 생체친화력을 높이기 위해 기계적, 물리화학적 성질이 요구된다. 티타늄과 그 합금들은 정형외과, 치과용 임플란트에서 널리 통용되고 있는데 그 이유는 낮은 치밀도, 적합한 기계적 성질, 생체친화적이며 화학적으로 불활성 물질이기 때문이다. 그리고 현재 치과용 임플란트는 순수 티타늄과 Ti-6Al-4V(90% titanium, 6% aluminum, 4% vanadium) 합금이 사용되고 있다(T. Traini 외). 본 연구에서는 순수 티타늄을 소재로 선정하여 그 물성치를 적용하였다.

티타늄을 소재로 하여 다공질을 부여할 때 뼈가 임플란트 내부로 들어가는 것(bone ingrowth)도 중요한 요소라고 할 수 있다. 다공질이 크기가 너무 미세하여 공동부로 뼈가 성장할 수 없다면 다공성을 부여한 의미가 없어진다. 임플란트 내부의 다공질 크기를 선택할 때 뼈의 내부 성장(bone ingrowth)이 용이하기 위해서는 그 직경이 0.2~0.6mm 이상이 되어야 한다(Xiang Li 등, 2009). 그래서 육각형의 다공질을 부여하기 위하여 각 변의 길이가 10mm인 육면체 내부에 지름이 0.8mm, 1.0mm, 1.2mm 세 가지의 크기로 육면체 내부를 천공하여 각각 응력분산과 변위를 관찰하였다. 본 연구에서는 세가지 시편을 이용한 응력 분석을 하였고 내부 다공질의 크기에 따라 그 분포 및 값이 틀려질 수 있다. 내부에 다공질을 선택하느냐와 표면에 다공질을 부여하느냐에 따라서도 그 값이 틀려질 수 있을 것으로 생각된다.

이렇게 준비된 다공질의 형상은 실제로 제작이 가능하다. 지금까지 임플란트 제작은 티타늄 봉을 직접 기계가

공하여 제작되었다. 하지만 최근 몇 년간 쾌속조형술(rapid prototype technique)의 발달은 복잡한 임플란트의 제작을 가능하게 하였고, DLMS(Direct Laser Metal Sintering) 과정은 티타늄 합금의 적용 범위를 상당히 확대시키면서, 기존의 방법보다 더 경제적인 제작을 허용하였다(T. Traini 외). 이러한 쾌속조형술(rapid prototype technique)은 치과용 임플란트를 3D로 설계하여 0.02~0.06mm(T. Traini 외) 정도로 얇게 적층시킬 수 있으며, 복잡한 형태의 구조물도 제작이 가능하다.

V. 결 론

본 연구에서는 다공질 치과 임플란트에 적용 가능한 다공질 구조를 제시하기 위하여 3가지 형상의 다공질 육면체를 3차원 구조상의 역학적 분석을 하였다. 그 결과 H1.0 <H0.8 <H1.2로 H1.0이 응력차폐(stress shield) 효과가 우수한 것으로 분석되었다. 그리고 다공질의 크기에 따라 응력을 제한된 범위 내에서 조절할 수 있음을 알게 되었다.

참 고 문 헌

- 김남식. 유한요소 분석을 이용한 다공성 치과용 임플란트의 설계. 부산가톨릭대학교 생명과학대학원, 이학 석사 학위논문, 2010.
- 이명곤. 골유착 치과 임플란트 고정체 직경에 따른 지지 골 응력 분포에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구, 대한치과기공학회지, 26(1), 2004.
- 최귀현. 임플란트의 표면조도가 골융합에 미치는 영향. 경희대학교 대학원, 치의학석사학위논문, 2003.
- 황하준. 임플란트 표면처리에 따른 골융합의 차이. 경희대학교 대학원 치의학과, 치의학석사학위논문, 2003.
- 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.
- 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 T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, 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. 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.
- Xiang Li, Chengtao W, Wenguang Z, Yuanchao Li. Fabrication and characterization of porous Ti6Al4V parts for biomedical applications using electron beam melting process. Materials Letters, 63, 403-405, 2009.