

# 임플란트 국소의치 금나사의 3차원 유한요소법 접촉응력 분석

이 명 곤

부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

## 3D Dimensional Finite Element Analysis of Contact Stress of Gold Screws in Implant Partial Denture

Myung-Kon Lee

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

[Abstract]

**Purpose:** In this research, non-linear three dimensional finite element models with contact elements were constructed. For the investigations of the distributions of contact stresses, 3 units fixed partial dentures model were studied, especially on the interface of the gold screw and cylinder, abutment screw.

**Methods:** 3 types of models were constructed ; the basic fixed partial denture in molar region with 3 units and 3 implants, the intermediate pontic fixed partial denture model with 3 units and 2 implants, and the extension pontic fixed partial denture model with 3 units and 2 implants. For all types, the external loading due to chewing was simulated by applying 45° linguo-buccal loading of 300 N to the medial crown. For the simulation of the clamping force which clinically occurs due to the torque, thermal expansion was provided to the cylinder as a preload.

**Results:** Under 300 N concentrated loading to the medial crown, the maximum contact stress between abutment screw and gold screw was 86.85~175.86MPa without preload, while the maximum contact stress on the same area was 25.59~57.84MPa with preload.

**Conclusion:** The preloading affected the outcomes of the finite element stress analysis. Reflecting the clinical conditions, the preloading conditions should be considered for other practical study utilizing FEA. For the study of the contact stresses and related motions, various conditions, such as frictional coefficient changes, gap between contact surfaces, were also varied and analyzed.

Key words : Contact Stress, Finite Element Analysis, Gold Screw, Implant

\*이 논문은 2012학년도 부산가톨릭대학교 교수연구년 제도에 의해 작성되었음.

교신저자	성명	이 명 곤	전화	010-4818-0591	E-mail	mklee@cup.ac.kr	
	주소	부산시 부곡동 9번지 부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과					
접수일	2013. 10. 31		수정일	2013. 11. 18		확정일	2013. 12. 16

## I. 서 론

골유착성 임플란트(Osseointegrated implant)를 인공 치근으로 이용하는 치과 보철 치료는 장기간의 성공적 결과로 단일치관 보철, 부분 결손치 보철, 무치악 보철로 이용 범위와 시술 증례가 증가하고 있다. 치과용 임플란트는 각 구조 소재 및 구조의 개선, 치료 술식의 발전 등으로 결손치 환자의 구강 기능 회복을 위한 성공적인 치료 방법으로 인정되고 있으나, 치료 현장의 임상 평가에 있어서는 실패 사례가 많이 보고되고 있으며 이로 인한 환자 와 시술자에게 큰 부담으로 작용하고 있다(Kim et al., 2002; Nam et al., 2003; Min et al., 2003).

현재 사용되고 있는 치과용 골유착성 임플란트는 보철물 구조를 고정체나 지대장치에 연결하는 방법에 따라 나사 유지형(screw retained type)과 시멘트 고정형(cement fixed type)으로 구분할 수 있다. 나사 유지형 임플란트는 지지골과 유착되는 고정체(fixture)부터 지대주(abutment), 지대주나사(abutment screw), 보철물 연결용 실린더(prosthesis retaining cylinder), 실린더 금나사(cylinder gold screw)까지의 2개 내부 나사 연결의 복합적 구조로 고정체와 분리가 용이하여 구강 위생 관리 및 유지, 보수 편리성과 짧은 치관 높이에도 적절한 유지력을 얻을 수 있는 장점 등을 갖고 있으며 개발 초기부터 현재까지 계속적으로 사용되고 있다.

나사 유지형 임플란트의 단점으로 제기되는 문제점은 시멘트 고정형보다 정밀한 적합도가 요구되며 보철물에 형성되는 나사용 구멍으로 인한 교합 면적 감소를 들 수 있으며, 가장 큰 임상적 문제점은 보철물을 고정하는데 사용되는 실린더 금나사의 풀림(loosening)과 파절(fracture) 문제로 이에 대한 원인으로 반복적 저작 하중, 보철물의 부정확한 적합, 비기능력 작용, 과하중 교합력, 비정상적 교합관계, 부적절한 임플란트 보철물 설계 또는 재료의 결함 등의 복합적 요인으로 보고되고 있다(Singer & Serfaty, 1996; Chung et al., 1997; Hebel & Gajjar, 1997; Min et al., 2003).

보철물과 임플란트를 연결하는 금나사의 풀림과 파절은 보철물 유지 실패와 임플란트 구성부분 손상, 지지 골조직과 유착성 상실 등의 임플란트 시술 실패로 연결된다.

금나사 풀림은 여러 치관을 연결하는 고정성 국소의치 구조에서 많이 보고되고 있으며 특히 연장가공치형 고정성 국소의치에서 높은 금나사 풀림 현상 발생이 보고되어 있다(McGlumphy et al., 1998; Johansson & Ekfeldt, 2003).

나사 유지형 임플란트 보철물 금나사의 풀림과 파절 현상을 파악하기 위하여 교합 하중에 대한 각 구조 부분의 역학적 현상에 대한 자료를 실험 실험으로 구조별로 정확하게 파악하기는 불가능하다고 할 수 있으며 이러한 자료를 측정하고 분석하기 위한 효과적인 방법으로 이미 많은 연구에서 사용되었으며 이의 유용성도 입증된 유한요소 분석법을 들 수 있다(Sakaguchi & Borgersen, 1995; Lang et al., 2003; Alkan et al., 2004).

나사 유지형 임플란트 금나사에 대한 기존 유한요소법 분석들은 금나사와 보철물의 잠금 체결력을 재현하는 preload 상황을 실제와는 다르게 구현하고 있거나, 나사 풀림에 대한 정밀한 분석 연구가 없어 보철물 유지용 금나사의 파절과 풀림에 대한 임상적인 공학적 기초 자료가 요구되고 있다.

현재 국내 임플란트 시술은 UCLA type의 지대주, 지대주나사, 고정체의 3 개 구조를 바탕으로 하는 시멘트 고정형의 구조를 대부분 사용하고 있으나 외부의 과다한 충격과 보철물의 부적합한 장착, 과하중 교합과 같은 결합적 상황에서는 보철물과 지지골을 보호할 수 있는 금나사를 사용하는 나사 유지형 임플란트가 큰 장점을 갖고 있다. 따라서 나사 유지형 임플란트의 금나사의 풀림과 파절 현상에 대한 보완이 이루어진다면 앞으로도 효과적인 임플란트 치료 술식의 한 방법으로 이용될 수 있다고 생각된다.

본 연구에서는 기존 금나사에 관한 유한요소 연구들이 각 구조 부분들을 융합된 상태로 분석하고 있어 구조들 간의 응력 전달이나 상대적 운동에 대한 정확한 자료를 얻는데 어려움이 있다고 판단하여 금나사와 접촉되는 실린더와 지대주나사 부분을 접촉요소(contact element)로 제작하는 비선형 해석기법을 도입하고, 또한 금나사의 회전 체결력을 모방한 preload 조건을 인가하여 금나사의 파절과 풀림에 대한 안정성을 예상할 수 있는 접촉응력을 조사하였다.

연구 대상으로는 금나사의 풀림 현상이 많이 발생하는 것으로 보고되는 치과용 임플란트 시술예가 많이 이루어지는 3 종류의 구치부 고정성 국소의치 모델을 제작하고, 비선형 3 차원 유한요소 분석법을 이용하여 하중에 따른 각 모델의 보철물 유지용 금나사에서 발생하는 접촉응력의 크기를 파악하고 비교하여 각 모델의 금나사의 풀림과 파절 가능성에 대한 기초적 자료를 제공하고자 수행하였다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상

#### 1) 단관 모델(Crown model)

금나사의 풀림 현상을 연구하기 위하여 접촉응력 분석 대상인 금나사와 금나사의 접촉 연결부분만을 분리하여 지대주, 고정체, 지지골을 제외한 금관, 실린더, 금나사, 지대주나사로 제작하였고, 실린더 하부를 직접 구축하는

데 따른 영향성을 줄이기 위하여 실린더 지지부를 원통형으로 제작하여 사용하였다. 단관의 모델링은 국내 O사의 임플란트의 설계도면을 이용하여 상부 구조물은 금실린더(esthetic gold cylinder), 실린더 금나사(esthetic cylinder gold screw, slot type), 지대주나사(esthetic abutment screw)로 구성하여 각 구조물의 중요 지점에 대한 3차원 위치정보를 입력하여 구현하였으며 각 구조 부분에 대한 규격은 <Table 1>에 제시했으며 구조 형상은 <Fig. 1>에 제시하였다.

Table 1. Specifications of model components (unit: mm)

	Gold screw	Cylinder	Abutment screw
Length	2.75	3.70	7.80
Diameter of top	-	4.00	2.45
Diameter of interface	-	4.80	2.95
Diameter of bottom	-	4.80	-

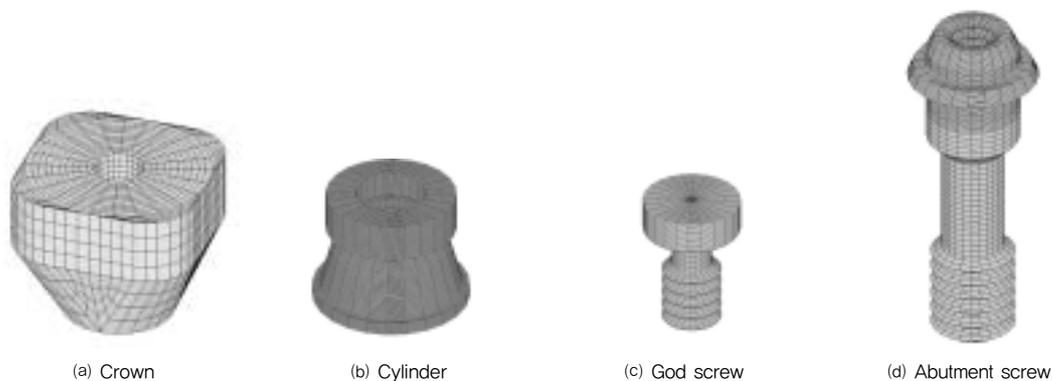


Fig. 1. Parts of the implant model

치관 보철물 구조는 하악 제2 소구치와 제 1, 2 대구치의 크기를 기준으로 보철물 제작시 자연치보다 교합면 크기를 축소하는 원칙을 고려하여 협설폭경과 근원심폭을 모두 8mm의 정사각형으로 제작하였으며, 이 크기는 임상적 고정성 국소의치 보철물을 제작할 때 최후방 대합치(제2 대구치) 교합면 중간까지 접촉될 수 있는 크기로 제작하는 기준을 적용하여 3치관 고정성 국소의치의 근원심폭을 계산한 바 총 24mm의 근원심폭이 합당하다고 판단하여 치관 교합면은 근원심폭경 8mm로 구성하였다. 치관

모델의 높이는 소구치부터 대구치까지 7~8.5mm의 자연치 높이보다 다소 낮은 7mm로 제작하였다.

치관 보철물 교합면은 평면으로 형성하였는데 이는 자연치의 교두 경사 형태는 결과 도출에 또 하나의 변수 상황이 되어 이에 따른 영향성을 배제할 수 있는 평면형으로 구성하였으며 실제 보철물 제작시에도 측방력을 피하기 위하여 교두 높이를 대폭 축소하므로 임상적 보철물 상황과 유사한 형태라고 판단하였다. 완성된 치관 구조는 근원심폭경 8mm, 협설폭경 8mm, 높이 7mm의 모서리가 약

간 둥근 육면체 형태이며, 모델 전체 높이는 13.65mm로 모든 구조물은 등방성, 균질성, 선형 탄성 재료로 가정하였으며 3 차원 육면체 요소 58,093개를 사용하였다.

각 구조 재료의 물성치는 치관 보철물은 금합금 사용을 적용하여 탄성률(elastic modulus) 91GPa, 포와송비(Poisson's ratio) 0.33을 적용했으며, 금나사는 금합금으로 탄성률 100GPa, 포와송비 0.3, 지대주나사는 Ti 합금으로 탄성률 117GPa, 포와송비 0.3을 적용하였다. 모델을 이루는 각 구조물들의 모형은 <Fig. 1>에 나타내었으며 이들을 결합한 단관 모델의 모형을 <Fig. 2>에 나타내었다 (Lee et al, 2005).

본 연구에서 이용된 치관과 임플란트 구조물의 모델 구축과 하중 조건에 따른 유한요소 분석은 범용 유한요소 프로그램인 ANSYS(Ver. 10.0, Swanson Analysis Inc. USA)를 이용하였다.

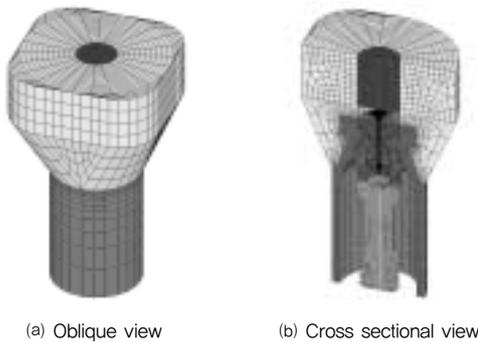


Fig. 2. Crown model views

치관 보철물과 임플란트 실린더를 연결하는 금나사의 접촉응력에 대해서 나사 체결력으로 인한 preload 인가 상황이 외부 하중에 대해서 어떻게 작용하는지 알아보기 위해 실린더와 지대주나사, 그리고 금나사의 접촉 부위를 비선형 접촉영역으로 모델링 하였으며 <Fig. 3>에 비선형 접촉부위를 나타내었다. 비선형 접촉부는 절점 간 간격을 10 $\mu$ m을 주었으며 이는 기존 연구들의 5~0.3 $\mu$ m보다 약간 확대된 것으로 금나사의 보다 명확한 운동을 파악하기 위하여 다소 높은 값을 이용하였다. 금나사의 머리부와 실린더, 금나사의 수나사부와 지대주나사의 암나사 접촉부

마찰계수는 실질 마찰계수는 제시되어 있지 않으며 기존 연구들도 0.4에서 윤활작용이 포함되었다고 간주한 0.12까지의 다양한 수치를 활용하고 있었다(Sakaguchi & Borgersen, 1995; Lang et al., 2003; Alkan et al., 2004). 본 연구에서의 모델 절점 간 간격이 다소 높게 제작된 것을 고려하고 금나사의 미끌림에 의한 회전각 산출을 줄이기 위해 0.4의 마찰계수를 적용하였다.

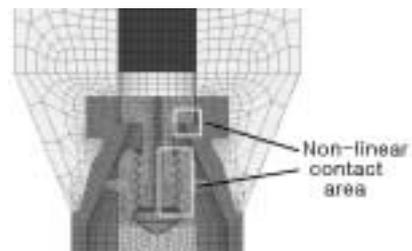
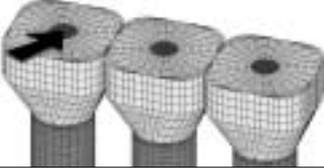
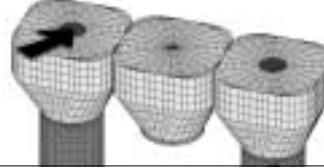


Fig. 3. Non-linear contact area in the crown model

2) 국소의치 모델(Fixed partial denture model: FPD)

먼저 제작한 단관 모델을 결합하여 3종류의 고정성 국소의치 모델을 제작하였다. 단관 모델을 연결하여 3개 임플란트와 3개 치관으로 제작한 기본형 고정성 국소의치 모델(basic FPD model : BA model), 2개 단관 모델과 임플란트 없이 중간에 치관과 치조골부 만을 연결한 2개 임플란트에 중간가공치를 포함한 3개 치관을 연결하여 제작한 중간가공치 고정성 국소의치 모델(intermediate pontic FPD model: IP model), 역시 2개 단관 모델을 연결하고 외측(lateral side)에 연장가공치 치관과 치조골부를 포함하여 3개 치관을 연결한 연장가공치 고정성 국소의치 모델(extension pontic FPD model: EP model)로 나누어 구현하였다(Table 2). 각각의 모델들은 임상에서 시술되고 있는 다양한 형태의 고정성 국소의치 형태를 재현한 것이며, 실제 임플란트 내부의 역학적 환경과 유사하게 구현된 모델들의 접촉응력 조사를 통해 하중에 따른 각 모델의 금나사의 풀림과 파절 가능성에 대한 정성적 비교에 적절한 판단 근거를 제공할 수 있을 것으로 판단된다(Son et al, 2007; Son & Lee, 2009).

Table 2. Names of the each FEM FPD model by load type and location

Names of models with load type	Figures of load type and location
BA model medial crown : 300 N central crown : 0 N lateral crown : 0 N	
IP model medial crown : 300 N central pontic : 0 N lateral crown : 0 N	
EP model medial crown : 300 N central crown : 0 N lateral pontic : 0 N	

2. Prebad 조건 및 구속 조건

본 연구에서는 금나사의 토크 회전력에 의한 체결력을 표현하기 위하여 실린더에 열 하중을 인가하여 preload 효과를 구현하였다. 금나사를 토크렌치로 조일때 가해지는 회전력에 의해 금나사가 신장되어 발생하는 인장력과 실린더와 접촉되는 금나사 머리부와 지대주나사 암나사부와 금나사 수나사부 접촉계면 사이에서 발생하는 압축력을 실린더의 열팽창으로 구현하여 보철물과 결합되어 있는 실린더와 지대주나사를 금나사가 유지 고정하는 잠금력 효과(clamping effect)를 발생시켰다(Hebel & Gajjar, 1997; Min et al., 2003). 일반적으로 임플란트 금나사 체결에 사용하는 10Ncm의 preload에 의하여 발생하는 금나사의 응력 크기에 대한 정확한 자료를 획득할 수 없어 Alkan 등(2004)이 사용한 130MPa의 von Mises 응력을 적용하여 이 값이 구현되도록 실린더에 490.99K의 온도를 인가하였으며 실린더의 열팽창 계수는 동일 연구에서 제시된 자료인  $1.41 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 을 활용하였다.

전체 모델의 구속 조건은 실린더 지지 구조물의 최하단과 지대주나사 최하단부터 지대주나사 전까지의 절점을 6방향으로 구속하였다.

3. 외부 경사하중

교합하중을 모방한 외부 하중의 경사도 설정에 있어 선행 연구에서는 수직하중과 수평하중, 경사하중을 다양하게 사용하고 있는데 이는 치아 경사도와 교합면 형태, 하악골 운동 등이 복합적으로 작용하여 저작시 하중 경사에 대한 일정한 경향을 찾기 어렵기 때문으로 사료된다. 기존의 하중 적용 방법을 보면 수직하중을 교합면 위의 한 점이나 다수의 점으로 분산 적용하는 경우와(Akca et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2004) 수직하중과 근원심 방향 수평하중을 동시에 적용하거나(Akour et al., 2005), 교두경사를 만들고 직각으로 하중을 적용하여 수직하중과 협설 방향의 수평하중이 동시에 작용하게 하거나 15~30° 정도의 경사하중을 적용하는 연구(Sato et al., 2000; Pierrisnard et al., 2003) 등으로 다양하게 이루어지고 있다.

본 연구는 45° 경사하중 방향을 제시한 선행 연구(Geng et al., 2004)와 Ishigaki 등(2003)이 발표한 저작 습관을 자르기형(chopping type)과 갈기형(grinding type)의 두 종류로 분류하고 저작주기(chewing cycle)로 인한 폐구 운동로 각도를 각 35.6°와 60.7°로 발표한 내용을 바탕으로 설측에서 협측으로 한 45° 경사하중을 적

용하였다.

교합하중을 모방한 하중 크기도 임상적 교합 하중의 크기에 대한 명확한 정의가 없으며 선행연구(Kwon & Cho, 2001; Lee et al., 2002; Akca et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2004; Kim et al., 2004; Eraslan et al., 2005)에서도 1개 치관당 1~300N까지 다양하게 이용하고 있으나, 본 연구는 선행 연구에서 가장 많이 이용되고 있는 1개 치관당 100N을 계상하고, 고정성 국소의치 모델에서의 외부 경사하중은 한 치관에만 적용하는 집중하중(concentrated load) 조건으로 적용하였다. 집중하중은 실제 저작과정에서 가장 많은 저작압을 받을 수 있는 내측 치관(medial crown) 교합면에만 300 N의 45° 경사하중을 가하도록 입력하였다(Eraslan et al., 2005). <Table 2>에 3종의 국소의치의 구조 형태와 하중 적용 치관을 표시하였다.

### III. 결 과

치관 보철물과 고정체를 연결 고정하는 나사의 체결력은 임플란트 보철물의 안정성과 치료의 성공을 결정하는 중요한 요인의 하나이다. 본 연구에서는 금나사 머리부와 실린더, 금나사 수나사와 지대주나사 암나사 간의 접촉부에서의 접촉응력의 크기는 구성 부분들의 고정 잠금력을 나타내는 요소라고 인식하고 이를 파악할 수 있도록 금나사와 접촉되는 부위는 접촉요소로 제작하여 각 국소의치 모델의 preload 적용 여부에 따른 집중하중 조건에서 각 모델마다의 금나사 위치별로 접촉응력 값을 확인 비교하고자 금나사 풀림에 대한 접촉응력을 모델별로 분석하여 그 결과값을 Table 3에 제시하였으며 각 국소의치의 금나사 머리부(head)와 나사산부(screw)의 응력 분포 양상을 <Fig. 4~6>에 제시하였다.

기본형 고정성 국소의치(BA FPD model)는 preload를 적용하지 않고 하중만 적용한 경우는 금나사 머리부에서 166.37~170.09MPa, 나사산부에서는 86.85~115.79MPa의 접촉응력을 나타냈으며 가장 높은 값이 발생한 곳은 중간 치관 나사 머리부에서 나타났으며 가장 낮은 값은 내측 치관 나사산부에서 나타났다. 10Ncm의 preload를 적용하

고 300N의 집중하중을 인가한 경우에는 금나사 머리부 42.40~49.88MPa, 나사산부 25.59~46.08MPa 값으로 나타났으며 가장 높은 값을 보인 곳은 외측 치관 금나사 머리부와 나사산부였다(Fig. 4).

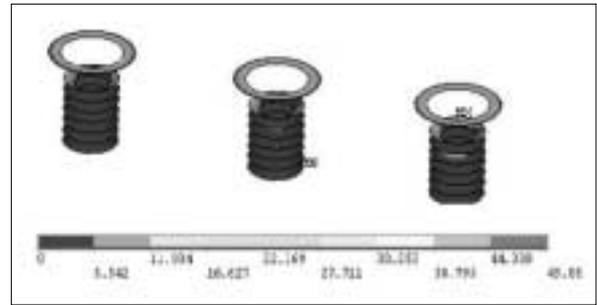


Fig. 4. Results of contact stress in the BA model

중간가공치 고정성 국소의치(IP FPD model)는 preload를 적용하지 않고 하중만 적용한 경우 내측 치관과 외측 치관 금나사 머리부 모두 175MPa 정도의 접촉응력을 보였으며, 내측 치관 금나사 나사산부는 106.78MPa, 외측 치관 나사산부는 139.34MPa의 접촉응력을 나타냈다. Preload를 적용하고 집중하중을 인가한 경우에는 외측 치관 금나사 머리부 52.83MPa, 내측 나사 머리부 43.93MPa로 나타났으며 나사산부는 외측 금나사 57.49MPa, 내측 치관 금나사 34.91MPa 값을 보였다(Fig. 5).

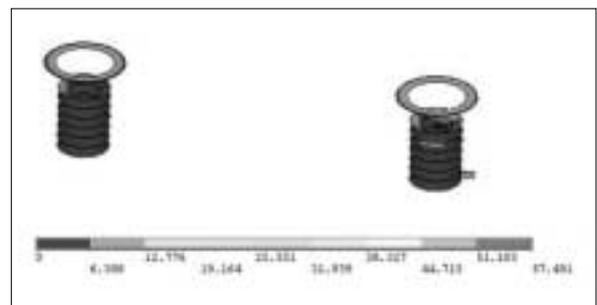


Fig. 5. Results of contact stress in the IP model

연장가공치 고정성 국소의치(EP FPD model)에서는 preload를 적용하지 않고 하중만 적용한 경우 내측 치관과 중간 치관 금나사 머리부 모두 172MPa 정도의 접촉응력을 보였으며, 내측 치관 금나사 나사산부는 106.44MPa, 중간 치관 나사산부는 140.82MPa의 접촉응력을 나타냈다. Preload를 적용하고 집중하중을 인가한 경우에는 중간 치관 금나사 머리부 51.72MPa, 내측 치관 머리부 43.28MPa

로 나타났으며 나사산부는 내측 금나사 35.03MPa, 중간 금나사 57.84MPa로 나타났으며, 중간가공치 국소의치와 연장가공치 국소의치의 접촉응력 값과 발생 양상은 유사한 형태로 나타났다(Fig. 6).

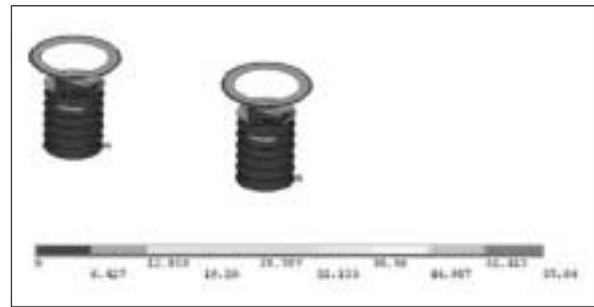


Fig. 6. Results of contact stress in the EP model

Table 3. Results of contact stress in the each FPD models (unit: MPa)

Type of model	Location of screw	Without preload		With preload	
		screw	head	screw	head
BA FPD	medial	86.85	169.49	25.59	42.40
	central	102.22	170.09	37.13	48.21
	lateral	115.79	166.37	46.08	49.88
IP FPD	medial	106.78	175.86	34.91	43.93
	lateral	139.34	175.60	57.49	52.83
EP FPD	medial	106.44	172.02	35.03	43.28
	central	140.82	172.64	57.84	51.72

#### IV. 고 찰

치과용 임플란트와 보철물 연결 나사에 관한 연구들은 보철물 유지를 위한 금나사에 관한 연구와 UCLA형 구조의 지대주나사를 대상으로 한 연구로 구분될 수 있으며 임상적으로 풀림과 파절이 많이 발생하는 금나사는 소형 크기로 인한 실험과 측정의 한계로 지대주나사에 비해 그 연구가 어려운 상황이다. 이러한 금나사의 풀림과 파절은 보철물 유지 실패와 임플란트 구성부분 손상, 지지 골조직과 유착성 상실 등의 임플란트 시술 실패로 연결된다. 금나사 풀림은 여러 치관을 연결하는 고정성 국소의치 구조에서도 보고되고 있으며 특히 연장가공치형 고정성 국소의치에서 높은 금나사 풀림 현상 발생이 보고되어 있다 (McGlumphy et al., 1998; Johansson & Ekfeldt, 2003).

본 연구와 관련있는 나사에 관한 유한요소법 연구로는 Alkan 등(2004)이 preload가 나사의 초기 장력(tension)으로 작용하며 저자력과 같은 외력이 preload 힘보다 크

게 작용하면 풀림이 발생한다고 하면서 3종류의 임플란트를 나사산부 절점(node)을 접촉요소로 제작하고 접촉 간격은 5 $\mu$ m, 마찰계수는 0.3을 적용한 비선형 접촉 분석 유한요소 모델로 제작 실험하였다. 본 연구와는 반대로 금나사의 경부 열수축을 통한 129MPa의 preload를 적용하고 교합력 하중을 모방한 외부 하중을 치관 중심에 10 N 수평하중, 35N 수직하중, 70N 경사하중으로 나누어 적용한 후 금나사와 지대나사에서 발생하는 von Mises응력 분포를 조사하여 나사에서의 최대 응력 값은 모두 나사 경부에서 발생하였으며 preload만 적용 시 129MPa에서 10N 수평하중에는 145MPa로 증가하였고 수직하중과 경사하중에서는 preload 적용시 응력 값보다 감소하여 각각 60.8MPa, 91.3MPa의 값을 나타냈다고 보고하였다.

Sakaguchi & Borgersen(1995)은 2차원 유한요소법을 이용하여 각 구조 부분을 강제부와 변형부 모델로 제작하고 preload는 지대나사를 축 방향으로 변위시켜 적용시켰다. 모든 접촉면은 0.3 $\mu$ m 간격으로 하고 마찰계수는 0.4로 적용하였다. 지대주나사 장착 후 임플란트와 접촉

계면의 접촉력은 188.3N이었고, 금나사를 장착하면 실린더와 지대주의 접촉면에서 131.5N의 접촉력이 발생하며, 금나사의 장착으로 이미 장착되어 있던 지대주나사의 접촉력이 187.2N에서 226.4N으로 20.2% 증가하였다. 20Ncm 토크량에 대한 축 방향 최대 인장응력은 지대주나사의 경부와 나사머리 연결부에서 240.7MPa로 나타났으며, 이는 지대주나사의 항복강도인 462MPa의 52%의 낮은 수준이므로 지대주나사를 잠금 때는 최대 잠금력이 주는 것이 필요하다고 하였다.

본 연구에서의 금나사의 접촉응력 분석은 금나사 수나사 부분과 지대주나사 암나사 부분의 접촉영역과 실린더 상부 접촉면과 금나사 머리의 하부 접촉면 사이에서 수행하였으며, 하중 조건에 따른 3종의 3개 치관 국소치치의 모델들의 금나사 위치별 접촉응력은 preload를 적용하지 않고 하중을 가했을 때는 나사 머리부에서는 최대 175MPa, 나사산부 최대 140MPa를 응력값이 나왔으며, 실린더의 열팽창을 통한 130MPa preload를 적용하고 하중을 적용하면 금나사 머리부 최대 52MPa, 나사산부 57MPa로 나타나 매우 낮은 접촉응력 값을 보이고 있다. 또한 하중이 가해지는 치관보다 인접 치관 금나사에서 최대 응력값이 나타났는데 이는 하중 치관은 압축력을 받게 되나 멀리 떨어져 있을수록 인장력이 크게 작용하여 보다 높은 값이 나타나는 것으로 생각된다.

대부분 실린더 상부 접촉면과 금나사 머리의 하부 접촉면 사이의 접촉응력이 금나사 수나사와 지대주나사 암나사의 접촉영역보다 높게 나타났으며 최대 접촉응력의 위치는 하중 방향과 유관하게 나타났다. 금나사의 수나사 부분과 지대주나사의 암나사 부분간 접촉영역의 접촉응력은 <Fig. 4~6>에서와 같이 첫 번째 나사산에서 가장 크게 나타났고 최대 접촉응력 위치는 금나사 머리 하부 접촉면은 하중 방향의 협측에서, 나사 접촉부는 설측 부위에서 가장 높은 접촉응력이 나타났으며, 이는 하중 방향으로 금나사가 압력을 받게 되므로 금나사 머리부는 하중 방향으로 경사지게 되어 하중 방향 협측부에서 최대 접촉응력을 보이게 되며 나사 접촉부는 금나사 머리부의 반대 방향으로 경사지게 되어 하중 방향의 설측부위에서 최대 접촉부위가 나타나게 된 것이다.

통상적인 유한요소법 연구에서는 각 구조부분들을 결합

된 것으로 분석하는 경우가 많으나 본 연구에서의 결과를 통해 각 구조부분들을 결합이 아닌 접촉형태로 제작해야 보다 정확한 응력값 분석과 비교가 가능하다는 것을 알 수 있었으며, 외부 하중을 적용하면 preload만 줄때의 접촉응력보다 낮아져 외부 하중이 preload로 생성된 접촉응력을 상쇄시키는 역할을 하고 있으며, 접촉응력만을 고려할 때 외부 하중으로 금나사 풀림이 발생된다는 영향성을 예상할 수 있었다.

본 연구에서의 결과도 일반적으로 인식하고 있는 1치관에 1개 임플란트 구조가 가장 낮은 응력값을 보여 금나사의 풀림과 파절에 안정적인 결과를 보이고 있어 치료 계획 수립시 충분히 이를 고려한 설계가 필요하다고 하겠다.

## V. 결 론

본 연구는 나사 유지형 치과 임플란트 금나사의 풀림과 파절에 대한 안정성을 파악하기 위하여 3종류의 고정성 국소치치 모델을 제작하고 비선형 3차원 유한요소법으로 300N 집중하중에 따른 금나사와 실린더, 지대주나사와의 접촉계면에서 발생하는 접촉응력의 크기를 파악하여 금나사의 풀림 안정성을 분석하였다.

1. 본 연구에서 제작한 금나사의 잠금 체결력을 모방한 모델의 preload 효과의 유용성을 확인하기 위하여 preload 인가 여부에 따른 접촉응력 크기 비교에서 뚜렷한 차이를 보여 실험 모델의 유용성이 있다고 판단하였다.

2. 금나사의 풀림 가능성에 대한 접촉응력 분석은 잠금 체결력을 모방한 preload 상황에서 외부 하중을 적용하면 나사 머리부와 나사산부 모두 접촉응력이 크게 감소되는 결과를 나타냈다. 외부 하중은 preload로 형성된 접촉응력을 감소시키는 경향을 보였으며 구강 내에서 반복되는 저작하중은 나사 풀림을 유도할 수 있어 충분한 양의 preload로 잠금력을 형성하는 것이 필요하다고 판단된다.

3. 3종류의 고정성 국소치치 모델에서의 금나사 접촉응력 분석 결과 3개 임플란트 3치관 구조의 기본형 고정성

국소의치 모델에서 가장 안정적인 결과로 나타나 가급적 1치관에 1개 임플란트 식립이 효과적으로 생각된다.

## REFERENCES

- Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. *Clin Oral Implants Res*, 14(4), 444-454, 2003.
- Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent*, 14(1), 77-81, 2005.
- Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*, 91(4), 319-325, 2004.
- Chung CH, Shin JY, Lee JK, Son MK. Cement-retained versus screw-retained implant restoration. *Oral Biology Research*, 21(1), 149-158, 1997.
- Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, et al. Effects of cantilever design in stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 32(4), 273-278, 2005.
- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone : A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*, 91(2), 144-150, 2004.
- Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil*, 31(3): 233-239, 2004.
- Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*, 77(1), 28-35, 1997.
- Ishigaki S, Nakano T, Yamada S. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*, 14(1), 97-102, 2003.
- Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: A retrospective study. *Int J Prosthodont*, 16(2), 172-176, 2003.
- Kim IK, Lee HU, Ryu SH, Choi JH, Han YS, Son CY, Byun HI. The three dimensional finite element analysis of the stress distribution in the three treatment options of implants restorations for the posterior partial edetulism. *Journal of Korean Academy of Oral and Maxillofacial Surgery*, 30(3), 175-180, 2004.
- Kim YS, Lee DK, Min SK, Lee J, Moon C. Clinical study on success rate of osseointegrated dental implants. *The Journal of Korean Association of Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgeons*, 24(2), 137-147, 2002.
- Kwon HJ, Cho HW. Three-dimensional finite element stress analysis of single implant prosthesis using different fixture and abutment screw diameters. *Journal of Wonkwang dental Research institute*, 10(2), 1-14, 2001.
- Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent*, 90(6), 539-545, 2003.
- 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. *The Journal of the Korean Academy of Dental Technology*, 27(1), 105–112, 2005.
- Lee TY, Kang JS, Lee SH, Ahn OJ, Kang DW. Stress analysis according to the different angulation in the implant placement. *Oral Biology Research*, 26(2), 17–30, 2002.
- McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implants screw mechanics. *Dent Clin North Am*, 42(1), 71–89, 1998.
- Min SK, Cha JW, Oh SH. Clinical study on success rate of single tooth implant. *The Journal of Korean Association of Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgeons*, 25(6), 542–551, 2003.
- Nam YK, Jang BS, Um HS. A two-year retrospective study on the clinical success of Korean implant systems. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 33(1), 37–47, 2003.
- Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res*, 5(4), 254–262, 2003.
- Sakaguchi R, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10(3), 295–302, 1995.
- Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehabil*, 27(1), 15–21, 2000.
- Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial denture: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11(5), 645–649, 1996.
- Son SS, Kim YJ, Lee MK. Finite element analysis of stress distribution on supporting bone of posterior implant partial dentures by loading location. *The Journal of the Korean Academy of Dental Technology*, 29(1), 93–101, 2007.
- Son SS, Lee MK. Finite element stress analysis on supporting bone by tripodal placement of implant fixture. *The Journal of the Korean Academy of Dental Technology*, 31(1), 7–15, 2009.
- Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implant: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13(1), 82–90, 1998.