

# 임프란트 고정체와 지대주 직경의 차이가 응력분포에 미치는 영향

경북대학교 치과대학 보철학교실

정종원 · 이청희

## I. 서 론

임프란트가 개발된 후 지난 수십 년간 임상가들에게 다양한 형태의 임프란트 시스템이 소개 되었으며, 기존 가철성 의치에 비하여 우수한 임프란트의 심미성, 저작성 등으로 임상가들은 장기적인 예후와 임프란트 주위 골의 응력분포에 관심을 가져 왔다.<sup>1)</sup>

자연치아에 가해지는 교합력은 치주 인대의 완충 작용을 거침으로 치조골에는 응력이 고르게 분산하여 전달하게 된다. 그러나 임프란트는 직접 골에 매식되어 기능시 초래되는 외력이 매식체를 통해 내부의 완충작용 없이 직접 골에 전달되어 자연치아와 다르게 응력이 주위 골에 분산된다. 임프란트 주위 골에 발생하는 응력을 적절하게 분산하기 위한 임프란트 구조물의 다양한 설계와 이에 따른 응력분산에 관한 연구는 장기적인 예후에 중요하다고 하겠다.

그래서 임프란트 주위 골내 응력에 대한 해석의 신뢰도를 높여 응력효과에 대한 정량적인 평가를 위한 노력과 연구가 지속적으로 이루어져 왔다. 임프란트 주위 골내 응력에 대한 정량적인 해석을 위해 임프란트와 골계면의 유한요소 모델링 단계에서 실제 조건과 근사하게 모사하여야 하는데 특히 임프란트 시스템을 이루는 여러 계면에서의 하중전달 특성에 대한 적절한 모델링이 중요하다.

Lee 등<sup>2)</sup>은 골과 임프란트 계면의 골 유착에 의한 하중전달특성을 그 유한요소 모델링에 반영하기 위하여 계면을 압축면, 인장면과 전단면의 세 범주로 나누어 하중전달 특성을 분리하여 해석에 반영한 결

과, 계면에서의 완전결합조건을 가정한 경우에 비해 약 20% 내외의 응력 차이를 보였다. Holmgren 등<sup>3)</sup>은 계단식 임프란트와 직선형 임프란트에 대한 응력 분포를 연구하여, 계단식 임프란트에서 응력이 더 고르게 분포된다고 하였다. 정 등<sup>4)</sup>은 임프란트 고정체 경부 부위의 골 흡수에 의해 낭(pocket) 형성이 이루어지는 단계적 과정에 대해, 유한요소모델링을 사용한 수치실험을 통하여 골 소실을 초래하는 응력의 크기를 정량적으로 예측하여 보고하고 있고 경부 골의 소실과 더불어 낭의 깊이가 점차로 깊어짐에 따라 응력 집중이 완화되는 동시에 최대 응력 발생 부위 또한 식립 초기의 임프란트 경부 주위로부터 치조정 부위로 이동되는 것을 수치적으로 관찰하여 보고하였다. Chun 등<sup>5)</sup>은 임프란트의 형상변수 변화가 악골에 미치는 응력분포 효과를 연구하였는데, 이 연구에서 임프란트의 길이와 직경이 증가하고, 나사산 피치가 감소할수록 발생하는 응력이 효과적으로 분산된다고 하였다.

선학들의 연구에서와 같이, 임프란트 경부 골에 응력의 집중이 임프란트의 예후에 지대한 영향을 주는 하나의 요인으로 생각되는 관계로 경부 골 응력을 감소하도록 응력을 분산시키는 것이 중요할 것이다. 그래서 임프란트 경부 골 응력을 최소화 시키는 방법으로는 굵은 직경 임프란트를 이용하는 방법, 길이가 긴 임프란트를 이용하는 등의 임프란트의 형상이나 직경변화, 표면변화 등을 이용하는 방법 등이 있다. 임프란트의 형태와 표면의 변화 등으로 인한 임프란트 주변 골에 생기는 응력분포에 대한 연구는

많이 이루어져 왔지만, 상부구조물인 지대주의 직경이나 형상에 대한 연구는 포함되지 않았다. 지대주의 직경이나 형상에 따라 임프란트 내부의 하중전달 양상은 변하게 되고, 이는 악골에 발생하는 응력분포 역시 변하게 될 것이다. 그러므로 지대주의 직경에 따라 임프란트 주변 골에 발생하는 응력분포차이를 연구하는 것도 흥미로운 과제 중에 하나 일 것이다.

이에 저자는 임프란트 고정체와 지대주 직경의 차이가 경부 지지골의 응력분포에 미치는 영향을 알아보기 위하여 고정체의 굽기를 다양하게 하고 동일한 직경의 지대주일 경우와 직경이 보다 적은 경우에 제작된 보철물에 교합력이 작용하였을 때 임프란트 경부 골과 지대주에 응력분포를 유한요소법을 이용하여 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었기에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 임프란트 선정 및 지대주(abutment)선정

직경 4, 5, 그리고 6mm 외측성 육각구조의 임프란트를 표본으로 하여 각 임프란트에 3.4mm 직경과 고정체와 같은 직경의 지대주를 사용하였다(Table I).

### 2. 보철물 및 골조직 모델링

모든 모델에서 동일하게 보철물 교합면의 높이 10mm 그리고 크기 직경 10mm의 금관으로 하였다. Zarb<sup>6)</sup>는 임프란트 주위 골조직의 형태는 치밀골의

**Table I.** Implant fixture and abutment used in each model

Model	Feature
1	∅ 4mm Implant fixture and ∅ 3.4mm Abutment
2	∅ 4mm Implant fixture and ∅ 4mm Abutment
3	∅ 5mm Implant fixture and ∅ 3.4mm Abutment
4	∅ 5mm Implant fixture and ∅ 5mm Abutment
5	∅ 6mm Implant fixture and ∅ 3.4mm Abutment
6	∅ 6mm Implant fixture and ∅ 6mm Abutment

두께에 따라 4가지 type으로 분류하였는데 그 중 type II를 가정하여 치조제 상부의 치밀골의 두께는 0.75 mm로 하였으며 나머지는 해면골로 처리하였다.

요소당 절점수가 8개이며 전체 요소수가 4,000개인 2차원 축대칭 모델을 제작하였다(EMRC Co. NISA II. USA). 각각의 물성치는 선학들의 연구를 참조하였다(Table II).<sup>7)</sup> 또한 Lee 등<sup>2)</sup>의 결과를 참고하여 임프란트와 골 계면간에는 미끄러짐이 없는 즉 상대운동이 없는 완전결합 조건으로 가정하였다.

### 3. 하중

교합면의 중심에서 2.5mm 떨어진 원주상의 교합면에 수직인 교합력과 45°의 측방력을 각각 50N으로 부여하였다.

측방력이 축대칭형 구조에 작용하는 경우에도 Fourier 급수(series)를 이용하여, 2차원 문제로 변환하여 다룰 수 있다. 비축대칭형 하중을 Fourier sine 및 cosine series를 이용하여 전개, 하중의 조합으로 치환하고, 각 하중요소에 대하여 별도로 해석하여 그 결과를 조합하는 것이다.

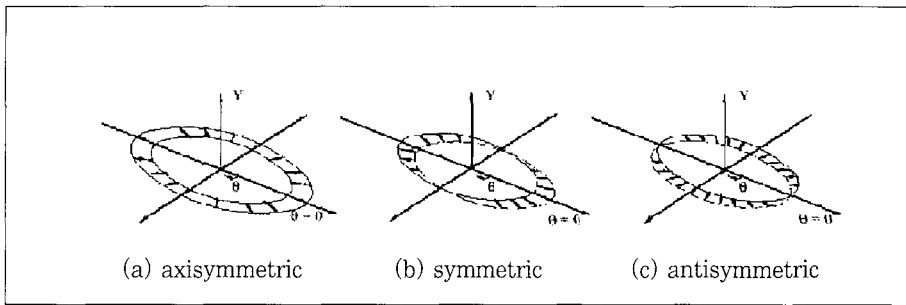
Fourier 급수를 이용하여 임의의 하중  $F_x$ 를 전개하면 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$F_x = a_0 + \sum_{n=1}^N F_{x_n} \cos n\theta + \sum_{n=1}^N F_{x_n} \sin n\theta$$

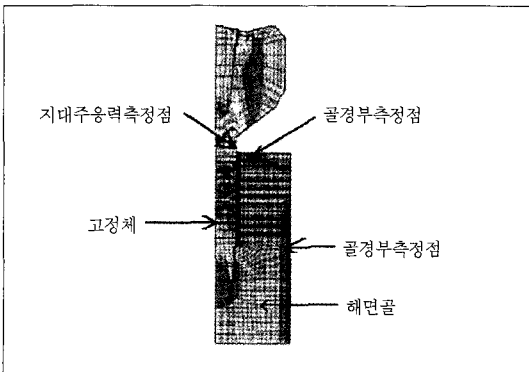
Fig. 1에서 보는 바와 같이, x-축에 평행한 횡방향 하중의 경우( $\theta=0$ ), cosine 항만을 고려하면 충분하다. 위 식에서 축대칭 하중을 표현하는 상수항  $a_0$  및 x-축에 대해 반대칭 하중을 나타내는 sine 항은 모두 0으로 둘 수 있다. 본 연구에서 유한요소해석을 위해 사용한 EMRC사의 NISA II에서는 solid 요소인 NKTP 34와 shell 요소인 NKTP 37 요소를 이용하여, 위와 같은 pseudo 3-dimensional 모델링, 즉 비축대칭형 하중을 받는 축대칭 기하형상 구조를 모델링하였다. 본 연구에서는 solid 요소인 NKTP 34를 사용하였다. 상세한 이론적 배경은 박<sup>8)</sup>의 연구를 참고하였다.

**Table II.** Mechanical properties (bone and implant materials)

Material	Young Modulus (GPa)	Poisson ratio	Strength (MPa)	Tensile yield stress (MPa)
Titanium	102.2	0.35	-	-
Cortical bone	13.7	0.3	72-76 (tensile) 140-170 (compressive)	60
Cancellous bone	1.37	0.3	22-28 (tensile)	-
Gold (type 4)	95	0.3	-	-



**Fig. 1.** Harmonic load of radial direction.



**Fig. 2.** Mesh model for finite element analysis.

### Ⅲ. 성 적

각각의 모델을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다(Table III and IV).

#### 1. Model 1

임프란트 주위 경부 골에서 발생하는 응력은 수직력에서 0.95 Mpa 응력이, 경사력에서는 4.5 Mpa의 응력이 측정되었고, 지대주에서 발생하는 응력은 수직력에서 8.1 Mpa 응력이 그리고 경사력에서는 53 Mpa의 응력이 측정되었다(Fig. 3 & 4).

#### 2. Model 2

임프란트 주위 경부 골에서 발생하는 응력은 수직력에서 1 Mpa, 경사력에서 4.9 Mpa의 응력이 측정되었으며, 지대주에서 발생하는 응력은 수직력에서 5 Mpa, 경사력에서는 29 Mpa의 응력이 측정되었다(Fig. 5 & 6).

#### 4. 응력측정

임프란트 골 경부 계면에서 0.5mm 떨어진 부위와 임프란트 지대주 경계면에서 응력을 측정하였다(Fig. 2).

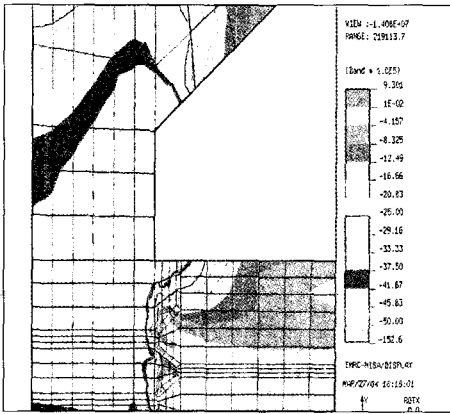
골 경부에서는 제 3 주응력을 측정하였고, 지대주에서는 von Mises 응력을 측정하였다.

**Table III.** Stress at cervical bony reference point of each model(Mpa)

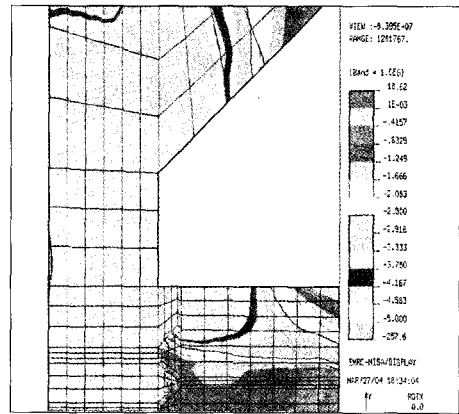
Model	Vertical force (50N)	Oblique force (50N)
1	- 0.95	- 4.5
2	- 1	- 4.9
3	- 0.65	- 3.7
4	- 0.85	- 4.1
5	- 0.5	- 2
6	- 0.7	- 2.95

**Table IV.** Stress at abutment reference point of each model(Mpa)

Model	Vertical force (50N)	Oblique force (50N)
1	8.1	53
2	5	29
3	6.5	53
4	3.5	15
5	6.5	48
6	1.8	10

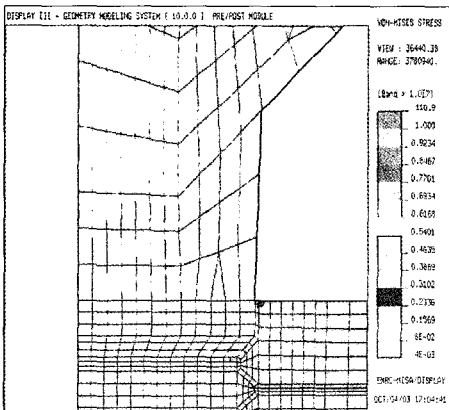


a) Vertical load 50N

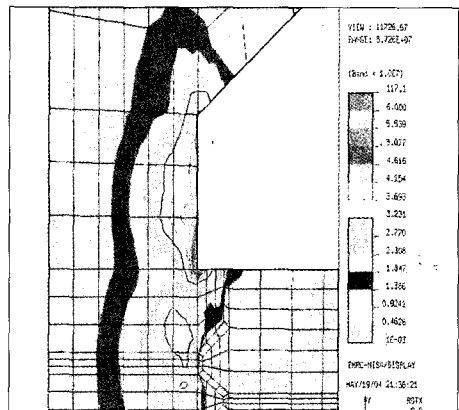


b) Oblique load 50N

**Fig. 3.** Stress distribution at cervical bone of Model 1.

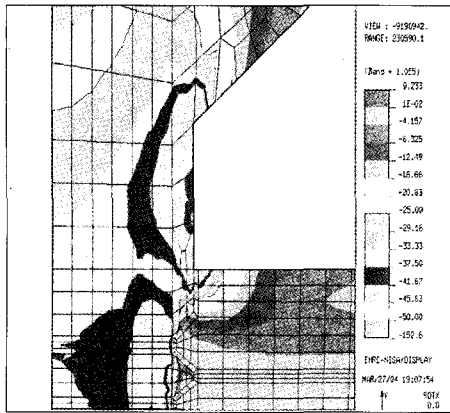


a) Vertical load 50N

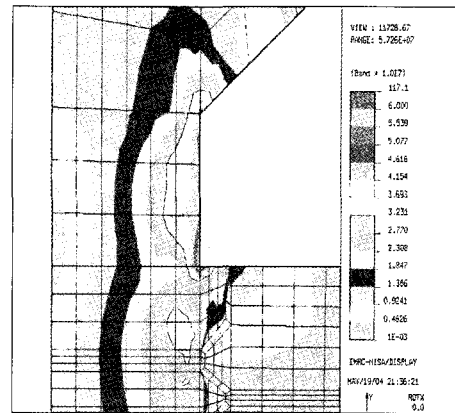


b) Oblique load 50N

**Fig. 4.** Stress distribution at abutment of Model 1.

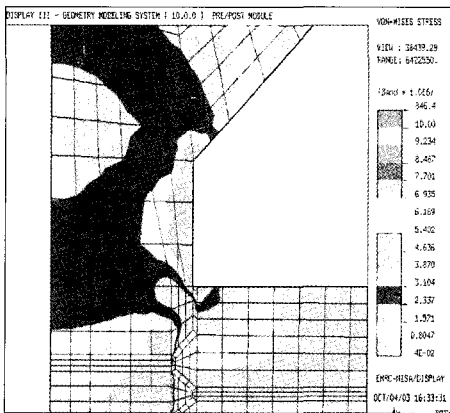


a) Vertical load 50N

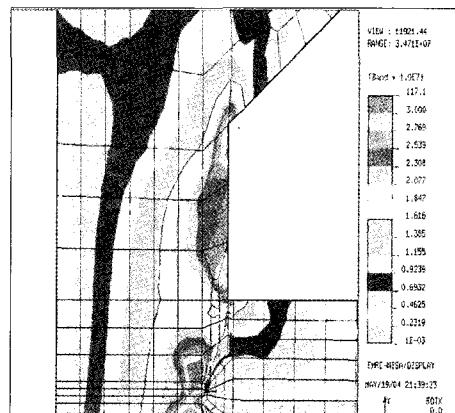


b) Oblique load 50N

Fig. 5. Stress distribution at cervical bone of Model 2.



a) Vertical load 50N



b) Oblique load 50N

Fig. 6. Stress distribution at abutment of Model 2.

### 3. Model 3

임프란트 주위 경부 골에서 발생하는 응력은 수직력에서 0.65 Mpa 응력이, 경사력에서는 3.7 Mpa의 응력이 측정되었고, 지대주에서 발생하는 응력은 수직력에서 6.5 Mpa 응력이 그리고 경사력에서는 53 Mpa의 응력이 측정되었다(Fig. 7 & 8).

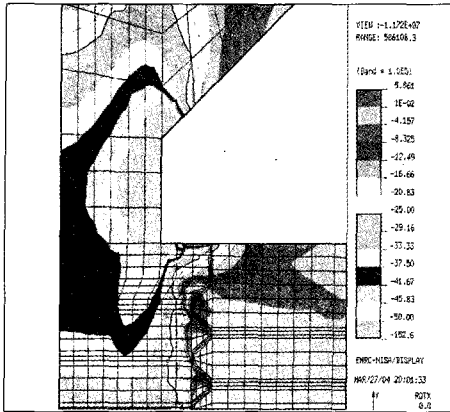
### 4. Model 4

임프란트 주위 경부 골에서 발생하는 응력은 수직력에서 0.85 Mpa 응력이, 경사력에서는 4.1 Mpa의

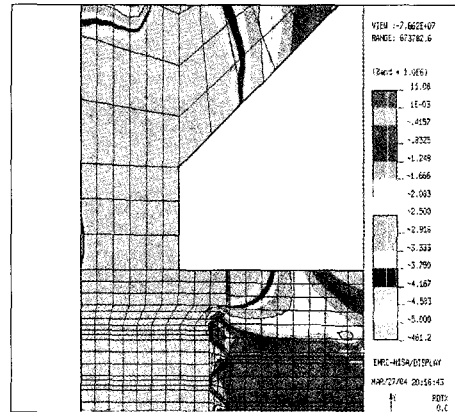
응력이 측정되었고, 지대주에서 발생하는 응력은 수직력에서 3.5 Mpa 응력이 그리고 경사력에서는 15 Mpa의 응력이 측정되었다(Fig. 9 & 10).

### 5. Model 5

임프란트 주위 경부 골에서 발생하는 응력은 수직력에서 0.5 Mpa 응력이, 경사력에서는 2 Mpa의 응력이 측정되었고, 지대주에서 발생하는 응력은 수직력에서 6.5 Mpa 응력이 그리고 경사력에서는 48 Mpa의 응력이 측정되었다(Fig. 11 & 12).

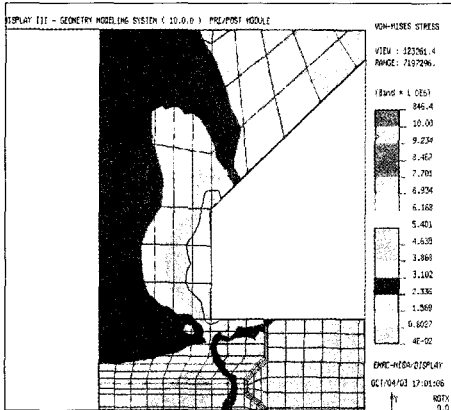


a) Vertical load 50N

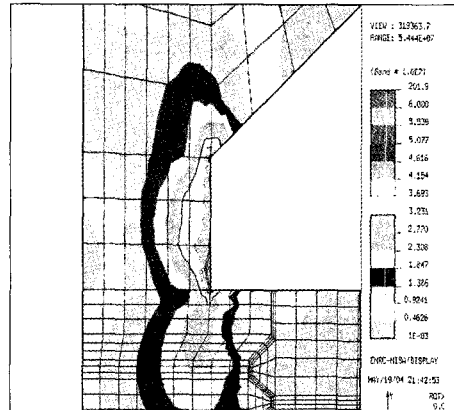


b) Oblique load 50N

Fig. 7. Stress distribution at cervical bone of Model 3.

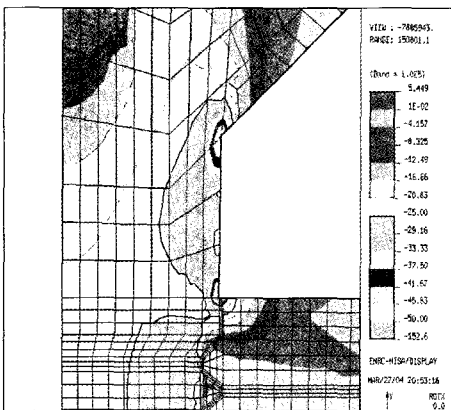


a) Vertical load 50N

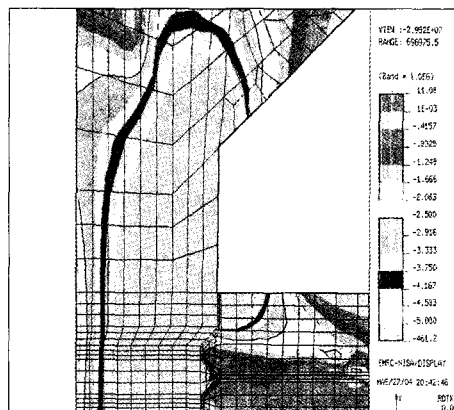


b) Oblique load 50N

Fig. 8. Stress distribution at cervical bone of Model 3.

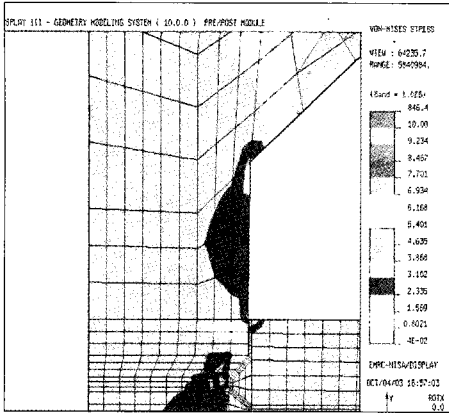


a) Vertical load 50N

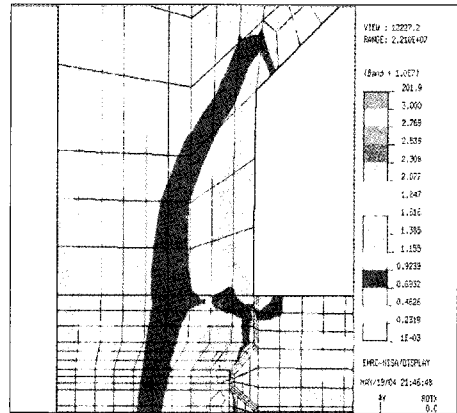


b) Oblique load 50N

Fig. 9. Stress distribution at cervical bone of Model 4.

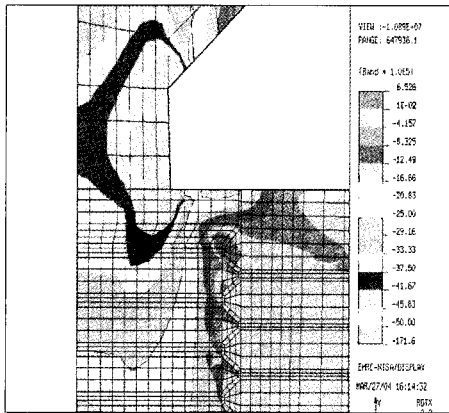


a) Vertical load 50N

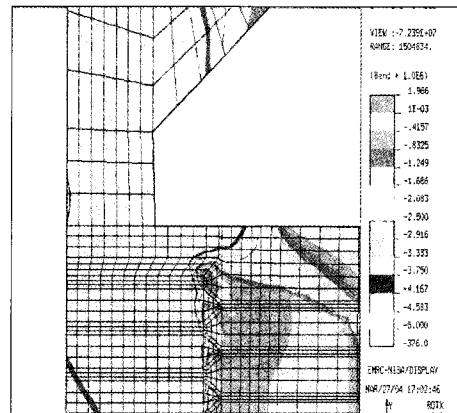


b) Oblique load 50N

**Fig. 10.** Stress distribution at abutment of Model 4.

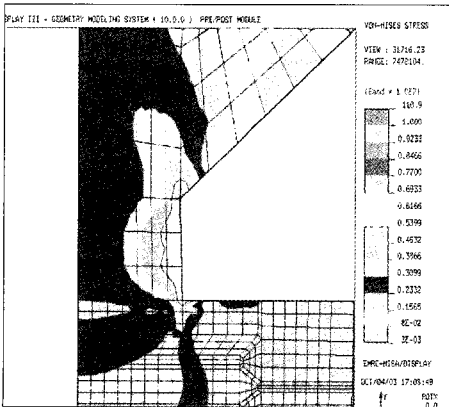


a) Vertical load 50N

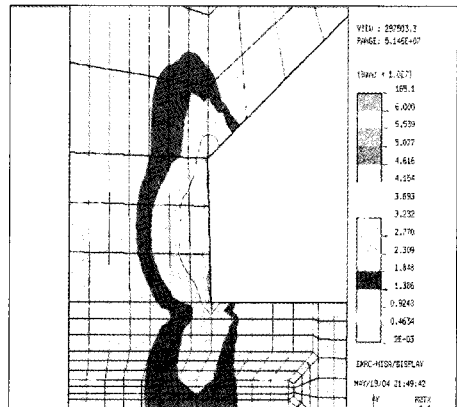


b) Oblique load 50N

**Fig. 11.** Stress distribution at cervical bone of Model 5.

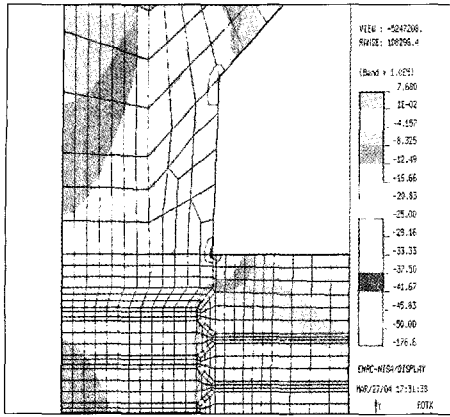


a) Vertical load 50N

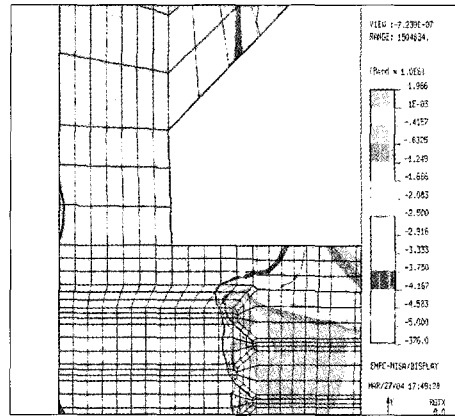


b) Oblique load 50N

**Fig. 12.** Stress distribution at abutment of Model 5.

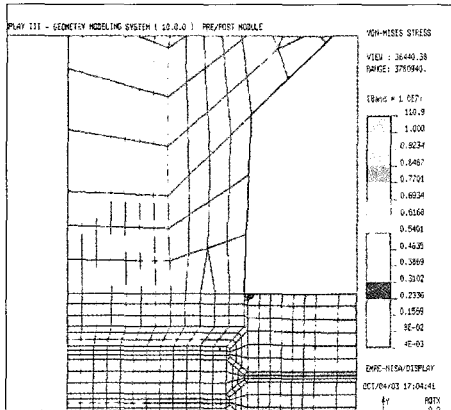


a) Vertical load 50N

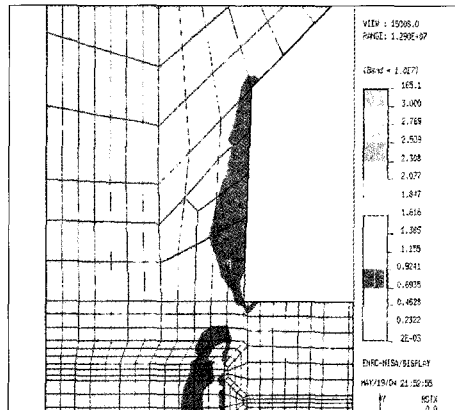


b) Oblique load 50N

Fig. 13. Stress distribution at cervical bone of Model 6.



a) Vertical load 50N



b) Oblique load 50N

Fig. 14. Stress distribution at abutment of Model 6.

## 6. Model 6

임프란트 주위 경부 골에서 발생하는 응력은 수직력에서 0.7 Mpa 응력이, 경사력에서는 2.95 Mpa의 응력이 측정되었고, 지대주에서 발생하는 응력은 수직력에서 1.8 Mpa 응력이, 그리고 경사력에서는 10 Mpa의 응력이 측정되었다(Fig. 13 & 14).

## IV. 고 찰

치과용 임프란트의 기능을 적절히 유지하기 위해서는 그 식립 이전 및 이후 과정에서 다양한 영향요

소들에 대한 이해와 관리가 필요하다. 여기에는 시술사의 임상 술식, 임프란트 자체의 재료학적인 특성과 그 상부 보철물의 설계에 따른 저작계의 생역학적 작용, 식립 후 환자 구강내의 생물학적 요소 등<sup>9-13)</sup> 이러한 복잡한 요소들이 상호 연계되어 있다.

임프란트 고정체 상부에 보철물이 장착되어 저작하중 하에서 기능력을 지탱함에 따라 그 주위 골 조직에는 응력이 반복 작용하게 되는데 이러한 응력의 성격이 골 조직의 장기적 반응 양상에 영향을 주는 중요한 요소로 작용한다. 이러한 골내 응력은 저작하중의 크기나 작용빈도, 임프란트 보철물의 설계형상과 골의 물성 등의 기하학적 조건 등에 많은 영향



을 받는다.

임프란트가 저작하중에 대한 지지기능을 장기간 유지하기 위해서는 일차적으로 임프란트 주위골의 보존과 유지가 필수적이라 할 수 있다. 임프란트 주위골의 반응과 직접적으로 연관된 중요한 요소 중 하나가 골내 응력이다. 응력은 크게 두 가지 측면에서 임프란트의 기능유지에 영향을 미치게 된다. 첫째는 임프란트와 골 계면의 골유착에 대한 영향이다. 생리적 허용수준을 넘어서는 응력이 작용하거나 이로 인해 임프란트와 골 계면사이에서의 이동(slip-ping)이 초래되면 골의 재형성에 유해한 영향을 주어<sup>10)</sup> 골유착 과정을 훼손하게 된다. 두 번째는 임프란트의 장기적 기능유지와 관련하여 과도한 골응력에 의하여 임프란트 주위골의 소실, 특히 경부골의 점진적 소실이다. 임프란트 경부는 임프란트 상부의 보철물로부터 오는 하중이 맨 처음 골조직으로 전달되는 부위이며 그 형태적인 특성에 의해 높은 응력집중이 생기는 곳이다. 임프란트 경부 주위의 피질골에 생기는 높은 응력은 이 부위 골의 소실의 직접적인 원인이 된다. 또한 이 부위는 생물학적으로도 취약한 부위이다. 자연치아의 경우와 마찬가지로 임프란트에 있어서도 구강 환경에 비교적 용이하게 노출되는 임프란트 경부에는 미생물의 침착과 증식이 쉽게 야기될 수 있다. 이러한 미생물의 침착과 응력의 효과가 중첩되어 일어나면 경부골의 소실은 더욱 파괴적으로 가속화될 것이다. 임프란트와 골계면의 골유착 형성이 임프란트가 기능적 하중을 지지하기 이전의 문제인 반면, 임프란트의 장기적 성공과 관련이 큰 임프란트 지지 경부골의 소실은 임프란트의 수명과 기능유지와 관련한 응력의 중요성에도 불구하고 그 정량적 해석은 간단하지 않다.

Adell 등<sup>14)</sup>은 임프란트 식립 후 주위 변연골 소실은 첫 해에 평균 1.5mm가 소실되고, 그 이후에는 매년 약 0.1mm 정도 지속적으로 소실된다고 하였다. 매식 초기의 경우 다양한 종류의 임프란트 시스템에 대한 국내외 연구를 통하여 경부에 응력이 집중되는 것이 관찰 되었고 이를 통하여 이 영역에서의 골흡수가 이미 해석적으로 예측 되어왔다.<sup>2,7,15)</sup> Matushita 등<sup>16)</sup>은 수직력, 측방력이 임프란트에 가해질 때 임프란트 주위 경부골에 전해지는 스트레스를 잘 이해하고, 임프란트와 지대주를 디자인한다면 예측되지 못한 임프란트 지대주 간의 실패를 줄일 수 있다고

한다.

Rieger 등<sup>17)</sup>은 임프란트 주위골에 전해지는 응력을 줄이는 방법으로 임프란트 표면적을 늘이는 방법을 추천하고 있는데, 굵은 직경의 임프란트 사용, 긴 길이의 임프란트 사용하는 방법 등을 추천하고 있다. 또한 Matushita 등<sup>16)</sup>, Langer<sup>18)</sup>는 유한요소 분석법을 이용해서 서로 다른 직경의 임프란트가 치조골내에서 응력분포에 미치는 영향을 분석하였는데 치밀골 내의 응력은 임프란트 직경이 증가함에 따라 감소되었다고 하여 직경이 큰 임프란트가 응력의 분산관점에서는 유리하다고 제안하였다.

Lee 등<sup>2)</sup>은 골유착시 임프란트와 골의 계면에서 하중 전달 특성을 골내 응력분포 해석에 반영하기 위해 계면의 하중전달 특성에 따라 인장응력, 압축응력 및 전단 응력의 3범주로 나누고 각 범주 영역에서 골의 탄성율을 조절함으로써 계면을 모델링하였는데, 부위에 따라 완전결합을 가정한 경우에 비하여 약 20% 내외의 응력 차이가 있음을 보고하였으나 실제 임상측면에서 중요한 피크 스트레스는 차이가 없고 따라서 치과용 임프란트에 관한 골응력 해석에 있어, 완전한 결함으로 가정할 수 있다고 하였다. 생역학적 연구의 목적은 저작하중의 전달체계와 그 과정상 발생하는 응력에 대한 시술자의 이해를 높이고, 악궁과 골질의 다양한 조건과 관련하여 응력 측면에서 최선의 매식 설계와 치료계획을 수립함과 동시에 시술 결과에 대한 응력의 측면에서 분석과 이해를 하는데 있다. 임프란트와 관련하여 발생하는 골내 응력은 임프란트의 형상 및 임프란트/골의 계면특성과 더불어 임프란트에 전달되어 오는 저작하중의 크기에 의해 결정되므로 응력의 수준을 적절하게 제어하기 위해서는 일차적으로 임프란트로 전달되어 오는 하중의 크기를 예측하는 수단을 갖는 것이 필요하다.

다양한 임프란트 시스템과 식립 양상, 악골의 물성, 그리고 보철물의 형상과 구조 등, 여러 조합 하에서 임프란트 주위골에 전달되어오는 하중에 대한 보다 많은 연구를 통하여 자료의 구축이 필요할 것이다. 본 연구에서 사용한 2차원 축모델링 기법이 이러한 계산에 유용하게 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

임프란트에서 대부분의 스트레스는 치경부 1/3에 집중하고 있기 때문에, 치경부에 전해지는 스트레스

를 줄이는 것이 예후에 유리할 수 있다. Misch<sup>19)</sup>는 임프란트 자체에 기능적 면적을 늘리는 방법으로 임프란트 주위 경부골에 전해지는 스트레스를 줄이는 방법을 모색하여 굵은 직경 임프란트 사용, 긴 임프란트 사용, 그리고 표면적을 늘리는 방법을 추천하고 있다. 넓은 직경의 임프란트는 골과 임프란트의 접촉면적을 증가시킴으로서 응력 분산면에서 표준 직경을 갖는 임프란트 보다 우수하다고 알려져 있다.<sup>20,21)</sup> 또한 임프란트 치경부에 접촉 면적을 늘리는 방법으로는,<sup>22,23)</sup> thread geometry parameter 변경, thread pitch, thread shape, 그리고 thread depth를 변화 시키는 방법 등이 권고되고 있다. 그리고 정등<sup>24)</sup>은 임프란트 고정체의 platform을 증가함에 따라 지지골, 고정체, 지대나사 및 보철물에 걸리는 응력이 감소되어 넓은 platform의 임프란트가 적은 것보다 역학적으로 유리하다고 하였다.

본 연구에서는 지대주 직경의 크기를 조절하는 방법으로 경부에 전해지는 응력을 유한요소 분석법을 통하여 정량적으로 해석하려고 하였다. 요소당 절점수가 8개이며 전체 요소수가 4,000개인 2차원 축대칭 모델을 제작하였는데 이보다 coarse 한 mesh를 사용할 경우 고정체의 나사를 적절하게 모델링할 수 없으므로 응력해석 결과의 오차 폭이 커질 것으로 보인다.<sup>25)</sup> 유한요소해석을 위한 mesh는 선행연구를 통해 개발되어 그 안정성이 이미 확인된, 고정체와 주위의 골조직의 2차원 축대칭모델 mesh를 이용하였다.<sup>2)</sup> 이 mesh는 3차원인 임프란트 고정체 형상을 2차원의 축대칭 형상으로 재현하는 과정에서, screw형상의 고정체 나사를 톱니형으로 단순화하고, 임프란트를 골에 식립하기 위해 고안된 self tap 부위의 나선형 groove 형상을 생략한 것이다. 동일한 mesh를 사용하였기 때문에 요소의 종횡비(aspect ratio) 및 요소의 corner 각의 경우는 각각 5.0 이내, 45-135도 범위로 제한된 것이다. 그러나 요소 형태의 경우, 선행연구에서 사용된 NKTP 3 요소 대신에 요소당 절점수는 8개, 형상은 4각형인 NKTP 34형 요소를 사용하였다. 위에서 언급한 바와 같이 이 NKTP 34형 요소로 모델링한 경우, Fourier 급수로 전개된 비축대칭형 하중을 적용할 수 있다. 모델링에 대한 보다 상세한 내용은 문헌<sup>2)</sup>에 설명된 바와 같다.

축대칭 모델의 임프란트 중심점에 50N의 수직 하중과 45°의 측방하중을 부여하였는데 이는 정상적인

저작하중이 15-50N<sup>7)</sup> 정도임을 감안하여 결정하였으며 응력의 측정은 골 경계부 계면에서 0.5mm 떨어진 부위 치조골 부위와 임프란트 지대주 경계면 두 군데에서 측정하였다.

실험 결과, 임프란트 경부골에서의 응력을 비교 분석하여보면, 같은 조건에서 임프란트 고정체의 직경이 클수록 경부골에 미치는 응력은 감소하는 것으로 나와 임프란트 직경이 클수록 응력분산에 유리한 것으로 나왔으며, 고정체의 직경에 비하여 작은 크기의 지대주를 쓰는 것이 임프란트 주위골에 미치는 응력의 크기는 작게 나타나서 더 유리한 것으로 나타났다. 또한 수직력 보다는 경사력에서 임프란트 주위 골내 응력 분포에서 훨씬 더 유리한 것으로 해석 되었다. 그리고 수직력에 비하여 경사력에서 응력의 집중이 심하게 나타나 임프란트에는 측방력이 불리하다는 것을 알 수가 있었다.

보철물 지대주 응력측정에서의 응력을 비교 분석한 결과, 고정체에 비하여 작은 직경의 지대주를 사용할 경우 수직력 및 경사력에서 응력이 증가되었고 고정체와의 직경차이가 클수록 지대주에 발생하는 응력이 큰 것으로 나타났다. 이는 지대주의 직경을 고정체에 비하여 작게 한다면 경부골에 응력의 집중이 감소하며 그 대신 지대주의 변연에 응력이 집중한다는 것으로 이는 고정체와 지대주 직경의 차이가 클수록 집중은 심화될 것이다. 그러나 지대주 변연의 응력 집중은 가장 큰 경우의 53 Mpa로 이는 500 Mpa 이상인 티타늄 항복강도에 비하여 충분히 낮아서 임상적으로 문제가 되지 않을 것으로 사료된다. 또 실험에서 금 나사를 고려치 않고 실험 모델을 모델링하였기 때문에 지대주 내부 구조물인 금 나사에서 변화된 응력의 양을 정확하게 계산하기는 어렵지만 임프란트 지대주에서 응력이 증가하면 임프란트 내부 구조물인 금 나사에도 응력이 증가했을 것으로 생각된다.

그래서 이러한 응력분석을 토대로 임프란트 고정체만을 고려한다면 가능한 큰 직경의 임프란트를 사용하고 작은 직경의 지대주를 사용하는 것이 가장 유리하다는 결론을 얻을 수 있다. 그러나 큰 직경의 임프란트 고정체는 항상 가능한 것은 아니어서, 넓은 직경의 임프란트를 사용하기 위해서는 협설로 보다 더 넓은 치조골이 필요하다. 치조골의 폭이 좁은 경우에 넓은 직경의 임프란트를 사용하는 것은 실제

로는 유용한 골 지지에 손상이 야기되고, 또한 파절 골이 매우 얇은 경우에는 넓은 직경의 임프란트가 골의 일부를 손상시켜 골 소실을 유발할 수 있어, Renouard 등<sup>26)</sup>은 직경 5.0mm의 넓은 직경의 임프란트를 사용하기 위해서는 최소 7mm의 폭이 필요하다고 주장한 바 있다. 또한 임프란트 식립시 열발생 등의 문제로 더 많은 주의가 필요하다고 하겠다.

임프란트 고정체와 보철물이 만나는 변연부위에 생기는 미세 누출도 고려해 보아야 할 문제 중 하나이다. Gross 등<sup>27)</sup>은 여러 임프란트 시스템에서 임프란트와 지대치 사이의 미세누출을 검사하였는데, 임프란트와 지대주 간에 미세누출이 일어났으며 각 시스템 사이에 미세누출의 차이가 있음을 보여주었고, 박테리아 부산물과 박테리아의 성장에 필요한 영양소 등을 포함한 체액이 임프란트와 지대주 사이의 공간을 통과할 수 있어 임상적으로 관찰되는 악취와 임프란트 주위염에 기여하는 것으로 생각된다고 하였다. 이러한 상황에 의하여 임프란트 고정체와 지대주의 직경이 일치할 경우 그 변연이 변연골에 위치하여 경부골의 흡수를 야기하는 한 요인으로 생각된다. 지대주의 직경이 고정체에 비하여 작은 경우에는 만나는 변연이 직경의 차이의 반만큼 변연골에서 멀어지는 효과가 있어서 미세누출에 따른 변연골 흡수에 유리한 환경이 형성될 수 있다고 생각되는 바, 미세누출에 따른 치주적 관점에서 본 실험에서와 같은 경우에 대하여 연구를 해볼 필요성이 있다고 생각한다.

또한 임프란트 고정체와 지대주 관계에서 지대주 직경의 감소로 인한 접촉 계면이 줄어들어서 생역학적으로 과하중이 걸릴 수 있으며 이로 인해 보철물의 이개, 나사의 이완 또는 파절 등이 생길 수 있다는 점도 고려 해보아야 할 문제 중 하나이다.<sup>28)</sup>

Hassler 등<sup>29)</sup>은 토끼에 있어서 골조직의 침착을 억제할 수 있는 압축응력 수준은 3-4 Mpa이라고 보고하였다. 본 연구에서 경사력이 주어졌을 경우에 한하여 임프란트의 직경 4mm일 때 4.5 Mpa - 4.9 Mpa로 나타났고, 임프란트 직경 5mm일 경우에는 3.7 Mpa - 4.1 Mpa를 나타냈는데, 인체의 골조직에 대한 신뢰성이 인정되는 측정결과가 아직 없으므로 본 연구에서는 인체 골조직의 경우가 토끼의 경우와 유사한 생리적 허용응력 수준을 갖는다고 가정하면 45° 경사의 50N 측방력에서 경부 응력수준은 골의

손실을 가져올 수 있는 수준이라고 생각할 수 있다.

실험 결과에서 볼 수 있듯이 작은 직경의 지대주를 사용하면 임프란트 주위 경부골에 대한 응력이 줄어든 것을 관찰할 수 있었고 상대적으로 임프란트 지대주에 응력이 늘어난 것도 관찰할 수 있었다. 임프란트 지대주에서 늘어난 응력은 임프란트 항복강도 이하에서 일어난 변화이기 때문에 임프란트 주위 경부골 응력이 줄어든 것에 비하면 미미한 변화로 해석할 수 있다. 그러나 직경이 작은 지대주로 인한 임프란트 지대주 사이에 계면이 줄어들어서 인해서 생길 수 있는, 변연폐쇄 감소, 나사풀림, 구강위생불량으로 인한 치태축적 가능성, 그리고 금 나사의 응력 집중 등에 대해서도 지속적인 연구가 선행되어야 할 것이다.

## V. 결 과

임프란트 고정체와 지대주 직경의 차이가 임프란트 주변 경부골 및 보철물 지대주 변연의 응력분포에 미치는 영향을 알아보기 위하여, type II 골에 식립된 직경 4mm 임프란트 고정체에 직경 3.4mm와 4mm, 직경 5mm 임프란트 고정체에 직경 3.4mm와 5mm, 그리고 직경 6mm 임프란트 고정체에 직경 3.4mm와 6mm 지대주를 장착한 다음 높이 10mm에 직경 10mm의 금관을 한 것을 축대칭 모형으로 모델링을 한 다음 교합면에 각각 50 N의 수직력과 45° 경사력을 부여하여 유한요소법(EMRC Co. NISA II. USA)을 이용하여 응력분석을 한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 임프란트 주위 경부골 응력측정에서 임프란트 지대주 직경이 작을수록 경부골에 응력이 감소하는 것으로 나타났고, 임프란트 지대주 직경 차이가 클수록 주위 골내 응력의 차이가 큰 것으로 나타났으며, 수직력에서 보다 경사력이 가해질 경우에 지대주 직경 차이에 따른 응력의 감소가 크게 나타났다.
2. 지대주 변연 응력측정에서 작은 직경의 지대주를 사용할 경우에 수직력 및 경사력에서 응력이 증가하였고, 직경차이가 클수록 지대주에 발생하는 응력이 큰 것으로 나타났으며, 수직력에서 보다 경사력이 가해질 경우에 지대주 직경 차이에 따른 응력의 증가가 크게 나타났다.

3. 지대주 직경이 같은 경우 직경이 큰 임플란트의 경우에서 경부골의 응력이 적었으며, 지대주의 직경이 클수록 지대주 변연에 생기는 응력도 적은 것으로 나타났다.
4. 모든 경우에서 경사력이 가해지는 경우가 수직력이 가해지는 경우보다 경부 골 및 지대주에 응력 집중이 더 크게 나타났다.

### 참고문헌

1. Tuncelli B, Poyrazoglu E, Koyluoflu AM, Tezcan S. Comparison of load transfer by implant abutments of various diameters. *Eur J of Prosthodont Res Den* 1997; 5: 79-83.
2. Lee JW, Lee CH, Jo KH. Finite element analysis of stress distribution with load transfer characteristics of the implant/bone interface. *J Korean Academy of Implant Dentistry* 2003;22:48-56.
3. Eric P Holmgren, Robert J Seckinger, Leslie M Kilgren. Evaluating parameters of osseointegrated dental implant using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantology* 1998; 24:80-88.
4. ES Jung. A finite element stress analysis of the bone around implant following cervical bone resorption. *J Korean Academy of Implant Dentistry* 2003;22(1):38-48.
5. Chun HJ, Cheong et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002;29: 565-574.
6. Zarb GA, Lekholm U. Patient selection and preparation. In Branemark PI., Zarb GA, Albrektsson T, *Tissue-intergrated proshtheses*. Chicago : Quintessence Pub C Inc 1985: 199-209.
7. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC. 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;67(6): 633-640.
8. DY Park. Stress analysis around implant system using an axiosymmetric modeling approach. 2002.
9. Brunski JB; Puleo DA. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:15-46.
10. Hoshaw, SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modelling and remodelling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-360.
11. Lindquist, LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;59:59-63.
12. LeGeros RZ, Craig RG. Strategies to affect bone remodelling. *J Bone Miner Res* 1993; 8:583-593.
13. Borchers L, Raeichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dental Res* 1983;62:155-159.
14. Adell R, Lekholm U, Rockler B. A 15 year study of osseointegrated implants in edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10:387-416.
15. Han CH, Chun HJ, Jung SY et al. Studies of osseointegrated implant-models on stress distribution. *J Korean Academy Protho* 2000;38:526-542.
16. Matsushita, Y., Kithoh, M., Mizuta, K et al. Two dimensional FEM analysis of hy-

- droxyapatite implants: Diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990; 16:6-11.
17. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GI. Finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63(4):457-465.
  18. Langer B, Langer L, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone availability for a loaded implant. *J Prosthet Dent* 1993;2:183-189.
  19. Misch CE. Implant design consideration for the posterior regions of the mouth. *Implant Dentistry* 1999;8(4):376-385.
  20. Misch CE. Bone dentistry, A key determinant for clinical success in contemporary implant dentistry. St. Louis MO. Mosby yearbook. Inc. 1999;109-118.
  21. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Chicago, Quintessence Pub C. Inc. PP. 1985:214-215.
  22. Manz MC. Radiographic assessment of peri-implant vertical bone loss, DICRG interim report No 9, *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55(5):62-71.
  23. Strong JT, Misch CE, Bidez MW, Nalluri P. Functional surface area: thread form and diameter optimization for implant body design. *Compendium* 1998;19:4-9.
  24. KM Chung, CH Chung, SM Jeong. Finite element stress analysis of implant prosthesis according to platform width of fixture. *J Korean Academy of Prosthodontics* 2003;41(5):674-688.
  25. MR Rieger, K Fareed, WK Adams, RA Tanquist. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;61(2):223-228.
  26. Renouard F, Arnoux JP, Sarment DP. Five-mm-diameter implants without a smooth surface collar: Report on 98 consecutive placements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:101-107.
  27. Gross M, Abramovich I, Wesis EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:94-100.
  28. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implants devices. *Int J Oral Maxillofac implants* 1987;1:11-14.
  29. Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD, Clark LC. Quantification of compressive stresses and it's effects on bone remodelling. *Bull. hosp. Bone Joint Res* 1977;38: 90-3.

---

**Reprint request to:**

**Cheong-Hee Lee**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University,  
101 Dong In 2-Ka Chung-ku, Daegu, 700-422, Korea  
chlee@knu.ac.kr

ABSTRACT

## THE EFFECT OF THE DIFFERENCE OF THE IMPLANT FIXTURE AND ABUTMENT DIAMETER FOR STRESS DISTRIBUTION

Jong-Won Jung, D.D.S., M.S.D., Cheong-Hee Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University*

**Statement of problem:** Stress concentration on the neck bone affects the bone resorption, and finally the implant survival

**Purpose:** In order to examine the stress distribution on the neck bone and prosthesis abutment for implants, decreasing abutment sizes were used.

**Material and methods:** Axisymmetric models were used to obtain the data required. These models were composed of 4mm implants with 3.4mm and 4mm abutments, 5mm implants with 3.4mm and 5mm abutments and 6mm implants with 3.4mm and 6mm abutments. All abutments were designed to received a 10mm high by 10mm diameter gold crown. Functional element analysis was used to obtain these results using data that consisted of 50 N vertical and 45 degree inclination forces.

**Results:**

1. Changing the diameter of the abutment on the implant affects the effect of the inclination forces more than the effect of the vertical forces.
2. Changing the diameter of the abutment on the implant affects the effect of the inclination forces more than the effect of the vertical forces.
3. Experimentation showed that the larger diameter implants provided a decreased neck bone stress, whereas a larger diameter abutment provided a decrease marginal abutment stress.
4. Experimentation showed that the neck bone and abutment received more stress from inclination forces than vertical forces.

**Conclusions:** By decreasing the size of the abutment on the implant we were able to diminish neck bone stress.

---

**Key words :** Stress distribution, Abutment size, Axisymmetric models, Vertical and inclination forces