

골유착성 치과 임플란트 고정체 직경에 따른 지지골의 응력분포에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구

부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

이 명 곤

[Abstract]

A 3-dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution in the Supporting Bone by Diameters of Dental Implant Fixture

Myung-Kon Lee

Dept. of Dental Laboratory Science, College of Health Sciences, Catholic University of Pusan

The objective of this finite element method study was to analyze the stress distribution induced on a supporting bone by 3.75 mm, 4.0 mm, 5.0 mm diameter of dental implant fixture(13 mm length). 3-dimensional finite element models of simplified gold alloy crown(7 mm height) and dental implant structures(gold cylinder screw, gold cylinder, abutment screw, abutment, fixture and supporting bone(cortical bone, cancellous bone) designs were subjected to a simulated biting force of 100 N which was forced over occlusal plane of gold alloy crown vertically.

Maximum von Mises stresses(MPa) under vertical loading were 9.693(3.75 mm diameter of fixture), 8.885(4.0 mm diameter of fixture), 6.301(5.0 mm diameter of fixture) and the highest von Mises stresses of all models were concentrated in the surrounding crestal cortical bone. The wide diameter implant was the good choice for minimizing cortical bone-fixture interface stress.

- Key word : dental implant, fixture diameter, fem, stress distribution.

* 이 논문은 2003년도 부산가톨릭대학교 교내연구비로 연구되었음.

교신 ■ 성명 : 이 명 곤 ■ 전 화 : 051-510-0591 ■ E-mail : mki22@cup.ac.kr
저자 ■ 주 소 : 부산광역시 금정구 부곡3동 9번지 부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

I. 서 론

Brånemark에 의해 골유착(osseointegration) 개념과 이를 이용한 골유착성 임플란트가 소개된 후 그 유용성으로 지속적인 연구 개발이 이루어졌으며, 장기간의 실험연구 및 임상 보고 등을 통하여 골유착성 임플란트 보철 치료는 구강 기능회복을 위한 일반적인 치료 술식으로 이용되고 있다(신상완과 현기봉, 2001).

임플란트는 특수환경인 구강 내에 식립되어 치근의 역할을 대신하여 정하중(static load) 및 동하중(dynamic load)를 복합적, 연속적으로 받게 되므로 생체역학과 관련된 많은 문제점이 발생될 수 있는데 제시된 문제점으로는 임플란트 고정체(fixture)와 치조골간의 골유착 파괴, 임플란트 구성 구조부분 자체 파절 및 변형, 임플란트와 보철물 연결부 손상, 상부 보철물 파절, 유지나사(gold cylinder screw)의 이완 및 파절, 치조골의 소실 등을 들 수 있다(이재봉 등, 2000).

이러한 문제점들 중 시술 임플란트의 철거 상황을 갖게 되어 환자에게 가장 피해정도가 큰 사항으로 임플란트 고정체와 치조골 간의 골유착 파괴를 들 수 있는데, 이의 원인으로 1차 수술후 하중 조기 부여, 지지 주위조직의 감염 등의 시술 실패의 원인 등도 있지만 자연치와 달리 완충기전 역할을 하는 치근막 구조 없이 지지골과 고정체의 직접적인 결합으로 교합 하중을 그대로 지지골에 전달하는 임플란트 구조에서 가해지는 과하중에 의한 임플란트 고정체와 지지골의 계면에서의 골유착 파괴가 주된 원인으로 들 수 있다. 따라서 교합하중을 분산, 흡수하는 고정체의

효율적 설계와 선택이 필수적인 사항으로 요구되고 있다(Clelland 등, 1991 ; Rieger 등, 1990 ; Van & Schmitt, 1990).

또한 하중의 분산, 흡수에 도움이 될 수 있는 접촉계면의 증진을 위하여 지지골의 가용 범위 안에서 길이와 직경이 큰 고정체의 사용이 권장되고 있다. 따라서 고정체 길이와 직경의 증가로 인한 응력 분산에 대한 효과에 대한 정확한 자료 제공을 위한 연구가 필요하다고 할 수 있다.

Holmgren 등(1998)은 3.8mm부터 6.5mm까지 직경을 달리한 4종의 고정체에 따른 2차원 유한요소분석으로 주위 지지골의 응력을 분석하였으며, Tuncelli 등(1997)은 임플란트의 직경 증가와 위치 변화에 따른 변위와 응력 분포를 역시 2차원 유한요소법을 이용하여 조사한 바 있다.

하중에 대한 임플란트 고정체를 지지하는 주위골의 응력 크기와 분포를 파악하기 위한 실험 방법은 광탄성법, strain gauge법, 유한요소법 등이 많이 이용되고 있는데, 이중 유한요소법은 실질적인 구조물을 유한개의 요소로 분할하여 근사적인 방법으로 엄밀해에 가까운 결과값을 구하는 분석방법으로 반복실험에 대한 편리성과 경제성, 응력값과 분포에 대한 정밀한 분석이 가능해 최근 가장 많이 이용되고 있는 실험방법이다(Van Rossen 등, 1990).

그러나 임플란트 고정체 지지골의 응력에 대한 기존의 관련 연구는 임플란트 구조 자료 입력의 편의를 위한 단순 형태를 이용했거나, 2차원 응력 분석 연구가 주를 이루어 현재 사용되고 있는 임플란트 고정체 지지골의 응력에 대한 보다 정확한 응력 파악에 관한 연구가 부족하다고 할 수 있다.

본 연구에서는 3차원 유한요소법을 이용하여 임플란트의 각 구성부분을 모두 개별적으로 모델로 제작하여 보다 정확한 응력값과 분포 양상을 제시하고자 3차원 유한요소법을 이용하여 국내 임상에서 많이 사용되고 있는 3.75mm, 4.0mm, 5.0mm의 3종의 치과용 임플란트 고정체의 직경에 따른 주위 지지골에서 발생하는 응력값과 분포 양상을 분석하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 유한요소 모델

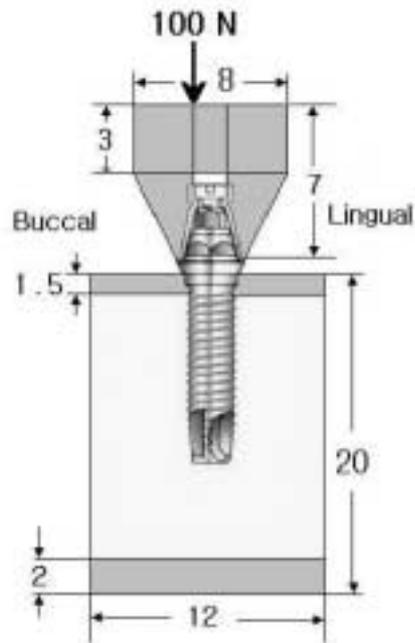
교합하중을 가당한 하중적용에 대한 임플란트 고정체의 지지골에서 발생하는 응력의 크기와 분포양상을 파악하기 위한 3차원 유한요소법 분석을 위하여 구성된 유한요소 모델은 국산 AVANA self tapping 임플란트를 선택하여 설계도면을 이용하여 자료를 입력하였으며 그 상부 구조부분은 금실린더(midicone gold cylinder)와 금실린더나사(gold cylinder screw), 지대주(midicone abutment), 지대주나사(abutment screw)로 구성하였다.

본 연구의 분석 목적인 하부 구조부분의 고정체의 선택은 현재 임상에서 이용되고 있는 다양한 종류 중에서 가장 많이 사용되고 있는 것으로 보고된 13mm 길이를 택하여 직경도 역시 가장 많이 사용되고 있는 3.75mm, 4.0mm, 5.0mm의 3종을 선택하였다(이재봉 등, 2000).

임플란트 고정체를 지지하는 치조골의 형태는 피질골(cortical bone)과 해면골(cancellous bone)로 구성하여 지지골 구조부분은 두께 1.5

mm의 상부 피질골과 16.5mm의 해면골, 2.0mm의 두께 하부 피질골로 전체 지지골의 높이는 총 20mm로 구성하였다. 근원심폭과 협설폭은 모두 12mm로 구성된 육면체의 형태로 제한하였다.

또한 상부 보철물 구조는 하악 제 1 대구치를 가당한 형태를 이용하였으나 보철물 구조는 단지 하중 전달 역할 만으로 제한하여 치아의 교두형태에 따른 영향을 피하기 위하여 교합면은 평면으로 구성하여 근원심폭경 10mm, 협설폭경 8mm의 단순 육면체 구조로 변경하였으며, 금관 보철물 높이는 자연치 높이보다 다소 낮은 7mm로 하였으며 지대주 높이 2mm를 포함하여 지지골 상부 노출 구조물 높이는 9mm로 제작하였다(Fig. 1).



〈Fig. 1〉 The schematic model with loading condition(unit : mm).

인체의 피질골과 해면골은 이방성(anisotropy)이나 수치적 계산에 의한 유한요소 분석을 위해 모델을 구성하는 모든 구조부분은 등방성(isotropy)이고 균질성(homogenization)이며 선형 탄성(linear elasticity)인 물질로 가정하였으며, 모델링과 유한요소 응력 분석은 유한요소 해석 범용 프로그램인 ANSYS(Swanson Analysis System Inc., U.S.A. Ver. 5.7)를 사용하였다.

모델을 구성하는 재료들의 탄성계수(Young's modulus)와 포와송비(Poisson's ratio)의 물성적 자료는 문헌의 보고에서 제시된 자료를(Kim 등, 1999 ; Patra 등, 1998 ; Stegaroiu 등, 1998 ; Papavasiliou 등, 1996) 이용하여 이를 <Table 1>에 나타내었으며, 모델을 구성하는 각 구조의 접촉부분들은 완전 결합한 것으로 취급하였다.

<Table 1> Mechanical properties of model materials.

material	Young's modulus (E, GPa)	Poisson's ratio (ν)
cortical bone	13.70	0.30
cancellous bone	1.37	0.30
Ti alloy (abutment, abutment screw)	110.00	0.30
Ti alloy(fixture)	110.00	0.30
gold alloy(crown)	90.00	0.33
gold alloy (cylinder, cylinder screw)	122.00	0.30

3.75mm, 4.0mm, 5.0mm 고정체의 직경에 따른 3종의 모델링에 사용된 각 구성부분의 절점(node)과 요소(element)의 수는 <Table 2>에 제시하였다.

<Table 2> Numbers of element and node of each models.

diameter	node	element
3.75mm	18,787	19,590
4.00mm	19,753	20,504
5.00mm	18,982	19,672

2. 하중조건 및 구속조건

본 연구의 하중조건은 임상적 교합하중을 가정하여 적용해야 하지만 교합하중은 무한한 하악골 운동에 의한 복합하중으로 유한요소 모델에 이를 모두 적용하는데 한계가 있어 수직하중으로 단순화시켜 분석하였다.

교합점은 교합면의 중앙점을 이용하지 않고 다소 임상적 상황을 얻고자 보철물부 교합면 중앙점에서 협측으로 1mm 이동한 지점을 택하여 적용하였다. 교합하중의 크기는 기존연구에서도 다양한 하중크기를 이용하고 있으나 본 연구에서는 수직하중 100 N을 적용하였다(Holmgren 등, 1998 ; Meijer 등, 1992).

본 연구에서는 치조골 모델을 부분적으로 구성하였으므로 구속조건으로는 설정된 모델의 강성체 운동을 피하기 위하여 치조골의 최하단 밑면 부위를 x, y, z 축으로 완전히 고정하였다.

가해진 하중으로 인하여 발생하는 지지 치조골의 응력 크기와 분포의 해석방법은 등가응력(von Mises stress)값을 이용하여 모델에 따른 크기 정도와 최대응력부위를 파악하고 분포 양상은 등간격으로 구분된 등가응력 값을 색차이로 표시하였다.

Ⅲ. 연구결과 및 고찰

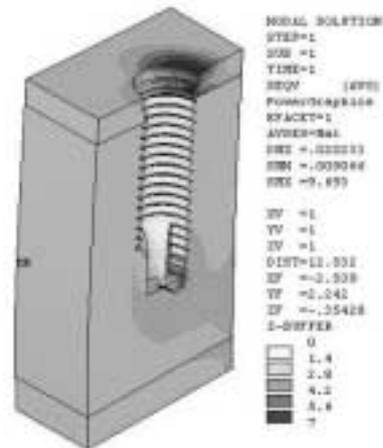
치과용 임플란트는 계속적으로 교합 충격에 노출되어 기능하게 되는 보철물에 응력이 발생되며 이는 상부 임플란트 구조부분들을 통하여 고정체로 전달되며 치근막의 완충역이 없는 상황에서 직접 계면으로 결합되어 있는 지지골로 응력이 전달되어 자연치보다 응력의 분산과 흡수에 취약한 역학적 성질을 가지고 있다. 따라서 임플란트 보철 치료가 내구적이며 성공적이기 위해서는 교합압으로 인한 지지골에 가해지는 압력이 생체의 지지능력 이내에서 가해지도록 임플란트의 기계적 및 물리적 성질을 중요한 요소로 고려해야만 한다(정석조, 1997).

임플란트 보철물이 받는 저작압은 모멘트와 힘으로 존재하게 되고 고정체와 지지골 계면으로 응력이 전달되어 지지골에서 응력에 대한 생물학적 반응을 하게 된다. 골조직에 나타나는 응력이 너무 적다면 불용성 위축(disuse atropy)이 생기며 과도한 응력이 발생하는 부분은 골의 파절이나 병적 흡수가 생길 수 있다(정석조, 1997 ; Rieger 등, 1990).

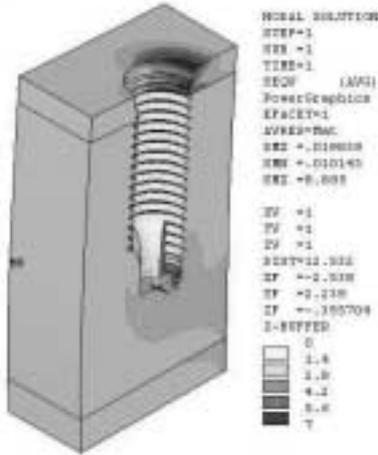
임플란트의 생역학적 응력분석에 관한 연구는 구강 내에서 직접 시행하기 어려우므로 공학적인 개념을 응용한 간접 측정방법인 유한요소 분석법이 많이 이용되고 있다. 이는 구조체에 하중이 가해지면 구조체는 변형이 일어나며 이에 대한 평형을 이루는 내부 응력이 발생하는데, 이러한 외력에 대한 구조체의 변형과 응력 분포를 구하기 위해 구조물을 유한개의 요소로 분할하여 수치적으로 해석을 구하는 방법이다. 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이

루어진 구조물에 대해 각각의 특성을 포함하여 결과로 발생하는 응력의 크기와 방향 그리고 변위를 분석할 수 있어 생체에서의 응력분포를 가장 유사하게 재현할 수 있는 장점을 갖고 있다(정석조, 1997 ; 조진희와 방몽숙, 1991).

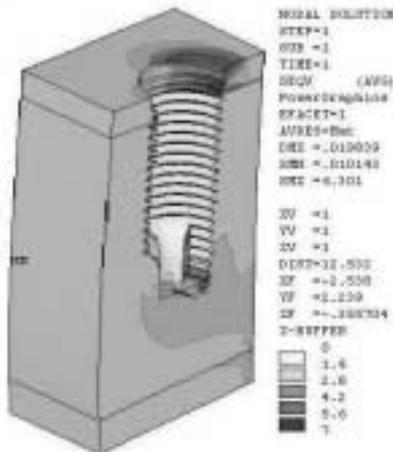
본 연구는 임플란트의 각 구조와 보철물, 지지골의 형태를 모델로 제작하고 유한요소법을 이용하여 고정체의 길이에 따른 지지골의 응력 분포를 분석하기 위하여 100 N의 수직하중을 적용한 결과 13mm 길이와 3.75mm 직경의 고정체 모델에서는 최대등가응력이 9.693MPa로 나타났으며, <Fig. 2> 4.0mm 직경의 고정체 지지골에서의 최대등가응력은 8.885MPa로 3.75mm 직경 고정체 지지골 응력에 비하여 91.7%로 나타나 약간의 감소현상을 보였으며, <Fig. 3> 5.0mm 직경 고정체 지지골에서는 6.301MPa로 3.75mm 직경 고정체 사용시보다 65.0%의 응력 감소결과를 보였다 <Fig. 4>. 모든 모델에서의 최대응력부위는 상부 피질골에서 나타났으며 응력의 분포 양상은 유사한 결과를 보였다 <Table 3>.



<Fig. 2> Distributions of stress on the bone of 3.75mm diameter fixture.



〈Fig. 3〉 Distributions of stress on the bone of 4.0mm diameter fixture.



〈Fig. 4〉 Distributions of stress on the bone of 5.0mm diameter fixture.

〈Table 3〉 Maximum values of von Mises Stress on the each models.

diameters	MPa	%
3.75mm	9.693	100.00
4.00mm	8.885	91.66
5.00mm	6.301	65.01

수직하중 적용시 가장 낮은 응력값을 보인 5.0mm 고정체의 지지골 최대응력값 6.301MPa은

Rieger 등(1990)이 주장한 Wolf's law에 의한 bone remodeling의 한계치 700psi(약 5.0MPa)를 초과하는 수치로 나타났으나 교합하중은 복합하중으로 다양한 방향의 하중이 작용되며 그 크기에 대해서도 역시 다양하므로 실험 결과를 그대로 적용하여 골조직의 흡수나 파괴가 일어난다고 할 수는 없다. 그러나 경사하중 적용시 수직하중보다 약 4-5배 정도의 응력 증가가 지지골에서 나타나는 것을 볼 때 유해한 영향을 미치는 과하중 상황이 발생하는 경우가 있을 것으로 판단된다(이명곤, 2003 ; Holmgren, 1998).

타연구 결과와의 비교는 사용한 모델이 다르며 하중 조건도 본 연구와 하중점의 크기와 위치가 같은 경우가 없어 직접적인 비교는 불가능하지만 Holmgren 등(1998)의 연구에서는 수직하중 적용시 3.8-6.5mm의 4종의 고정체에서의 최대응력값은 약 10MPa 정도로 균일하게 나타났으며 이는 stepped cylinder 고정체를 이용하여 조사한 결과로 생각되며 본 연구에서와 같이 3차원의 정밀한 나사형 고정체에서는 직경 증가에 따른 응력 감소 현상이 뚜렷하게 나타났다.

이명곤(2003)의 고정체 길이에 따른 응력 분석 연구에서 고정체의 길이의 증가로 인한 응력 감소폭보다 직경 증가로 인한 감소폭이 큰 것으로 나타나 지지골의 형태에 따라 가능한 한 큰 직경 고정체(wide fixture) 사용이 효과적이라고 판단된다.

본 연구의 제한점으로는 초기 가정으로 정한 지지골의 균질성, 등방성은 생체와 차이가 있으며, 인체에서의 실제 교합력은 동하중으로 정하중에 비하여 응력 지속시간과 크기에 차이가 있으므로

보다 정확한 물성치와 모델 구성, 하중의 적용 등의 지속적인 연구가 필요하다고 할 수 있다.

IV. 결 론

본 연구는 3차원 유한요소법을 이용하여 치과 임플란트 고정체의 직경에 따라 지지골에서 발생하는 응력 분포를 분석하였다. 유한요소 모델은 금합금관, 금실린더나사, 금실린더, 지대주나사, 지대주, 고정체, 피질골, 해면골 등의 구조를 입력하였으며 고정체의 직경은 3.75mm, 4.0mm, 5.0mm의 3종을 선택하였다. 하중조건은 금합금관의 교합면부에 100 N의 수직하중을 적용하였다.

최대등가응력은 모든 모델에서 고정체 주위 상부 피질골에서 발생하였으며, 각 모델에서의 최대등가응력값은 3.75mm 직경 고정체의 지지골에서는 9.693MPa, 4.0mm 직경 고정체에서는 8.885MPa, 5.0mm에서는 6.301MPa로 나타났다. 이는 보다 큰 직경 고정체 임플란트(wide fixture) 사용은 고정체 주위골의 응력 분산에 도움이 된다고 할 수 있다.

참 고 문 헌

신상완, 현기봉. 골유착성 임플란트의 성공 기준. 치과임상. 241, 854-858, 2001.
이명곤. 삼차원 유한요소법을 이용한 치과 임플란트 고정체 길이에 따른 지지골의 응력 분포 분석. 부산가톨릭대학교 논문집. 3, 233-248, 2003.

이재봉, 왕영수, 신광호, 황병남. 국산 Avana implant의 임상결과에 관한 연구. 대한치과의사협회지. 38(6), 558-566, 2000.

정석조. 임플란트 보철의 abutment 유무에 따른 유한요소법적 응력 분석. 석사학위논문. 조선대학교 대학원, 1997.

조진희, 방몽숙. 유한요소법을 이용한 수중 심미수복물의 응력 분석. 대한치과보철학회지. 29(2), 129-145, 1991.

Clelland NL, Ismail YH, Zachi HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 6(4), 391-398, 1991.

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 WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. Implant Dent. 8(2), 141-151, 1999.

Meijer HJ A, Kuiper JH, Starmans

- FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants : Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* 68(1), 96-102, 1992.
- Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 76(6), 633-640, 1996.
- Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent.* 7(4), 355-368, 1998.
- Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 63(4), 457-465, 1990.
- Stegarioiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant : A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13(6), 781-790, 1998.
- Tuncelli B, Poyrazoglu E, Koyluoglu AM, Tezcan S. Comparison of load transfer by implant abutments of various diameters. *Eur J Prosthodont Rest Dent.* 5(2), 79-83, 1997.
- Van Rossen IP, Braak LH, De Putter C, De Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent.* 64, 198-205, 1990.
- Van GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants : The Toronto study, Part II : The prosthetic results. *J Prosthet Dent.* 64(1), 53-61, 1990.