

# 접촉 유한요소모델을 이용한 미니 임플란트의 초기 응력분포 연구

윤현주<sup>1</sup>, 정의원<sup>1</sup>, 이종석<sup>2</sup>, 김창성<sup>1</sup>, 김정문<sup>3</sup>, 조규성<sup>1</sup>, 김종관<sup>1</sup>, 최성호<sup>1\*</sup>

1. 연세대학교 치과대학 치주과학교실, 치주조직재생연구소
2. 고우넷 치과 의원
3. (주)오솔루션

## I. 서론

치아 수복을 위해 골유착성 임플란트(osseointegrated implant)를 사용한 초기에는 충분한 치유 기간을 주는 것이 권장되었으며<sup>1)</sup>, 이러한 치유 기간 동안 임시로 이용하기 위한 목적으로 작은 직경의 미니 임플란트가 보조적으로 사용되었다.

미니 임플란트는 상대적으로 외과적 술식이 간단하고, 술후 불편감도 적으며 경제적이라는 장점이 있어 많은 주목을 받아 왔다<sup>2)</sup>. 또한 즉시 하중을 가할 수 있으며 overdenture에 적합하고<sup>3,4)</sup>, 그리고 치조골의 폭이 충분하지 않아도 식립이 가능하므로<sup>5)</sup> 지속적인 보철 수복을 위한 목적으로 적용을 넓히려는 시도가 있어왔다. Balkin 등<sup>6)</sup>은 조직학적 연구를 통하여 작은 직경의 미니 임플란트에서도 골유착(osseointegration)이 일어난다고 보고하였으며, 안정성의 측면에서 직경보다는 길이가 중요한 요소로 작용할 수 있다고 하였다<sup>7)</sup>.

미니 임플란트를 이용한 수복에 대한 임상 연구도

보고되었다. Vigolo 등<sup>8)</sup>은 52개의 직경 2.9mm의 미니 임플란트를 5년간 추적 조사한 결과 94.2%의 성공률을 보고하였다. Shatkin 등<sup>2)</sup>(2003)도 대략 1,000개의 미니 임플란트에 대한 3년간의 추적 조사를 분석하였다.

미니 임플란트에 대한 관심이 증가하고 있으나, 지속적으로 사용하는데 있어서 가장 중요한 요소인 안정성에 영향을 주는, 미니 임플란트 디자인에 대한 연구는 부족한 실정이며, 미니 임플란트가 지속적으로 사용할 수 있을 정도로 응력을 잘 견딜 수 있는지에 대한 연구도 부족한 실정이다. 그리고 미니 임플란트는 즉시 하중을 가하기 위해 사용하므로 무엇보다 초기 안정성이 중요한데<sup>9)</sup>, 이에 대한 연구도 부족한 실정이다.

미니 임플란트에 외력이 가해지고, 이러한 하중은 골조직의 형성, 흡수 혹은 유지에 영향을 주므로<sup>10)</sup> 이러한 하중을 잘 분산시키는 것이 안정성의 측면에서 중요하다. 가해지는 하중을 주위 골조직에 어떻게 전달하느냐를 분석하는데 있어서 유한요소모델을

\* 교신저자: 최성호, 서울특별시 서대문구 신촌동 134 연세대학교 치과대학 치주과학교실, 120-752

(전자우편: shchoi726@yumc.yonsei.ac.kr)

\* 이 논문은 2005년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(R13-2003-013-02001-0).

이용한 분석이 유용하다고 하였으며<sup>11,12)</sup>, 이러한 유한요소모델을 이용한 분석을 이용하여 임플란트의 안정성에 영향을 주는 매개 변수에 대해서 연구하였다<sup>13,14,15)</sup>. 그런데, 이러한 유한요소모델을 이용한 분석에 있어서 정확한 결과를 얻기 위해서는 골과 임플란트 사이의 계면의 조건을 정확하게 설정하는 것이 중요하다<sup>11,16,17)</sup>.

미니 임플란트를 식립한 직후에는 골과 임플란트 사이에 유의한 결합이 형성되어 있지 않으므로, 즉시 하중을 받는 미니 임플란트에서의 응력 분포를 분석하기 위해서는 이러한 조건을 반영한 모델을 제작하는 것이 필요할 것이다. 이를 위해서 선형 분석 보다는 골과 임플란트 사이 계면이 구속되어 있지 않는 조건을 반영한 접촉 비선형 분석(contact non-linear analysis)이 적합하다<sup>16,17)</sup>.

이에 본 연구는 2차원적인 유한요소모델을 제작하고 접촉 비선형 분석(contact non-linear analysis)을 시행하여 미니 임플란트의 직경, 길이, 힘의 방향에 따른 피질골과 망상골에서의 응력 분포에 대해 분석하고, 표준적인 디자인의 응력 분포와 비교함으로써 식립 직후 초기 안정성에 영향을 주는 미니 임플란트의 구조적 요인에 대해 분석하고자 하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 2차원적 모델 제작

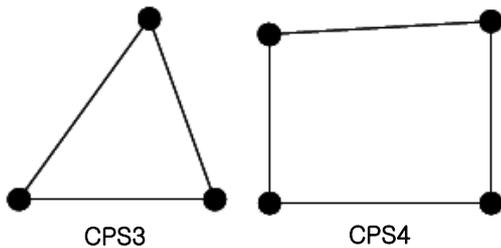


Figure 1. Schematic illustration of elements for modelling process

미니 임플란트의 직경, 길이, 그리고 하중의 방향에 따른 응력 분포를 분석하기 위해 미니 임플란트, 피질골, 망상골로 이루어진 2차원적 모델을 제작하였다.

미니 임플란트의 모델은 V 형태의 나사산을 가지며 0.7mm의 나사산 간의 거리(pitch)를 가지는 것으로 제작하였으며 나사산은 나선형이 아닌 반지 형태로 간주하였고 헤드 부위의 구조는 단순화하였다. 치조골은 치은 구조는 배제한 채 치밀골과 망상골로 이루어진 직사각형 구조로 단순화하고 모델의 중앙에 피질골에 대해 수직으로 미니 스크루를 위치시켜 CPS3와 CPS4의 요소(element)(Figure 1)를 사용하여 모델을 제작하였다(Figure 2). 이 때 피질골의 두께는 2mm로 설정하였고<sup>17,18)</sup> 미니 임플란트의 직경은 각각 2.2mm, 2.6mm, 3.0mm 3가지 경우를, 길이는 10mm, 12mm, 14mm 3가지 경우를 조합하여 모델을 제작하였다.

그리고, 비교를 위해 대조군으로, 직경 3.0mm, 길이 12mm를 가지고 flat end를 가지는 임플란트 모델을 제작하였다.

### 2. 경계 조건과 물성치 부여

골 조직은 주위로 움직임이 전혀 발생하지 않는다고 가정하여 치밀골과 해면골의 바깥쪽 가장자리를 완전 구속하였다. 모델은 기존 연구에 따라 구성 성

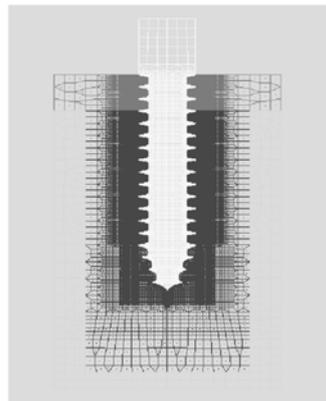


Figure 2. Schematic illustration of 2 dimensional model

**Table 1.** Material properties used in this study

	Elastic modulus	Poisson's ratio
cortical bone	13700 Mpa	0.3
trabecular bone	1370 Mpa	0.3
screw	107000 Mpa	0.33

분의 물리적 성질을 설정하고(Table 1) 물리적으로 균질성, 선형 탄성 그리고 등방성을 가지는 것으로, 그리고 온도와의 무관한 것으로 가정하였다.

### 3. 힘의 적용

치은의 두께와 상부 구조를 고려하여 피질골 상방에서, 하중의 방향은 수직, 수직에서 15도 방향, 그리고 30도 방향으로 10 Newton의 하중을 가하였다<sup>9)</sup>.

### 4. 응력 분석

Pre-processing 과정에는 Altair Hypermesh 6.0 (Altair Engineering, Inc., Michigan, Illinois, USA)을 이용하였으며 solving 과정에는 HKS ABAQUS 6.1(Altair Engineering, Inc., Michigan, Illinois, USA)을 이용하였다. 그리고 Post-processing 과정에는 Altair Hypermesh 6.0을 이용하였다.

2차원 비선형 접촉 분석(non-linear contact analysis)을 이용하여 여러 가지 응력값 중 1축 등가 비교 응력인 von-Mises stress을 해석하여 분석하였다<sup>16,17)</sup>.

## III. 결과

### 1. 전반적인 응력 분포 양상

수직력을 가했을 경우 피질골 내에서는 스크류 나사산 끝단의 계면에 주로 응력이 발생하였다(Figure

3, 4). 망상골 내에서는 임플란트의 끝단의 계면에 주로 응력이 발생하였다(Figure 5, 6). 그리고, 15도, 30도 비스듬히 힘을 가했을 경우 피질골 내에서 응력이 압박측 한 부위에 집중되는 경향을 나타냈으며(Figure 3, 4), 망상골 내에서는 임플란트의 끝단의 계면에 주로 응력이 발생하였다(Figure 5, 6).

### 2. 표준 형태와의 비교

Flat end를 가지는 표준 형태를 같은 직경, 길이를 가진 끝이 뾰족한 형태와 비교했을 때 피질골에서의 응력 분포에는 차이가 없었으나(Figure 3, 4) 망상골에서는 최대 응력이 차이를 나타내었다(Figure 5, 6).

### 3. 직경 변화에 따른 영향

직경이 증가할수록 피질골 내 최대 응력이 감소하였으며(Figure 7, 8, 9) 특히 수직 하중을 가했을 때보다 15°, 30° 비스듬히 힘을 가했을 경우 직경 증가가 최대 응력 감소에 미치는 효과가 컸다. 또한 직경 증가는 망상골에서의 최대 응력을 감소시켰다(Figure 10, 11, 12).

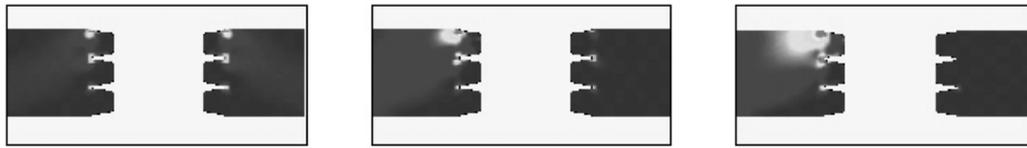
### 4. 길이 변화에 따른 영향

임플란트의 길이 변화는 피질골 내에서 최대 응력에 미미한 영향을 주었으며(Figure 7, 8, 9) 망상골 내 최대 응력에는 거의 영향을 주지 않았다(Figure 10, 11, 12).



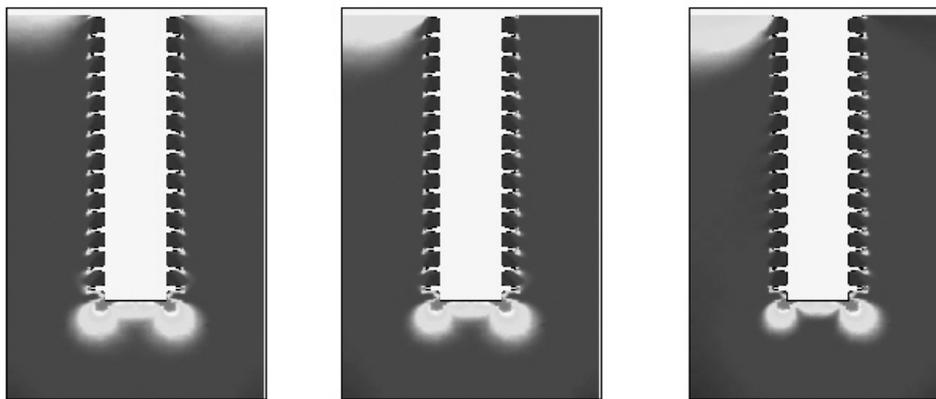
Vertical load      15 degree load(to the left)      30 degree load (to the left)

**Figure 3.** Stress(von Mises stress) distribution in the cortical bone with flat ended standard implant (3.0mm in diameter, 12mm in length)



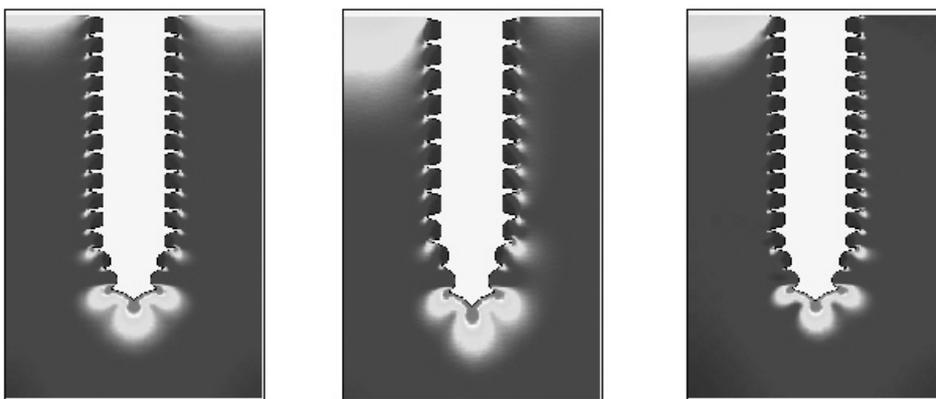
Vertical load      15 degree load(to the left)      30 degree load (to the left)

**Figure 4.** Stress(von Mises stress) distribution in the cortical bone with pointed ended mini implant (3.0mm in diameter, 12mm in length)



Vertical load      15 degree load(to the left)      30 degree load (to the left)

**Figure 5.** Stress(von Mises stress) distribution in trabecular bone with flat ended standard implant (3.0mm in diameter, 12mm in length)



Vertical load      15 degree load(to the left)      30 degree load (to the left)

**Figure 6.** Stress(von Mises stress) distribution in trabecular bone with pointed ended mini implant (3.0mm in diameter, 12mm in length)

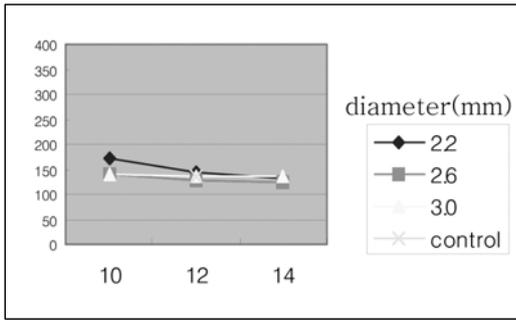


Figure 7. Maximum von Mises stress in the cortical bone with vertically loaded mini-implant(x axis: length; mm, y axis: stress; MPa)

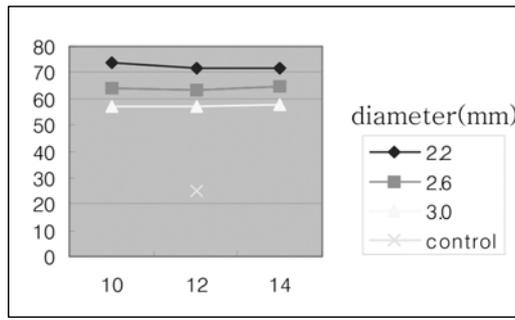


Figure 10. Maximum von Mises stress in the trabecular bone with vertically loaded mini-implant(x axis: length; mm, y axis: stress; MPa)

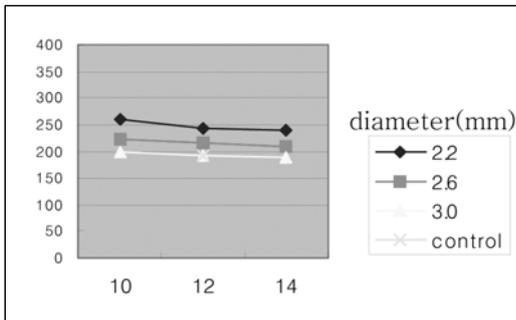


Figure 8. Maximum von Mises stress in the cortical bone with 15 degree obliquely loaded mini-implant(x axis: length; mm, y axis: stress; MPa)

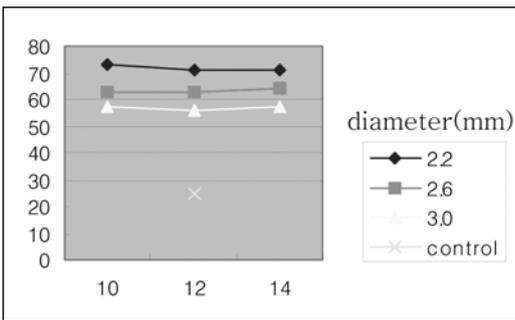


Figure 11. Maximum von Mises stress in the trabecular bone with 15 degree obliquely loaded mini-implant(x axis: length; mm, y axis: stress; MPa)

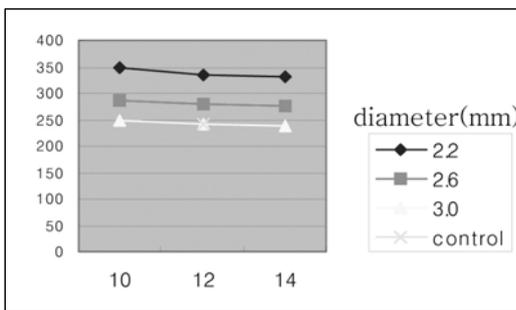


Figure 9. Maximum von Mises stress in the cortical bone with 30 degree obliquely loaded mini-implant(x axis: length; mm, y axis: stress; MPa)

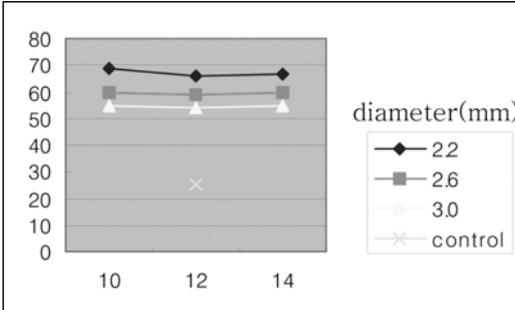


Figure 12. Maximum von Mises stress in the trabecular bone with 30 degree obliquely loaded mini-implant(x axis: length; mm, y axis: stress; MPa)

#### IV. 고안

임플란트의 안정성에 영향을 주는 요인은 크게 생물학적 요인과 역학적 요인으로 나누어 생각할 수 있다<sup>20,21,22,23</sup>. 즉, 골과 임플란트 사이에 어떠한 생

물학적 반응이 나타나는지가 안정성에 큰 영향을 주는데, 이는 임플란트 표면의 생체적합성과 치유 조건에 영향을 받는다<sup>22</sup>. 그리고, 임플란트 디자인도 안정성에 영향을 준다. 임플란트의 길이, 직경, 나사 모양 등에 따라, 가해지는 하중이 주위 골조직에 다

르게 전달되고 이에 따라 골조직이 다르게 반응하게 된다<sup>24,25,26</sup>).

유한요소모델을 이용한 분석은 복잡한 시스템 내에서 일어나는 현상을 단순화하고, 지배 방정식을 이용하는 모델로서, 외력에 대한 응력과 변형을 분석하기에 적합하다. 특히 여러 가지 매개 변수가 미치는 영향을 분석하는데 유용하므로 여러 가지 매개 변수가 미치는 영향을 분석해야 하고, 많은 수의 시제품을 일일이 제작할 필요가 없으므로 새로운 임플란트를 디자인 하는데 있어 유용하며<sup>12</sup>) 이러한 유한요소모델을 이용하여 임플란트 디자인이 응력 분포에 미치는 영향에 대해 분석할 수 있다<sup>4,26,27</sup>).

그런데, 이러한 유한요소모델을 이용한 분석의 정확성을 위해서 유한요소모델의 기하학적 형태(geometry)와 모델과 외부 환경 사이의 경계 조건(boundary condition), 재료의 물성치(material properties), 그리고 골조직과 임플란트 사이의 계면(the interface between bone and implant) 4가지 측면을 고려해야 한다<sup>11,16</sup>). 3차원 모델을 이용한 분석은 실제 분포하는 응력값까지 정확하게 예측할 수 있다는 장점이 있으나, 시간과 비용이 많이 소요되므로 비교 연구나 새로운 디자인 개발에는 적합하지 않다. 반면, 2차원 모델은 비교 연구 혹은 디자인 개발 초기 단계에는 적합하나, 정확성에는 한계가 있다<sup>11,15,16</sup>). 특히 골조직에서 지지를 받으며 기능하는 임플란트의 응력 분포를 분석하는데 있어서 골과 임플란트 사이의 계면을 어떻게 모델링 하느냐가 모델의 정확성에 큰 영향을 준다<sup>16,17</sup>). 즉, 식립 초기와, 식립 후 시간이 경과하여 임플란트 계면에서 긴밀하게 층판골이 형성된 경우에는 골조직-임플란트 계면의 물리적 성질이 차이가 있을 것이고, 이러한 계면에서의 결합력 차이가 응력 분산에 큰 영향을 주게 된다. 그러므로, 식립 직후 초기 하중을 주는 경우에 있어서 임플란트 안정성을 분석하기 위해서는 계면이 고정되어 있지 않고 유의한 결합이 존재하지 않는 것으로 모델링하고 선형 분석(linear analysis)이 아닌, 계면에서 움직임을 반영하는 비선형 분석(non-linear analysis)을 시행해야 한다<sup>16,17</sup>).

본 연구는, 요즘 관심이 높아지는 조기에 하중을 가하는 미니 임플란트를 치료에 적용하는데 있어서, 지속적으로 사용할 수 있는지 그 가능성에 대해서 분석하고, 이러한 미니 임플란트에 초기 하중을 가하는 데 있어서 안정성에 영향을 주는 매개 변수에 대해 연구하고자 하였다.

미니 임플란트를 지속적으로 사용할 수 있는지에 대해서 응력 분포 관점에서 비교 분석하고자 직경 3.0mm, 길이 12mm의 flat end를 가지는 일반적인 형태의 임플란트에서 응력 분포를 대조군으로 비교 하였다.

Flat end를가지는 경우에는 정확한 깊이까지 드릴링을 해주는 것이 필요하지만 뾰족한 끝을 가지는 미니 임플란트의 경우 식립을 위한 외과적 술식이 간단해지므로 임상적인 효율이 올라가게 된다. 뾰족한 끝을 가지는 미니 임플란트의 피질골 부위의 응력 분포에 있어서는 별다른 차이를 보이지 않았으나, 망상골에서는 flat end를 가지는 경우에 비해 상대적으로 큰 응력이 발생하는 것으로 관찰되었다. 망상골은 상대적으로 강도나 Young's modulus가 낮아 응력 분산에 불리하고 초기 고정에는 별다른 역할을 하지 않지만, 이러한 응력 집중이 중장기적 안정성에 미치는 영향에 대해서는 아직 연구 자료가 부족한 실정이다. 그리고 만약 주위 골조직에 의해 층판골이 형성될 수 있다면 미니 임플란트의 끝단에 집중되는 응력은 감소하게 될 것이다. 임플란트 끝단의 응력 분포가 가지는 임상적 의의와 골 조직 치유가 진행된 후, 임플란트 끝단 디자인에 따른 응력 분산에 대해서는 추가적인 연구가 필요하리라 사료된다.

임플란트의 길이와 직경이 안정성에 미치는 영향에 대해서 Block 등<sup>7</sup>)은 동물실험을 통해 직경보다 길이요소가 중요하다고 하였으나, 이는 hydroxylapatite implant 식립 후 치유가 진행된 상태의 분석이므로 미니 임플란트의 초기 안정성과 관련하여 그대로 적용하기는 어려우리라 사료된다. 또한 Chun 등<sup>13</sup>)과 Tada 등<sup>28</sup>)도 유한요소 분석을 통해 길이가 중요하다고 하였으나 이 때 사용된 모델은 모두 선형 분석을 이용하였으므로 초기 안정성과 관련

하여 적용하기에는 차이가 있으리라 사료된다. 반면 Himmlöva 등<sup>26)</sup>은 선형 유한요소모델을 이용한 분석을 통하여 길이 요소보다 직경 요소가 중요할 수 있다고 하였다. 본 연구에서는 초기 응력 분포에 있어서 길이 요소보다는 직경 요소가 응력 분산에 중요하게 작용하는 것으로 분석되었다. 특히 가해지는 하중의 수평적 요소가 커질수록 응력은 피질골 내 일부 나사산에 집중이 되고, 직경 요소가 중요하게 작용하는 것으로 관찰되었으며 길이 요소 증가는 망상골 내 응력 분포에 거의 영향을 주지 않았다. 망상골 내 응력 분포는 임플란트 끝단 디자인에 많은 영향을 받았다. 이는 피질골과 망상골의 물리적 성질 차이 때문이라고 사료되며 초기 안정성에 있어서 피질골이 중요한 역할을 담당한다고 보여진다. 즉 초기에는 피질골에서 지지를 담당하므로 피질골에서 얼마나 안정적인 지지를 얻을 수 있느냐가 초기 안정성을 확보하는데 가장 중요한 요인이라고 생각된다. 초기 안정성을 증가시키기 위해서는 피질골에서 충분한 지지를 얻는 임플란트 디자인을 개발하는 것이 중요하리라 사료된다.

본 연구에서는 하중의 방향에 따른 응력 분산에 대해서도 연구하였는데, 하중의 방향이 피질골 내 최대 응력 발생에 가장 중요한 요소로 작용하는 것으로 관찰되었다. 즉, 생물학적으로 바람직한 반응을 유도하기 위해서는 최대 응력을 생물학적 역치 이하로 조절해야 하는데, 이를 위해서 직경과 길이를 증가시키는 것보다 임플란트에 가해지는 응력의 수평 요소를 줄이는 것이 더 중요할 수 있다는 것을 의미한다<sup>30)</sup>. 바꾸어 말하면 굵은 직경의 임플란트를 사용하는 것보다 스플린팅이나 상부 보철구조의 적절한 디자인을 통해 응력의 수평 요소를 줄이는 것이 더 중요할 수 있다.

Misch 등<sup>31,32)</sup>, Chun 등<sup>13)</sup>, Hansson 등<sup>14)</sup> 그리고 이<sup>17)</sup>는 임플란트 디자인에 있어서 나사 형태가 응력 분산에 있어서 중요한 역할을 한다고 하였는데 본 연구에서는 나사 디자인이 최대 응력에 미치는 영향에 대해서는 분석하지 않았다. 이번 연구 결과를 바탕으로 유추해 볼 때 무엇보다 미니 임플란트를 디

자인하는 데 있어서 단순히 직경을 증가시키는 것보다 나사 디자인을 통해 수평 하중에 적합하도록 디자인하는 것이 더 중요할 수 있으리라 사료된다. 임플란트 표면의 특성이 골과 임플란트 계면에서의 결합에 영향을 주므로<sup>22,23)</sup> 미니 임플란트의 표면 특성도 수평 하중 분산에 중요한 역할을 할 수 있으므로 이에 대한 고려도 필요하리라 사료된다. 또한 수평 하중을 최소화 할 수 있는 보철물의 디자인도 중요하다고 생각된다.

## V. 결론 및 요약

본 연구는 미니 임플란트 식립 후 초기, 골과 임플란트 사이에 유의한 결합이 형성되어 있지 않은 상태에서 조기에 하중을 가하는 경우에 미니 임플란트의 직경, 길이, 그리고 힘의 방향이 임플란트 주위 골조직의 응력 분포에 미치는 영향에 대하여 연구하기 위하여 2차원적인 유한요소모델을 제작하고 접촉 비선형 분석(contact non-linear analysis)을 시행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 하중에 의한 응력은 주로 피질골 내 나사산 끝단에 집중되었다.
2. 하중의 방향이 피질골 내 응력 분포에 가장 큰 영향을 주었다.
3. 길이 요소보다는 임플란트의 직경과 임플란트 끝단 디자인이 망상골 내 응력 분포에 큰 영향을 주었다.

결론적으로 3mm 이하의 미니 임플란트를 지속적인 수복 목적으로 사용하기 위해서는 수평 하중을 잘 조절하는 것이 중요하다고 사료된다.

## VI. 참고문헌

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a

- 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-13.
2. Shatkin TE, Shatkin S, Oppenheimer AJ, Oppenheimer BD. A simplified approach to implant dentistry with mini dental implants. *Alpha Omegan* 2003;96:7-15.
  3. el Attar MS, el Shazly D, Osman S, el Domiati S, Salloum MG. Study of the effect of using mini-transitional implants as temporary abutments in implant overdenture cases. *Implant Dent* 1999;8:152-158.
  4. Ahn MR, An KM, Choi JH, Sohn DS. Immediate loading with mini dental implants in the fully edentulous mandible. *Implant Dent* 2004;13:367-72.
  5. Mazor Z, Steigmann M, Leshem R, Peleg M. Mini-implants to reconstruct missing teeth in severe ridge deficiency and small interdental space: a 5-year case series. *Implant Dent* 2004;13:336-341.
  6. Balkin BE, Steflik DE, Naval F. Mini-dental implant insertion with the auto-advance technique for ongoing applications. *J Oral Implantol* 2001;27:32-7.
  7. Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg* 1990;48:174-8.
  8. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Clinical evaluation of small-diameter implants in single-tooth and multiple-implant restorations: a 7-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:703-709.
  9. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res* 2003;14: 515-27.
  10. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec* 2003;275A:1081-1101.
  11. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 85:585-598, 2001.
  12. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55: 772-777.
  13. Chun HJ, Cheong SY, Han JH et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002;29: 565-574.
  14. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech* 2003;36: 1247-1258.
  15. Prendergast PJ. Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1997; 12:343-366.
  16. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:407-418.
  17. 이종석. 교정용 미니 임플란트의 초기 안정성에 대한 접촉 비선형 유한요소분석. 박사 학위 논문, 연세 대학교 대학원, 서울, 2005.
  18. 윤희선. 교정용 고정나사 삽입 위치에 따른 위턱 물렁조직 및 치밀뼈 두께. 석사 학위 논문, 연세 대학교 대학원, 서울, 2001.
  19. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics.

- J Oral Rehabil 1999;26:288–291.
20. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants(II). Etiopathogenesis. Eur J Oral Sci 1998;106:721–64.
  21. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H et al. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res 2001;12:207–218.
  22. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2—review focusing on clinical knowledge of different surfaces. Int J Prosthodont 2004;17:544–64.
  23. Esposito M, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. The role of implant surface modifications, shape and material on the success of osseointegrated dental implants. A Cochrane systematic review. Eur J Prosthodont Restor Dent 2005;13:15–31.
  24. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating 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;24:80–88.
  25. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. Clin Oral Implants Res 1999;10:394–405.
  26. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent 2004; 91:20–5.
  27. Stolk J, Maher SA, Verdonshot N, Prendergast PJ, Huiskes R. Can finite element models detect clinically inferior cemented hip implants? Clin Orthop 2003; 409:138–150.
  28. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18:357–368.
  29. Simon, SR., Orthopaedic basic science. First Edition, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994.
  30. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. J Oral Rehabil 1998;25:847–58.
  31. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. Implant Dent 1999;8:376–386.
  32. Misch CE, Bidez MW, Sharawy MA. Bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. J Periodontol 2001;72:1276–1286.

## Contact non-linear finite element model analysis of initial stability of mini implant

Hyun-joo Yoon<sup>1</sup>, Ui-Won Jung<sup>1</sup>, Jong-suk Lee<sup>2</sup>, Chang-Sung Kim<sup>1</sup>,  
Jung-moon Kim<sup>3</sup>, Kyoo-Sung Cho<sup>1</sup>, Chong-Kwan Kim<sup>1</sup>, Sung-ho Choi<sup>1</sup>

1. Department of Periodontology, Oral Science Research Center, College of Dentistry, Yonsei University
2. G.O.Net Dental Clinic
3. Ortholution Co., Ltd

Mini implants had been used provisionally for the healing period of implants in the beginning. But it becomes used for the on-going purpose, because it is simple to use, economic and especially suitable for the overdenture. But there is few studies about the stability of mini implants, that is most important factor for the on-going purpose, and particularly the implant parameters affecting the initial stability.

The purpose of this study was to evaluate the stress and the strain distribution pattern of immediate-loaded screw type orthodontic mini-implant and the parameters affecting the initial stability of immediate-loaded mini-implant. Two dimensional finite element models were made and contact non-linear finite element analysis was performed. The magnitude and distribution of Von Mises stresses were evaluated.

The obtained results were as follows:

1. The stress was concentrated on the thread tip of an implant in the cortical bone.
2. The direction of load is the most important factor for the stress distribution in cortical bone.
3. The diameter of an implant is the most important factor for the stress distribution in the trabecular bone.

In conclusion, if the horizontal load vector is successfully controlled, mini-implants, which diameter is under 3mm, can be used for the on-going purpose.

---

**Key words** : Mini-implant, stress, cortical bone, trabecular bone, contact finite element analysis