

# 단일치 임플란트 지지 보철물에서 고정체와 지대주 나선 직경의 차이에 따른 삼차원 유한요소법적 응력 분석

원광대학교 치과대학 보철학교실

권주홍 · 최민호 · 김유리 · 조혜원

## I. 서 론

골유착성 임플란트는 장기간의 실험적 연구와 다양한 임상증례를 통하여 효율성이 증명되면서 결손 치아 수복을 위한 통상적인 치료 술식으로 인정되고 있다. 임플란트 지지 보철물이 구강 내에서 정상적인 기능을 하기 위해서는 생체적합성과 함께, 기능면에서 교합력을 적절히 분산 수용할 수 있는 생역학적 설계에 관심을 기울여야 한다.<sup>1)</sup> 보철물이나 지대주가 파절되지 않아야 할 뿐만 아니라 지지조직 내에 발생하는 응력도 생리적 지지능력의 범위 내에 있도록 설계되어야 한다.<sup>2)</sup>

임플란트는 결손부의 위치와 공간에 따라 임플란트 직경을 선택할 수 있으며; 주로 표준형 직경의 고정체가 사용되어 왔다. 좁은 직경의 임플란트는 하악 전치부를 비롯하여 근원심 공간이 부족하거나 칼날같은 형태의 하악 치조제에 사용할 수 있다.<sup>3)</sup>

표준형 고정체 한 개로 수복하려고 하는 결손부의 공간을 채우거나 적절한 emergence profile을 형성하기 어렵다면, 넓은 직경의 임플란트가 보존적인 면에서 표준형의 임플란트보다 유리할 것이다.<sup>4)</sup> 또한 넓은 직경의 임플란트는 수직적으로 골 높이가 충분하지 않아 길이가 짧거나, 골질이 불량한 경우, 골유착이 실패했거나 파절된 임플란트를 발거한 후에도 사용할 수 있다.<sup>5)</sup> 그 장점은 지지골과의 접촉면적의

증가로, 3.75 mm를 기준으로 했을 때, 직경이 4, 5, 6 mm로 커질 때 각각 8, 35, 61%의 접촉면적이 증가하여 하중 부담능력이 높아진다. 또한 나선의 풀림이나 파절이 감소하고, 지대주와 임플란트 사이의 면적이 넓어 보철물의 안정성이 우수하며, 직경이 넓어서 emergence profile이 자연스러워 심미적이다. 그러나 단점은 협설적으로 골의 두께가 부족한 경우에 이용할 수 없으며, 직경이 넓지만 근원심적으로 캔티레버 효과를 완전히 제거할 수는 없어 약간의 회전력이 발생할 수 있다.<sup>6)</sup>

임플란트 보철의 합병증으로 가장 흔한 문제는 지대주 나선의 풀림이며, 도체나 금속 교합면의 파절,<sup>7)</sup> 교합하중과 관련된 캔티레버 부위의 파절 등이 보고되고 있다.<sup>8,9)</sup> 이러한 합병증은 비록 빈도가 낮아도 술자와 환자에게 심각한 문제를 야기할 것이다. 파절의 원인은 임플란트 설계 또는 재료의 결함, 보철물의 비수동적 적합, 생역학적인 과하중 등으로 Rangert 등<sup>10)</sup>도 대부분의 임플란트 파절은 캔티레버, 이같이, 과교합 등의 복합적인 요인에 의해 야기된다고 하였다. 따라서 최근에는 넓은 직경의 고정체를 사용하여 임플란트의 강도를 증가시키려는 시도가 꾸준히 증가하고 있다.<sup>5)</sup>

복잡한 형상과 재료학적 구성을 가지고 있는 구조물에 대하여 가장 적절한 응력분석법의 하나인 유한요소법은 전체 구조물이나 물리적인 시스템 내의 임

\* 이 논문은 2002년도 원광대학교의 교비 지원에 의해서 수행됨.

의의 점에서 원하는 응력이나 변위를 계산할 수 있으며, 물체 내의 모든 점에 대한 분석이 가능하다. 또한 이 방법은 다양한 하중부여가 가능하고 응력의 분포는 물론 크기나 방향, 변위를 공학적 수치해석 방법으로 모든 구조물에서 분석할 수 있어 치과 임플란트의 설계와 기능 평가의 지침으로 널리 사용되어 왔다.<sup>11)</sup>

현재 임상에 사용되고 있는 임플란트는 치근형으로 수직 종이 소개되고 있으며 이상적인 임플란트의 역학적 구조를 위한 연구가 계속되고 있으나 각 시스템에 대한 생체 역학적 연구보다는 재료학적 연구와 표면특성에 대한 연구가 대부분을 차지하고 있는 실정이다. 그 가운데 임플란트의 직경, 보철물의 형태, 하중 방향에 따른 영향에 관한 연구는 아직 미진한 점이 있다.

이에 본 연구는 하악 제1대구치를 수복하기 위해 세 가지 고정체의 직경 (3.75, 5.0, 3.3 mm)과 같은 직경의 고정체에서 지대주 나사의 직경이 다른 경우 등 총 5가지 설계의 임플란트를 하악골에 매식하고 보철물을 수복하여 세 가지 하중조건 하에서 지지 조직과 각 구성부에 발생하는 응력분포의 양상과 정도를 삼차원 유한요소법으로 비교 분석하여 얻은 지견을 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 유한요소 모델의 설계

본 연구의 모델은 하악 제1대구치 부분에 임플란트를 식립하여 단일치로 수복하는 것을 대상으로 하였다. 하악골의 제1대구치를 중심으로 2.8 cm를 발췌하여 1 mm 간격의 두께로 자른 다음 전산화 단층 촬영을 하고 이를 실제와 같은 삼차원적 구조 재현을 위한 기초 자료로 이용하였다. 촬영된 단면의 수는 28 개였으며, 이 절단면을 환등기로 비추어 모눈 종이 상에서 사도(tracing)하고 미리 부여한 좌표 원점을 기준으로 좌표 값을 산출하고 이를 토대로 하악골의 삼차원 유한요소모델을 형성하였다. 초기 모델링은 workstation 상에서 모델링 전문 프로그램인 MDT(Mechanical Desktop)를 사용하여 표면 작업을 하였고, 유한요소격자(mesh)는 유한요소격

자의 전문 프로그램인 Hyper Mesh를 이용하여 구성하였다. 각 요소(element)는 8 절점(node)의 삼각뿔 형태인 tetra hedron element로 이루어지도록 하였다.

또한 중요한 부분에서는 좀더 정확한 응력 분포를 알아내기 위하여 가급적 작은 유한요소격자(mesh)를 생성하였다. 선형적 구조해석은 상업용 유한요소 코드인 ANSYS(Version 5.3, Swanson Analysis System Inc., USA) 유한요소 분석 프로그램을 이용하여 Iris Indigo workstation 상에서 해석과 후처리를 수행하였다.

### 2. 실험군의 분류

표준형 고정체 (직경 3.75 mm)를 대조군으로 하고, 임플란트 고정체의 직경을 넓은 직경의 고정체 (직경 5.0 mm)와 좁은 직경의 고정체 (직경 3.3 mm) 등 두 가지 크기를 선택하고, 각각에서 지대주 나사의 크기가 다른 4 가지 구조로 세분하여, 표준형 group 1, 넓은형 group 2와 3, 좁은형 group 4와 5, 즉 모두 5 개의 group으로 선정하였다. 본 연구에 사용된 group 1의 임플란트는 직경 3.75 mm, 길이 10 mm, hex 2.7 mm이고 지대주 나사의 직경은 1.7 mm이다. Group 2의 임플란트는 직경 5.0 mm, hex 3.4 mm이고 지대주 나사는 직경 2.0 mm이다. Group 3의 임플란트는 직경 5.0 mm, hex 2.7 mm이고 지대주 나사는 직경 1.7 mm이다. Group 4는 직경 3.3 mm, hex 2.7 mm이고 지대주 나사는 직경 1.7 mm이다. Group 5는 직경 3.3 mm, hex 2.6 mm이고 지대주 나사는 직경 1.5 mm의 형태를 갖고 있다.(Table I, Fig. 1)

**Table I.** Characteristics of experimental groups(mm)

Group	Implant Fixture		Abutment
	diameter	hex	Screw diameter
1	3.75	2.7	1.7
2	5.0	3.4	2.0
3	5.0	2.7	1.7
4	3.3	2.7	1.7
5	3.3	2.6	1.5

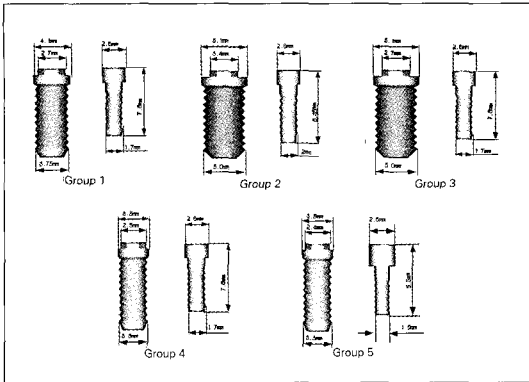


Fig. 1. Schematic representation of implants and abutment screws.

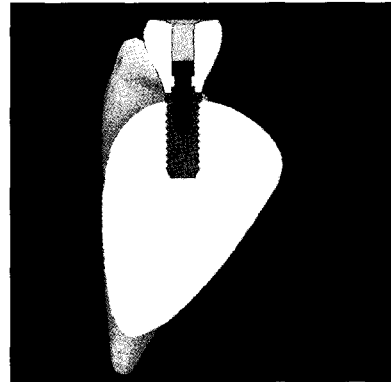


Fig. 2. Solid model 1.

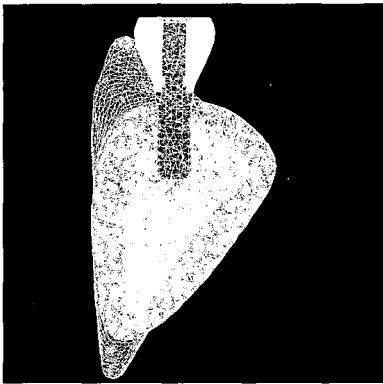


Fig. 3. Finite element model 1.

### 3. 상부구조의 형성

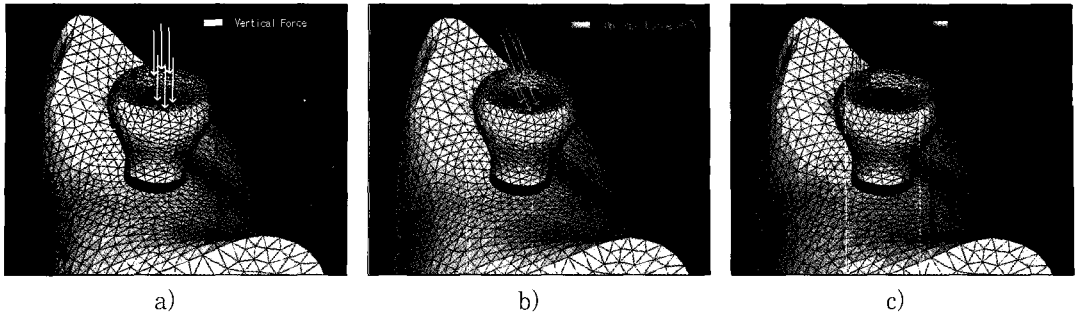
상부구조는 UCLA 형의 금관으로 지대주 나사에 의해 고정체에 연결되고, Wheeler의 해부학적 형태에 따라 하악 제 1 대구치 교합면을 재현하였다. 금관은 협설 폭경 10.5 mm, 근원심 폭경 11.0 mm, 치관 길이 7.5 mm로 단일화하고 교합면의 형태는 유한요소모델의 특성상 가급적 단순화시켰다. 고정체의 직경이 다양하기 때문에 금관 하부 1/3에서는 고정체와 부드럽게 이어지도록 각 모델의 형태를 조절하였다.(Fig. 2, 3) 완성된 유한 요소 모형의 절점과 요소 수는 Table II와 같다.

Table II. The number of elements and nodes

Group	Element	Node
1	45,858	9,513
2	61,096	12,052
3	52,333	10,617
4	71,325	13,821
5	63,895	12,671

### 4. 하중조건

각 모델에서 세 가지 다른 하중조건을 부여하였으며 대구치부에서의 평균 저작압 244 N을 교합면의 중심좌에 수직하중 (vertical force)과 30° 경사하중 (oblique force)으로 가하고 또 다른 조건으로서 협측 교두 부위에 수직하중을 가하여 각 구성부와 지지조직에 발생하는 응력의 변화와 크기를 계측하였다. 첫 번째 하중조건은 244 N의 수직하중이 교합면 중심좌에 6개의 접촉점에 고르게 가해지도록 하였고, 두 번째 하중조건은 첫번째와 동일한 위치에서 244 N의 경사 하중이 6 개의 접촉점에 고르게 분포되도록 하였다. 세 번째 하중조건은 협측 교두에 6 개의 접촉점에 244 N의 수직 하중이 고르게 가해지도록 하였다.(Fig. 4)

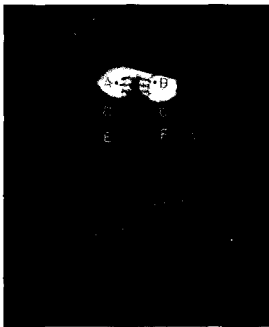


**Fig. 4.** Three loading conditions.

a) Vertical force at the central fossa, b) Oblique force( $30^\circ$ ) at the central fossa, c) Vertical force at the buccal cusp

**Table III.** Material properties

Material	Properties	
	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	13,700	0.30
Cancellous bone	1,370	0.30
Titanium	102,195	0.35
Composite resin	12,500	0.35
Gold screw	99,300	0.35
Gold crown	100,000	0.35



**Fig. 5.** The reference points in supporting bone.

## 5. 물성과 경계조건의 입력

설계된 모형의 유한요소해석을 수행하기 위해 각 구성 재료의 물성 중 탄성계수 (E, Young's Modulus)와 포와송 비 ( $\nu$ , Poisson's Ratio)를 입력

하였다. 각 물성치는 선학들의 문헌을 참고로 하였으며 Table III에 제시하였다.

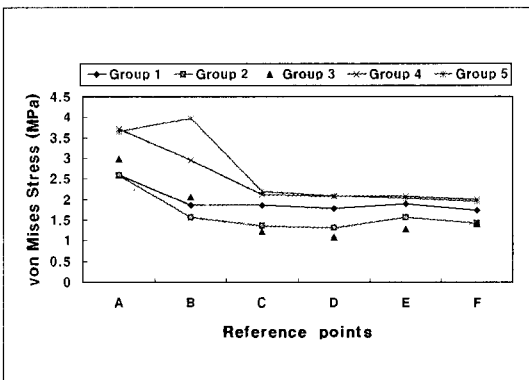
유한요소법에 의해 해석을 하기 위해서는 약간의 가정이 요구된다. 즉 치밀골이나 해면골은 실제로는 이방성이나 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 각 재료의 기계적 특성이 한 재료의 내부에서는 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 기계적 특성이 어느 방향으로나 모두 동일하다는 등방성(isotropy)을 가정하였고, 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례한다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 이때 부하된 하중에 대하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가급적 작게 분할 하였다. 또한 유한요소법 계산을 위한 경계 조건으로 하중 시 하악골 모형 절편의 양쪽모서리 두 부분에서  $U_x$ ,  $U_y$ ,  $U_z$  방향의 자유도(degree of freedom)를 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변 골조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

## 6. 응력 분석

본 연구에서 삼차원 유한요소해석의 결과로 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 유효응력(von Mises stress)을 기준으로 각 group에서의 응력을 측정하고 비교 분석하였다. 전체 응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 응력의 크기에 따라 색도에 변화를 준 응력등고선식(stress contour plot)을 이용하였다(사진부도 참조). 각 모형간의 비교를 위해 1) 지지골조직에서의 von Mises 응력, 2) 지지골조직에서의 주응력, 3) 고정체와 상부구조에 나타나는 von Mises 응력, 4) 지대주 나사에 나타나는 von Mises 응력을 비교 분석하였다. 지지골조직에 나타나는 응력을 분석하기 위하여 6개의 참고점을 정하고, (Fig. 5) 세 가지 하중조건에서 각 group의 참고점에 나타나는 von Mises 응력 세 방향에서의 주응력을 측정하였다.

**Table IV.** von Mises stresses on the reference points in bone at vertical loading (central fossa) (MPa)

Point	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	Group 5
A	2.60	2.58	2.98	3.72	3.64
B	1.86	1.56	2.05	2.96	3.98
C	1.85	1.36	1.22	2.12	2.20
D	1.77	1.32	1.08	2.07	2.08
E	1.89	1.57	1.28	2.07	2.03
F	1.73	1.43	1.41	1.99	1.95



**Fig. 6.** von Mises stresses on the reference points in bone at vertical loading (central fossa).

## III. 연구성적

고정체와 지대주나사의 직경이 다른 5 가지 유한요소모델에서 세 가지 하중조건에 의해 지지골조직과 각 구성부에 발생한 응력은 아래와 같다.

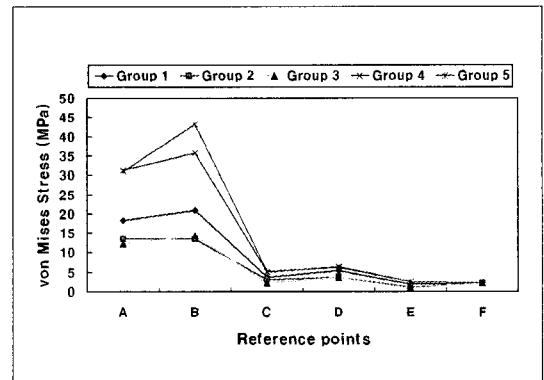
### 1. 지지골조직에서의 von Mises 응력

1) 중심와에서 수직하중을 가한 경우 (Table IV, Fig. 6)

표준형 고정체는 모든 지지골조직에서 가장 균등한 응력 양상을 보였다. 수직하중 시에는 협측 치조정에서 약간 응력이 높은 경향이 있으나 그의 치밀골이나 해면골에서는 모두 1.7~1.9 MPa로 매우 균등하였다. 5.0 mm 고정체에서는 group 2가 치조정에서 낮을 반면, group 3은 치조정에서는 높으나 해면골에서는 group 2보다 낮은 응력을 보였다. 3.3

**Table V.** von Mises stresses on the reference points in bone at oblique loading (30°) (MPa)

Point	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	Group 5
A	18.36	13.45	12.36	31.41	30.99
B	20.19	13.60	14.29	35.73	43.17
C	3.84	3.17	2.26	5.12	5.29
D	5.45	3.86	3.72	6.37	6.32
E	1.94	1.12	0.91	2.63	2.61
F	2.30	2.37	2.31	2.30	2.26



**Fig. 7.** von Mises stresses on the reference points in bone at oblique loading (30°).

mm 고정체는 다른 고정체에 비해 치조정에서 응력이 높았고 특히 나사직경이 작은 group 5는 설측 치조정에서 높은 응력이 나타났으나 그 차이는 미미하였다.

2) 중심와에서 30° 경사하중을 가한 경우(Table V, Fig. 7)

교합면 중심와에 30° 경사하중을 가했을 때 지지골 조직에 나타나는 응력은 협측과 설측 치조골에서 크고 해면골에서는 작으며 균등한 양상을 보였다. group 4 와 group 5는 3.3 mm 고정체에서는 가장 큰 응력을 나타내었으며 설측 치조골의 응력이 특히 큰 반면, 표준형인 group 1은 약간 응력이 낮아졌고 5.0 mm 고정체로 표준형과 같은 나사 직경을 가진 group 3과 나사직경이 큰 group 2는 유사하나 group 2에서는 협설 치조골의 응력이 보다 균등하였다.

**Table VI.** von Mises stresses on the reference points in bone at vertical loading (buccal cusp)(MPa)

Point	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	Group 5
A	12.01	9.74	8.71	19.20	19.05
B	7.28	4.07	3.73	12.26	14.03
C	3.07	2.41	1.86	3.69	3.85
D	1.85	1.32	0.96	2.76	2.66
E	1.90	1.81	1.48	1.92	1.88
F	1.94	1.34	1.34	2.42	2.38

3) 협측교두에서 수직하중을 가한 경우(Table VI-VIII, Fig. 8-10)

협측 치조정에서의 응력이 크며 다른 하중조건에서와 같이 group 2, 3이 가장 낮은 응력을 보이고 group 1이 중간이며 group 4와 5가 가장 컸다. 해면골에서는 5 가지 group에서 거의 차이가 없었다.

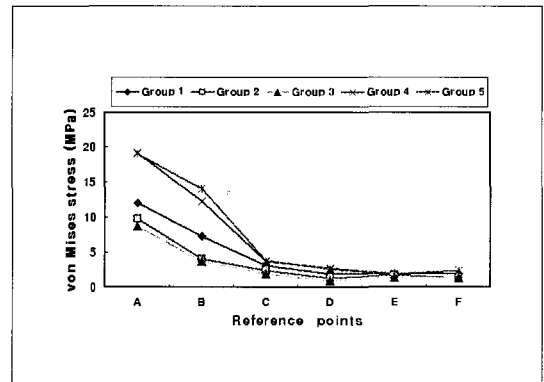
## 2. 지지골조직에서의 주응력

1) 중심와에서의 수직하중 (Fig. 11)

중심와에서 수직하중을 가한 경우에는 협설 치조정에서 압축력의 경향이 강하고 group 5에서 응력이 크게 나타났으며 group 1, 2가 가장 낮았다.

2) 중심와에서의 경사하중 (Fig. 12)

중심와에서 경사하중을 가한 경우에는 협측치조정



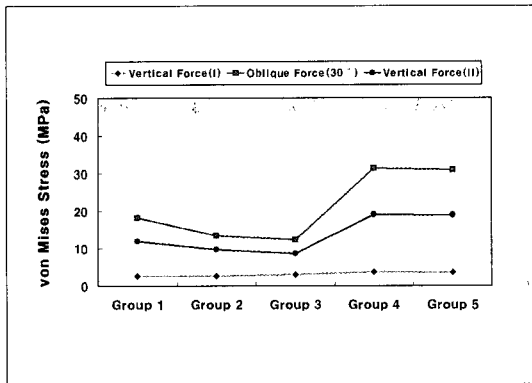
**Fig. 8.** von Mises stresses on the reference points in bone at vertical loading (buccal cusp).

**Table VII.** von Mises stresses at A point in bone (MPa)

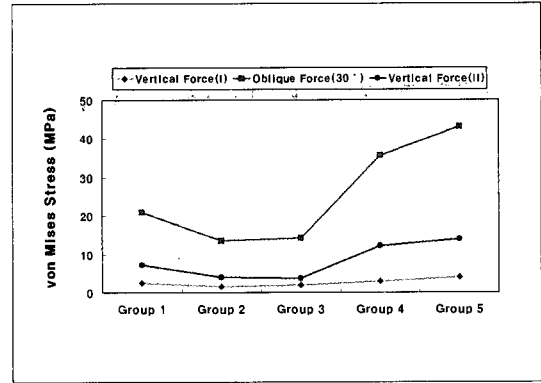
Group	Vertical force(I) (central fossa)	Oblique force(30°)	Vertical force(II) (buccal cusp)
1	2.60	18.36	12.01
2	2.58	13.50	9.74
3	2.98	12.36	8.71
4	3.72	31.41	19.20
5	3.64	30.99	19.05

**Table VIII.** von Mises stresses at B point in bone (MPa)

Group	Vertical force( I ) (central fossa)	Oblique force(30°)	Vertical force( II ) (buccal cusp)
1	1.86	20.91	7.28
2	1.56	13.60	4.07
3	2.05	14.29	3.73
4	2.96	35.74	12.26
5	2.98	43.17	14.03



**Fig. 9.** von Mises stresses at A point.



**Fig. 10.** von Mises stresses at B point.

에서 인장력이 나타났고, 설측치조정에서 압축력이 나타났다. 3.3 mm 고정체인 group 4와 group 5에서 높은 인장력과 높은 압축력을 나타내었으며 group 5는 group 4에 비해서 높았다. 표준형 고정체에 비해 5.0 mm 고정체에서는 응력이 낮았으며 두 가지 직경 사이에는 큰 차이는 없으나 group 2가 group 3에 비해 응력이 낮았다.

### 3) 협측교두에서의 수직하중 (Fig. 13)

협측 치조정에서 압축력을 보이며 group 4와, group 5가 높은 경향을 보였다. 설측치조정은 인장력의 경향으로 group 5와 group 4가 높으며 group 1, group 2가 낮았다.

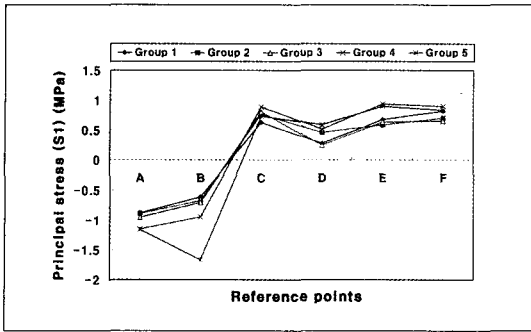
### 3. 고정체와 금관

고정체와 금관에 나타나는 응력은 고정체의 직경

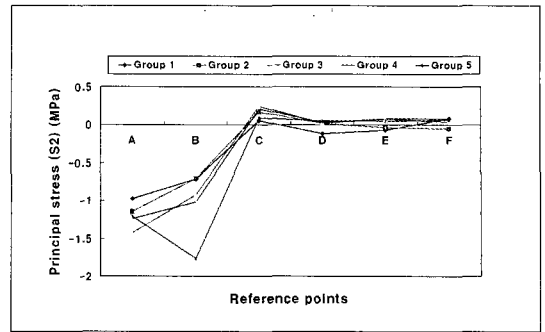
과 하중조건에 따라 다르게 나타났다.(Table IX, Fig. 14)

모든 group에서 중심와에 경사하중이 가해진 경우에 가장 큰 응력이 발생하였고 협측교두에 수직하중이 가해진 경우가 그 다음으로 큰 응력이 발생되었다. 또한 중심와에 수직하중을 가한 경우 가장 작은 응력이 발생하는 경향을 보였다.

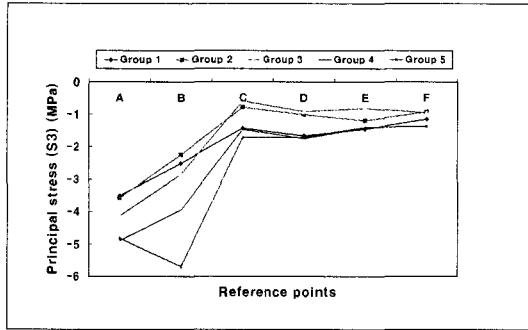
중심와에서 수직하중을 가한 경우에는 고정체의 직경에 따른 차이가 미미하였으며 표준형 지대주에서 가장 낮은 응력이 나타났다. 두 가지 경사 방향의 하중조건에서는 고정체의 직경이 클수록 낮은 응력이 나타났다. 좁은 직경의 고정체에서는 근심와와 원심와에 경사하중을 가한 경우에 치관/임플란트의 계면에서 189 MPa, 245 MPa의 매우 큰 응력이 나타났고 지대주 나사의 직경이 적은 경우에 증가했다. 그러나 넓은 직경의 고정체에서는 지대주 나사의 크기에 따른 차이가 거의 없었다.



a) Principal stresses ( $\sigma_1$ )

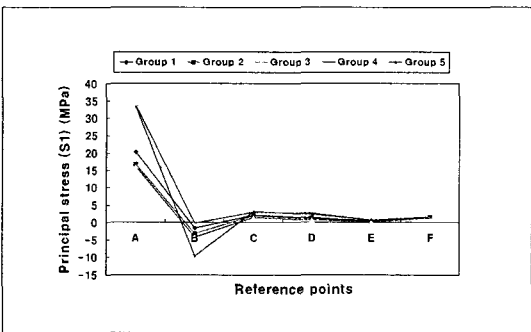


b) Principal stresses ( $\sigma_2$ )

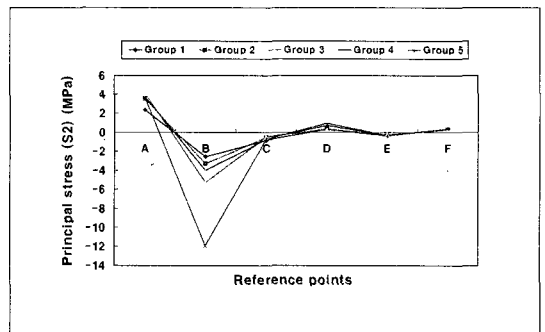


c) Principal stresses ( $\sigma_3$ )

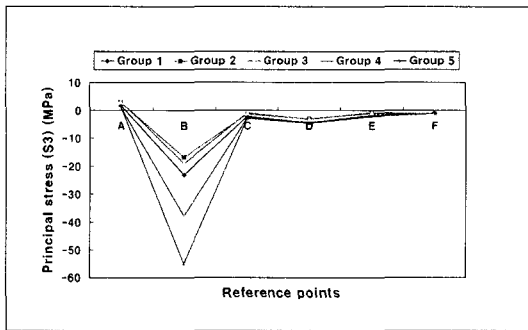
Fig. 11. Principal stresses on the reference points in bone at vertical loading (central fossa).



a) Principal stresses ( $\sigma_1$ )



b) Principal stresses ( $\sigma_2$ )



c) Principal stresses ( $\sigma_3$ )

Fig. 12. Principal stresses on the reference points in bone at oblique loading (central fossa).



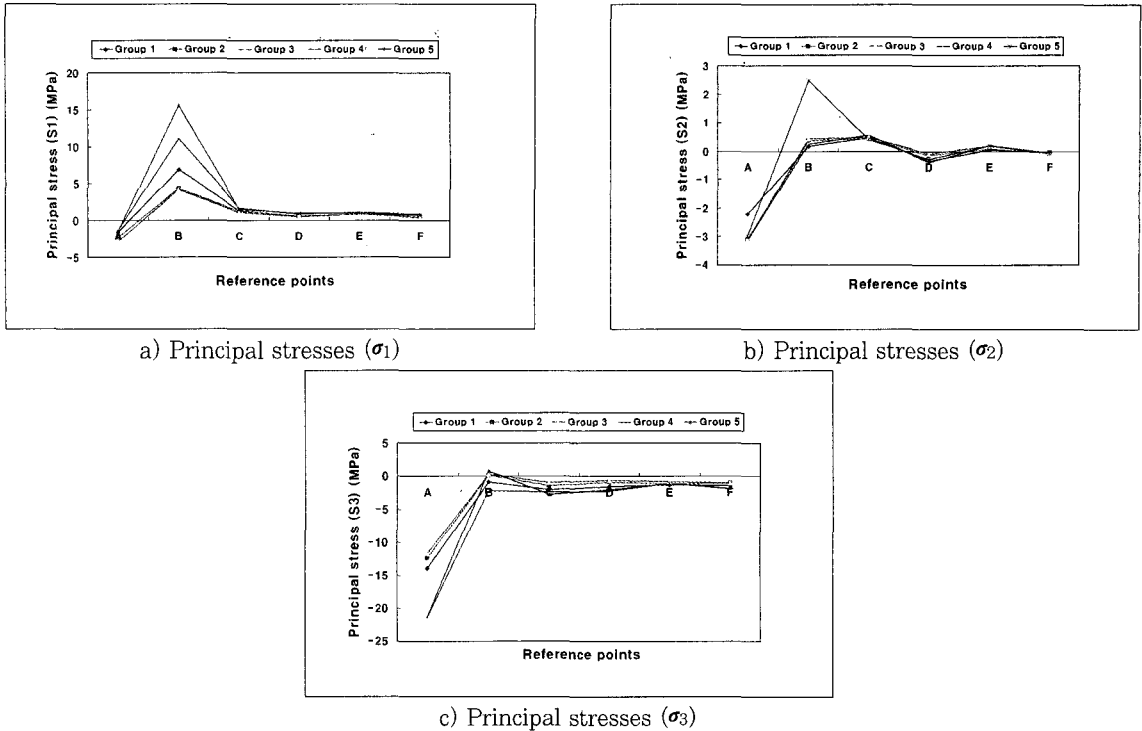


Fig. 13. Principal stresses on the reference points in bone at the vertical loading (buccal cusp).

#### 4. 지대주 나사

지대주 나사에 발생하는 최대 von Mises 응력을 Table X과 Fig. 15에 기록하였다. 세 가지 하중조건 중에서 중심와에 경사하중을 가한 경우에 모든 group에서 응력이 가장 컸고, 다음으로 협측 교두에 수직하중을 가한 경우였다. 모든 경우에 나사 직경의 차이보다 고정체 직경의 영향이 커서 고정체의 직경이 클수록 지대주 나사에 나타나는 응력이 감소했다. 지대주 나사의 직경은 5.0 mm 고정체에서는 큰 차이를 유발하지 않았으나, 3.3 mm 고정체에서는 나사의 직경이 클수록 나사에 나타나는 응력이 컸다.

각 group에서 최대응력이 발생하는 위치는 아래와 같다. 중심구에 수직하중을 가했을 때 group 1에서는 6번째 나사 협측에 최대 응력이 발생하였고, group 2와 group 3에서는 보다 낮은 응력이 첫 번째와 6, 7 번째 나사의 협측에 분산되어 나타났으며,

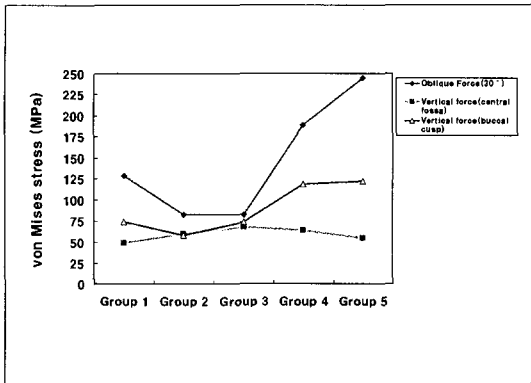
group 4와 group 5에서는 group 1과 비슷한 형태로 6 번째 나사 협측에 집중되어 나타났다.

중심와에 경사하중을 가한 경우에는 group 1에서 6 번째 나사의 설측에 응력이 나타났으며, group 2와 group 3에서는 지대주 나사의 경부와 4, 5, 6 번째 나사의 설측에 걸쳐서 최대응력이 나타났다. Group 4에서는 4번째 나사 설측에 큰 응력이 나타났고 group 5에서는 6, 7번째 나사의 설측에 응력이 집중되었다. 고정체의 직경이 큰 경우에 나사의 경부까지 응력이 분산되는 것으로 나타났다.

협측교두에 수직하중을 가한 경우에는 group 1에서는 4, 5번째 나사의 협측에 응력이 크게 나타났으며, group 2와 group 3에서는 첫 번째, 4, 5번째 나사의 협측에 응력이 집중되면서 나사 상면까지 응력이 넓게 분산되었다. Group 4는 5번째 나사 협측에, group 5는 6번째 나사에 응력이 집중되었다.

**Table IX.** Maximum von Mises stresses in crown-fixture combinations(MPa)

Group	Vertical Force (central fossa)	Oblique Force (30°)	Vertical Force (buccal cusp)
1	49.36	128.66	74.74
2	60.51	82.44	59.15
3	68.88	82.39	74.51
4	64.93	188.96	118.70
5	55.23	244.74	122.18



**Fig. 14.** Maximum von Mises stresses in crown-fixture combinations.

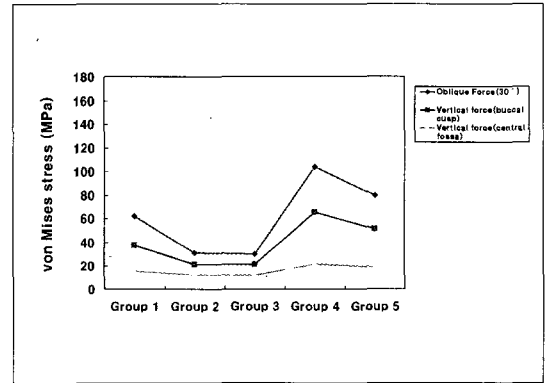
#### IV. 총괄 및 고찰

임플란트를 위한 골지지의 안정성은 시술 후 성공 여부의 가장 중요한 기준이라고 할 수 있다. 임플란트는 타이타늄으로 만들어져 있어 골보다 단단하고, 치근막과 같은 연조직의 개재가 없어, 하중의 많은 부분이 임플란트에 의해 직접적으로 골에 전달된다. 최근에는 다양한 임플란트 직경의 필요성이 부각되면서 직경이 큰 임플란트가 시판되고 있으며 그 장단점과 적응증에 대한 보고가 증가하고 있다. 직경이 큰 임플란트는 치조정골 주위의 압력을 감소시키고, 보철물과 임플란트의 강도를 증가시키며, 골유착의 증진을 위해 골과의 접촉부위를 최대화시키는 장점이 있는 것으로 알려져 있다.<sup>6)</sup>

Hertel과 Kalk<sup>12)</sup>는 임플란트는 압력 분산을 위해서 가능한 한 골과 넓은 접촉 면적을 가질 수 있게 만들

**Table X.** Maximum von Mises stresses in abutment screws (MPa)

Group	Vertical Force (central fossa)	Oblique Force (30°)	Vertical Force (buccal cusp)
1	15.61	62.44	38.11
2	12.17	31.20	21.36
3	11.85	30.25	21.46
4	21.92	104.10	65.60
5	19.48	80.14	51.60



**Fig. 15.** Maximum von Mises stresses in abutment screws.

어야 하나, 치조정에 골 흡수를 일으킬 수 있는 임플란트 구성부는 지나친 압력 집중을 막을 수 있어야 한다고 하였다. 또한 좁은 직경의 임플란트는 골에 전달하는 압력을 증가시킬 수 있으므로 가능한 직경을 증가시켜야 한다고 하였다. 그러나 Boggan 등<sup>13)</sup>은 임플란트의 형태에 따라 압력을 분산시킬 수 있는 이상적인 임플란트의 직경이 있으며, Graves 등<sup>14)</sup>은 구치부의 치아를 대신하기 위해서는 그에 걸맞은 넓은 직경의 임플란트가 생역학적으로 유리하다고 하였다.

넓은 직경의 임플란트의 장점은 골질이나 양이 부족해 충분한 길이의 고정체를 매식할 수 없는 경우, 임플란트의 유착 실패나 파절 혹은 수술 시 부주의로 넓은 직경의 고정체를 매식해야 할 경우, 치아 발거 직후에 매식이 필요한 경우, 수복해야 할 치아의 emergence profile이 커 표준형으로는 심미성이 떨어

질 때 등이다.<sup>15)</sup> 일반적으로 고정체의 직경이 증가하면 표면적도 증가하며 응력분산에 유리하다고 알려져 있다. 그러나 이런 의견과는 달리 최<sup>16)</sup>는 같은 양의 골조직을 가지고 있는 경우, 임플란트가 클수록 압력도 증가한다고 하였다. 또한 Ivanoff 등<sup>17)</sup>은 임플란트에 의한 수복 후 5년간의 누적 생존율에서 표준형의 임플란트가 84.8%인데 반해, 5 mm 고정체는 73%로 낮아졌다고 보고해 직경의 증가로 반드시 임플란트의 성공률이 높아지는 않는다고 보고하였다. 5.0 mm의 직경을 가진 임플란트는 안정성과 변연골 소실에서 3.75 mm나 4.0 mm 임플란트에서 보다 좋지 않은 경향이 있다. 그러나 새로운 임플란트 설계에 연관된 learning curve 혹은 설계 자체의 변화와 연관되었을 가능성도 있다. Polizzi 등<sup>3)</sup>의 연구에서도 표준형 임플란트보다 개선된 설계의 새로운 5.0 mm 직경의 임플란트가 높은 성공률을 보여줄 것으로 기대하고 있다.

본 연구에서는 고정체의 직경이 증가할수록 모든 구성부, 즉 지지골과, 금관, 고정체, 지대주 나사에서 표준형이나 3.3 mm 고정체보다 유리하였다. 하중조건에 따른 차이가 있지만 3.3 mm 고정체는 응력이 크게 나타났으며 불가피하게 작은 직경을 사용할 때에는 하중의 분산에 대한 고려가 필요하다고 생각된다. 좁은 직경의 임플란트는 악골의 폭이 부적당하거나 보철물을 위한 공간이 부족한 경우, 전치부 수복시 심미적 필요성에 의해 선택할 수 있다.<sup>3,18)</sup> 좁은 직경의 임플란트 중 특히 지대주 나사 직경이 작은 것은 경사하중이 가해졌을 때는 치조골이나 치관, 고정체에 대한 응력이 높았다. 그러나 수직하중이 중심와에 가해지는 경우에는 고정체의 직경이나 나사 직경에 따른 차이가 거의 없어 적절한 교합체계를 이루어주면 생역학적인 관점에서 사용이 가능할 것이다.

Andersson 등<sup>19)</sup>은 Brånemark 임플란트 시스템에서 가장 취약한 부분이 지대주 나사였다고 보고하였으며 Tripodakis 등<sup>20)</sup>의 보고에서도 이러한 점이 확인되고 있다. 현재 시판되는 육각구조 고정체에서 표준형의 경우 상호교환이 가능하지만, 5.0 mm 고정체에서는 지대주 나사의 크기와 platform 직경이 달라지면서 상호교환이 불가능하다. 그러나 이에 대

한 연구가 부족하여 어떤 고정체와 설계가 유리한지 아직까지 알려져 있지 않다. 5.0 mm 고정체로 표준형과 같은 1.7 mm 직경의 지대주 나사를 가진 것과 2.0 mm의 조금 큰 지대주 나사를 사용한 것 사이의 비교에서 von Mises 응력에서는 지지골조직이나 금관, 고정체에 대한 응력에 큰 차이가 없었다. 주응력에서는 협측교두에 수직하중을 가한 경우에서 1.7 mm의 지대주 나사를 가진 경우 응력이 약간 높았다. 그러나 그 차이는 미미하여 본연구에서는 5.0 mm 직경의 고정체에서는 지대주 나사에 따른 차이가 없었다. 그러나 3.3 mm 고정체에서는 그 차이가 매우 커서 지대주 나사의 크기가 중요한 것을 알 수 있었다.

삼차원 유한 요소법에서 지대주 나사에 토오크를 가해 고정체에 연결할 때 발생하는 응력을 재현하는 것은 아직까지는 불가능해 보인다. Sakaguchi 등<sup>21)</sup>의 연구와 Merz 등<sup>22)</sup>의 연구에 지대주 나사의 고정에 대한 약간의 언급이 있기는 하나 실제로 유한요소법으로 토오크를 재현했다기보다는 마찰계수와 같은 물성치를 이용해 계산한 다음 이를 유한요소모형에 입력하는 방법을 사용하였으며 그 정확도에 대해서는 검증된 바가 없다.

본 연구에서 하중조건으로 세 가지 하중방향을 비교해 보았다. 실제 제 1 대구치의 평균 저작압은 244 N으로 보고되었으나 임플란트의 경우 초기 적응기간에는 이보다 낮은 100 - 150 N으로 보고되고 있다. 그러나 시간이 흐르면서 본래의 저작압으로 돌아온다는 지적이 있어 본연구에서는 244 N을 하중치로 선택하였다.<sup>23)</sup> 중심와에서 경사하중으로 244 N을 가하는 것은 일반적인 하중조건보다 불리한 조건일 것이다. 경사하중이 되면 하중치를 30% 정도 낮추어 실험한 경우가 보고되어 있으나 본연구에서는 가장 나쁜 상황을 재현하고자 그대로 사용하였다. 따라서 협측교두에 244 N의 수직하중을 가하는 것은 보다 현실적인 조건으로 생각된다. 이 경우, 중심와에 수직하중을 가한 경우보다 응력이 낮았으며 협측 계면에서 높은 응력 집중이 나타났다. 실제 임상에서 수동 적합 상태가 어렵기 때문에,<sup>24)</sup> 계면에서의 부적합 시 발생하는 응력을 연구하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

## V. 결 론

고정체와 지대주 나사의 직경에 따른 단일치 임플란트 보철물의 생역학적 설계의 중요성을 연구하기 위하여 세 가지 고정체의 직경 (3.75, 5.0, 3.3 mm) 과 같은 직경의 고정체에서 지대주 나사의 직경이 다른 경우의 임플란트를 하악골에 매식하고 하악 제 1 대구치 형태의 보철물을 수복하였다. 세 가지 하중 조건 즉 중심외에 수직하중과 경사하중, 협측 교두에 수직하중을 가한 경우에서 지지 골조직과 각 구성부에 발생하는 응력분포의 양상과 정도를 삼차원 유한요소법으로 비교 분석하여 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 중심외에 수직하중을 가한 경우에는 전반적으로 가장 낮은 응력이 나타났으며, 모든 구성부 즉 지지골조직과 고정체 및 금관에서 고정체나 지대주 나사 직경에 따른 차이는 미미하였다. 고정체와 지대주 나사의 직경에 관계없이 중심외에서 경사하중을 가한 경우 지지골과 구성부에 가장 높은 응력이 나타났다.
2. 좁은 직경의 고정체는 넓은 직경의 고정체보다 응력이 크게 나타났다. 작은 나사를 가진 좁은 직경 고정체는 설측 치조정에서 응력이 높게 나타났고, 표준형 나사를 가진 좁은 직경의 고정체는 지대주 나사에 응력이 컸다.
3. 지대주 나사에 대한 응력은 고정체의 직경과 하중 조건에 따라 다르고, 넓은 직경의 고정체는 지대주나사의 직경에 따른 차이가 거의 없었다.

본 연구의 결과 고정체 직경이 증가할수록 지지 골조직과 금관 및 고정체에 나타나는 응력은 감소하는 경향을 보였다. 넓은 직경의 고정체에서는 지대주 나사의 직경에 따른 영향이 없었고, 좁은 직경의 고정체에서는 지대주나사의 직경이 클수록 나사에 나타나는 응력이 컸다.

## 참고문헌

1. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 1977;85:200-209.
2. Binon P. Screw joints, components, and other intimate relationships. *J Prosthet Dent* 1994;72:625-628.
3. Polizzi G, Fabbro S, Furri M, Squarzone S, Herrmann I. Clinical application of narrow Brånemark System implants for single-tooth restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:496-503.
4. Jarvis WC. Biomechanical advantage of wide-diameter implants. *Compendium* 1997;18:687-694.
5. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: A solution for special bone situations and a rescue for compromised implant Part 1. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 1993;8:400-408.
6. Sullivan DY, Siddiqui A. Wide-diameter implant: Overcoming problems. *Dent Today* 1994;13:50-57
7. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al. Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-35.
8. Cavazos E, Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 1996;75:566-569.
9. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:165-169.
10. Rangert B, Krogh PH, van Roxel N. Bending overload and implant fracture : A retrospective clinical analysis. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 1995;10:326-334.
11. Cook SD, Weintein AM, Klawittre JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous Co-Cr-Mo alloy dental implants.

- J Dent Res 1982;25-29.
12. Hertel R, Kalk W. Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. *Int J Prosthodont* 1993;6:18-24.
  13. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-440.
  14. Graves SL, Jansen CE, Siddiqui AA, Beaty KD. Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *Aust Prosthodont J* 1994;8:31-37.
  15. 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.
  16. Choi YH. A study on the finite element analysis of stress induced by different diameters and length of dental implant. *J Prosthet Dent* 1994;72:629
  17. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:173-178.
  18. Ibbott CG, Kovach R, Carlson-Mann LD. Indications for small diameter screw-type implants. *J Can Dent Assoc* 1996 ;62:795-797.
  19. Andersson B, Ödman P, Boss A, Jorneus L. Mechanical testing of superstructures on the CeraOne abutment in the Brånemark system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:665-672
  20. Tripodakis A, Strub J, Kappert H, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont* 1995;8:265-272.
  21. Sakaguchi R, Borgersen E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
  22. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
  23. Phillips RW. Skinner's science of dental materials, 9th ed, Philadelphia: WB Saunders, 1991:15.
  24. Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part 2. The effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1996;4:11-14.

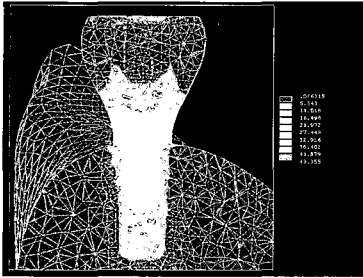
---

**Reprint request to:**

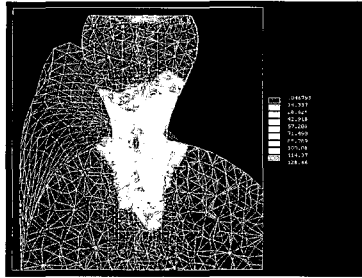
**Hye-Won Cho**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University  
344-2, Shin-yong Dong, Iksan, Jeonbuk, 570-749, Korea  
hwcho@wonkwang.ac.kr

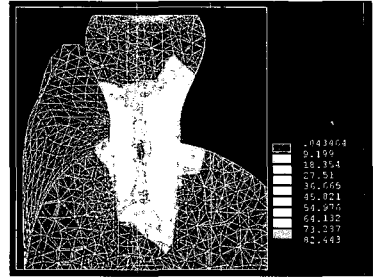
## 사진부도



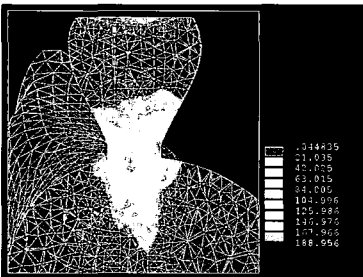
**Fig. 16.** Group 1 at vertical loading(central fossa).



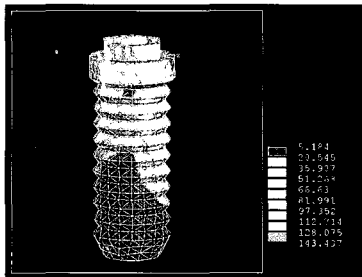
**Fig. 17.** Group 1 at oblique loading(central fossa).



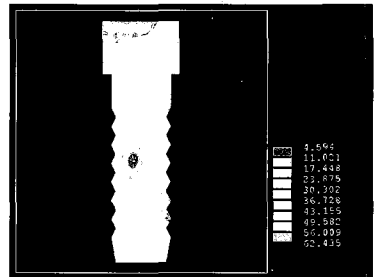
**Fig. 18.** Group 2 at oblique loading.



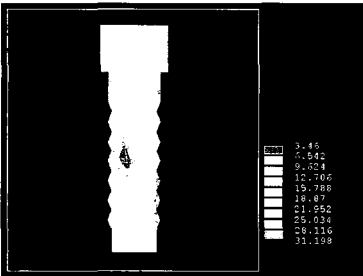
**Fig. 19.** Group 4 at oblique loading.



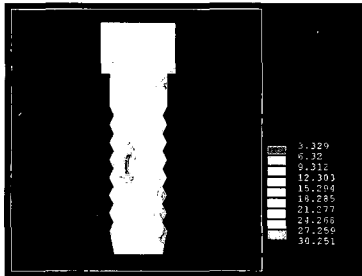
**Fig. 20.** Fixture in group 1 at oblique loading.



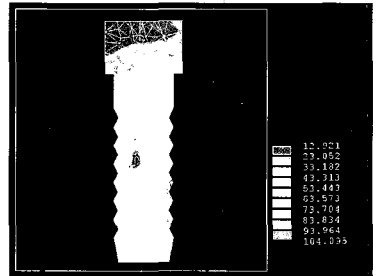
**Fig. 21.** Abutment screw of group 1 at oblique loading.



**Fig. 22.** Abutment screw of group 2 at oblique loading.



**Fig. 23.** Abutment screw of group 3 at oblique loading.



**Fig. 24.** Abutment screw of group 4 at oblique loading.

ABSTRACT

## THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF SINGLE IMPLANT RESTORATION USING DIFFERENT FIXTURE AND ABUTMENT SCREW DIAMETERS

Joo-Hong Kwon, D.D.S., M.S.D., Min-Ho Choi, D.D.S., M.S.D.,  
Yu-Lee Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Hye-Won Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University*

**Statement of problem.** As the effects of the various diameters of fixture and abutment screw on stress distribution was not yet examined, this study focused on the different design of single implant restoration using three dimensional finite element analysis.

**Purpose.** This study was to compare five different fixture-abutment combinations for single implant supported restorations with different fixture and abutment screw diameters.

**Material & methods.** The five kinds of finite element models were designed by 3 diameter fixtures ( $\text{O}3.3, 3.75, 5.0$  mm) with 3 different abutment screws ( $\text{O} 1.5, 1.7, 2.0$  mm). The crown for mandibular first molar was made using UCLA abutment according to Wheeler's anatomy. 244 N was applied at the central fossa with two different loading directions, vertically and obliquely ( $30^\circ$ ) and at the buccal cusp vertically. Maximum von Mises stresses were recorded and compared in the supporting bone, crowns, fixtures, and abutment screws.

### **Results.**

1. The stresses in supporting bone and implant-abutment structure under oblique loading were greater than those under vertical or offset loading. The stresses under vertical loading were the least among 3 loading conditions regardless of the implant and abutment screw diameters.
2. The stresses in the narrow implants were greater than the wider implants. The narrow implant with narrow abutment screw showed highest stresses in the lingual crest, but the narrow implant with standard abutment screw showed highest stress in abutment screw.
3. The stresses of abutment screws were influenced by the diameter of fixtures and loading conditions. The wide implants showed least difference between two different abutment screw diameters.

**Conclusions.** The wide implants showed lesser stresses than the narrow implants and affected least by the different abutment screw diameters. The narrow implants with standard abutment screw showed highest stresses in the lingual bony crest under oblique loading.

---

**Key words :** Wide fixture, Narrow fixture, Abutment screw diameter, Finite element analysis