

유한요소법을 이용한 치과 임플란트 고정체의 직경과 길이에 따른 지지골의 응력 분석

이 명 곤

부산가톨릭대학교 치기공학과

Finite element analysis on the stress of supporting bone by diameters and lengths of dental implant fixture

Myung-Kon Lee

Department of Dental Laboratory Science, Catholic University of Pusan

[Abstract]

Purpose: The dental implant should be enough to endure chewing load and it's required to have efficient design and use of implant to disperse the stress into bones properly. This study was to evaluate the stress distribution on a supporting bone by lengths and diameters of the implant fixture.

Methods: The modeling and analysis of stress distribution was used for the simple molar porcelain crown model by Solidworks as FEM program. It was designed on applying with tightening torque of 20 Ncm of a abutment screw between a cement retained crown abutment and a fixture. The fixtures of experimental model used 10, 13mm by length and 4, 5mm by diameter. A external vertical loading on the two buccal cusps of crown and performed finite element analysis by 100 N.

Results: The maximum von Mises stress(VMS) of all supporting bone models by fixture length and diameter were concentrated on the upper side of supporting compact bone. The maximum stress of each model under vertical load were 164.9 MPa of M410 model, and 141.2 MPa of M413 model, 54.3 MPa of M510 model, 53.6 MPa of M513 model.

Conclusion: The stress reduction was increase of fixture's diameter than it's length. So it's effective to use the wider fixture as possible to the conditions of supporting bone.

○Key words : Dental implant fixture, FEM, Stress, Supporting bone

* 이 논문은 2015년도 부산가톨릭대학교 교내연구비로 연구되었음.

교신저자	성명	이 명 곤	전화	010-4818-0591	E-mail	mkleee@cup.ac.kr	
	주소	부산시 금정구 오륜대로 57 부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과					
접수일	2016. 6. 10		수정일	2016. 8. 30		확정일	2016. 9. 12

I. 서론

치과용 임플란트는 임상적 유용성과 장기간의 안정성이 확보되어 결손치 보철 수복의 일반적 치료 방법으로 많이 사용되고 있으며, 국내에서는 건강보험 급여대상으로도 채택되어 시술 사례가 늘어나고 있어 사용 유지 내구성과 구강 기능의 대체성에 대한 연구가 필요하다(Lee, 2014).

치과 임플란트 보철의 내구성과 기능성을 저해하는 주된 문제점으로 보고되고 있는 것은 고정체(fixture)와 치조골의 골유착성 상실이라고 할 수 있다. 이에 대한 원인으로서는 저작운동에 따른 복합적 교합력에 의한 과하중으로, 임플란트 보철 시술은 교합 하중 분산에 이용되는 자연치의 치근막 구조가 없이 치조골과 직접 결합하는 임플란트 고정체에 과도한 응력 전달을 통해 고정체와 지지골과의 골유착 상실로 심한 경우 식립된 고정체 철거 상태까지 발생할 수 있다(Lee et al, 2000; Kim & Lee, 2002; Wallace et al, 2003; Lee, 2003; Lee, 2004).

따라서 고정체의 골유착 손상 상황을 막기 위해서는 교합 저작력에 의한 하중의 분산 흡수를 통해 고정체와 지대주나사의 안정성을 유도하여야 하며, 이에 대한 임상적 해결 방법으로 고정체의 직경과 길이를 증가시켜 고정체와 지지골의 접촉면적 증대를 통한 응력 분산이 필요하다고 할 수 있다(Davarpanah et al, 2001; Lee, 2003; Lee, 2004; Lee et al, 2005; Son & Lee, 2009).

교합 하중에 대한 고정체 지지골의 응력 분포에 대한 연구는 실물 연구가 불가능하여 대부분 컴퓨터 시뮬레이션 연구인 유한요소법을 이용하고 있으나 유한요소 연구모델의 구조에 있어 보철물과 고정체를 연결하는 지대주나사의 결합을 완전 결합상태로 가정한 모델 사용과 현재 국내 임상에서 사용하고 있는 지대주(abutment), 지대주나사(abutment screw), 고정체(fixture)의 3개 구조와 다른 초기 임플란트의 실린더(cylinder)와 실린더나사(cylinder screw)를 포함한 5개 구조 모델을 사용하고 있다(Lee, 2003; Lee, 2004; Lee et al, 2005; Son et al, 2007).

따라서 본 연구는 현재 국내에서 임상적으로 사용하고 있는 임플란트 보철물 구조의 유한요소 모델을 제작하고 지대주나사를 통한 지대주와 고정체 결합을 조임 체결력

(tightening torque)으로 연결시키고, 모방 교합 하중을 적용하여 고정체 길이와 직경 변화에 따른 지지골 응력 분포를 분석하여 치과용 임플란트 보철물 제작에 있어 고정체 선택에 대한 생체역학적 자료를 제공하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 실험 모델

실험 모델 대상은 하악 제1 대구치 단관 임플란트가 식립된 지지골 모델을 제작하여 사용하였다. 단관 모델과 임플란트 구조, 지지골의 형태는 임상적 상태를 모방하여 제작하였으며 응력분석에 큰 영향을 주지않는 형태는 실험의 편의성과 오차 발생 가능성 축소를 위하여 단순화하여 적용하였다. 임플란트 구조 모델은 다양한 종류가 시판되고 있어 국내 D사의 internal type 제품을 선택하였으며, 설계도면을 이용하여 그 형상을 정확하게 재현하였고, 실험 모델 제작과 응력 분석은 유한요소 범용 프로그램인 Solidworks(Premium 2013, Dassault system, France)를 사용하였다.

지지골에 삽입되는 임플란트 고정체는 임상에서 많이 사용하는 직경 4mm와 5mm를 선택하고, 길이는 10mm와 13mm를 2종류를 선택하여 총 4개 모델을 제작하였다(Table 1).

Table 1. The model code by fixture size

Code	Diameter(mm)	Length(mm)
M410	4.0	10.0
M413	4.0	13.0
M510	5.0	10.0
M513	5.0	13.0

상부 보철물은 금속-도재관(metal-ceramic crown)으로 하악 제1 대구치 형태로 모델을 제작하였으며, 지대주와 고정체를 연결하는 나사 삽입로는 치관 형태에 영향을 줄 수 있어 설계하지 않았다. 치관 크기는 근원심폭 8 mm, 협설폭 8mm로 구성하고 치아 교두 형태는 4교두 형태로 모델링 하였다. 치관 높이는 자연치와 같이 8mm로 하였으며 2.5mm의 지대주 구조를 포함한 지지골 상부 노출 구조물의 총 높이는 10.5mm로 제작하였다. 상부 도재관

(ceramic crown) 치관 보철물은 금속 내관으로 지대주에 치과용 시멘트로 유지되는 형태로 모델을 제작하였으며 치과용 시멘트 구조도 모델에 제작하여야 하나 모델 제작의 편의성과 시멘트의 영향을 피하기 위해 치관 보철물과 지대주는 완전 결합된 상태로 설정하였다.

임플란트 구조는 지대주와 지대주나사, 고정체로 구성하였으며 치관과 지대주, 고정체와 지지골은 결합접촉(bonding contact)으로 연결시켰으며 지대주와 고정체를 연결하는 지대주나사는 절점접촉(node contact)으로 접촉부 절점 간 간격 5 μ m, 마찰계수 0.4로 설정하였다. 그리고 지대주와 고정체 연결은 지대주나사 체결력에 의한 결합으로 통상적인 고정력으로 이용하는 20Ncm의 조임력으로 결합시켰으며 전체 구조가 결합된 유한요소 모델과 각 모델의 내부 구성형태를 <Fig. 1>에 제시하였다.

임플란트 고정체 지지골은 높이 17.5mm, 근원심폭 14mm, 협설폭 10mm로 구성하였으며 지지골의 표면 구조인 피질골(cortical bone)의 두께는 1.2mm로 형성하였다. 인체의 피질골과 해면골(cancellous bone)은 이방성(anisotropy) 특성을 갖고 있으나 정확한 물성적 자료 수집이 곤란하여 모델을 구성하는 전체 구조 부분은 등방성(isotropy), 균질성(homogenization), 선형 탄성(linear elasticity)인 물질로 가정하였다. 모델 구성 재료들의 탄성계수(Young's modulus)와 포와송비(Poisson's ratio)의 물성적 자료는 문헌의 보고에서 제시된 자료를 이용하였으며(Table 2), 고정체의 길이와 직경에 따른 4종의 유한요소 분석 모델의 절점(node)과 요소(element)의 특성을 <Table 3>에 제시하였다.

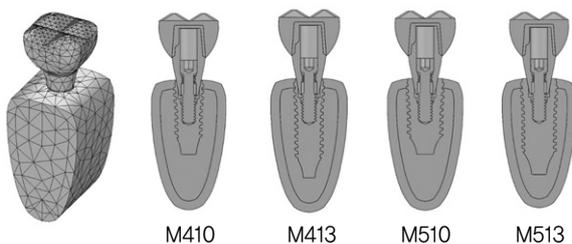


Fig. 1. Finite model and cross sectional view of the experimental models

Table 2. Material properties used for experimental FEM Model

Materials	Elastic Modulus	Poisson's ratio
Cortical Bone	9,000MPa	0.3
Cancellous Bone	700MPa	0.35
Ti alloy		
- Fixture		
- Abutment	120GPa	0.32
- Abutment Screw		
- Coping cap		
Porcelain	68GPa	0.22

Table 3. Characteristics of mesh of the each models

	M410	M413	M510	M513
Max. element size(mm)	2,39871	2,39887	2,39897	2,39896
Min. element size(mm)	0,47974	0,47977	0,47979	0,47979
Total node number	31,229	35,082	37,470	40,733
Total element number	20,659	23,478	25,276	27,769

2. 하중조건과 구속조건

실험모델에 적용한 하중 형태는 교합력을 모방하여 치관 협측교두에 수직하중을 적용하였으며, 하중 크기는 한 교두에 50N씩 모두 100N으로 적용하였다(Fig. 2). 100N의 하중 크기는 자연 교합압과 차이가 있으나 본 연구는 컴퓨터 모의실험으로 응력결과 값을 임상적 결과 값으로 그대로 적용하기 어려우므로 각 모델의 결과 값의 비교정도를 쉽게 파악하기 위하여 단순하게 적용하였다. 구속조건으로는 지지골 모델의 연장성을 고려하여 지지골 근원심 단면의 모든 절점을 6 방향의 자유도를 구속시켰다(Son et al., 2007).

가해진 하중으로 인하여 발생하는 임플란트 고정체 주위 치조골 조직의 응력 분포 분석은 등가응력(von Mises stress, VMS)값을 이용하여 분석하였다. 각 모델의 하중 조건에 따른 최대 VMS 크기와 위치를 분석하였으며 등간격으로 구분된 VMS 값의 분포 형상을 색 차이로 나타내었다.

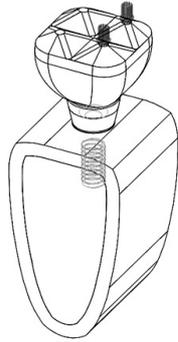


Fig. 2. The loading condition of model

III. 결 과

현재 국내에서 제작 사용하는 시멘트 유지형 도재 단관 임플란트 보철의 형태로 모델을 제작하고 협측 교두에 총 100N의 수직 하중을 적용하여 고정체 지지골의 최대 응력값과 분포 양상을 분석하였다. 지지골의 최대 응력값 발생 위치는 모든 모델에서 협측 피질골 상부에서 발생하였다. 이는 협측교두에 하중을 적용하여 고정체 구조에 회전운동량으로 모멘트(moment)가 발생되어 나타나는 상황으로 판단되며 그 크기는 M410 실험모델에서는 164.9MPa, M413 모델 141.2MPa, M510 모델 54.3MPa, M513 모델 53.6MPa로 분석되었다. 전체적인 응력 분포 형태는 모두 피질골 상부에만 집중되는 형태로 해면골을 포함한 하부 지지골에서는 매우 낮은 분포 양상을 나타내고 있었다(Fig. 3, Table 4).

실험 유한요소 모델 간의 최대 응력값 비교에서는 M410 모델을 기준(100%)으로 볼 때 M413 모델의 지지골은 85.6%, M510 모델은 32.9%, M513 모델은 32.5% 수준으로 나타나 길이 증가에 의한 응력 감소보다 직경 증가에 의한 최대 응력값 감소가 매우 크게 나타났다.

고정체 길이에 따른 지지골 응력 비교는 직경 4mm에서는 길이 10mm(M410)에 비해 길이 13mm 모델(M413)에서는 약 85.6%로 낮아졌으나 직경 5mm 모델에서는 10mm(M510)에 비하여 13mm(M513)는 약 98.7%로 응력 감소 현상이 거의 나타나지 않았다.

고정체 직경에 따른 지지골 응력 비교에서 길이 10mm 모

델에서는 직경 4mm 모델(M410)에 비하여 직경 5mm 모델(M510)은 32.9%로 현저하게 최대 응력값이 낮아졌으며, 길이 13mm 모델에서는 직경 4mm 모델(M413)에 비하여 직경 5mm 모델(M513)의 지지골 응력값도 37.9%로 매우 낮아지는 결과를 나타냈다.

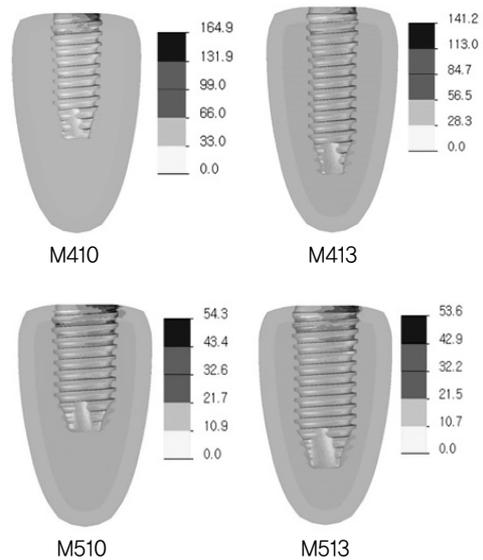


Fig. 3. von Mises stress distribution on the supporting bone of experimental models

Table 4. The maximum value of stress on the supporting bone of models

Value \ model	M410	M413	M510	M513
VMS(MPa)	164.9	141.2	54.3	53.6
%	100.0	85.6	32.9	32.5

IV. 고 찰

치과 임플란트 보철은 치아 결손 시 고정체를 식립하여 인공치근으로 활용하여 보철물을 제작할 수 있어 자연치를 보호하고 구강 기능을 회복할 수 있는 효과적인 치료 방법이라고 할 수 있다. 그러나 임플란트 고정체는 지지골과 골유착 결합을 하게 되어 치근막이 담당하는 교합 하중 분산이나 교합하중에 대한 감각 수용기능을 가질 수 없어 치료 성공을 위해서는 고정체의 선택 등의 주의가 요구된다.

임플란트 보철물에서는 상부 보철물이 계속적으로 교합 하중에 노출되어 기능하게 되며 이 교합 하중은 치근막 역할의 응력 분산이나 과하중에 대한 제어 기능이 결여된 상태로 지지골에 식립되어 있는 고정체를 통해 지지골로 직접적인 응력 전달 현상이 나타나게 된다. 고정체와 계면 접촉을 이루고 있는 지지골의 생체 지지능력 이상의 응력 전달은 지지골의 파괴나 접촉 지지골의 병적 흡수 현상이 발생할 수 있다(Lee, 2004; Pjeturesson et al, 2008).

따라서 임플란트 보철 시술에서는 교합 하중 감소와 응력 전달 분산 구조 설계가 필수적이며 이중 가장 효과적인 방법은 시술 임플란트 고정체 길이와 직경을 증가시켜 응력 분산 역할을 늘리는 것이라고 할 수 있다.

기존의 연구에서도 고정체 길이와 직경 증가에 따른 지지골의 응력 변화에 대한 많은 연구를 수행하여 대부분의 연구에서는 길이 증가보다 직경 증가가 효과적이라고 보고하고 있다(Holmgren et al, 1998; Lee, 2004). 그러나 기존 연구들은 과거 실린더, 실린더나사, 지대주, 지대주나사, 고정체의 5 개 구조에 대한 연구이거나 응력 전달의 주요 연결요소인 지대주나사와 고정체의 나사 체결구조가 아닌 완전 결합 구조로 연구되어 그 정량적 결과의 신뢰도가 낮다고 할 수 있다(Eckert et al, 2001; Lee, 2003; Lee, 2004).

본 연구는 국내 임상에서 주로 사용하고 있는 지대주, 지대주나사, 고정체의 3 개 구조 임플란트 모델을 채택하고 지대주나사와 고정체의 연결에 있어 나사 조임력을 통한 체결력을 부여하여 고정체 길이와 직경에 따른 지지골의 응력 분포 상황을 분석하여 보다 정확한 정량적 분석을 시도하였다.

연구 결과 고정체 길이 증가 시는 지지골 응력 감소에 큰 효과가 없는 것으로 나타났으며, 고정체 직경 증가 시는 지지골 응력 감소에 큰 효과가 있는 것으로 나타났다. 고정체의 3mm 길이 증가 시 직경 4mm에서는 85.6%, 직경 5mm 고정체에서는 98.7%의 지지골 응력값이 나타났으며, 이는 Lee(2003)의 직경 3.75mm 고정체의 길이 3mm 증가 시 94.6%의 응력값 감소와 유사한 결과를 보였으며 감소 차이는 사용한 모델이 다르며 지대주나사 체결력 조건에 의한 영향으로 판단된다.

고정체 직경 비교에서 길이 10mm에서 직경 4mm 사용에서 5mm 사용 시는 32.9%, 길이 13mm에서는 37.9%의 응력값을 나타내어 크게 낮아지는 결과를 얻었다. Lee(2004)의 고정체 직경에 따른 지지골의 응력 변화 결과에서 4mm에서 5mm로 직경이 증가하면 응력값이 70.9%로 낮아진 것에 비하면 더 큰 비율로 지지골의 응력값이 낮아지는 결과를 얻었다. 이러한 차이는 사용한 임플란트 구조가 다르며 체결력 적용 여부에 따른 차이로 나타난 것으로 추측되며 실물 재현성이 높은 본 연구의 결과가 더 큰 신뢰성을 갖는다고 생각된다.

고정체 직경 증가는 교합 하중에 대한 고정체의 응력 대응이 대부분 고정체 접촉 계면 피질골에서 담당하게 되어 길이 증가보다 큰 효과를 갖는 것으로 판단된다. 이는 지지골의 응력 분포에 있어 해면골의 분담 역할이 거의 이루어지지 않고 있어 길이 증가에 따른 효과가 적을 수 밖에 없으며 응력 전달과정에서 교합력에 따른 모멘트 발생 시는 일부 응력 감소 효과가 있을 것으로 예상된다.

치과 임플란트 보철물 제작에 있어 고정체 선택은 잔존 치조 지지골의 형태와 크기에 영향을 받게 되어 고정체 선택의 한계성이 크다고 할 수 있으나 골이식 시술이나 표면 골 삭제 등으로 가급적 큰 직경의 임플란트 고정체 사용이 지지골의 안정성이 증가되며 이로 인한 임플란트 보철의 안정성이나 내구성 증가에 효과적이라고 판단된다.

본 연구의 제한점으로는 초기 가정으로 정한 지지골의 등방성은 생체골과 차이가 있으며, 인체에서의 교합 조건은 다양한 동하중 상황으로 보다 인체와 유사한 조건의 모델 제작과 하중 전달 상황에 대한 연구가 계속적으로 필요하다고 생각된다.

V. 결 론

치과임플란트 보철물 수복에 있어 길이 10, 13mm와 직경 4.0, 5.0mm의 고정체를 사용한 지지골의 응력 분포 상황을 파악하기 위하여 도재금속 단판과 지지골 형상을 3차원 유한요소 모델로 제작하고, 100 N의 교합 하중을 적용하여 지지골의 응력 분포 결과를 분석하였다.

1. 고정체의 길이 3mm 증가에 따른 지지골의 응력 감소

정도는 평균 7.83% 이었으나 직경 1mm 증가에 따른 응력 감소는 64.56%로 크게 나타나 치과 임플란트 보철물 수복 시 직경이 큰 고정체 사용이 지지골의 안정성에 큰 효과가 있는 것으로 나타났다.

2. 4종의 실험 모델 모두에서 최대 응력 부위는 하중 방향의 피질골에서 발생하였으며, 응력 분포 상황도 최대 응력 발생부위에서 대부분의 응력 집중 현상이 나타나 치과 임플란트 보철물 시술 시 이에 대한 인식과 주의가 필요하다고 생각된다.

REFERENCES

- Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Etienne D, Tecucianu JF. Wide-diameter implants: new concepts. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 21(2), 149-159, 2001.
- Eckert SE, Meraw SJ, Weaver AL, Lohse CM. Early experience with Wide-Platform Mk II implants. Part I: Implant survival. Part II: Evaluation of risk factors involving implant survival. *Int J Oral & Maxillofac Implants*, 16(2), 208-216, 2001.
- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 24(2), 80-88, 1998.
- Kim YS, Lee DK. Clinical study on success rate of osseointegrated dental implants. *Journal of Wonkwang Dental Research Institute*, 11(1), 163-180, 2002.
- Lee JB, Wang YS, Shin KH, Hwang BN. Retrospective multicenter study of AVANA endosseous dental implant. *J Kor Aca Den Tec*, 38(6), 558-566, 2000.
- Lee MK. A 3D-dimensional finite element analysis of stress distribution on supporting bone by lengths of dental implant fixture. *Journal of Catholic University of Pusan*, 3, 233-248, 2003.
- Lee MK. A 3-dimensional finite element analysis of stress distribution in the supporting bone by diameters of dental implant fixture. *J Kor Aca Den Tec*, 26(1), 69-76, 2004.
- Lee MK. Finite element analysis of stress distribution on supporting bone of cement retained implant by oblique loading. *Review of Korea Contents Association*, 14(9), 343-349, 2014.
- Lee MK, Kim YJ, Kim CY. A comparative analysis of stress distribution in the implant supporting bone by occlusal loading location utilizing the finite element method. *J Kor Aca Den Tec*, 27(1), 105-113, 2005.
- Pjeturesson BE, Jung RE, Glauser R, Zembiv A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*, 19(2), 119-130, 2008.
- Son SS, Kim YJ, Lee MK. Finite element analysis of stress distribution on supporting bone of posterior implant partial dentures by loading location. *J Kor Aca Den Tec*, 29(1), 93-101, 2007.
- Son SS, Lee MK. Finite element stress analysis on supporting bone by tripodal placement of implant fixture. *J Kor Aca Den Tec*, 31(1), 7-15, 2009.
- Wallace SS, Froum SJ. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Ann Periodontol*, 8(1), 328-343, 2003.