

# 구치부 부분 무치악 결손에서 유용한 세 가지 임플란트 수복법들의 응력분산에 관한 3차원 유한요소법적 비교연구

김일규 · 이성호 · 류승현 · 최진호 · 한예숙 · 손충렬\* · 변효인\*

인하대학교 의과대학 치과학교실, 인하대학교 선박공학과\*

**Abstract** (J. Kor. Oral Maxillofac. Surg. 2004;30:175-180)

## THE THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE STRESS DISTRIBUTION IN THE THREE TREATMENT OPTIONS OF IMPLANTS RESTORATIONS FOR THE POSTERIOR PARTIAL EDENTULISM

Il-Kyu Kim, Hyeung-Uk Lee, Seung-Hyun Ryu, Jinho Choi, Ye-Sook Han,  
Choong-Yul Son\*, Hyo In Byun\*

*Dept. of Dentistry, Medical College, Dept. of Naval Archi & Ocean Eng\*, In-Ha University*

In this study, three treatment options to replace two posterior missing teeth were investigated using three dimensional finite element analysis: two wide( $\varnothing$  5.0mm) implants(the experimental model I), two standard( $\varnothing$  3.75mm) implants(the experimental model II), and three standard( $\varnothing$  3.75mm) implants(the experimental model III).

Two kinds of load case were applied ; 1) perpendicular on occlusal surface(axial load), parallel on occlusal surface(lateral load). 2) perpendicular on occlusal surface(3mm lateral to central point).

The results obtained from this study were as follows; value of Von-mises stress (equivalent stress) was smallest in the two wide implant among the three experimental models. It was reported that the diameter is the efficient factor than osseointegrated surface area.

**Key words** : Von-mises stress, Stress distribution, Finite element methods

### I. 서 론

골유착성 임플란트의 성공적 사용은 긴밀하고도 직접적인 골조직과의 접촉 및 연조직과의 기능적인 연결을 바탕으로 하는데, 치과 임플란트의 궁극적인 목적이 보철물을 지지하여 적절히 기능하게 하는 것이므로 임플란트는 구강내 생리적 하중에 견딜 수 있어야한다<sup>1,2)</sup>. 따라서 골유착은 교합하중을 견딜 수 있을 정도로 충분해야 하며 하중을 효과적으로 분산시켜야 한다. 만일 과도한 하중이 작용하여 생체역학적으로 문제가 발생되면 골조직과의 접촉이 파괴되어 결국 임플란트는 실패하게 된다<sup>3)</sup>.

이러한 임플란트의 생체역학적인 면의 중요성에 대해 많은 연구가 있어왔는데, Bidez 등<sup>4)</sup>은 하중이 가해진 임플란트의 역학에

관한 연구에서 생체역학적인 고려가 이루어지지 않으면 생물학적 골조직에 대하여 안정적이며 지속적인 힘의 전달이 이루어지지 않게 되어 임플란트와 골면과의 결합은 파괴된다고 하였고 그에 따른 힘, 모멘트, 교합, 보철물의 형태 및 크기 등의 요소들에 대해 고찰하였으며, 임플란트에 대한 가장 유리한 힘은 수직 장축에 가해지는 압축력이며 측방력 혹은 인장력 등은 불리하게 작용한다고 하였다. 또한 Babbush 등<sup>5)</sup>도 초기 임플란트의 부정확한 설계가 잘못된 응력과 강도 계산에 의한 것으로 골흡수를 초래할 수 있다고 하였으며, Haack JE 등<sup>6)</sup>은 임플란트에 결합된 보철물로의 측방력은 상부구조 연결용의 screw의 느슨함과 파절을 초래할 수도 있다고 하였다.

부분 무치악 결손중 가장 흔한 것은 구치부의 상실로, 최후방 지대치의 결손은 흔히 경험하게되는 증례이다. 이러한 구치부 부분 무치악의 수복에서는 교합하중이 전치부 등에 비해 매우 증가하게 되며 특히 임플란트에 생체 역학적으로 매우 불리한 측방력이 집중되게 된다. 때문에 구치부 부분 결손에 대한 임플란트 수복을 시행하는데 있어서 생체 역학적인 고려는 중요하며 가해지는 응력을 적절히 분산시키기 위한 설계가 요구된다.

본 연구에서는 하악 제 1, 2 대구치가 상실된 구치부 부분 무치

김 일 규

400-711 인천광역시 중구 신흥동3가 7-206

인하대학교 의과대학 치과학교실 구강악안면외과

Il-Kyu Kim

Dept. of OMFS, Dept. of Dentistry, College of Medicine, In-Ha Univ.

#7-206, 3rd st, Shinheung-Dong, Choong-Gu, Incheon, 400-711, Korea

Tel : 82-32-890-2470 Fax : 82-32-890-2475

E-mail : kik@inha.ac.kr

약 유리단 결손에서 두 개의 직경 5.0mm 넓은 직경 임프란트와 두 개 및 세 개의 직경 3.75mm 표준형 임프란트를 식립한 경우를 가상하여 유한요소모형을 제작하고 각각의 응력분포 및 변형 등을 측정하여 임상적으로 선택 가능한 세 가지 모형에서의 생체 역학적인 장단점을 파악하고자 하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 유한요소모형의 설계

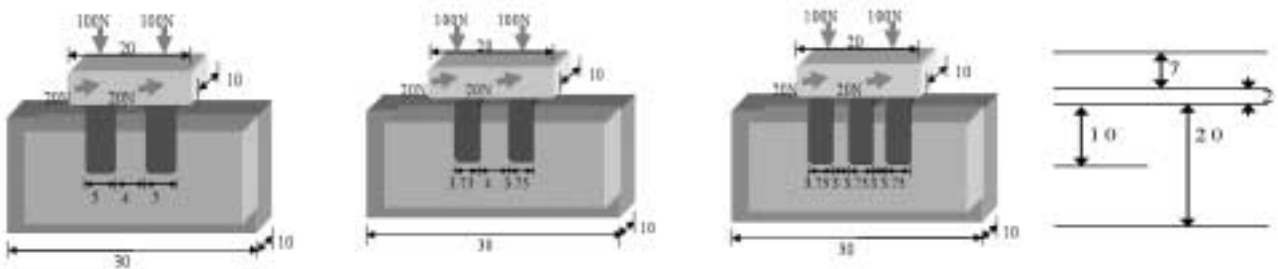
본 연구에서는 하악 제 1, 2 대구치의 유리단 결손시 임프란트 수복을 가상하여 결손된 부위를 20mm로 정하였으며 이에 따라 임상적으로 가능한 치료법으로서 세 가지의 유한요소모형을 제작하였다.

첫 번째 모형은 직경 5.0mm를 가지는 두 개의 넓은 직경(wide diameter) 임프란트를 골내에 10mm 깊이로 식립하고 금합금을 재료로 하는 보철물을 가로 20mm, 세로 10mm, 높이 7mm의 직육면체 모형으로 제작하여 골 표면으로부터 2mm 상방에서 임프란트가 보철물과 수직으로 위치하도록 결합된 모형을 제작하였다. 보철물은 임프란트와 결합되는 하부 수평면의 중심이 각각의 임프란트 상부 수평면의 중심을 연결한 가상선의 중심과 일치되도록 위치시켰으며 두 개의 임프란트는 4mm 간격으로 식립하였다(Fig. 1a).

두 번째 모형은 직경 3.75mm를 가지는 두 개의 표준형 임프란트를 골내에 10mm 깊이로 식립하고 첫 번째 모형과 같이 금합금을 재료로 하는 보철물을 제작하였다. 두 개의 표준형 임프란트는 4mm의 간격으로 각각의 수직 장축에 평행하게 식립되도록 하였고 보철물은 임프란트와 결합되는 하부 수평면의 중심이 직선으로 식립된 두 개의 임프란트 상부 수평면의 중심을 연결한 가상선의 중심과 일치되도록 위치시켰다(Fig. 1b).

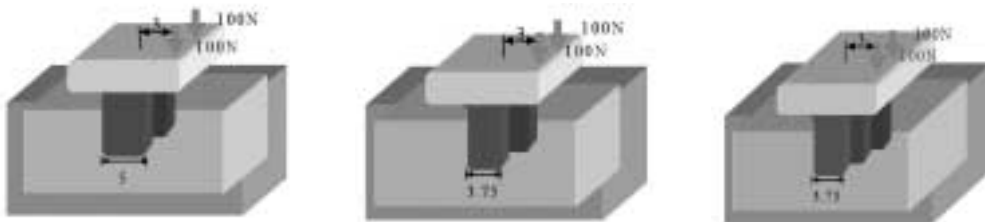
세 번째 모형은 직경 3.75mm를 가지는 세 개의 표준형(standard) 임프란트를 골내에 10mm 깊이로 식립하고 첫 번째 모형과 같이 금합금을 재료로 하는 보철물을 제작하였으며, 세 개의 표준형 임프란트는 3mm의 간격으로 각각의 수직 장축에 평행하게 식립되도록 하였고 보철물은 임프란트와 결합되는 하부 수평면의 중심이 직선으로 식립된 세 개의 임프란트 상부 수평면의 중심을 연결한 가상선의 중심과 일치되도록 위치시켰다(Fig. 1c).

세 가지의 유한요소모형의 응력분포 및 변형률을 비교하는데 있어 임프란트 표면의 형태 등은 각 모형사이의 상대적 비교에서 큰 의미가 없으므로 임프란트의 형태는 나선선을 가지지 않는 원통형의 모델로 설계하였고 마찬가지로 보철물의 형태도 정육면체로 단순화하였다.



a. Two 5×10mm implant      b. Two 3.75×10mm implant      c. Three 3.75×10mm implant

Fig. 1. Loading condition A : 200N vertical force at the implant center, 20N horizontal force at each two area.



a. Two 5×10mm implant      b. Two 3.75×10mm implant      c. Three 3.75×10mm implant

Fig. 2. Loading condition B : 100N vertical force at the each two 3mm off-center area.

본 연구에서 사용된 가상의 악골은 식립된 임프란트 계면이 하악골과 결합되어 있는 것으로 가정하였으며, 골모델의 상부는 1mm, 하부는 2mm, 협설측은 1.5mm의 피질골을 적용하였고 나머지 부위는 해면골로 설정하였다. 또한, 임프란트와 골과의 접촉면은 완전히 골유착된 것으로 가상하여 질점을 공유하도록 하였다.

모형의 설계에 사용된 재료의 Young 계수와 Poisson 비는 선형탄성 재료의 자료<sup>7,8)</sup>를 기초로 하여 적용하였다(Table 1).

## 2. 연구방법

본 연구에서는 임프란트 나사선의 기하학적인 형태는 일정하다고 가정하고 임프란트의 직경 및 식립 방법에 따른 응력의 분포양상 및 비고가 목적이므로, 3차원 유한요소법을 통하여 등가응력(Equivalent stress)과 변형률(Equivalent Strain)을 함께 측정하였다.

**Table 1.** Young's modulus and Poisson's ratio of materials used in the analysis

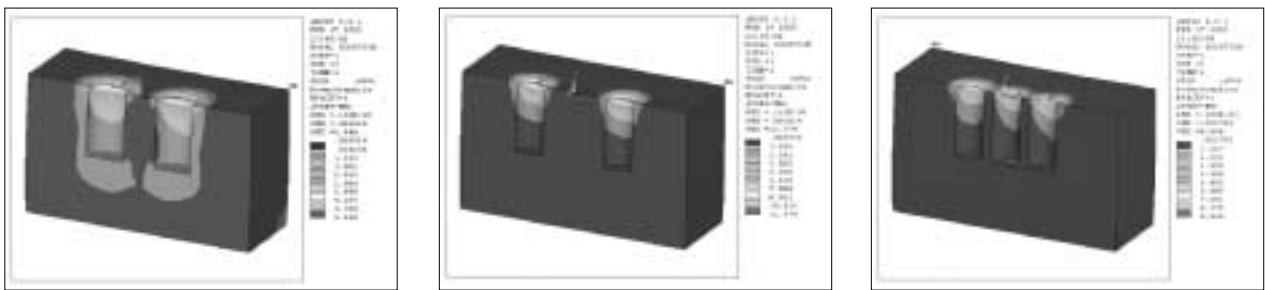
	Young's modulus(Mpa)	Poisson's ratio
Gold alloy	$6.6 \times 10^6$	0.33
Implant	$1.1 \times 10^6$	0.3
Cortical bone	$1.5 \times 10^4$	0.32
Cancellous bone	$1.5 \times 10^3$	0.3

유한요소 모형에 사용된 기준선은 임프란트의 장축에 평행하게 Y축을 설정하였으며, 장축에 수직되는 평면에 각각 X축 및 Z축을 설정하였으며 제작된 세 가지 모형에 임프란트의 장축 방향에 가해지는 압축력(compressive force)에 대한 응력분포 및 변형률을 측정하기 위하여 교합력 분석자료를 토대로하여 첫 번째로(하중조건 A) 각각 100N의 수직하중과 동시에 임프란트의 장축에 수평방향으로 가해지는 측방력으로 20N의 수평력을 보철물의 삼등분점에서 균일하게 가하였다. 따라서 보철물에 가해진 총 수직력은 200N, 총 수평력은 40N 이었다(Fig. 1). 두 번째 실험으로는(하중조건 B), 임프란트 보철물에 흔히 작용하는 측방 교합력 및 측방 수직력을 가상하여 보철물의 삼등분점에 협측으로 3mm 외측방 지점에 100N씩의 수직력을 가하였다(Fig. 2).

이러한 유한요소법적 설계 및 해석은 상용 FEM Package Program인 ANSYS를 사용하였으며 사용된 유한요소는 ANSYS에서 지원되는 Surface to Surface Contact Element인 TARGE 170과 CONTA174번이 사용되었다.

## III. 연구결과

각 실험모형의 전체적인 응력의 크기와 분포상태를 보기 위하여 각각의 하중이 가해졌을 때 나타나는 응력 및 변형률을 응력의 크기별로 색도를 달리하고 실험모형별로 관측부위를 구분하여 각각 입체적으로 도해화하였고(Fig. 3, 4), 또한 측정된 응력 및 변형률을 도표화하여 실험모형들을 상호 비교하였으며(Table 2), 식립된 임프란트와 골면과의 결합면적을 도표화하여 측정된 응력값과 비교하고자 하였다(Table 3).



**Fig. 3.** Loading condition A : Distribution of Von-Mises stresses



**Fig. 4.** Loading condition A : Distribution of Von-Mises stresses

**Table 2.** Maximum Von-Mises stress & strain

		Loading A	Loading B
a. Two	Stress [MPa]	5.349	3.588
5 × 10mm implant	Strain [m/m]	0.000166	0.000097
b. Two	Stress [MPa]	11.374	9.324
3.75 × 10mm implant	Strain [m/m]	0.000212	0.000127
c. Three	Stress [MPa]	9.869	7.892
3.75 × 10mm implant	Strain [m/m]	0.000186	0.000111

1. 실험모형 a : 두 개의 직경 5.0mm의 wide diameter 임플란트를 식립한 모형

1) 하중 조건 A

응력분포는 임플란트와 골면의 결합부에서 비교적 균일하게 나타났으나 수평하중이 가해진 반대방향인 설측 방향의 치경부에서 응력이 집중되는 경향을 보였다. 등가 응력값은 5.349MPa으로 측정되었고 등가 변형률은 0.000166이었다(Fig. 3).

2) 하중 조건 B

수직하중이 가해진 협측 방향의 임플란트의 상부면과 골의 상부 수평면이 만나는 지점, 즉 임상적으로 협측 치경부에 가장 집중되는 경향을 보였고 측정된 응력값은 3.588이었고 등가 변형률은 0.0000965이었다(Fig. 4).

2. 실험모형 b : 두 개의 직경 3.75mm의 표준형 임플란트를 식립한 모형

1) 하중조건 A

응력분포는 협측 방향의 임플란트의 하부평면을 제외한 임플란트와 골면의 결합부에서 비교적 균일하게 나타났으나 수평하중이 가해진 반대방향인 설측 방향의 치경부에서 특히 응력이 집중되는 경향을 보였고 측정된 등가 응력값은 11.374MPa이었고 등가 변형률은 0.000212이었다(Fig. 3).

2) 하중조건 B

수직하중이 가해진 협측 방향의 임플란트의 상부면과 골의 상부 수평면이 만나는 지점, 즉 임상적으로 협측 치경부에 가장 집중되는 경향을 보였고 측정된 응력값은 9.324MPa이었고 등가 변형률은 0.000127이었다(Fig. 4)

3. 실험모형 c : 세 개의 직경 3.75mm의 표준형 임플란트를 식립한 모형

1) 하중조건 A

응력분포는 식립된 두 개의 임플란트와 골면의 결합부에서 비교적 균일하게 나타났으나 수평하중이 가해진 반대방향인 설측

**Table 3.** Contact area of implant and bone

	Model a	Model b	Model c
Contact area(mm <sup>2</sup> )	353.25	257.58	386.37
Percentage(%)	100	72.92	109.38

방향의 임플란트 치경부에서 응력이 집중되는 경향을 보였고 임플란트의 하부면에서는 다소의 응력감소가 관찰되었다. 측정된 등가응력값은 9.869MPa이었고 등가 변형률은 0.000186이었다(Fig. 3).

2) 하중조건 B

응력은 100N의 수직하중이 가해진 협측 방향의 임플란트의 상부면과 골의 상부 수평면이 만나는 지점에서 가장 집중되는 경향을 보였고 측정된 등가 응력값은 7.892MPa이었고 등가 변형률은 0.000111이었다(Fig. 4).

4. 임플란트와 식립골의 결합면적

모형의 설계에 있어 식립골과 임플란트는 질점을 공유하여 임플란트의 모든 면이 골계면과 접촉하는 것으로 가정하였으므로 결합면적은 골내 식립된 임플란트의 표면적으로 측정하였다(Table 3).

IV. 총괄 및 고찰

구치부 부분 무치악 결손을 임플란트로 수복하고자 할 때 임상가들은 흔히 제한된 구강내 환경에서 임플란트의 종류, 수 및 길이 등을 선택함에 있어 어려움을 가지게 된다. 또한 환자의 사회적, 경제적 환경 등의 요소도 치료계획을 세우는데 있어 중요한 부분이 되므로 생체역학적으로 보다 유리하며 비용을 절감시킬 수 있는, 즉 가장 효율적인 예측가능한 치료법에 대한 임상가들의 관심이 집중되게 된다.

이에 관련하여 최근 전통적인 직경 3.75mm의 표준형 임플란트보다 더 큰 직경을 가진 wide diameter 임플란트에 대한 임상적 사용빈도가 증가하고 있는 것이 현실이며 이를 임상에서 활용하여 식립된 임플란트의 수를 줄이며 역학적으로 유리한 수복이 가능한지에 대한 많은 연구들이 진행되어져 왔다. Ochi S 등<sup>9)</sup>은 임플란트의 직경과 길이가 증가할수록 보다 큰 표면적을 이용하여 초기안정성을 제공함으로써 Periotest value를 향상시킬 수 있다고 하였으며 Aparicio C 등<sup>10)</sup>도 직경 5.0mm의 임플란트가 직경 3.75mm의 표준형 임플란트에 비해 우수한 Periotest value를 보인다고 하였고 Matsushita Y<sup>11)</sup>는 Hydroxyapatite 임플란트의 직경 차이에 따른 효과를 2차원적 유한요소분석법을 통해 연구하였는데 그는 stress분산에서 wide 임플란트가 보다 유리한 결과를 보였다고 하였다. 또한 Mahon JM 등<sup>12)</sup>은 stress분산에 있어 직경

3.25mm, 3.75mm, 4.0mm 임프란트에서는 유의성있는 차이를 발견하지 못했지만 직경이 5.0mm와 6.0mm로 증가될수록 주위골이 받는 stress가 감소함을 보고하였다.

만약 소수의 wide diameter 임프란트가 다수의 직경 3.75mm 표준형 임프란트를 대체할 수 있다면 비록 wide diameter 임프란트를 적용할 수 있는 증례가 제한적이라 할지라도 임상적으로 충분한 가치가 있다 하겠다.

따라서 본 연구에서는 생체역학적으로 응력분포면에서 유리한 넓은 표면적을 가지는 wide diameter 임프란트 2개만을 하악 제1, 2대구치가 상실된 구치부 유리단 결손의 증례에서 적용하여 2개 또는 3개의 직경 3.75mm의 표준형 임프란트를 식립하는 전형적인 방법과 비교함으로써 생체역학적, 임상적 장단점을 파악하고자 하였다.

생체역학적 구조해석법의 종류에는 실험적인 접근방법으로 strain gauge법, brittle coating법, 기계적 파절실험, 광탄성법과 수치 해석적 접근방법인 유한차분법, 경계요소법과 유한요소법 등이 있으며 치의학의 여러 분야에서 활용되고 있다<sup>19</sup>.

유한요소법(finite element method)은 연속체를 유한한 개수의 요소로 분할하여 요소 개개의 거동을 유한한 매개변수에 의해 표현하고, 결합된 요소의 거동과 연속체 전체의 거동을 등치시킴으로써 연속체문제의 근사해를 구하는 방법이다<sup>14,15</sup>.

근래까지는 보철물이 설치된 악궁의 유한요소 해석에 있어, 그 형상의 복잡성으로 인하여 이를 악궁의 중심면을 따라 2차원 문제로 근사화하여 많이 해석하였다. 그러나 2차원 해석은 유한요소 모델링(finite element modeling)에 소요되는 시간과 노력은 줄일 수 있으나, 이는 평면 문제를 해석하는 방법으로 두께 방향의 형상 변화와 하중은 고려할 수 없다. 즉 임프란트 단면 형상, 악궁의 곡률 등 실제 모델의 기하학적 특징에 따른 결과는 예측할 수 없다. 이에 본 연구에서는 식립골, 임프란트, 보철물을 본래의 3차원 형상에 가깝게 모델링하여 수직 및 수평하중의 복합하중의 조건에서도 임프란트 식립부 주위의 골조직의 응력분포와 변형률을 정확하게 측정하고자 하였으며 사용된 임프란트 모형은 나사두께, 깊이, 피치, 및 나사갯수가 같다고 가정하여 임프란트의 모형은 원통형의 모델로 설계하였는데 이는 임프란트의 식립 방법에 대한 응력의 분포 양상 및 상호 비교가 목적이기에 기하학적인 형상을 모델링변수에서 제외하고 각 모델의 응력분포 및 변형률의 경향을 파악하였다.

Misch<sup>16</sup>는 임프란트 수복에서 대부분의 응력은 피질골에 집중되며 초기 안정성을 제공하는데 있어 피질골의 영향이 대부분이라고 하였고, 또한 여러 실험<sup>17,18</sup>에서 해면골에 나타난 응력은 피질골에 비하면 상대적으로 십분의 일 정도로 낮게 나타나 그 응력치는 물리적으로나 임상적으로도 별로 중요한 의미를 가지지 않는 것으로 사료된다고 하였다.

따라서 본 연구에서 사용된 골 모델은 상부에 1mm, 하부에 2mm, 협설측은 1.5mm의 피질골을 적용하고 나머지 부위는 해면골로 설정하였다. 임프란트는 두 개의 직경 5.0mm, 길이 10mm의 wide diameter 임프란트와 두 개의 직경 3.75mm, 길이 10mm의 표준형 임프란트 및 세 개의 직경 3.75mm, 길이 10mm의 표준형 임

프란트를 피질골내에 각각 10mm 깊이로 식립하고 견고하게 골유착된 상태로 설계하였다. 또한 사용된 보철물의 재료로는 구치부 수복에서 흔히 추천되는 제3형 금합금(Type III gold alloy)을 사용하였다.

임프란트 수복에서 생체역학적인 응력 분산에 관하여 많은 연구가 있어왔는데 Rieger 등<sup>19</sup>은 임프란트에 가해지는 하중의 적절한 분산을 위해서는 가능한 골과의 접촉을 증가시켜야한다고 하였으나 이를 위한 직경의 증가가 반드시 유리하지만은 않다고 하였고 낮은 응력이 가해져도 골흡수는 진행될 수 있다고 하였다. Cook SD 등<sup>20</sup>도 stress분산과 관련된 임프란트의 탄성률의 영향에 대한 그의 연구에서 매우 낮은 응력이 가해질 경우 골조직은 위축성 과사를 일으킬 수 있고, 반면에 높은 응력이 가해질 경우 압축성과사와 골소실이 일어날 수 있으므로 인접 지지골과 임프란트의 탄성률을 고려한 적절한 응력이 필요하며 이를 통해 골과 임프란트 계면 사이에 바람직한 생역학적인 관계가 성립될 수 있다고 하였고, Sato Y 등<sup>21</sup>은 구치부 부분 무치악 증례에서 효과적인 응력분산을 위한 임프란트의 식립 방법에 대해 고찰하였으며, Meijer HJ 등<sup>22</sup>은 무치악 환자에서 임프란트를 2개 식립한 경우와 4개를 식립한 증례를 비교하였는데 임프란트의 수가 많다고 개개의 임프란트에 가해지는 stress가 원칙적으로 감소하지는 않는다고 하였다. 또한 Rangert B 등<sup>23</sup>은 구치부에 식립된 1개 또는 2개의 임프란트는 생역학적으로 매우 불리하며 임프란트의 굽힘 응력이 과도하게 초래되어 파절을 일으킬 수 있다고 하였고 특히 이갈이 등의 악습관을 가진 환자는 적응증이 되지 못한다고 하였고 덧붙여 3개 이상을 식립하는 것이 역학적으로 유리할 수 있음을 주장하였다. 또한 3개 이상의 식립을 행할 때에는 직선배열이 아닌 offset 배열이 바람직하다고 하였다. 그러나 실제의 offset 배열에 의한 응력집중 방지 효과에 관해서 많은 논란이 존재하며 offset 배열의 방법, 간격, 임프란트 직경의 변화에 의한 offset 배열의 적용 등에 있어 많은 연구가 진행되고 있다.

많은 연구자들<sup>24,26</sup>에 의하면, 골내 임프란트 주위에 작용하는 응력을 낮추기 위하여 많은 생역학적 접근이 있을 수 있는데 한 가지 방법으로 하중이 가해졌을 때 하중이 가해지는 부분의 표면적을 넓힐 수 있다면 단위면적당 가해지는 응력을 감소시켜줄 수 있다고 하였으며, Misch<sup>16</sup>는 임프란트의 표면적을 증가시킬 수 있는 방법은 첫 번째, 임프란트 수를 증가시키는 것이며, 두 번째로 임프란트의 길이를 증가시켜 지지영역을 넓힐 수 있고, 또 다른 효과적인 방법으로는 임프란트의 직경을 증가시키는 것이라고 하였다.

본 실험에 따르면 두개의 wide diameter 임프란트의 경우에서 등가응력, 변형률 및 하중에 대한 응력분포에서 보다 유리한 결과를 보여주었다. 골과 임프란트의 결합면적과 연관지어보면 세 개의 표준형 임프란트를 식립한 경우가 두개의 wide diameter 임프란트를 식립한 경우보다 약 10%정도 결합 면적이 많았으나 등가 응력은 오히려 세 개의 표준형 임프란트를 식립한 경우가 186%정도 증가된 결과를 보여주었다. 따라서 골과의 결합 면적을 증가시키기 위해 임프란트의 수를 증가시키는 것 보다는 직경의 증가가 더 좋은 결과를 얻을 수 있으며, 골 폭경이 허용된다

면 wide diameter 임플란트를 식립하는 것이 응력면이나 경제적 측면에서도 더 유리하리라 사료된다.

### 참고문헌

1. Adell R et al. : Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986;15:39.
2. Skalak R : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843.
3. Brunski JB : Biomaterials and biomechanics in the design of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:85.
4. Bidez MW, Misch CE : Force transfer in implant dentistry : Basic concepts and principles. *J Oral Implantology* 1992;18:264.
5. Babbush CA : Endosteal hollow-basket implant systems. *Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery*. WB Saunders. 1986, p.254.
6. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP : Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529.
7. Lavernia CJ : An analysis of stress in dental implant system. *J Biomed* 1981;14:555.
8. Clift SE : Stress and strain distribution in the bone surrounding a new design of dental implants. *Proceedings of the Institution of Mech. Engineers. Part H-Journal of Engineering in Medicine*. 1993; 207:133.
9. Ochi S, Morris HF, Winkler S : The influence of implant type, material, coating, diameter, and length on periosteal values at second-stage surgery. *Implant Dent* 1994;3(3):159.
10. Aparicio C, Orozco P : Use of 5-mm-diameter implants: Periosteal values related to a clinical and radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 1998;9(6):398.
11. Matsushita Y, et al. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants : diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990;16(1):6-11.
12. Mahon JM, et al. : Effect of varying fixture width on stress and strain distribution associated with an implant stack system. *Implant Dent* 2000;9(4):310.
13. 이병해 : 유한요소법. 서울, 기문당, 1987, p.17.
14. 권택진 : 응용유한요소해석. 서울, 화성출판사, 1987, p.11.
15. 이재영 : 유한요소법과 농공학에의 활용 (I), *한국농공학회지* 1989; 31:23.
16. Carl E. Misch : *Contemporary implant dentistry* 2nd ed. Mosby 1999.
17. Branemark PI : *Osseointegration and its experimental background*. *J Prosthet Dent* 1983;50:399.
18. 조철 등 : 임플란트로 지지된 하악 캔틸레버 보철물의 3차원 유한요소분석. *대한치과보철학회지* 2000;38.
19. Rieger MR, Mayberry M, Brase MO : A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:457.
20. Cook SD, et al. : The influence of implant elastic modulus on the stress distribution around LTI carbon and aluminum oxide dental implants. *J Biomed mat research* 1981;15:879.
21. Sato Y, et al. : A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehabil* 2000;27(1):15.
22. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F : A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 1994;7(3):271.
23. Rangert B. et al. : Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(3):326.
24. Canay S, et al. : Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite element analysis. *Quintessence international* 1996;27:591.
25. Lawrence A. Weinberg : The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19.
26. 김우택 등 : 수직응력하에서 임플란트 나사형태에 따른 응력의 3차원 유한요소법적 분석. *대한구강악안면외과학회지* 2001;27(2):111.