

## 상이한 골질과 제원에 따른 짧은 임프란트의 응력 분포: 3차원 유한 요소 분석

김한구\* · 김창현 · 표성운

\*가톨릭대학교 임상치과학 대학원 임프란트학과, 가톨릭대학교 의과대학 치과학교실 구강악안면외과

### Abstract

#### STRESS DISTRIBUTION PATTERN OF THE DIFFERENT DIAMETER AND LENGTH OF SHORT IMPLANTS ACCORDING TO THE BONE QUALITY : 3-D FINITE ELEMENTS ANALYSIS

Han-Koo Kim\*, DDS, MSD, Chang-Hyen Kim, DDS, PhD, Sung-Woon Pyo, DDS, PhD

\*Department of Implantology, Graduate School of Clinical Dental Science, The Catholic University of Korea,  
Department of Oral and Maxillofacial Surgery, College of Medicine, The Catholic University of Korea

The use of short implants has been accepted risky from biomechanical point of view. However, short implants appear to be a long term viable solution according to recent clinical reports. The purpose of this study was to investigate the effect of different diameter and length of implant size to the different type of bone on the load distribution pattern.

Stress analysis was performed using 3-dimensional finite element analysis(3D-FEA). A three-dimensional linear elastic model was generated. All implants modeled were of the various diameter( $\phi$ 4.0, 4.5, 5.0 and 6.0 mm) and varied in length, at 7.0, 8.5 and 10.0 mm. Each implant was modeled with a titanium abutment screw and abutment. The implants were seated in a supporting D2 and D4 bone structure consisting of cortical and cancellous bone. An amount of 100 N occlusal load of vertical and 30° angle to axis of implant and to buccolingual plane were applied.

As a result, the maximum equivalent stress of D2 and D4 bones has been concentrated upper region of cortical bone. As the width of implant is increased, the equivalent stress is decreased in cancellous bone and stress was more homogeneously distributed along the implants in all types of bone. The short implant of diameter 5.0mm, 6.0mm showed effective stress distribution in D2 and D4 bone. The oblique force of 100N generated more concentrated stress on the D2 cortical bone.

Within the limitations of this study, the use of short implant may offer a predictable treatment method in the vertically restricted sites.

**Key words:** Finite element analysis, Short implant, Equivalent stress, Stress distribution.

### 1. 서 론

무치악 부위 수복을 위해 도입된 임프란트는 1983년 Brånemark<sup>1)</sup>에 의해 소개된 골유착의 개념을 바탕으로 획기적인 발전을 거듭하였다. 지난 수십 년 간 기초적인 연구와 임상적인 적용이 시도되어져 왔으며, 이러한 골유착성 임프란트는 부분 무치악 환자들의 저작기능 회복 뿐 아니라 단일치아의 수복에도 이용되고, 전통적인 보철물의 한계와 단

점들을 극복하여 기능적, 심미적인 치료를 가능하게 함으로 그 사용이 증가 추세에 있다<sup>2,3)</sup>.

하지만 임상 상황에서는 상악동이나 하치조 신경등 해부학적 구조물과 과도한 골흡수 등으로 임프란트의 사용을 제한하는 한계가 존재하며, 이를 극복하기 위해 여러 종류의 크기를 갖는 임프란트가 개발되었고, 결과적으로 높이 문제가 있는 곳에는 가능한 짧은 임프란트를 선택하게 된다. 이는 골이식과 같은 부가적인 외과적 술식을 필요치 않아, 술

후 불편감도 적으며 경제적인 장점을 가지고 있다. 그러나 짧은 임프란트는 과도한 하중으로 임프란트의 실패를 초래할 수 있다. 이전의 연구에서 많은 연구자들은 짧은 임프란트의 낮은 성공률에 대해 보고한 바 있다.<sup>4,5)</sup> 그러나 새로운 디자인, 표면 구조의 임프란트의 개발과 외과적 기술의 향상은 이전의 결과에 대한 재평가가 필요하다. 최근의 임상적 보고에 따르면 비교적 높은 성공률과 이에 따른 사용의 당위성을 제시하고 있다.<sup>6-8)</sup> 그러나 이와 같이 짧은 임프란트의 사용이 증가 하고 있는 반면, 초기 고정성 및 기능적 부하에 따른 다양한 골질에서의 응력의 분포에 대한 연구가 부족한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 수직적 한계를 가지는 상, 하악 치조골의 보철적 수복 치료 과정에서 불가피하게 식립하게 되는 짧은 임프란트의 선택에 대한 결정의 근거를 얻고자, 서로 다른 골질(D2, D4)에서 다양한 직경과 길이를 가지는 임프란트에 대한 응력을 3차원 유한요소법을 이용, 분석하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. D2, D4 골의 모형화

본 연구의 모델은 D2, D4 골의 제 1 대구치 부위를 기준으로 설정하되, 높이는 23.4 mm, 폭경은 15 mm의 악골로 제작하며, D2 골의 경우 상,하부에 2 mm씩, D4 골의 경우 상부에만 0.5 mm의 피질골, 나머지 부위는 해면골로 설정하였다. 또한 임프란트 주위에 0.5 mm의 층판골 (lamellar bone)을 설정하였다(Fig. 1A).

### 2. 유한 요소 모형의 설계-임프란트 외형에 따른 실험모형

유한요소해석에 사용된 GS II (Osstem, Seoul, Korea)의

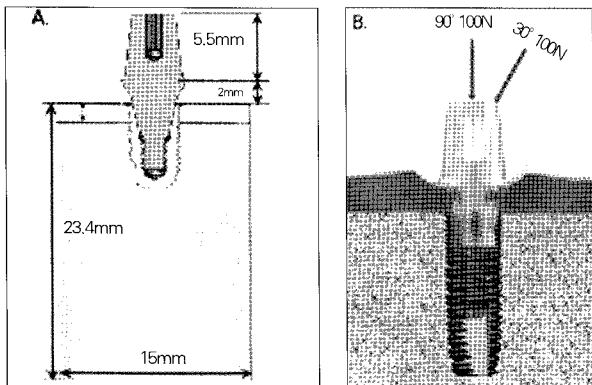


Fig. 1. Schematic drawing showing osseointegrated implant embedded in bone(A) and direction and amount of applied load(B).

지대주는 직경 5mm의 모델을 사용하였고, 임프란트는 총 길이로 치조골의 중앙에 식립한 것으로 가정하였고, 서로 다른 골질을 가지는 부위에 각각 식립한 것으로 설계하였다.

### 3. 구속 및 하중조건

경계 조건(boundary condition)은 치밀골 및 해면골의 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해 악골 모델의 밑면을 X, Y, Z축 3방향으로 모두 구속하였다. 하중은 100N의 수직력(Y축)과 Y축에 대하여 30°의 경사각으로 100N의 힘을 각각 가하였으며, 기하형상 및 하중의 대칭 조건을 만족시키기 위하여, 모델을 1/2모델링 하여 대칭 조건을 구현하였다. 또한 무한체에 삽입된 것과 같은 효과를 갖도록 설정하기 위하여 치조골은 실린더 모형으로 모델링 하였으며, 고정체와 골 사이의 계면은 골 유착된 상태로, 골 소실이 없는 것으로 설정하였다(Fig. 1B).

### 4. 경계 조건 및 물성치

모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모델의 물리적 특성은, 재료의 기계적 균질성(homogeneity), 등방성(isotropy) 및 선형 탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 재료의 물성치로 피질골과 해면골의 탄성 계수(Young's modulus of elasticity)와 포와송 비(Poisson's ratio)는 Table 1과 같다.

### 5. 응력의 분석

동일 길이(L: 7mm) 임프란트를 각각 4.0 mm, 4.5mm, 5.0mm, 6.0mm의 폭경으로, 그리고 동일 폭경( $\phi$ : 4 mm)의 임프란트를 7.0mm, 8.5mm, 10mm의 길이로 각각 제작하고, 각각의 임프란트에 100N의 수직 또는 30°의 경사 하중 100N을 가한 후 발생하는 최대 등가응력과 응력의 분포를 분석하였다. 본 연구에서 사용한 3차원 유한요소 해석은 FEA Package 프로그램인 ANSYS(Ansys Wokbench 11, Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) 를 이용하였고,

Table 1. Relevant properties of material used.

Material	E N/mm <sup>2</sup>	Poisson's ratio
Titanium grade ELV (Abutment)	113,800	0.34
Titanium grade IV (fixture)	114,000	0.37
Cortical bone	14,000	0.3
Trabecular bone	1,500	0.3

(E=Young's modulus)

응력 결과의 분석에 있어서는 각 디자인에 따른 응력의 비교를 하기 위해 1축 등가 응력(Equivalent stress)를 취하여 각 모델에서의 응력 분포를 비교하고 분석하였다.

### Ⅲ. 연구결과

#### 1. 수직 또는 30° 경사 하중 시 최대 등가응력의 비교

임프란트의 폭경 및 길이에 따른 최대 등가응력을 D2 및 D4 골의 피질골과 해면골에서 유한요소분석법을 이용하여 비교하였다. 폭경의 변화에 따른 최대 등가응력을 피질골에서 비교한 결과, 수직 하중을 가한 후 D2 골에서는 큰 변화를 보이지 않은 반면 D4 골에서는 감소하였으며(Fig. 2A), 해면골 내에서는 D2 및 D4 골 모두에서 감소하는 경향을 보였다(Fig. 2B). 그리고 경사 하중을 가했을 때 폭경의 증가에 따른 피질골 및 해면골에서의 변화를 조사하였을 때, 최대 등가응력은 피질골 및 해면골 모두에서 D2 및 D4 골 모두 감소하는 경향을 보였다.

그러나 100N의 수직 또는 경사하중을 가한 후, 동일 폭경의 임프란트의 길이의 증가에 따른 피질골과 해면골에서의 응력의 변화는 D2 및 D4 골 모두에서 큰 변화를 보이지 않았다.

#### 2. 수직 하중시 응력분포 양상

폭경 4.0 mm의 임프란트의 피질골에서 가장 높은 응력 분포를 보였으나, 폭경 4.5mm 이상에서는 D2 골과 D4 골 모두 피질골에서 임프란트 주위골로 응력이 분산되었다. 임프란트 경부 주위 변연골에서 응력이 가장 높게 나타났고 응력의 집중부위는 근원심과 협설에 집중되어 있었으나 분포 양상은 균등하였다(Fig. 2, 3).

길이의 증가에 따른 응력 분포는 D4 골의 경우 해면골에서의 응력은 길이의 증가와 관계없이 고른 분포 양상을 보였으며 응력은 근원심과 협설에 집중되었다. D2 골의 경우 길이 7.0 mm인 임프란트에서 피질골에 응력이 집중되는 양상을 보이긴 하였으나, 길이의 증가에 따른 응력 분포의 차이는 보이지 않았으며 D4 골에서와 같이 근원심과 협설에 균등하고 고른 분포 양상을 보였다(Fig. 4).

#### 3. 30° 경사하중 시 응력분포 양상

수직 하중시와 유사하게 폭경 4.0 mm에서 높은 응력분포를 보였고, D2 피질골과 해면골에서 폭경이 증가하면서 응력이 피질골과 임프란트 주위골로 분산되었다. 임프란트 경부주위 변연골에서 응력이 가장 높게 나타났고 응력은 근원

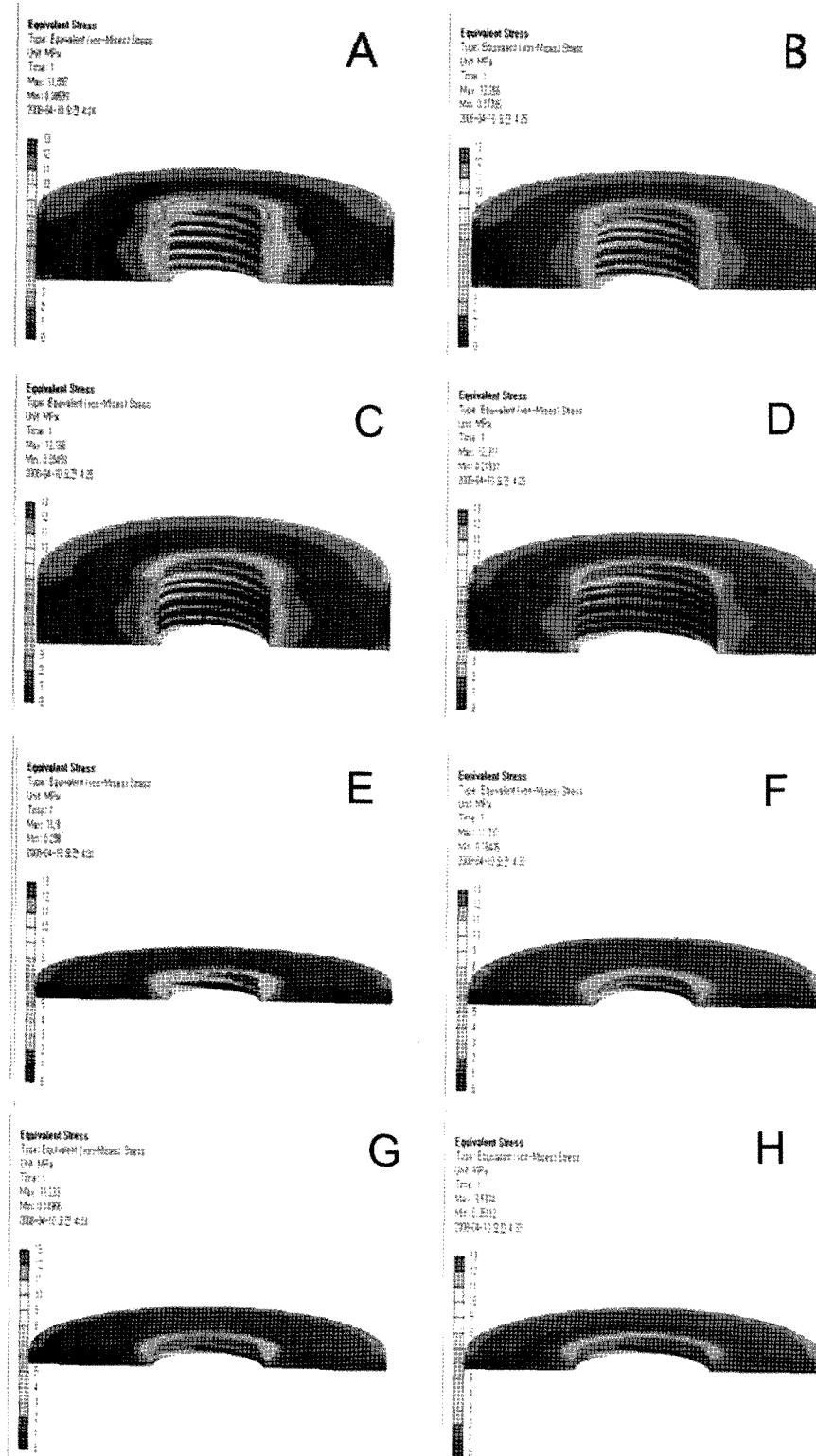
심과 협설에 집중되어 있었으며 분포 양상은 균등하였다(Fig. 5, 6).

임프란트의 폭경을 4.0mm로 고정하고, 길이를 변화시켰을 때, 응력 분포는 D4 골의 경우 해면골에서 응력의 고른 분포 양상을 보이거나 D2 골의 경우 길이 7.0 mm인 임프란트에서 D2 골의 피질골에 응력이 집중되는 양상을 보였고, 길이의 증가에 따른 응력 분포의 차이는 관찰되지 않았으며, D4 골에서와 같이 근원심과 협설에 균등하고 고른 분포 양상을 보였다(Fig. 7).

### Ⅳ. 총괄 및 고찰

새로운 수복 방법으로서의 임프란트가 자연치를 대체하는 수단으로서 사용 범위가 확장되고 있음에도 불구하고, 자연치와 임프란트에 여러 차이점이 존재한다. 가장 큰 차이점은 자연치의 경우 교합압 등의 응력이 법랑질에서 1차 분산되고 상아질과 백악질을 거쳐 더 큰 응력이 분산되며 치조백선에 도달하기 전 치주 인대의 점탄성에 의해 추가로 완충 작용이 되는 반면, 임프란트의 경우 구강내에 식립되어 치아의 역할을 대신하여 정적 하중과 동적 하중을 복합적으로 받지만, 자연치와 같은 응력 흡수 기전이 없다.<sup>9)</sup> 따라서 동일한 저작력에도 취약한 물리적 성질에 의해 측방 하중이 가해지면 회전 중심이 자연치보다 위쪽인 치조골 상방에 존재하므로 반복되는 교합압에 의해 국소적 응집력이 야기되어, 생역학과 연관된 많은 문제들이 발생된다. 따라서, 임프란트 지지 보철물이 구강 내에서 정상적인 기능을 하기 위해서는 임프란트의 재료, 디자인, 표면 성질 뿐 아니라 식립 부위의 치조골의 상태(골의 양과 질), 외과적 술식 및 하중 조건(하중의 크기와 방향)등을 고려하여야 하며,<sup>10)</sup> 특히, 교합력을 충분히 견딜 수 있는 충분한 양의 질 좋은 치조골의 확보와<sup>11)</sup> 같은 생체 적합성과 함께 교합력을 적절히 분산 수용할 수 있는 생역학적 설계가 필수적이나,<sup>12)</sup> 이를 위한 다양한 골질에서의 응력 분석에 대한 연구가 부족한 상태이다.

3차원 유한요소 분석법은 실제 임상 상황을 특성화 하여 분석할 수 있는 장점이 있다.<sup>13)</sup> 그러나, 실제로 골흡수와 골개조와 같은 생물학적 변화를 일으키는 응력값은 알 수 없으며, 또한 그 값이 실제와 일치하지는 않는다. 그러므로 3차원 유한요소 분석법에는 내재적인 한계가 있음을 예상해야 한다. 이 연구에 사용된 모델은 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 재료가 균질하고, 등방성을 갖으며, 선형 탄성을 갖는 것으로 가정하였다. 그러나 실제 생체는 이보다 더 역동적이며, 인체의 골 또한 비균질적이다. 그리고 이 연구에서는 고정체와 골 사이의 계면은 100% 골 유착된 상태로, 골 소실이 없는 것으로 설정하였지만, 실제로 이런 현상은 나타날 수 없으며, 골-임프란트 계면은 시간에 따라 항상 변화한다.



**Fig. 2.** Vertical stress distribution of implants in cortical bone in equivalent stress. A to D:  $\phi$ 4.0, 4.5, 5.0 and 6.0 mm in D2 bone, E-H:  $\phi$ 4.0, 4.5, 5.0 and 6.0 mm in D4 bone, respectively.

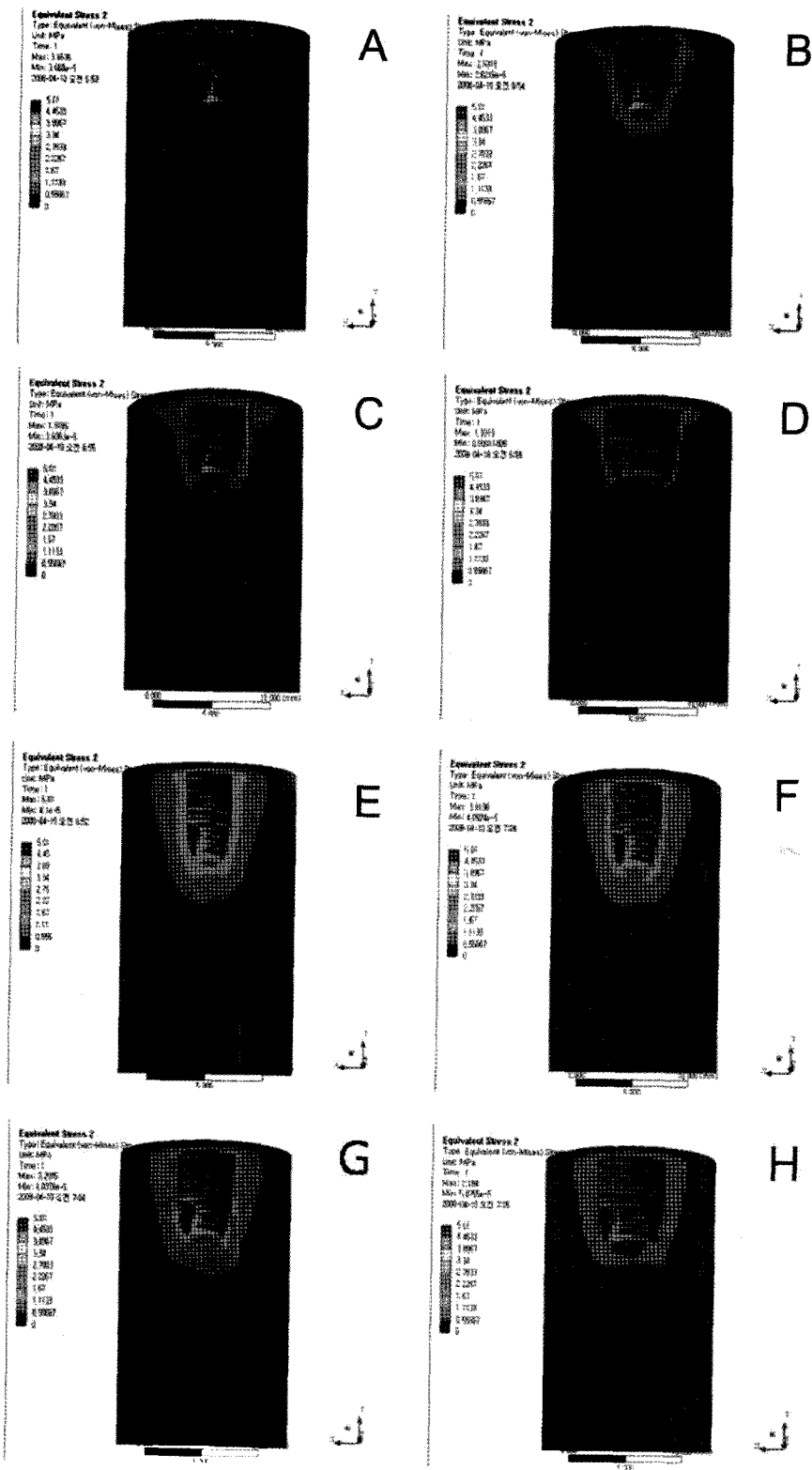
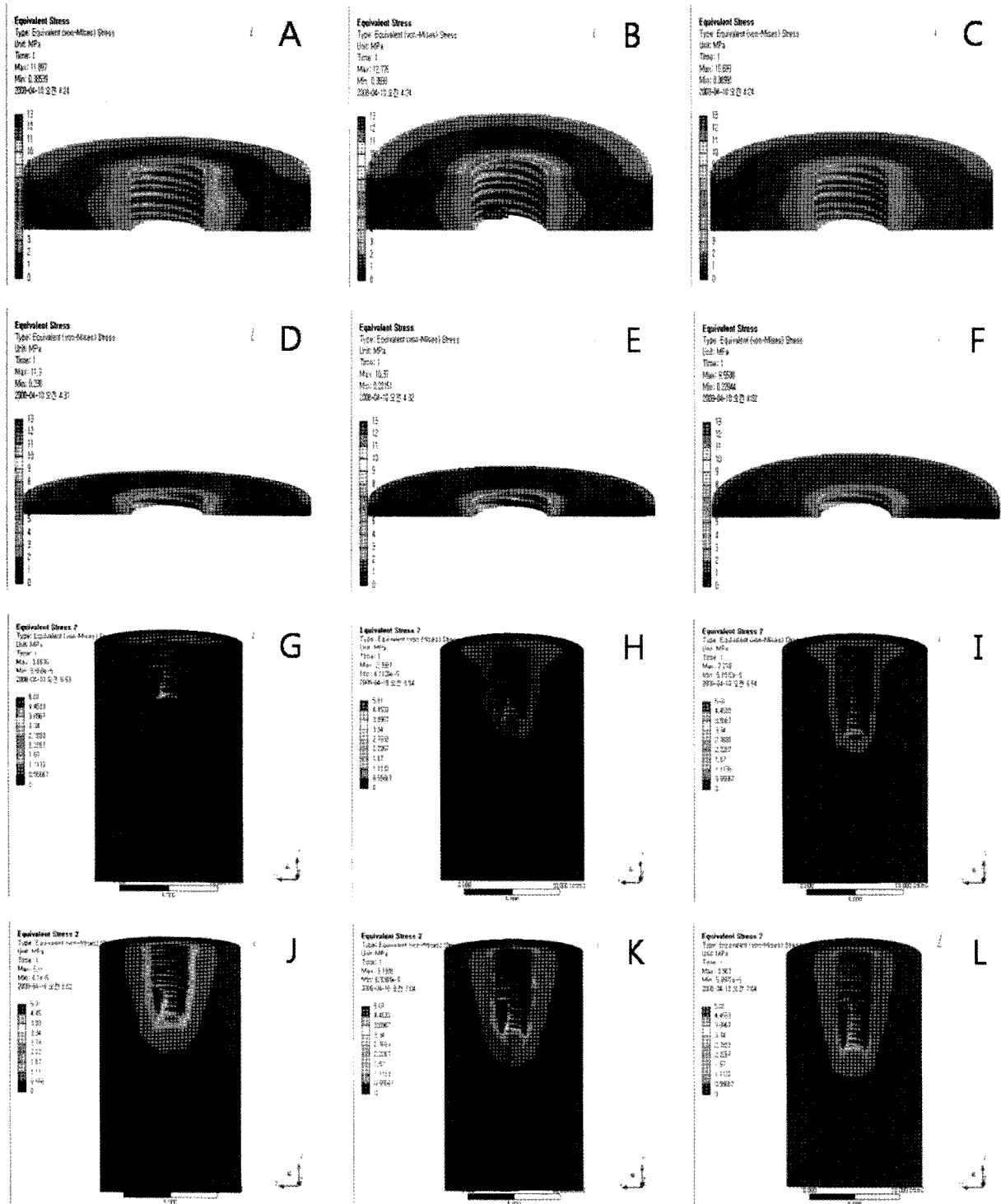
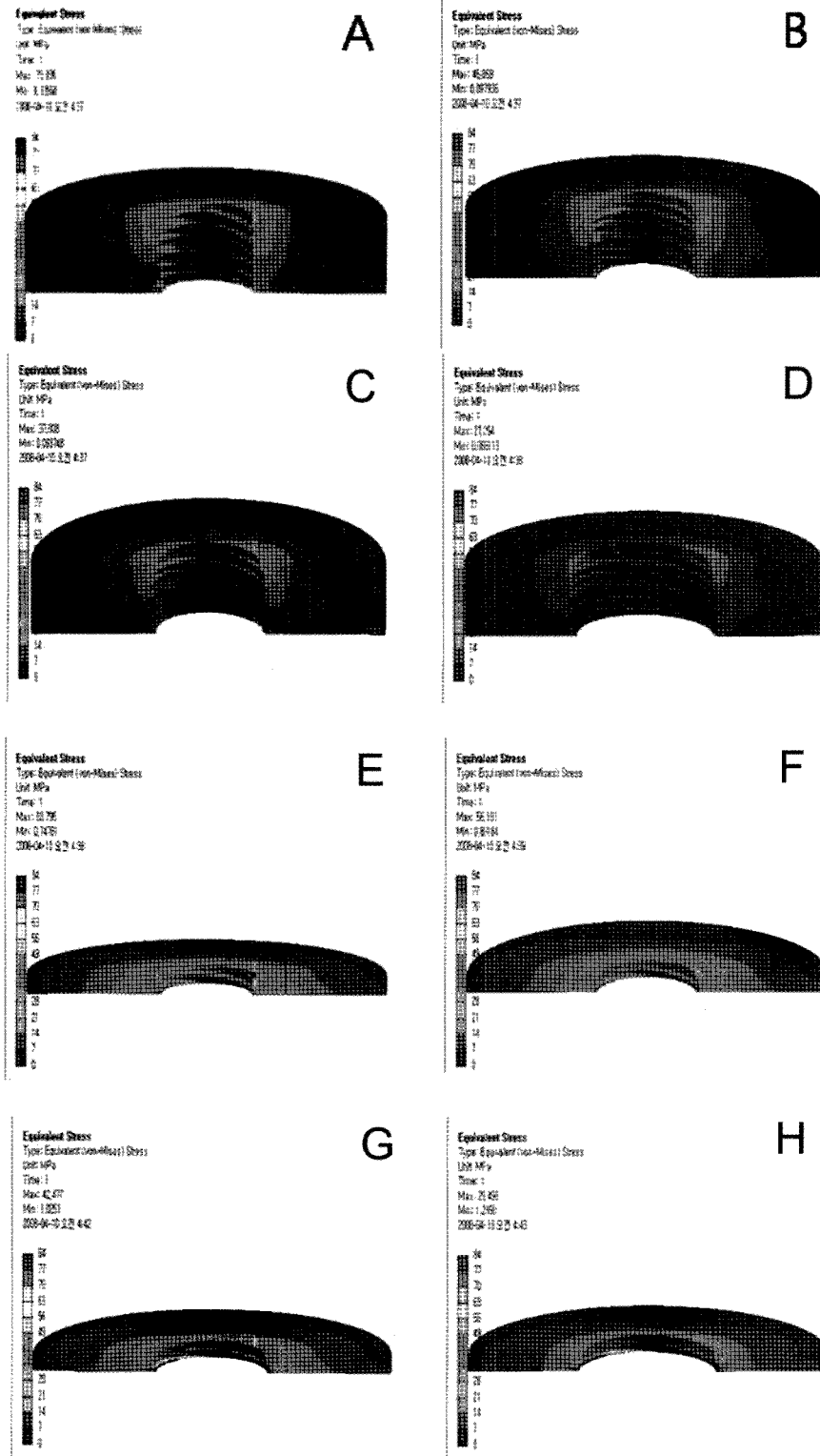


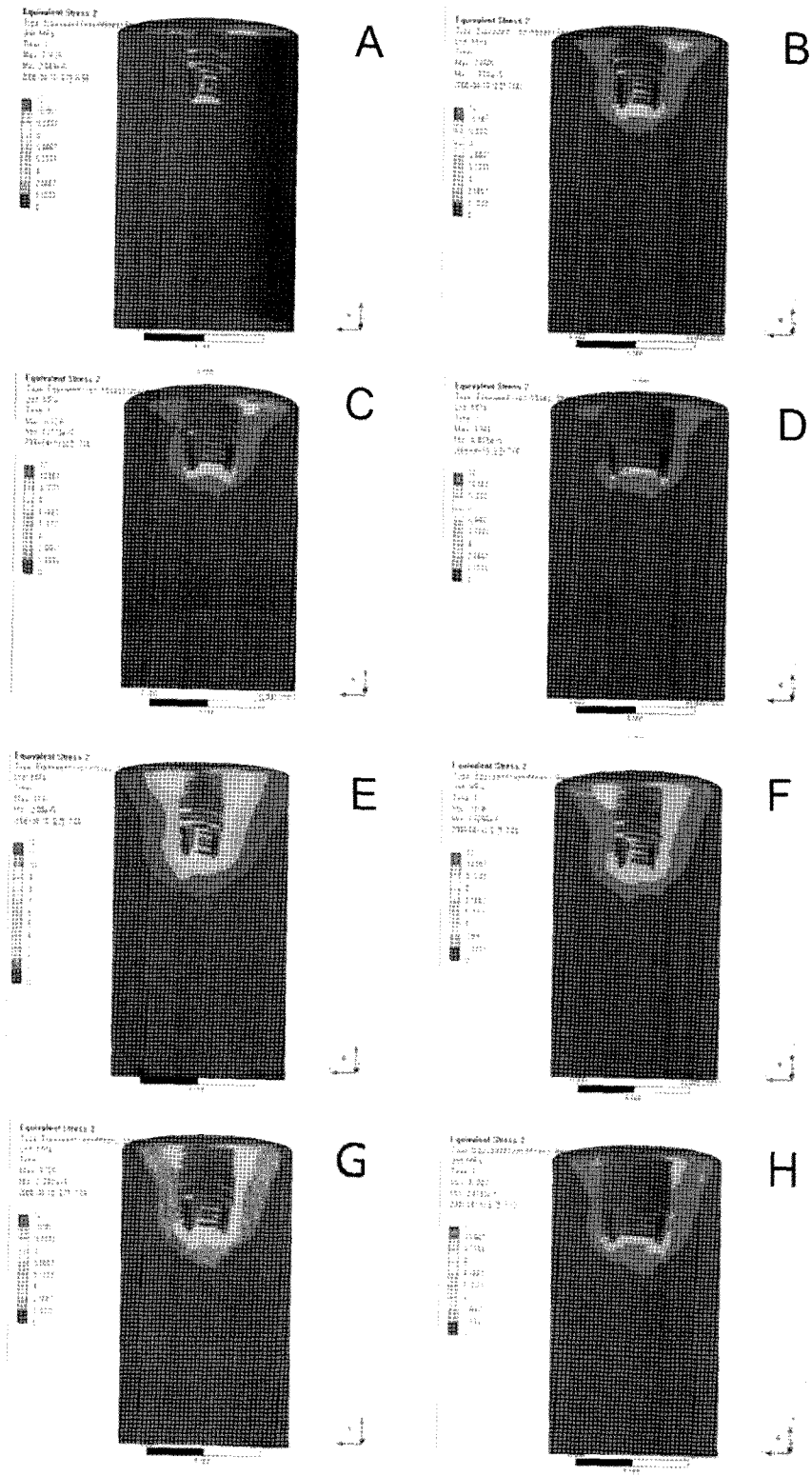
Fig. 3. Vertical stress distribution of implants in cancellous bone in equivalent stress. A to D:  $\phi$  4.0, 4.5, 5.0 and 6.0 mm in D2 bone, E-H:  $\phi$  4.0, 4.5, 5.0 and 6.0 mm in D4 bone, respectively.



**Fig. 4.** Vertical stress distribution of different implant length in equivalent stress. A to C: L7.0, 8.5 and 10 mm in D2 cortical bone, D to F: L7.0, 8.5 and 10 mm in D4 cortical bone, G to I: L7.0, 8.5 and 10 mm in D2 cancellous bone, J to L: L7.0, 8.5 and 10 mm in D4 cancellous bone, respectively.

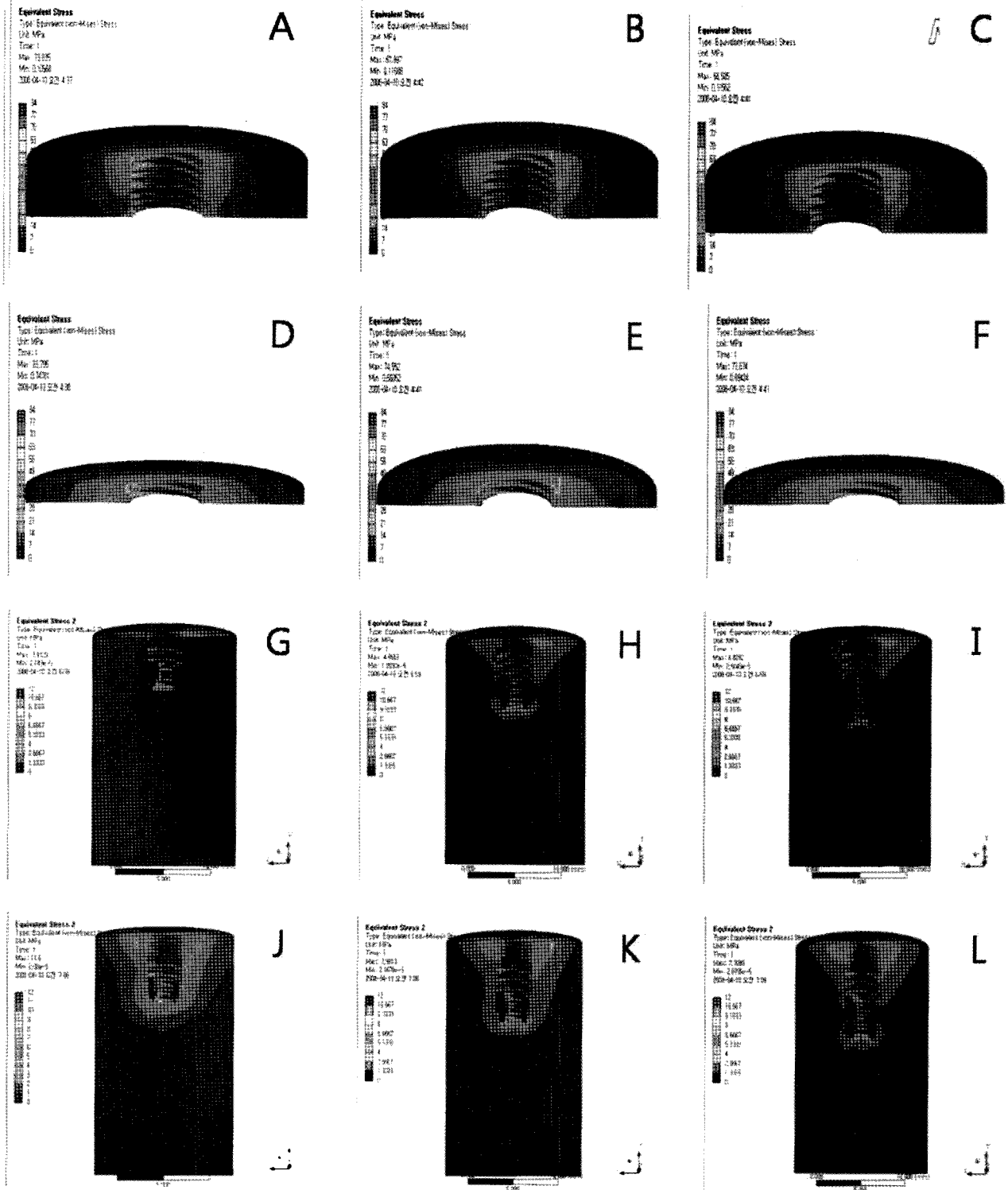


**Fig. 5.** Oblique stress distribution of implants in cortical bone in equivalent stress. A to D:  $\phi$ 4.0, 4.5, 5.0 and 6.0 mm in D2 bone, E-H:  $\phi$ 4.0, 4.5, 5.0 and 6.0 mm in D4 bone, respectively.



**Fig. 6.** Oblique stress distribution of implants in cancellous bone in equivalent stress. A to D:  $\phi$ 4.0, 4.5, 5.0 and 6.0 mm in D2 bone, E-H:  $\phi$ 4.0, 4.5, 5.0 and 6.0 mm in D4 bone, respectively.





**Fig. 7.** Oblique stress distribution of different implant length in equivalent stress. A to C: L7.0, 8.5 and 10 mm in D2 cortical bone, D to F: L7.0, 8.5 and 10 mm in D4 cortical bone, G to I: L7.0, 8.5 and 10 mm in D2 cancellous bone, J to L: L7.0, 8.5 and 10 mm in D4 cancellous bone, respectively.

이 연구의 결과는 과도한 응력은 임프란트 경부 주위의 피질골에 집중된다는 기존의 연구와 일치하였다.<sup>14)</sup> 임프란트 경부주위 피질골의 변연부에서 등가 응력이 가장 높게 나타났고, 또한 응력은 근원심과 협설에 집중되는 경향이 있었으나, 폭경이 증가하면서 응력이 피질골과 임프란트 주위골로 분산되었다. 특히 D2, D4 모두에서 폭경의 증가로 해면골 내에서 응력이 감소되었음이 밝혀졌으며, 골질의 차이와 길이의 증가는 큰 변화가 관찰되지 않아서 응력의 분산에 큰 이점이 되지 않음을 알 수 있었다.

수직적인 한계를 가지는 치아 결손 부위에 대한 회복 시술 방법으로서 임프란트는 높은 성공률과 함께 실패의 원인에 대하여 많은 연구가 있었다. 특히 골조건에 따라 실패율이 매우 다양하며, 부적절한 골높이와 골질이 임프란트 실패의 주요 원인이라고 보고되고 있다.<sup>15,16)</sup> 특히 골질에 관해서는 골 자체에 대한 물리적 성질에 대한 보고를 통해 골이 다른 공학적 물질과는 달리 아주 불량한 피로 강도를 가지고 있기 때문에 반복되는 부하에 대하여 매우 취약하다 하였다.<sup>17)</sup> 골질과 응력 분포에 관한 연구에서 임프란트에 가해지는 응력은 골질에 좌우된다고 보고된다.<sup>18)</sup> 특히 골이 위축된 상악에서는 골높이 보다 골질에 의해 더 영향을 받는다고 보고되었다.<sup>19)</sup> 다른 연구에서는 골질이 나쁜 부위에서 3.75 X 7mm 임프란트의 사용은 9.7%의 높은 실패율을 보이며, 가능한 4mm 정도의 직경을 가지는 임프란트의 사용이 이러한 실패를 줄인다고 보고되었다.<sup>20)</sup> 또한 임프란트의 직경과 관련되어 Steenberghe는 4mm 정도의 직경을 가지는 임프란트에서 골질이 좋지않은 곳에서도 초기 고정을 얻을 수 있다고 하였다.<sup>21)</sup> 그러나 무조건적인 폭경의 증가는 발생하는 골의 파열등이 원인 이 되어 더 높은 실패율과 골흡수를 보인다고 하였다.<sup>21)</sup> 이번 연구에서는 비록 폭경 4.0 mm의 임프란트의 피질골에서 가장 높은 응력분포를 보였으나, 폭경이 증가되었을 때, D2 골과 D4 골 모두 피질골에서 임프란트 주위골로 응력이 분산되는 것으로 관찰되어 골질의 영향은 적었던 것으로 사료된다.

이번 실험에서 중심축에 대하여 30°의 경사 하중 100N을 가한 경우 수직으로 힘을 가한 경우보다 응력이 크게 발생하면서 하중을 가한 반대측으로 많은 응력이 집중되었다. 이러한 결과는 김동수 등이 유한 요소법을 이용한 임프란트 주위골 내 응력분포에 관한 연구에서 경사력이 수직력보다 임프란트 주위골에 많은 응력을 집중 시킴을 보고한 결과와 거의 일치한다고 볼 수 있다.<sup>22)</sup>

이번 연구에서 중심좌에 수직하중을 가했을 경우 7mm 길이의 임프란트의 경우 10mm 길이의 임프란트와 비슷한 응력 분포 양상이 관찰 되었으며, 이는 Skalak의 연구 결과와 거의 동일하였다.<sup>10)</sup> 즉 임프란트의 폭경의 증가가 응력 감소에 미치는 영향이 길이 증가에 의하여 얻은 영향보다 큰 것을 관찰되었다.<sup>23)</sup> 본 연구의 실험 결과 D2골과 D4골 모두에

서 수직압에 대하여 해면골에서는 응력이 균등하게 분포되며, 결과적으로는 각 임프란트에서 응력값의 차이는 있었으나, 동일한 조건에서 대략적인 응력 분포 양상이 유사하였다.

따라서 유한 요소 분석법이 갖는 내재적 한계점을 염두에 두었을 때, 이번 실험의 결과와 같은 최대 등가 응력과 같은 수치적 결과는 효용이 감소되나, 응력분포 양상으로 미루어 볼 때, 짧은 임프란트의 사용은 골질과 하중 방향등에 크게 구애받지 않는, 의미있는 선택이 될 수 있을 것으로 사료된다.

## V. 결 론

본 연구를 통해 짧은 길이의 임프란트가 D2골과 D4골에서 나타내는 응력분포 양상을 확인하였고, 향후 연구에서는 짧은 임프란트의 응력 분포 양상을 보다 세분화된 골질과 다양한 길이의 임프란트, 다른 형태의 임프란트, 그리고 교합 관계 등의 임상적 상황을 고려하여 비교 연구함으로써, 수직적 한계로 인한 짧은 임프란트의 사용에 있어 보다 정립된 선택 방향을 제시 할 수 있으리라 사료된다.

## References

1. Brånemark PI : Osseointegration and its experimental background, *J Prosthet Dent* 50 : 399-410, 1983.
2. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C *et al* : The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism : a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5 : 271-81, 1990.
3. Zarb GA, Schmitt A : The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III : Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 64 : 185-94, 1990.
4. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P *et al* : Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 5 : 254-262, 2003.
5. Baelum V, Ellegaard B : Implant survival in periodontally compromised patients. *J Periodontol* 75 : 1404-12, 2004.
6. Vigolo P, Givani A : Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study. *J Prosthet Dent* 84 : 50-4, 2000.
7. Maló P, Nobre M, Rangert B : Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 9 : 15-21, 2007.
8. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R *et al* : Short (8-mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism : a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 19 : 586-92, 2006.
9. Rieger MR : Loading considerations for implants. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 3 : 795-804, 1991.
10. Skalak R : Aspect of biomechanical consideration, in Brånemark, P-I., Azrd, G.A., and Albrektsson, T(eds) : *Tissue*

- integration prosthesis, Chicago, Quintessence, 1985, p.117-128.
11. Skalak R : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 49 : 843-8, 1983.
  12. Weinberg LA : The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8 : 19-31, 1993.
  13. Zienkiewicz OC : The finite element method in engineering science, McGraw-Hill, New York, 1989, p.114.
  14. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H *et al* : Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants : a three-dimensional finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10 : 345, 1995.
  15. Jaffin RA, Berman CL : The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone. A 5-year analysis. *J Periodontol* 62 : 2-4, 1991.
  16. Bahat O : Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8 : 151-6, 1993.
  17. Carter DR, Fyhrie DP, Whalen RT : Fatigue behavior of adult cortical bone. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 45 : 481-490, 1981.
  18. Holmes D, Loftus JT : Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 23 : 104-11, 1997.
  19. Meyer U, Vollmer D, Unte C *et al* : Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae : a finite-element study. *J Oral Maxillofac Surg* 29 : 100-105, 2001.
  20. Das Neves FD, Fones D, Bernardes SR *et al* : Short implants-an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21 : 86-93, 2006.
  21. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF *et al* : The self-tapping and ICE 3i implants: a prospective 3-year multicenter evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16 : 52-60, 2001.
  22. Kim DS, Kim IK, Jang KS *et al* : The three dimensional finite element analysis of stress distribution and deformation in mandible according to the position of pontic in two implants supported three-unit fixed partial denture. *J Kor Oral Maxillofac Surg* 34 : 166-79, 2008.
  24. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A *et al* : influence of implant length and diameter on stress distribution : a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 91 : 20-5, 2004.

#### 저자 연락처

우편번호 420-717

경기도 부천시 원미구 소사동 2

가톨릭대학교 성가병원 치과, 구강악안면외과

표성운

원고접수일 2009년 02월 04일

게재확정일 2009년 03월 06일

#### Reprint Requests

Sung-Woon Pyo

Department of Oral and Maxillofacial Surgery,

Holy Family Hospital, The Catholic University of Korea,

2 Sosa-dong, Wonmi-ku, Buchon, Gyeonggi-do, 420-717 Korea

Tel: +82-32-340-2130 Fax: +82-32-340-2135

E-mail: spyo@catholic.ac.kr

Paper received 4 February 2009

Paper accepted 6 March 2009