나사형 임플란트 고정체의 길이, 직경, 플랫폼 형태에 따른 임플란트와 주위조직의 응력분포

전남대학교 치과대학 치주과학교실, 보철학교실#
전남대학교 치의학연구소

강지은·정현주·구철회#·양홍서#

Influence of diameter, length, and platform shape of implant fixture on the stress distribution in and around the screw type implant

Ji-Eun Kang, Hyun-Ju Chung, Chul-Whoi Ku*, Hong-So Yang*

Dept of Periodontology, *Dept of Prosthodontics, College of Dentistry Dental Science Research Institute
Chonnam National University

Seven finite element models were constructed in mandible having single screw-type implant fixture connected to the premolar superstructure, in order to evaluate how the length, diameter and platform shape of a screw-type fixture influence the stress in the supporting tissue around fixtures. Each finite element model was varied in terms of length, diameter, and platform shape of the fixture. In each model, 250N of vertical load was placed on the central pit of an occlusal plane and 250N of oblique load placed on the buccal cusp. The stress distribution in the supporting tissue and the other components was analysed using 2-dimensional finite element analysis and the maximum von Mises stress in each reference area was compared. Under lateral loading, the stress was larger at the abutment/fixture interface, and in the crestal bone, compared to the stress pattern under vertical loading. The amount of stress at the superstructure was similar regardless of the length, diameter and platform shape of a fixture. Around the longer fixture, the stress was decreased at the bone crest and subjacent cancellous bone and increased in the cancellous bone area apical to the fixture. Around the wider fixture, the stress was decreased at the abutment/fixture interface, and the bone crest and increased in the cancellous bone area apical to the fixture. Around the fixture having wider platform, less stress was produced at the abutment/fixture interface and the upper part of the cortical bone, compared to the fixture having standard platform. In conclusion, the stress distribution of the supporting tissue was affected by length, diameter, and platform shape of a fixture, and the fixture which was larger in diameter and length could reduce the stress in the supporting tissues at the bone-fixture interface and bone crest area.

Keywords : Finite element, Stress analysis, implant, diameter of fixture, Length of fixture, Platform shape

나사형 임플란트 고정체의 길이, 직경, 플랫폼 형태에 따른 임플란트와 주위조직의 응력분포

전남대학교 치과대학 치주과학교실, 보철학교실#
전남대학교 치의학연구소

강지은·정현주·구철회#·양홍서#

Ⅰ. 서 론

골유착성 임플란트는 1968년 Br nemark에 의해 골유착 개념이 도입된 이래 발전하여 현재 치아 결손시 우선시 고려되는 치료방법으로 각광받고 있다. 골 유착성 임플란트를 이용한 보철 술식은 초기에는 의치 사용을 기피하는 무치악 환자들에게 주로 사용되었지만 최근에는 부분 무치악 환자들의 저작기능 회복뿐만 아니라 단일 치아의 수복에도 임플란트가 이용되면서 그 사용이 날로 증가되는 추세이다[1,2].

여러 연구[3,4]에서 단일치 임플란트의 5년간 성공률은 92% 이상으로 보고되고 있지만 골질이 좋지 않거나, 골의 양이 부족하여 충분한 길이와 직경의 임플란트 고정체를 식립할 수 없는 경우, 그리고 제2 대구치 부위에서의 단일치 임플란트의 사용은 실패 가능성이 크다고 알려져 있다[1,5]. 최근에는 임플란트의 성공률을 높이기 위하여 임플란트 고정체의 재료 성분과 표면 처리에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며 지지골과의 접촉 면적을 넓혀 주기 위하여 다양한 길이와 직경의 임플란트 고정체가 개발되어 사용되고 있다[6,7]. 이중 넓은 직경의 임플란트 고정체는 개발초기에는 표준형의 임플란트 고정체가 골유착에 실패한 경우에 제한적으로 사용되었지만 지지골과의 접촉면적을 증가시킬 수 있고 상부구조물의 emergency profile의 개선을 가져올 수 있으며 골에 대한 응력의 부담을 덜어줄 수 있다는 많은 연구결과[8,9]로 인해 그 사용이 점차 증가되고 있다.

임플란트 고정체의 골유착의 실패는 여러 가지 원인에 의해서 발생된다. 그 중 교합력에 의하여 발생되는 임플란트와 주위 지지조직에 발생되는 응력은 골유착의 성공 여부에 큰 영향을 미치는 것으로 인식되어 왔다[10,11]. 저작 기능시 교합력은 임플란트를 통해 골로 전달되므로 임플란트를 이식한 후 교합하중에 대한 응력 분산과 이에 대한 골의 재형성과 같은 생체내의 반응이 매우 중요한 요소가 될 수 있다. 또한 골유착은 교합하중을 견딜 수 있도록 충분히 일어나야 하며, 골 내로의 하중을 효과적으로 분산시켜야 한다. 따라서 임플란트의 성공률을 높이기 위해서는 임플란트 주위의 골흡수에 대한 고려가 필수적이며 이를 위해서는 저작압에 의해 계면 및 주위조직에 발생하는 응력에 대한 고려가 더욱 중요하다.

Rieger 등[7,12]은 골유착성 임플란트의 생역학적인 성공을 위해서는 파괴응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해지는 응력을 넓게 분산시킬 수 있도록 임플란트 고정체를 설계해야 한다고 하였고 Hoshaw등[13]과 Isidor[14]는 과도한 교합력이 변연골소실의 증가를 가져온다는 사실을 동물 실험을 통해서 보여주었다. 임플란트 고정체와 하방 지지골에 발생하는 응력을 분석하기 위하여 많은 연구들이 있었는데 Richter[15]는 임플란트에 직접 transducer를 설치해 임플란트에 가해지는 수직압을 측정하여

자연치와 비교하였고 Skalak[16]은 임플란트에 가해지는 하중의 크기가 증가할수록 그에 비례하여 응력의 크기가 증가하였으나 응력분포 양상에는 영향을 주지 않는다고 보고하였다. Kinni 등[17]은 임플란트의 응력분산에 대한 광탄성학적 연구를 통하여 응력분산은 주로 근단부에서 일어나며 나사형의 고정체가 응력분산 효과가 우수하고 나사의 간격이 치밀할수록 응력분산 효과가 우수하다고 보고하였다. Sakaguchi와 Borgersen[18], Haak등[19]은 2차원 유한요소법을 이용하여 하중을 가했을 때 gold screw의 반응을 연구하였고 Sertgoz[20]는 3차원 유한요소법으로 임플란트지지 고정성 보철물의 응력을 골과 임플란트 계면에서 분석하였다. 또한 유한요소 분석법을 이용한 다른 연구[21]에서는 임플란트 주위의 응력은 주로 치조정 피질골에 집중됨을 보고하고 있다. 현재 임상에서 많이 사용되고 있는 임플란트는 치근형의 임플란트로 수십종이 소개되고 있으며 다양한 길이, 직경, 그리고 플랫폼의 형태를 갖는 임프란트 고정체들이 사용되고 있지만 이런 요인들과 관련된 임플란트 하방 지지조직의 응력분포에 관한 연구는 부족한 상태이다.

이번 연구의 목적은 하악 제 1 대구치 부위에 3 종류의 다른 직경과 3 종류의 다른 길이, 그리고 4 종류의 다른 플랫폼 형태를 갖는 나사형 임플란트 고정체를 매식한 모델에서 두 가지 하중조건을 부여하여 고정체의 길이, 직경, 그리고 플랫폼의 형태가 임플란트 주위조직의 응력분포에 미치는 영향을 이차원 유한요소법을 통하여 알아보는데 있다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

가. 임플란트 고정체 모델

본 연구에서 사용된 나사형 임플란트 고정체 모델로서 5종의 Osseotite (3i Implant Innovations Inc, Palm Beach Gardens, FL33410, USA) 고정체와 2종의 Osseotite XP (3i Implant Innovations Inc, Palm Beach Gardens, FL33410, USA) 고정체를 사용하였다. Osseotite 고정체는 직경 4.0mm, 길이 10mm, 13mm, 15mm인 표준직경 고정체와 길이 10mm에 직경 5.0mm, 6.0mm인 넓은 직경 고정체를 사용하였고 Osseotite XP 고정체는 일반 고정체에 비해 플랫폼이 넓은 형태로서 10mm 길이의 Osseotite XP 4/5, Osseotite XP 5/6을 사용하였다(Table 1).

나. 임플란트 지대주와 상부 구조물 모델

상부구조물은 UCLA 지대주를 사용하였고 지대주 나사에 의해 임플란트 고정체에 연결하였다. 금관의 형태는 Wheeler의 치아 해부학적 형태22)에 따라 하악 제2소구치의 형태로 제작하였고 교합면의 형태는 가급적 단순화시켜 협설측으로 대칭이 되는 형태로 제작하였다. 고정체의 직경이 다양하기 때문에 금관 하부 1/3에서는 고정체와 부드럽게 이어지도록 각 모델의 형태를 조정하였다.

Table 1. Characteristics of models

Model	Platform diameter	Fixture diameter	Length	Classification	Grouping in this study		
1	4.1mm	4.0mm	10mm	Osseotite®	I	II	III
2	4.1mm	4.0mm	13mm	Osseotite®	I		
3	4.1mm	4.0mm	15mm	Osseotite®	I		
4	5.0mm	5.0mm	10mm	Osseotite®		II	
5	6.0mm	6.0mm	10mm	Osseotite®		II	
6	5.0mm	4.0mm	10mm	Osseotite XP 4/5®			III
7	6.0mm	5.0mm	10mm	Osseotite XP 5/6®			III

2. 연구방법

가. 유한요소 모델의 설계

하악 제1대구치 부위에 상부 구조물이 연결된 임플란트 고정체가 식립된 2차원 유한요소 모형을 제작하였다. 임플란트가 식립된 골의 모형은 비교적 잔존 치조골의 흡수가 적은 실제 환자의 컴퓨터 단층 촬영 사진을 이용하여 하악골 제1대구치 부위의 협설 종단면의 외형을 사도(tracing)하여 실측치를 측정하였다. 이 측정치와 하악 구치부 피질골 두께에 관한 연구[23]에 근거하여 피질골과 해면골로 이루어진 2차원의 모형을 설계하였다. 골과 임플란트 고정체 사이의 접촉면은 결체조직이 개재되지 않고 완전히 골융합이 이루어진 것으로 가정하였으며 연조직은 생략하여 협설측으로 대칭의 형태로 제작하였다. 임플란트 고정체의 매식 깊이는 첫 번째 나사산이 피질골과 해면골의 경계부위에 위치하도록 하였다.

임플란트 상부 구조물의 재료는 제3형 금합금, 지대주 나사는 제4형 금합금, 그리고 임플란트 고정체는 순수 타이타늄을 사용하였다. 임플란트 고정체와 상부 구조물의 접촉부는 간극 요소를 부여하여 압축력이 작용시에는 힘을 서로 전달하나 인장력이 작용시에는 서로 분리되게 설계하였으며 각 모델의 요소는 형상이나 재료에 따라 분할하였다. 유한요소 모델은 먼저 Autocad 2000 (Autodesk Inc, San Rafael, CA94903, USA) 프로그램을 이용하여 모델의 외형을 제작하였으며 I-DEAS Master series version 6.0 (SDRC, Milford, Ohio, USA) 프로그램을 이용하여 각각의 격자(mesh) 구성을 하였다. 각 요소(element)는 4절점(node)의 사각형 형태로 이루어지며 현저한 응력이 예상되는 중요한 부위는 좀 더 정확한 응력 분포를 알아내기 위하여 가급적 작은 유한요소격자를 생성하였다(Fig.1). 그 결과 5158-5650개의 사각형 요소와 5363-5857개의 절점으로 구성된 각각의 모델들이 제작되었다.

나. 하중조건 및 경계조건

하중은 환자의 구강내에서 발생되는 교합력을 고려하여 대구치부에서의 평균 저작압인 250N을 사용하였다[24-26]. 하중은 정적 하중(static load)으로 각 모델에서 다른 두 하중조건을 설정하여 각 구성부

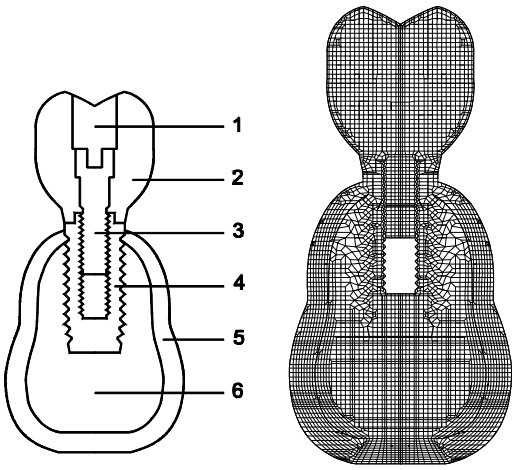


Fig. 1. Each component of model and finite element models.
(1. Composite resin, 2. UCLA abutment, 3. Gold screw, 4. Fixture, 5. Cortical bone, 6. Cancellous bone.).

와 지지조직에 발생하는 응력의 크기와 분포를 측정하였다. 첫 번째 하중은 250N의 수직하중이 교합면 중심와 부위의 5개 접촉점에 고르게 가해지도록 하였고, 두 번째 하중은 협측교두부위의 5개 접촉점에 250N의 경사하중이 고르게 가해지도록 하였다(Fig. 2). 경계조건으로는 골의 기저부를 고정하였으며, 임플란트 고정체와 상부구조물, 그리고 주변 골조직에서는 변형이 허용되도록 하였다.

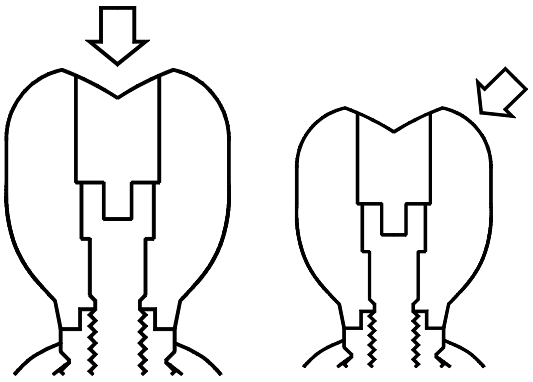


Fig. 2. Loading condition of each model.
(A. Vertical loading, B. Oblique loading)

다. 재료의 물성치

설계된 모델에 이용된 재료들은 총 7종류이며 유한요소해석을 수행하기 위한 각 재료의 탄성계수(Young's modulus)와 포와송 비(Poisson's ratio)는 이전 연구[27,28]를 참고하였다(Table 2).

모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모든 재료에 대해서 각 재료의 기계적 특성이 한 재료의 내부에서는 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 기계적 특성이 어느 방향으로나 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례한다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

라. 응력 분석

본 연구에 사용된 이차원 유한요소분석 프로그램은 I-DEAS Master Series Version 6.0 (SDRC, Milford, Ohio, USA)을 이용하였으며 나타난 여러 가지 응력값 중에서 von Mises 응력을 취하여 각 모델에서의 응력분포를 비교 분석하였다. 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위하여 응력의 크기에 따라 색도에 변화를 준 응력등고선식(stress contour plot)을 이용하였다. 각 모델간의 비교를 위하여 1) 상부 구조물, 2) 임플란트 고정체와 지대주의 경계부위, 3) 임플란트 고정체와 피질골의 경계부위, 4) 임플란트 고정체와 해면골의 경계부위, 5) 임플란트 고정체 첨단부위에 참고부위들(reference areas)을 정하고 두 가지 하중 조건에서 각 모델들의 참고부위에 나타나는 von Mises 응력의 최대값을 계산하였다(Fig. 3).

각 모델간의 응력 비교는 임플란트 고정체의 길이, 직경, 그리고 플랫폼의 형태에 따라 세가지의 군으로 나누어 각 군내에서 서로 비교하였다. I군은 임플란트 고정체의 길이에 따라 모델 1, 2, 3의 응력을 비교하였고 II군은 임플란트 고정체의 직경에 따라 모델 1, 4, 5의 응력을 비교하였다. III군은 임플란트 고정체의 플랫폼 형태에 따라 모델 1과 6 그리고 모델 4와 7을 서로 비교하였다(Table 1).

Table 2. Mechanical property of each material

Material	Young's Modulus(MPa)	Poisson's ratio
Composite resin	12,500	0.35
Type III gold	100,000	0.33
Type IV gold	99,300	0.30
Titanium	103,400	0.35
Cortical bone	13,700	0.30
Cancellous bone	1,370	0.30

Ⅲ. 연구 성적

임플란트 고정체의 종류에 따른 각 군에서 두 가지 하중조건에 따른 하방지지 조직에 발생된 응력은 다음과 같다.

1. 임플란트 고정체의 길이에 따른 응력 비교(I군)

가. 중심와에 수직하중을 가한 경우

각각의 모델들에서의 응력분포의 양상은 비슷하였으며 응력의 크기는 세 모델 모두 치조정에서 가장 큰 응력을 보였다. 임플란트 고정체의 길이가 증가할수록 상부구조물과 지대주/고정체의 계면에서의 응력은 차이가 거의 없었지만 치조정 치밀골과

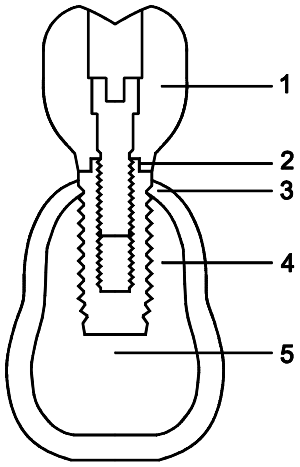


Fig. 3. Reference areas for comparison of stress. (1. Superstructure, 2. Junction of abutment and fixture, 3. Junction of fixture and cortical bone, 4. Junction of fixture and cancellous bone, 5. Apical portion of fixture)

그 하방의 해면골에서 응력크기는 15mm 고정체에서 각각 59%와 67% 감소하는 경향을 보였다. 임플란트 고정체 첨단부의 해면골에서는 고정체의 길이가 길어질수록 응력이 증가되었다(Fig. 4, 5).

나. 협측 교두에 경사하중을 가한 경우

경사 하중을 가한 경우 수직하중에 비해 4-5배의 응력 증가를 보였으며 가장 큰 응력은 하중을 가한 반대쪽의 지대주/고정체 계면과 치조정 피질골 부위에서 보였다. 임플란트 고정체의 길이가 증가할수록 상부 구조물에서의 응력 변화는 거의 없었으며 치조정 피질골과 그 하방의 해면골에서의 응력은 감소하였지만 그 차이는 미미하였다. 그러나 임플란트 고정체 첨단부의 해면골에서는 길이가 증가할수록 그 응력이 증가되었다(Fig. 6, 7).

2. 임플란트 고정체의 직경에 따른 응력 비교(II군)

가. 중심와에 수직하중을 가한 경우

각각의 모델들에서 응력분포의 양상은 비슷하였다. 임플란트 고정체의 직경이 증가할수록 상부구조물에서의 응력 변화는 거의 없었지만 지대주/고정체 계면과 치조정 피질골 부위에서의 응력은 6mm 고정체에서 각각 44%와 63% 감소하였다. 치조정 하방 해면골에서의 응력은 임플란트 고정체의 직경이 5mm에서는 4mm와 차이가 거의 없었지만 6mm의 직경에서는 13% 증가하였다. 임플란트 고정체 첨단부의 해면골에서는 직경이 증가할수록 그 응력이 다소 감소되었다(Fig. 8, 9).

나. 협측 교두에 경사하중을 가한 경우

가장 큰 응력은 하중을 가한 반대쪽의 지대주/고정체 계면과 치조정 피질골 부위에서 보였다. 임플란트 고정체의 직경이 증가할수록 상부 구조물에서의 응력 변화는 거의 없었지만 지대주/고정체 계면과 치조정 피질골 부위에서는 응력이 1/2에서 1/4정도 감소하였다. 치조정 하방 해면골에서의 응력은 임플란트 고정체의 직경이 5mm에서는 19% 감소하였지만 6mm의 직경에서는 13% 증가하였다. 임플란트 고정체 첨단부의 해면골에서는 직경이 증가할수록 그 응력이 감소되었지만 5mm와 6mm 직경에서의 차이는 거의 없었다(Fig. 10, 11).

3. 임플란트 고정체 플랫폼의 형태에 따른 응력 비교(III군)

가. 중심와에 수직하중을 가한 경우

XP 모델들의 응력분포 양상은 표준형의 모델들과 비슷하였다. 응력의 크기에 있어서 상부구조물에서의 응력 변화는 거의 없었지만 지대주/고정체 계면과 치조정 피질골 부위에서의 응력은 크게 1/4에서 1/6정도 감소되었다. 치조정 하방 해면골에서의 응력도 표준형 모델들에 비해 감소되었으며 임플란트 고정체 첨단부의 해면골에서는 응력의 크기가 비슷하였다(Fig. 12, 13).

나. 협측 교두에 경사하중을 가한 경우

가장 큰 응력은 하중을 가한 반대쪽의 지대주/고정체 계면과 치조정 피질골 부위에서 보였다. XP 모델들과 표준형 모델들의 상부 구조물에서의 응력 변화는 거의 없었지만 지대주/고정체 계면과 치조정 피질골 부위에서는 XP 모델들에서 응력이 1/2에서 1/3정도 감소하였다. 그 감소 양상은 직경이 큰 경우에 비해 표준형의 직경에서 더 크게 나타났다. 해면골에서의 응력 분포는 플랫폼 형태에 관계없이 비슷하였다(Fig. 14, 15).

Ⅳ. 총괄 및 고찰

치과영역에서의 임플란트 치료는 상실된 치아의 수복에 있어서 새로운 장을 열었으며, 장기간의 임상보고 및 많은 실험연구 등을 통하여 이러한 골유착성 임플란트의 임상적 효율성이 입증되고 있다. 완전 무치악 환자의 저작 기능 회복을 위해 시작된 임플란트 치료는 이제 부분 무치악 환자 뿐만 아니라 단일치 결손시에도 그 사용이 증가되면서 저작 기능의 회복 뿐만 아니라 심미적인 치아 수복을 위해서도 많은 연구가 이루어지고 있다[1-4].

최근에는 즉시 임플란트 매식법이 소개되면서 직경이 큰 임플란트 고정체의 필요성이 대두되고 있으며 직경이 큰 임플란트 고정체의 여러 가지 장점들이 소개되면서 그 사용이 점차 증가되고 있다[8,9]. 직경이 큰 임플란트는 치조정 주위의 압력을 감소시키고, 보철물과 임플란트의 강도를 증가시키며, 골유착의 증진을 위한 골과의 접촉부위를 최대화시

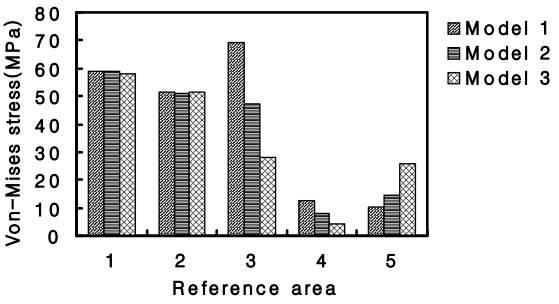


Fig. 4. Comparison of maximum von Mises stresses of group I under vertical loading.

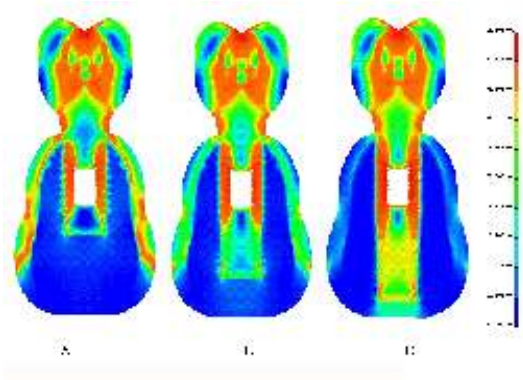


Fig. 5. Stress distribution of group I under vertical loading (A. model 1:4.1mm 4.0mm 10mm, B. model 2:4.1mm 4.0mm 13mm, C. model 3:4.1mm 4.0mm 15mm).

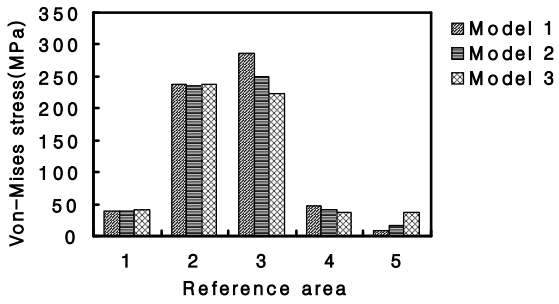


Fig. 6. Comparison of maximum von Mises stresses of group I under oblique loading.

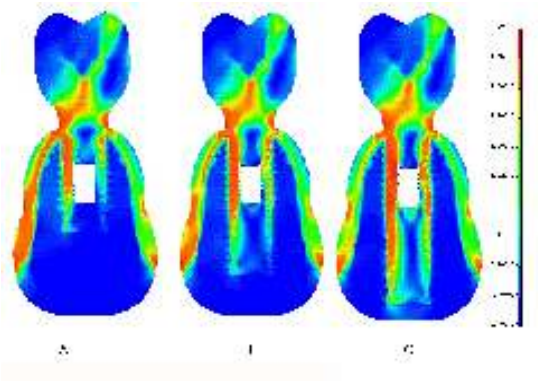


Fig. 7. Stress distribution of group I under oblique loading (A. model 1:4.1mm 4.0mm 10mm, B. model 2:4.1mm 4.0mm 13mm, C. model 3:4.1mm 4.0mm 15mm).

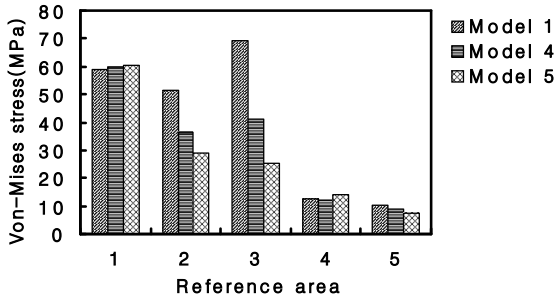


Fig. 8. Comparison of maximum von Mises stresses of group II under vertical loading.

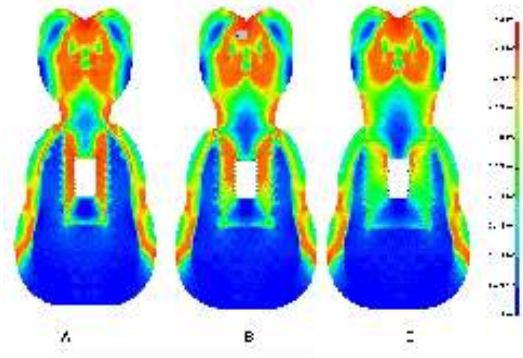


Fig. 9. Stress distribution of group II under vertical loading (A. model 1:4.1mm 4.0mm 10mm, B. model 4:5.0mm 5.0mm 10mm, C. model 5:6.0mm 6.0mm 10mm).

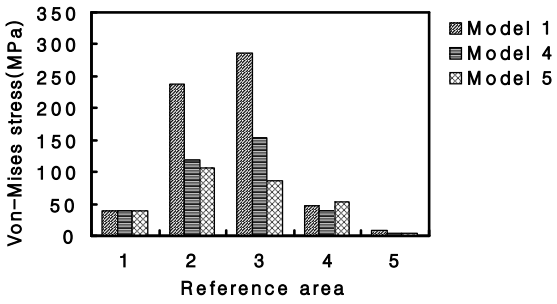


Fig. 10. Comparison of maximum von Mises stresses of group II under oblique loading.

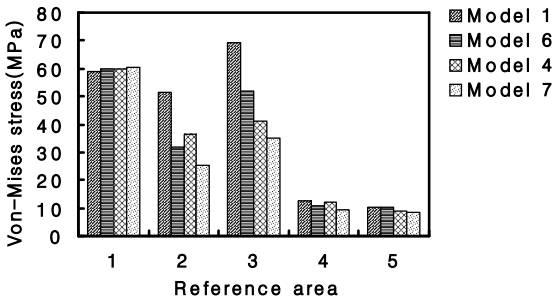


Fig. 12. Comparison of maximum von Mises stresses of group III under vertical loading.

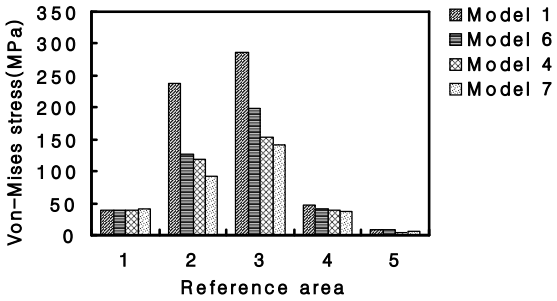


Fig. 14. Comparison of maximum von Mises stresses of group III under oblique loading.

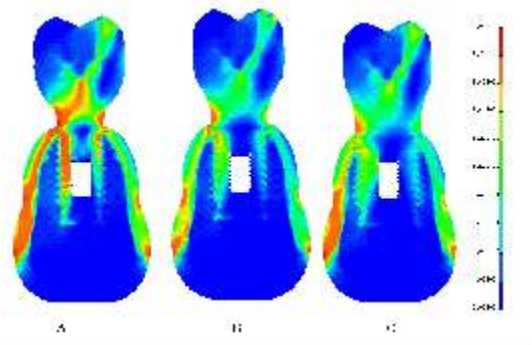


Fig. 11. Stress distribution of group II under oblique loading (A. model 1:4.1mm 4.0mm 10mm, B. model 4:5.0mm 5.0mm 10mm, C. model 5:6.0mm 6.0mm 10mm).

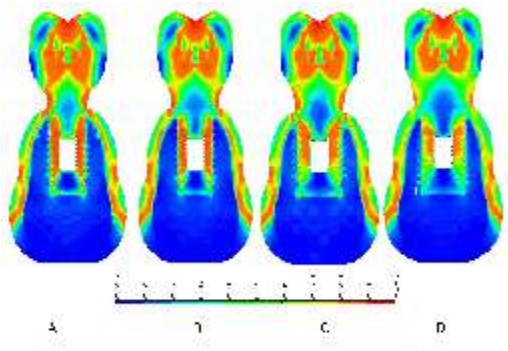


Fig. 13. Stress distribution of group III under vertical loading (A. model 1:4.1mm 4.0mm 10mm, B. model 6:5.0mm 4.0mm 10mm, C. model 4:5.0mm 5.0mm 10mm, D. model 7:6.0mm 5.0mm 10mm).

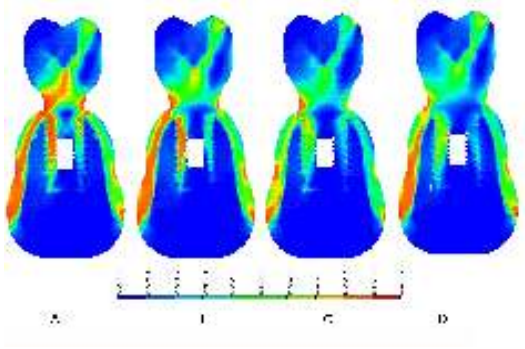


Fig. 15. Stress distribution of group III under oblique loading (A. model 1:4.1mm 4.0mm 10mm, B. model 6:5.0mm 4.0mm 10mm, C. model 4:5.0mm 5.0mm 10mm, D. model 7:6.0mm 5.0mm 10mm).

킬 수 있는 장점이 있으며, 또한 수복될 인공치관의 emergence profile을 개선시킬 수 있다. Hertel과 Kalk[29]는 임플란트의 설계는 응력 분산을 위해서 가능한 한 골과 넓은 접촉면적을 가질 수 있게 만들어야 한다고 하였으며 Graves 등[5]은 구치부의 치아를 대신하기 위해서는 그에 맞는 비교적 큰 직경의 임플란트가 선호된다고 하였다. 삼차원 유한요소 분석을 한 권 등[30]의 연구에서도 임플란트 고정체 직경이 증가할수록 지지 골 조직과 금관 및 고정체에 나타나는 응력은 감소하였다고 보고하였다. 그러나 Holmgren 등[31]은 유한요소 분석을 통한 그의 연구에서 직경이 큰 임플란트 고정체가 치조정 부위의 응력 감소를 위한 가장 좋은 선택은 아니라고 지적하였으며 환자에 따라 적절한 직경의 임플란트가 필요하다고 하였다. 또한 Ivanoff 등[32]도 임플란트에 의한 수복 후 5년간의 누적 생존율에서 넓은 직경의 임플란트 고정체가 표준형의 임플란트 고정체에 비해 그 성공률이 낮다고 보고하였다.

임플란트와 연관된 생역학적 응력분석에 관한 연구는 일반적으로 구강 내에서 직접 시행하기가 어려우므로 유사한 모형을 제작하여 공학적인 개념을 응용한 간접적인 측정방법이 많이 이용되고 있는데 이러한 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 방법으로는 스트레인 게이지법, 광탄성 응력분석법, 유한요소 분석법등이 있다. 이중 유한요소 분석법은 물체를 유한크기의 요소로 분할하여 모형을 수치화한 후 물리적 성질 및 하중조건을 설정하여 컴퓨터로 해석하는 방법으로 다른 여러 응력 측정법으로는 해결할 수 없는 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대하여 각각의 특성을 모두 응력분석에 포함시킬 수 있다. 또한 다양한 하중 부여가 용이하고 응력의 분포, 응력의 크기와 방향 그리고 변위를 공학적 수치해석법으로 모든 구조물에서 분석할 수 있는 장점이 있어 임플란트 분야의 응력분석에 많이 사용되고 있다[33,34]. 이처럼 유한요소법을 이용하여 응력분석을 할 때 생체자료와 유사한 값과 정확한 형태를 입력하면 생체 내에서 발생되는 응력분포를 가장 유사하게 알아볼 수 있다. 그러나 분석에 의해 나타나는 응력의 분포가 생체 내에서도 똑같이 발생된다고는 볼 수 없는데 이는 유한요소법에서는 정적 하중을 사용한 반면 생체 내에서는 동적 하중이 주를 이루며 이러한 동적 하중 시 생체는 중간에 치유될 수 있고 충격력이 빈번하기 때문에 완충효과를 가져올 수 있기 때문이다. 또한 사람마다의 골 밀도가 각각 다르며 유한요소 모델 제작 시 보통 단순화된 실험모델이 사용되며 모델의 물리적 특성을 균질성, 등방성, 선형 탄성 등으로 가정함으로써 실제 임상적인 상황을 정확히 재현하는데 다소의 오차가 발생할 수 있다. 그리고 임플란트 고정체와 주위골간의 골유착 계면조건과 상부구조물에 가해지는 하중조건 역시 실제적인 상황과는 많은 차이가 있다. 따라서 최대 응력치가 크게 나타났다고 해서 임상적으로 실패했다고 말할 수는 없으며 단지 이러한 응력분석을 통해서 실험모델 상호간의 비교와 경향을 파악하는데 국한적으로 이용되어야 할 것으로 생각된다.

유한요소 모델이 인체와 유사한 상황에서의 수치적 해석이 가능해지기 위해서는 임플란트에 가해지는 하중의 양을 적절하게 설정하는 것이 중요하다. 구강내에서 발생될 수 있는 교합력은 여러 종류가 있으며 각각의 교합력을 정확히 측정하는데 어려움이 있기 때문에 최대 교합력이 생역학연구에 대한 하중의 기준이 될 수 있다. 인간의 교합력에 대한 연구 결과로서 Carlsson과 Haraldson[24]은 고정성 임플란트 보철물에서 평균 저작압을 143N으로 보고하였으며 Craig[25]는 인간의 최대 교합력은 200-3500N까지 도달하며 성인의 대구치 부위는 약 400-800N, 소구치 부위는 300N의 교합력을 받는다고 보고하였다. 또 다른 연구[26]에서는 인간의 제 1 대구치 부위에서의 최대 교합력은 300-500N으로 보고되고 있다. 이들 보고를 참고하여 이번 연구에서는 하중 조건으로 250N의 수직하중과 250N의 경사하중을 사용하였다. 250N의 수직하중은 위의 연구결과로부터 제 1 대구치 부위에 발생될 수 있는 평균 교합력을 반영한 것이며 250N의 경사하중은 일반적인 하중조건보다는 큰 값이지만 단일치 임플란트 보철물에서는 두 개이상 연결된 임플란트 보철물보다 더 큰 하중이 발생될 수 있으므로 수직하중과 같은 250N을 사용하였다. 또한 같은 하중치를 사용함으로써 수직하중과 경사하중을 주었을 때 골조직에서 발생되는 응력크기의 차이점을 알아보고자 하였다.

이번 연구는 여러 가지로 실제 상황을 정확하게

재현하지는 못하였다. 먼저 3차원의 모형을 2차원으로 단순화시켰으며 좌우 대칭되는 형태로 유한요소 모델을 제작하였다. 그러나 연구의 목적이 임플란트 고정체들의 종류에 따른 하방 지지조직에 나타나는 응력 분포 양상과 응력 크기의 차이점을 비교하는데 있었기 때문에 가급적 유한 요소 모델을 단순화시켜 알아보고자 하였다. 상부 구조물의 형태 역시 구성 성분을 줄이기 위해 UCLA 지대주를 사용하여 단순화시켰다. 임플란트 고정체와 골조직과의 접촉부위는 완전한 골융합이 이루어진 것으로 하여 완전히 고정된 동일한 구조물로 간주하였지만 임플란트 고정체와 골과의 결합력을 고려한 유한요소 모델의 디자인이 필요할 것으로 보이며 또한 고정체에 연결된 지대주 나사의 토오크 또한 고려되어져야 할 것으로 생각된다. 상부 보철물의 재질은 Br nemark[35]이 추천한 바와 같은 ADA type III 금합금으로 하였으며, 그 형태와 크기는 Wheeler의 자료[22]를 참고하여 하악 제 2 소구치의 치관부 형태로 설계하였다. 골 조직은 해면골과 치밀골로 구분하여 약 10배의 탄성계수 차이를 갖도록 설계하였으며, 임플란트 주위의 골상실율에 대한 연구[36]가 있으나, 이는 임상적 상황에 의존하는 바가 크기 때문에 이번 연구에서는 임플란트 고정체 둘레의 골 흡수는 없는 것으로 가정하였다.

이번 연구결과에서 임플란트에 가해진 하중이 가장 집중되는 부위는 치조정 피질골임을 알 수 있었으며 경사하중이 수직하중보다 4배 이상의 더 큰 응력 증가를 보였다. 이러한 결과는 이전의 여러 연구 결과[11,12,15,29]와도 일치된다. 임플란트 고정체의 길이가 증가되면 상부 구조물과 지대주/고정체 계면에서의 응력은 별 영향을 주지 못했지만 치조정의 피질골과 그 하방의 해면골에서의 응력은 15mm 고정체에서 각각 59%과 67% 감소됨을 알 수 있었다. 그러나 길이가 증가되었을 경우에는 그 첨단부의 해면골에서 응력이 증가됨을 알 수 있었는데 이것은 해면골에 의한 완충작용이 줄어들었기 때문일 것이다. 임플란트 고정체의 직경이 증가되면 지대주/고정체 계면과 치조정 피질골에서의 응력은 보다 더 감소되었다. 즉 6mm 고정체에서 지대주/고정체 계면과 치조정 피질골에서의 응력은 각각 44%와 63% 감소하였다. 그러나 치조정 하방 해면골에서의 응력은 임플란트 고정체의 직경이 5mm에서는 4mm와 차이가 거의 없었지만 6mm 고정체에서 13%정도 증가됨을 보였는데 해면골의 양이 줄어들면 이 부위에서의 응력이 증가됨을 알 수 있었다. 임플란트 고정체의 상방 플랫폼 형태가 고정체보다 넓은 경우(XP 모델) 나사부위의 직경은 같게 하고 플랫폼의 직경만 증가시켰기 때문에 모든 부위에서 응력분포를 개선시켜 주었다. 이번 연구 결과에서 볼 때 임플란트 직경의 증가가 길이의 증가보다 응력을 더 효과적으로 분산시킬 수 있음을 알 수 있는데 직경의 증가는 지대주/고정체 계면에서도 응력의 크기를 감소시켰다. 임플란트 보철 후 가장 흔한 합병증으로 금나사나 지대주 나사가 느슨해지거나 파절되는 것을 들 수 있는데 고정체의 길이, 직경, 그리고 플랫폼의 형태의 고려에 따른 지대주/고정체 계면에서의 응력감소가 이러한 합병증을 감소시킬 수 있을 것으로 보이며 이에 대한 더 깊은 연구가 필요할 것으로 보인다. 또한 경사하중이 수직하중에 비해서 더 큰 응력 증가를 가져오기 때문에 임플란트 고정체 식립시 가능한 교합력이 고정체의 장축을 따라 전달될 수 있도록 식립하여야 하며 상부 구조물의 교합면 크기를 줄이고 교두경사를 작게 하며 측면 접촉을 제거하여 측방 교합력에 의한 하중을 최소화할 수 있도록 설계해야겠다.

임플란트 고정체는 결손치의 위치, 갯수, 잔존하는 골의 양과 질 등을 고려하여 선택된다. 임플란트의 성공률을 높이기 위해 해부학적 구조물이 허용하는 범위에서 길이가 긴 임플란트 고정체가 선호되며 길이가 충분하지 않은 경우 직경이 큰 임플란트 고정체가 일반적으로 선택된다. 최근에는 발치 후 즉시 임플란트를 식립하는 방법이 소개되면서 직경이 큰 임플란트 고정체의 필요성이 커지고 있으며 구치부 단일치 결손시에도 임플란트가 사용되면서 직경이 큰 임플란트 고정체가 많이 사용되고 있다. 그러나 직경이 큰 임플란트 고정체는 수술시에 여러종류의 드릴을 사용하며 수술시간이 더 길어지기 때문에 골 화상과 감염의 위험성이 증가될 수 있다. 또한 너무 큰 직경의 임플란트 고정체는 골 천공이나 흡수를 가져와 성공률을 떨어뜨릴 수 있다. 이번 연구 결과에서도 6mm 직경의 임플란트 고정체는 해면골에서의 응력을 증가시켰다. 따라서 임플란트 고정체의 선택은 개개의 환자의 상황에 맞게 적절한 직경과 길이의 고정체가 선택되어야

할 것이다.

이번 연구에서 사용된 유한요소 모형은 단순화된 2차원의 모형을 사용하였다. 2차원 모형은 실제 하악 구조물의 3차원적 구조를 단순화시키는 문제점이 있으므로 이번 연구는 응력분산의 양상에서 한 단면만을 보여준다 할 수 있겠다. 따라서 3차원 모형을 이용하여 재확인이 필요할 것으로 보인다.

V. 결 론

나사형 임플란트 고정체의 길이, 직경, 그리고 플랫폼의 형태에 따른 하방 지지조직의 응력 분포의 양상을 연구하기 위하여 제 2 소구치 형태의 상부구조물이 연결된 단일치 임플란트 고정체가 하악골에 식립된 7개의 유한요소 모델들을 제작하였다. 각 모델들은 상용 나사형 임플란트 고정체(3i Implant Innovations Inc, Palm Beach Gardens, FL33410, USA)의 길이, 직경, 그리고 플랫폼의 형태를 다르게 하여 제작하였고 식립된 하악골의 외형은 동일하게 하였다. 상부구조물로서 UCLA 지대주를 사용하였으며 지대주 나사에 의해 임플란트 고정체에 연결하였고 임플란트 고정체 직경이 다른 모델들에서는 상부구조물의 하부 1/3이 임플란트 고정체와 부드럽게 이어지도록 제작하였다. 각 모델에서 교합면 중심와에 250N의 수직하중과 협측 교두에 250N의 경사 하중을 가하여 하방 지지조직과 각 구성부에 발생된 응력분포의 양상을 이차원 유한요소법으로 분석하였으며 참고부위에서의 최대응력치를 서로 비교하여 다음 결과를 얻었다.

1. 상부구조물에 경사하중을 가하였을 때 지대주/고정체 계면과 치조정의 피질골 부위에서의 응력은 수직하중시에 비하여 크게 증가하였다.
2. 상부구조물에서의 응력은 임플란트 고정체의 길이, 직경, 플랫폼의 형태에 관계없이 비슷하였다.
3. 임플란트 고정체의 길이가 길어질수록 치조정의 피질골과 그 직하방의 해면골에서는 응력이 감소되었지만 임플란트 고정체 첨단의 해면골에서는 응력이 증가되었다.
4. 임플란트 고정체의 직경이 커질수록 지대주/고정체 계면과 치조정의 피질골 부위에서의 응력은 크게 감소하였지만 하방 해면골에서의 응력은 직경이 6mm일 때 증가하였다.
5. 임플란트 고정체의 플랫폼이 넓은 경우 지대주/고정체 계면과 치조정 피질골 부위, 그리고 그 하방 해면골에서의 응력은 모두 감소되었다.

이상의 결과에서 임플란트 고정체의 길이, 직경, 그리고 플랫폼의 형태는 하방지지조직의 응력분포에 영향을 줄 수 있음을 확인할 수 있었으며 임플란트 고정체의 길이와 직경이 증가할수록 치조정 하방 및 고정체 계면조직에 발생되는 응력의 크기는 감소되었다.

참 고 문 헌

1. Br nemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
2. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in anterior partially edentulous patients. Int J Prosthodont 1993;6:180-186.
3. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement : a prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:450-455.
4. Kemppainen P, Eskola S, Ylipaavalniemi P. A comparative prospective clinical study of two single-tooth implants : a preliminary report of 102 implants. J Prosthet Dent 1997;77:382-387.
5. Graves SL, Jansen CE, Siddiqui AA, Beaty KD. Wide diameter implants : Indication, considerations and preliminary results over a two-year period. Aust Prosthodont J 1994;8:31-37.
6. Rieger MR, Mayberry SN, Brose MO. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants : A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mat Res 1991;25:889-902.
7. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three endosseous implants. J Prosthet Dent 1989;61:717-723.
8. Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J, Saha S. Implant diameter and bone density : Effect on initial stability and pull-out resistance. J Oral Implantol 1997;23:163-169.
9. Blatz MB, Strub JR, Glaser R, Gebhardt W. Use of

wide-diameter and standard-diameter implants to replace single molars : Two case presentations. Int J Prosthodont 1998;11:356-363.
10. Sones AD. Complication with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1989;62:581-585.
11. 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 1996;76:633-640.
12. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implant. J Prosthet Dent 1990;63:671-676.
13. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. J Oral Maxillofac Surg 1994;9:345-360.
14. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Impl Res 1996;7:143-152.
15. Richter E. In vivo vertical forces on implant. J Oral Maxillofac Implantol 1995;10:99-108.
16. Skalak R. Biomechanical consideration in osseointegrated prosthesis. J Prosthet Dent 1983;49:843-848.
17. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implant devices. Int J Oral Maxillofac Implants 1987;2:11-14.
18. Sakaguchi R, Borgersen S. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. J Oral Maxillofac Implantol 1995;10:295-302.
19. Haak J, Sakaguchi R, Sun T, Coffey J. Elongation and preload stress in dental implant abutment screw. J Oral Maxillofac Implantol 1995;10:529-536.
20. Sertgoz A. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length of stress distribution in an implant supported fixed presthesis. J Prosthetic Periodontol 1996;76:165-169.
21. 최정화, 서기열, 최주호, 한중석. 임플란트 매식조건에 따른 상, 하악골의 응력분포 양상에 대한 3차원 유한요소분석 연구 대한치과보철학회지 1999;37:687-697.
22. Major M, Ash Jr. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion 7th ed. W.B. Saunders, 1993:218-231.
23. Smith BR, Rajchel JL, Waite DE, Read L. Mandibular anatomy as it relates to rigid fixation of the sagittal ramus split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg 1991;49:222-226.
24. Carlsson GE, Haraldson T. Functional response in tissue-integrated prosthesis, 4th ed. Quintessence Publ. Co, 1986:74-78.
25. Craig RG. Restorative Dental Materials, 10th ed. CV Mosby, 1997:91-92.
26. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function-a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. J Oral Rehabil 1976;3:57-62.
27. 정창모. 하악구치부 피질골 engagement가 임플란트 하중전달에 미치는 영향에 관한 3차원 유한요소법적 응력분석. 대한치과보철학회지 1999;37:607-619.
28. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983;62:155-159.
29. Hertel R, Kalk W. Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. Int J Prosthodont 1993;6:18-24.
30. 권주홍, 조혜원. 단일치 임플란트 지지 보철물에서 고정체와 지대주 나사 직경의 차이에 따른 삼차원 유한요소법적 응력 분석. 원광치의학 2001;10:1-24.
31. Holmagren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluation 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 1998;2:80-88.
32. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters : A 3 to 5 years retrospective clinical report. Int J Oral and Maxillofac Implants 1999;14:173-178.
33. Matsushita M, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEA analysis of hydroxyapatite implants : Diameter effect on stress distribution. J Oral Implantol 1990;14:6-12.
34. Cellant NL, Ismail YH, Zail HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent Implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:391-340.
35. Branemark PL. Introduction to osseointegration, 2nd ed. Quintessence Publ. Co, 1985:4-15.
36. Naert I, Quirynen M, Steenberghe DV, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. J Prosthet Dent 1992;67:236-245.