



### 저작자표시-비영리-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

치의학석사 학위논문

플랫폼 스위치 임플란트의  
삼차원 유한요소 분석

Finite Element Analysis of Dental  
Implant with Platform Switching

2013 년 2 월

서울대학교 치의학대학원

치 의 학 과

문 세 영

플랫폼 스위치 임플란트의  
삼차원 유한요소 분석

Finite Element Analysis of Dental  
Implant with Platform Switching

지도 교수 권 호 범

이 논문을 치의학석사 학위논문으로 제출함  
2012 년 10월

서울대학교 치의학대학원  
치 의 학 과  
문 세 영

문세영의 치의학석사 학위논문을 인준함  
2012 년 12월

위 원 장 김 명 주 (인)

부위원장 권 호 범 (인)

위 원 임 영 준 (인)

국문초록

# 플랫폼 스위치 임플란트의 삼차원 유한요소 분석

문세영

서울대학교 치의학대학원

치의학과

**목 적:** 이 연구의 목적은 생역학적 관점에서 유리하다고 알려져 있는 플랫폼 스위치 개념이 단일금관 임플란트에서 골조직, 임플란트, 보철물에서의 변위 및 응력 분산에 어떠한 영향을 주는지 3차원 유한요소법을 이용하여 분석하는 것이다.

**방 법:** 두 개의 3차원 유한요소 모형이 제작되었다. 외부 육각연결방식(external hexagonal system) 임플란트가 유한요소모형 제작에 사용되었다. 5.1mm 직경의 고정체에 맞는 지대주를 연결한 유한요소모형(Wide fixture-Wide abutment, conventional model)과 5.1mm 직경의 고정체에 4.1mm 직경의 표준형 지대주를 연결한 유한요소모형(Wide fixture-Regular abutment, platform switching model)을 제작하였다. 두 모델에서 고정체는 모두 직경이 5.1mm이고 길이가 10mm 였다. 지대주-고정체 모형은 해면골과 치밀골이 있는 골조직 모형에 식립되었고, 지대주 나사와 보철물 모형이 제작되었다. 치관의 협측 교두부분에 임플란트 장축 방향으로 300N 교합력을 가한

후 임플란트의 구성성분과 골에 발생하는 최대 변위와 최대유효응력(von Mises stress)을 분석하였다.

**결 과:** 플랫폼 스위치 개념이 적용된 모형의 경우 임플란트의 구성성분인 고정체, 지대주, 나사, 금관 부위에 대조 모형에 비해 증가된 변위와 응력값이 관찰되었다. 반면 골성분인 피질골과 해면골에 가해진 응력과 변위는 두 모델에서 크게 차이가 없었다. 최대 유효응력값의 비교 시 피질골에서는 플랫폼 스위치 모델이 더 큰 값을 보였고, 해면골에서는 동일한 최대유효응력값을 가졌다. 두 모델 모두 임플란트 구성성분 중에서는 지대주에 가장 큰 응력이 발생하였고, 골에서는 해면골 보다 피질골에 높은 응력이 발생하였다. 피질골의 경우 임플란트와 접촉계면에서 최대 유효응력값을 보였으며, 해면골의 경우 최대유효응력 부위가 비교적 넓게 분포되어 관찰되었다.

**주요어 :** 플랫폼스위치 임플란트, 유한요소분석, 생역학  
**학 번 :** 2009-22677

# 목 차

I. 서 론 .....	1
II. 연구 재료 및 방법 .....	5
III. 실험결과.....	8
IV. 고 찰.....	11
V. 결 론 .....	13
VI. 참고문헌.....	14
Abstract.....	28

## 표 목차

[Table 1] Material properties of bone, implant and prosthetics .....	17
[Table 2] Number of elements and nodes used in finite element models .....	18
[Table 3] Maximum displacement of platform-switching and conventional model.....	19
[Table 4] Maximum von Mises stress of platform-switching and conventional model.....	20

## 그림 목차

[Figure 1] Schematic representation in platform-switching model.....	21
[Figure 2] Finite element model of bone and implant system, crown, abutment, screw, fixture and bone .....	22
[Figure 3] Constraints and loading condition of finite element system.....	23
[Figure 4] Displacement distribution of implant complex and bone, crown, screw and fixture.....	24
[Figure 5] Maximum displacement of platform-switching and conventional model.....	25
[Figure 6] von Mises stress of implant complex and bone, crown, abutment, fixture, screw, cortical bone and cancellous bone.....	26
[Figure 7] Maximum von Mises stress of platform switching and conventional model.....	27



# I. 서 론

임플란트의 성공에 필요한 골유착이 일어나기 위한 몇 가지 중요한 요소들이 알려져 있다. 임플란트의 기하학적 구조, 표면 재료 구성, 시술과정에서의 고온노출, 적절한 골질과 골량, 치유기간 및 기능 시 골에 응력분산 등이 이러한 요소이다.<sup>1-3</sup>

보철물에 가해지는 힘이 임플란트를 거쳐 거쳐 골조직으로 분산되는 것은 적절한 응력분산을 위해 중요한 요소이다.<sup>4</sup> 임플란트 식립 후 1년간은 약 1.5mm의 골소실이 있으며 이후에는 0.1mm씩 골 소실이 있는 것으로 알려져 있다.<sup>3</sup> 임플란트에 가해지는 힘이 임플란트 경부를 감싸는 변연골(marginal bone)은 임플란트의 안정성과 연조직의 심미성에 중요한 역할을 한다. 변연골은 임플란트에 가해지는 힘이 골조직으로 분산되는 과정에서 집중적으로 힘전달이 발생하는 곳이다.<sup>5</sup> 이러한 변연골에 보통수준에 비해 과도한 부하가 발생하는 경우에는 파골세포의 활성화로 골개조에 이상이 오게 되고, 변연골이 소실되어 골높이에 감소가 오게 되면 임플란트를 통해 골로 전달되는 응력분산이 바람직하지 않게 될 수 있다.<sup>6</sup> 또한 세균의 축적으로 인한 임플란트 주위염의 위험이 증가한다.<sup>7</sup> 변연골은 생역학적 측면 이외에도 연조직의 지지역할을 한다. 이는 임플란트의 심미적인 관점에서도 중요하다.<sup>8</sup>

임플란트 변연골의 소실의 억제나 완화를 위하여 현재까지 많은 연구들이 있어왔다. 임플란트의 플랫폼스위치, 미세나사가공<sup>9</sup>, 임플란트 표면 성분<sup>10</sup>, 임플란트의 최적 직경과 길이, 디자인<sup>11</sup> 등에 대한 연구가 그 예이다. 이 중 임플란트의 플랫폼스위치 개념은 1991년 큰 직경의 임플란트 식립체의 개발과 함께 넓은 플랫폼에 표준직경을 가진 지대주를 연결함으로써 도입되었다. 방사선학적으로 오랜 기간 조사 결과 플랫폼스위치 임플란트의 주변골 흡수가 기존 임플란트에 비해 적다는 것이 알려졌다.<sup>12</sup> Hürzeler등은 플랫폼스위치 임플란트를 이용하여 22개의 임플란트를 대상으로 연구한 결과 작은 직경의 지대주를 연결하는 것이 치조정 골소실을 감소 시킬 수 있다고 하였다.<sup>13</sup> 그러나 플랫폼 스위치 구조를 가진 임플란트를 이용하여 개 실험한 연구에서는 골흡수에 있어서 통계적으로 유의한 차이가 없다고 보고 되었다.<sup>14</sup> Lazzara는 플랫폼스위치 임플란트에서 식립체와 지대주 사이의 계면이 안쪽으로 재위치 하면서 식립체 상부의 지대주와 연결되지 않는 면으로 연조직이 부착함으로써 생물학적 폭경(biologic width)이 확보되고, 식립체와 지대주의 미세틈새가 안쪽으로 위치하고, 식립체-지대주 경계가 변연골과 멀어짐으로써 염증세포의 위치가 국한되어 주위 치조골에 대한 반응이 줄어든다고 하였다.<sup>12</sup> 다른 연구에서도 플랫폼스위치 임플란트가 생물학적 폭경을 확보하는데 도움이 되며, 식립체와 지대주사이의 미세틈새의 위치가 변연골 흡수에 영향을 준다는

연구결과들이 있다.<sup>15, 16</sup>

유한요소해석은 수치해석적 방법을 이용하여 실물과 유사한 모델을 표현하여 기계적 부하에 응력과 변위를 결정할 수 있는 방법이다. 유한요소해석의 이점은 실제 악궁 내에서 임플란트 및 주변 치조골에 영향을 끼치는 여러 생물학적 요소들을 배제하고 역학적 요소만을 관찰 할 수 있다는 장점이 있다. 유한요소해석을 이용한 임플란트와 골에 분포하는 응력에 대한 많은 연구들이 있었다.<sup>17-19</sup>

플랫폼스위치 임플란트의 유한요소해석을 이용한 연구를 살펴보면 플랫폼 스위치 임플란트는 골과 임플란트 사이 계면에 응력 집중을 감소 시켜주고 지대주와 지대주 나사에 부하를 증가시킨다고 한다.<sup>20</sup> 또한 플랫폼스위치 임플란트를 사용할 경우 골과 임플란트 계면에서 변형률이 10%이하로 감소한다는 연구도 있다.<sup>21</sup> 다른 연구결과를 살펴보면 임플란트 식립체의 직경이 증가함에 따라 응력집중부위의 수치와 범위가 감소하며 해면골의 응력분산은 임플란트의 길이와 관련이 있다는 연구가 있다.<sup>22</sup> 또한 미세나사를 적용한 플랫폼스위치 모델의 경우에도 치조정골에 전달하는 응력이 감소하는 경향을 보인다는 연구도 있다.<sup>9</sup> 플랫폼스위치 임플란트는 생역학적으로 임플란트 주위골의 응력분산에 도움을 주며 직경이 큰 임플란트도 응력감소에 큰 영향을 준다는 연구결과가 있다.<sup>23,24</sup> 반면 다른 연구결과를 살펴보면 플랫폼스위치로 인한 미세틈새(micro gap)의 재배치가

주위 골의 응력 특성에 영향을 미치지 않지만 임플란트 식립체와 지대치 연결의 기계적 특성에 영향을 미칠 수 있다고 하였다.<sup>25</sup> 지대주의 직경은 생역학적 요소에 통계적으로 유의한 차이가 없고 플랫폼스위치 임플란트의 경우에 지대주 나사에 통계적으로 유의하지 않게 응력이 증가하였다는 연구결과도 있다.<sup>26</sup> 플랫폼스위치 임플란트의 경우 아직 생역학적 특성에 대한 논란이 있으며 더 많은 연구결과가 필요하다고 여겨진다. 따라서 본 연구에서는 플랫폼 스위치 임플란트의 정확한 모형을 구현하여 이에 따르는 기존 임플란트와 변위 및 응력분산의 차이와 특성을 알아보고자 한다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1) 유한요소 모델의 설계

본 연구에서는 하악골의 제1대구치 부분에 임플란트를 식립하여 보철 치료한 경우를 연구모델로 하였다. 모델링은 피질골, 해면골, 임플란트 식립체, 지대주, 지대주 나사, 상부치관으로 나누어 구성하였다. 골 구조 중 외부는 2mm의 두께를 갖는 피질골로 설정하였고, 내부는 해면골로 설정하였다. 골의 크기는 유한요소해석에 근원심 측으로 4mm 이상 여유가 있으면 결과에 영향이 없다고 보고되어 있다.<sup>27</sup> 본 연구에서는 길이는 약 35mm, 폭은 약 15mm, 높이는 약 30mm 정도로 설계하여 유한요소 해석에서 크기에 의한 영향이 없도록 하였다.(Fig. 1.)

임플란트의 식립체는 외부결합 방식의 직경은 5.1mm, 길이는 10mm인 USII(Osstem Co., Pusan, Korea) 임플란트 모델을 근거하여 모델을 제작하였다. 식립체의 지대주와 접촉하는 부위인 플랫폼이 5.1mm의 직경을 갖도록 설계하였고, 외부결합부위(external hex)는 4.1mm의 지대주와 결합할 수 있도록 2.7mm의 폭을 갖도록 설계하였다. 지대주는 식립체와 맞닿는 부위의 직경이 5.1mm와 4.1mm로 두 종류를 설계하였고 나머지 부분은 동일한 구조를 갖게 설계하였다. 임플란트 복합체의 나사산 부위는 임플란트 해석의 단순화를 위해

원통화하였다.<sup>9</sup>(Fig. 2.)

## 2) 물성치

골 구조 및 임플란트 복합체 모델의 단순화와 수치적 계산을 위해 물리적 성질이 균일하다는 균질성(homogeneity)과 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하며 변위정도에 독립적이라는 선형탄성(linear elasticity)를 가지는 것으로 가정하였다.

본 연구에 사용된 각 성분의 물성치인 탄성계수(Young's modulus, E)와 포와송 비(Poisson's ratio,  $\nu$ )는 기존 문헌에 제시된 값들 참고하여 결정하였다.(Table 1.)<sup>28-30</sup>

## 3) 하중조건 및 경계조건

경계조건은 임플란트에 부하 발생시 골의 변위가 발생하지 않기 위해 골의 양 끝 부위에 변위와 회전을 허용하지 않도록 설정하였다. 임플란트 식립체와 상부 구조물, 그리고 주변 골조직에서는 변형이 허용되도록 하였다. 하중조건은 협측 교두측에 300N의 수직하중을 가하였다.(Fig. 3)

## 4) 유한요소 해석

본 연구에서는 삼차원 유한요소 분석프로그램으로 Pam-Crash(ESI group, Paris, France)를 이용하여 모델 형성을 하였고,(Table 2.) 변위 및 응력값 중 유효응력(von Mises

stress)을 기준으로 각 실험 군에서의 결과를 비교 분석하였다. 실험 결과는 전체 변위와 응력의 분포상태와 응력의 집중부위를 알기 위하여 유효응력을 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였고(Fig. 4,6.), 각 부분별 최대변위와 최대 유효응력값을 구하였다.(Table 3.)

### III. 실험 결과

유한요소모델의 응력분산 및 변위는 색도로 나타내었다. 이를 통해 응력이 발생한 상태와 변위가 일어난 정도를 비교할 수 있었다. 정량적 분석을 위해 각 구성성분에서의 변위와 유효응력(von Mises stress) 색도와 각 구성성분에서 변위와 유효응력의 최대값을 구하였다.(Fig. 4-7.)

두 모델의 최대 변위 발생부위는 금관부에서 관찰되었다. 최대 변위값은 플랫폼 스위치 모형에서는  $436\mu\text{m}$ , 일반 모형에서는  $34\mu\text{m}$ 이 발생하였다. 임플란트 나사에서는 플랫폼스위치 모형의 경우  $184\mu\text{m}$ , 일반 모형의 경우  $19\mu\text{m}$ 로 관찰되었고, 식립체에서는 플랫폼스위치 모형에서  $22\mu\text{m}$ , 일반모형에서는  $17\mu\text{m}$ 로 관찰되었다.

실험 모형에서의 최대 응력 발생부위는 두 군에서 모두 지대주에서 발생하였다. 응력의 최대값은 플랫폼 스위치 실험 모형에서  $774\text{MPa}$ , 일반 모형에서  $104\text{MPa}$ 으로 계산되었고, 플랫폼 스위치 모형은 일반 모형에 비해 약 7.4배 큰 값을 가졌다. (Table 4.)

임플란트-보철물 복합체의 각 구성 성분별로 응력값을 비교하여 보면, 상부 금관부에서는 플랫폼 스위치 모형의 경우  $101\text{MPa}$ , 일반 모형의 경우  $52\text{MPa}$ 이 발생하였다. 최대 유효응력의 발생 부위는 두 금관 모형에서 최하단 부위의



지대주와 접하는 계면에서 발생하였다. 지대주에서는 플랫폼 스위치 모형의 경우 774MPa이고, 일반모형의 경우 104MPa의 최대 유효응력이 관찰되었다. 두 모형에서 최대 응력 발생 부위는 하단부위의 임플란트 식립체의 플랫폼에 해당하는 부위와 맞닿는 지대주 최하단 부위에서 관찰되었다. 지대주 나사에서는 최대 응력값은 플랫폼 스위치 모델에서 298MPa, 일반 모형에서 25MPa으로 나타났다. 최대 유효응력 발생 부위는 식립체와 맞닿는 계면에서 발생하였다. 임플란트 식립체에서 발생한 최대 유효응력값을 살펴보면 플랫폼 스위치 모형의 경우 702MPa, 일반 모형의 경우 64MPa를 기록하였다. 발생 부위는 지대주 나사에서 최대 응력 부위가 관찰된 부위와 만나는 지점으로 피질골의 상단 높이인 지점에서 관찰되었다. 플랫폼 스위치 모형에서 일반 모형에 비해 최대 유효응력값이 상부치관에서는 1.9배, 지대주에서는 7.4배, 나사에서는 12배, 식립체에서는 11배 큰 것을 알 수 있었다.(Fig. 3.)

임플란트 주변골에서의 응력분산을 살펴보면, 두 모형 모두에서 피질골에서 해면골보다 높은 유효응력값을 가지는 것을 알 수 있었다. 피질골에서는 플랫폼 스위치 모형과 일반 모형에서 각각 45MPa, 44MPa로 계산되었다. 해면골에서의 최대유효응력값은 두 모형 모두에서 0.1MPa로 관찰되었고, 이러한 값은 피질골과 임플란트와의 계면 주위에서 주로 발생 한 것을 알 수 있었다. 두 모형에서 발생한 피질골에서의 최대

응력부위를 살펴보면 플랫폼 스위치 모형에서는 임플란트 식립체의 측면과 만나는 피질골의 중간부위에서 상대적으로 넓게 발생하였고 일반모형에서는 피질골의 최상단 부위의 좁은 영역에 국한되어 응력이 집중되어 발생하였다. 또한 플랫폼 스위치 모형의 경우 최대 응력 발생부위가 보다 심층인 것을 알 수 있었다.

## IV. 고 찰

변연골의 안정성은 치과 임플란트의 성공요소의 중요한 기준이다. 초기의 임플란트 주위의 골변화는 생물학적, 역학적 관계에 영향을 받는다고 알려져 있다. 임플란트 주변 골로의 응력전달을 감소시키기 위해서는 임플란트의 직경 및 길이를 증가시키는 방법이 있다.<sup>1</sup> 그러나 환자의 구강 내 환경 등의 제한으로 인하여 무조건 직경과 길이를 증가시킬 수는 없다. 따라서 제한된 직경에서 변연골로 응력전달을 감소시키려는 임플란트의 구조적 변화에 대한 연구들이 있고, 이 중 플랫폼 스위치 개념에 대한 연구들이 있었다.<sup>12</sup>

플랫폼스위치 임플란트 모형과 기존의 임플란트 모형에서 골과 임플란트 사이의 미세운동 및 변위는 유의한 차이가 없다는 연구결과들이 있다.<sup>21,26</sup> 본 유한요소 모형 실험에서도 식립체의 플랫폼 스위치 모형과 일반 모형의 변위는 각각 22, 17 $\mu\text{m}$ 로 나타나 큰 차이를 보이지 않았다. 하지만 플랫폼 스위치 모형의 치관부와 임플란트 나사에서는 일반 모형에 비하여 최대 변위값이 큰 것을 알 수 있었다. 이는 플랫폼 스위치 모형의 기계적 성질이 나빠져, 나사 풀림, 파절 등의 문제를 일으킬 수 있다고 볼 수 있다.<sup>23</sup>

플랫폼 스위치 임플란트는 기존의 임플란트에 비해 피질골 부위의 응력분포의 변화를 준다. Bozakaya 등의 연구에서 플랫폼

스위치 개념의 임플란트의 경우, 인장응력이 피질골과 해면골의 경계부위에서 발생함이 보고되었다.<sup>31</sup> 본 연구에서도 임플란트에 부하를 가하였을 때 피질골의 유효응력분산을 살펴보면 기존의 임플란트는 피질골의 최상단 부위에서 최대유효응력이 발생하였고, 플랫폼스위치 임플란트의 경우 피질골의 중간 부위에서 최대 유효응력값이 관찰되었다. 이는 피질골의 최상단에 발생하는 응력이 상대적으로 적게 발생한다고 할 수 있다.

해면골에서의 응력분산은 임플란트의 직경보다 길이에 영향을 받는다고 밝혀져 있다.<sup>22</sup> 본 실험에서는 같은 길이의 임플란트 식립체를 실험하였고, 관찰된 최대응력값 및 응력분산 정도를 살펴보아도 큰 차이가 관찰되지 않는 것을 확인할 수 있었다.

플랫폼스위치 임플란트에서 식립체와 지대주 계면 사이의 직경차이가 클수록 임플란트-지대주 복합체의 응력이 증가된다고 보고되었다.<sup>20, 25</sup> 본 연구의 실험 결과에서 플랫폼스위치 개념의 모형에서 식립체, 지대주, 나사, 보철물 등에 적용되는 최대 유효응력값은 일반 모형에 비해 증가하였음을 알 수 있었다. 따라서 플랫폼 스위치 개념의 임플란트를 제작 시에는 일반모형에 비하여 우수한 물성을 갖도록 하여야 할 것이며 이에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 보인다.

## V. 결 론

유한요소법을 이용하여 플랫폼스위치 모형과 일반 모형을 제작하여 교합력을 가하였을 때 변위 및 유효응력을 분석한 결과 아래와 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 플랫폼스위치 임플란트와 기존 임플란트에 골에 전달되는 응력의 경우 큰 차이가 없었다.
2. 플랫폼스위치 임플란트의 경우 일반 모형에 비해 피질골 심층에서 최대 유효응력 발생한 것이 관찰되었다.
3. 플랫폼스위치 임플란트의 경우 일반모형에 비해 임플란트 복합체에 발생하는 유효응력의 증가가 관찰되었다.

## VI. 참고 문헌

1. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010;30(1):89-95.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1(1):11-25.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery* 1981;10(6):387-416.
4. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1996;76(6):633-40.
5. Cha J-Y, Cho J-H, Jo K-H. The effect of implant system with reverse beveled platform design on marginal bone stress distribution. *J Korean Acad Prosthodont* 2010;48(4):266-72.
6. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2001;29(2):100-05.
7. Algraft H, Borumandi F, Cascarini L. Peri-implantitis. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2012;50(8):689-94.
8. Chang M, Wennström JL, Ödman P, Andersson B. Implant supported single-tooth replacements compared to contralateral natural teeth. Crown and soft tissue dimensions. *Clinical Oral Implants Research* 1999;10(3):185-94.
9. Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol* 2008;79(11):2166-72.
10. Duyck J, Slaets E, Sasaguri K, Vandamme K, Naert I. Effect of intermittent loading and surface roughness on peri-implant bone formation in a bone chamber model. *J Clin Periodontol* 2007;34(11):998-1006.
11. Li T, Hu KJ, Cheng LB, et al. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality - A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical*

- Modelling 2011;35(1):446-56.
12. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26(1):9-17.
  13. Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-Implant Bone Level Around Implants With Platform-Switched Abutments: Preliminary Data From a Prospective Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2007;65(7, Supplement):33-39.
  14. Novaes AB, Jr., de Oliveira RR, Muglia VA, Papalexiou V, Taba M. The effects of interimplant distances on papilla formation and crestal resorption in implants with a morse cone connection and a platform switch: a histomorphometric study in dogs. *J Periodontol* 2006;77(11):1839-49.
  15. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1997;24(8):568-72.
  16. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent* 2007;16(2):165-75.
  17. Djebbar N, Serier B, Bouiadjra BB, Benbarek S, Draï A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Materials & Design* 2010;31(4):2097-101.
  18. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008;34(1):1-6.
  19. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004;91(2):144-50.
  20. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res* 2007;18(5):581-4.
  21. Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Periodontol* 2009;80(7):1125-32.
  22. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of

- osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008;100(6):422-31.
23. Tabata LF, Rocha EP, Barao VAR, Assuncao WG. Platform Switching: Biomechanical Evaluation Using Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2011;26(3):482-91.
  24. Himmlová L, Dostálová Tj, Káčovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004;91(1):20-25.
  25. Canay S, Akca K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dent* 2009;18(3):239-48.
  26. Pessoa RS, Vaz LG, Marcantonio E, et al. Biomechanical Evaluation of Platform Switching in Different Implant Protocols: Computed Tomography-Based Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2010;25(5):911-19.
  27. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998;25(4):299-303.
  28. 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(11):847-58.
  29. Zysset PK, Guo XE, Hoffler CE, Moore KE, Goldstein SA. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *Journal of Biomechanics* 1999;32(10):1005-12.
  30. Rho JY, Roy M, Pharr GM. Comments on 'Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur'. *Journal of Biomechanics* 2000;33(10):1335-7.
  31. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004;92(6):523-30.



Table 1. Material properties of bone, implant and prosthetics

<b>Material</b>	<b>Young's Modulus (GPa)</b>	<b>Poisson ratio</b>
<b>Cortical bone</b>	13.7	0.3
<b>Cancellous bone</b>	1.37	0.3
<b>Gold</b> (Cylinder, Crown)	91	0.33
<b>Titanium</b> (Implant, Abutment, Screw)	103.4	0.35

Table 2. Number of elements and nodes used in finite element models

		<b>crown</b>	<b>screw</b>	<b>abutment</b>	<b>fixture</b>	<b>cortical bone</b>	<b>cancellous bone</b>
platform switching model	No. of 3D elements	4010	808	1928	2104	47610	29659
	No. of Nodes	986	228	445	524	11099	6397
conventional model	No. of 3D elements	4068	808	1934	2104	47610	29659
	No. of Nodes	995	228	446	524	11099	6397

Table 3. Maximum displacement of platform-switching and conventional model(unit;  $\mu\text{m}$ )

	platform-switching	conventional
<b>crown</b>	436	34
<b>screw</b>	184	19
<b>fixture</b>	22	17

Table 4. Maximum von Mises stress of platform-switching and conventional model(Unit; MPa)

	<b>Platform-switching</b>	<b>Conventional</b>
<b>Fixture</b>	702.224	63.921
<b>Abutment</b>	774.051	104.248
<b>Screw</b>	297.829	25.592
<b>Crown</b>	100.601	53.529
<b>Cortical bone</b>	45.245	44.315
<b>Cancellous bone</b>	1	1

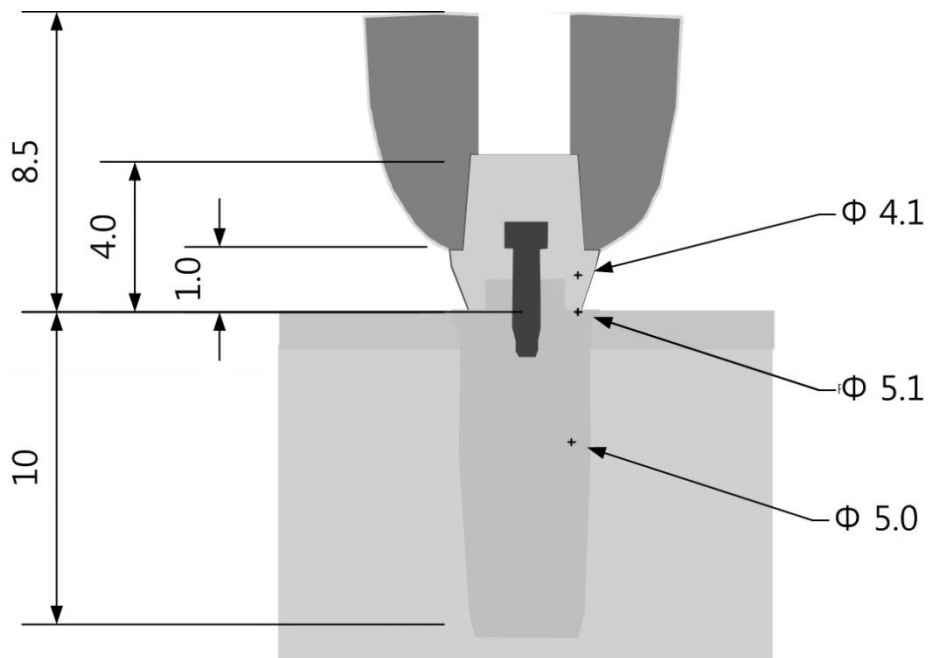
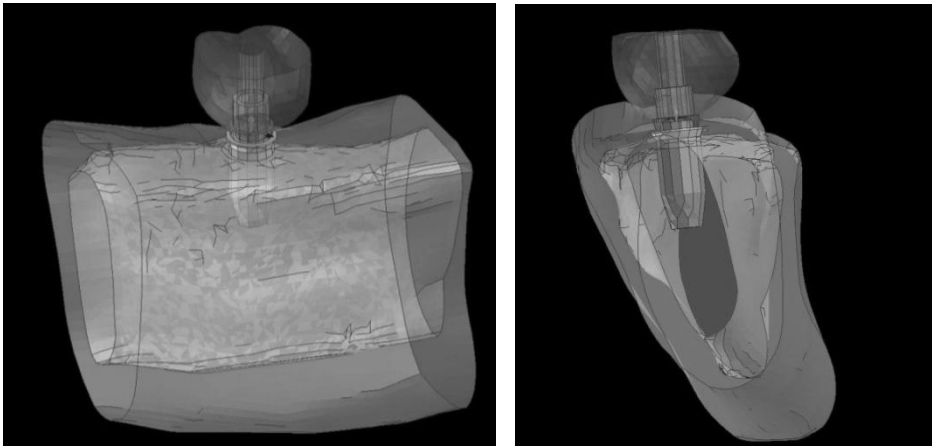
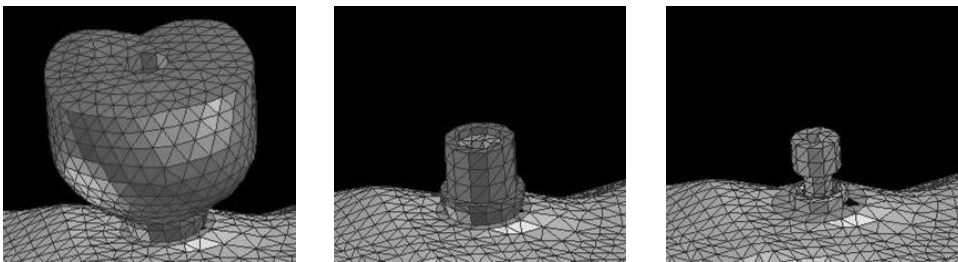


Fig. 1. Schematic representation in platform-switching model



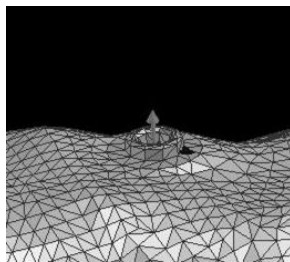
(A)



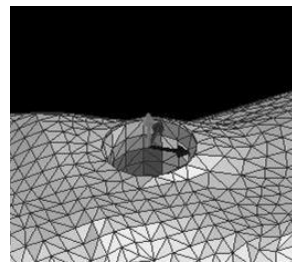
(B)

(C)

(D)

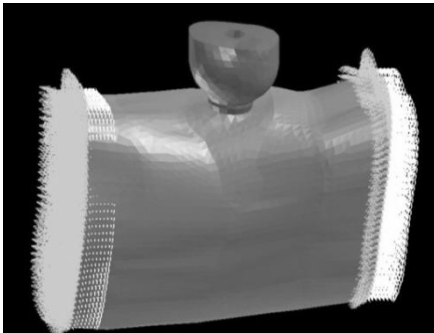


(E)

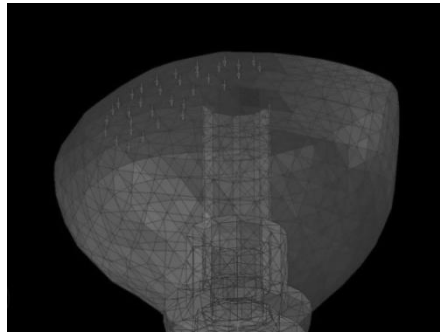


(F)

Fig. 2. Finite element model of (A) bone and implant system, (B) crown, (C) abutment, (D) screw, (E) fixture and (F) bone

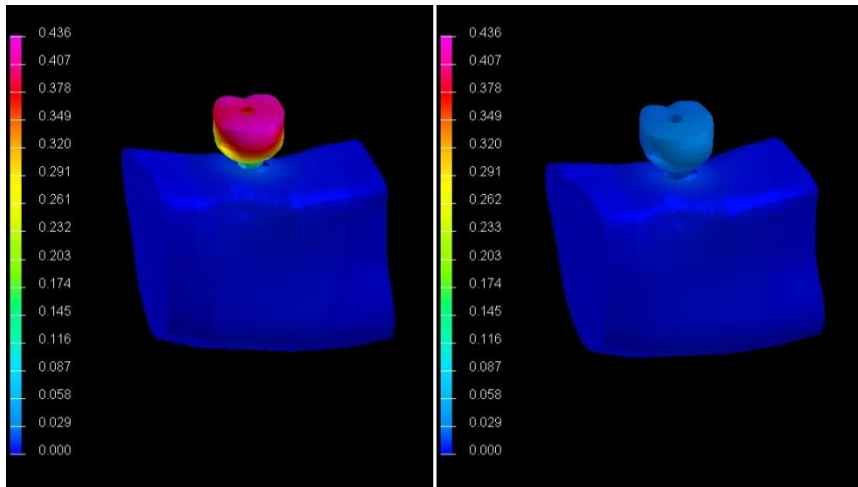


(A)

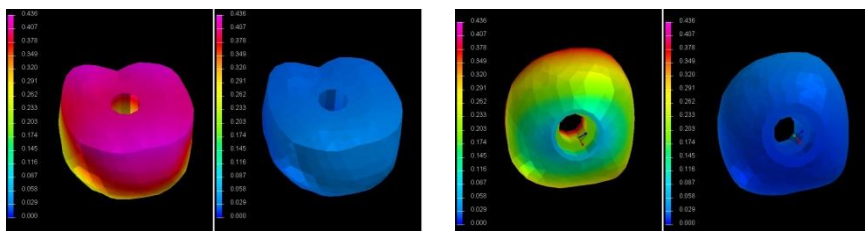


(B)

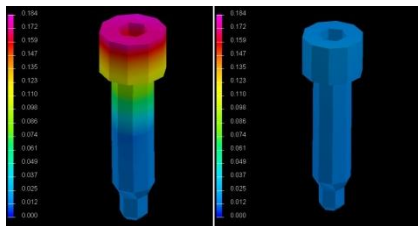
Fig. 3. (A) Constraint and (B) loading condition of finite element model



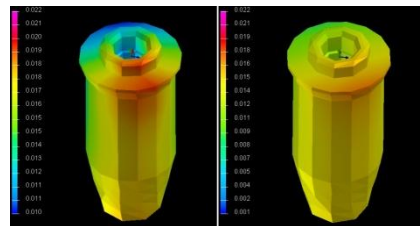
(A)



(B)



(C)



(D)

Fig. 4. Displacement distribution of (A) implant complex and bone, (B) crown, (C) screw and (D) fixture (Left: platform-switching model, Right: conventional model, unit: mm)



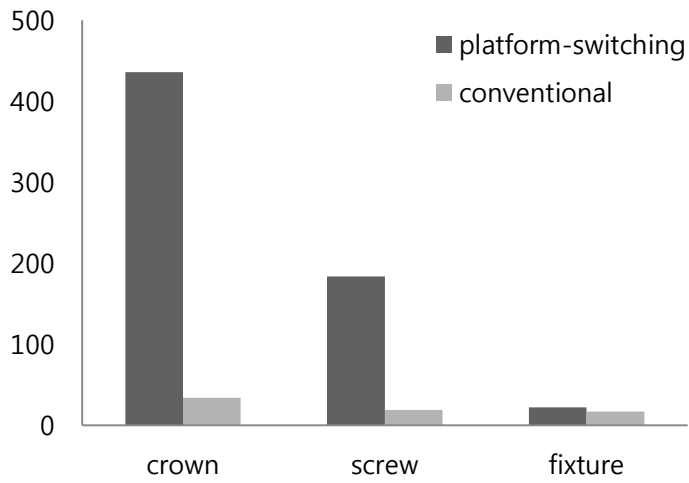


Fig. 5. Maximum displacement of platform-switching and conventional model (unit;  $\mu\text{m}$ )

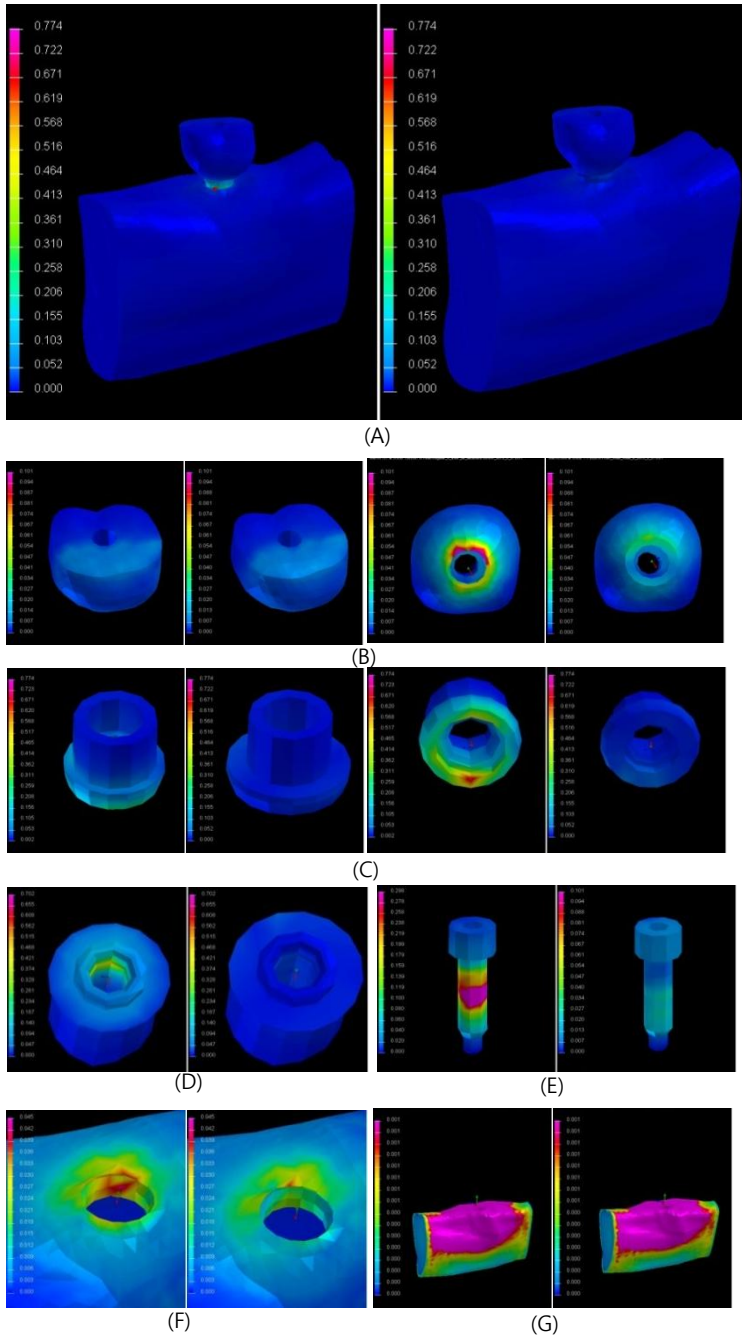


Fig. 6. von Mises Stress of (A)implant complex and bone, of (B)crown (C)abutment, (D)fixture, (E)screw, (F)cortical bone, (G)cancellous bone (Left: platform-switching model, Right: conventional model, unit: GPa)

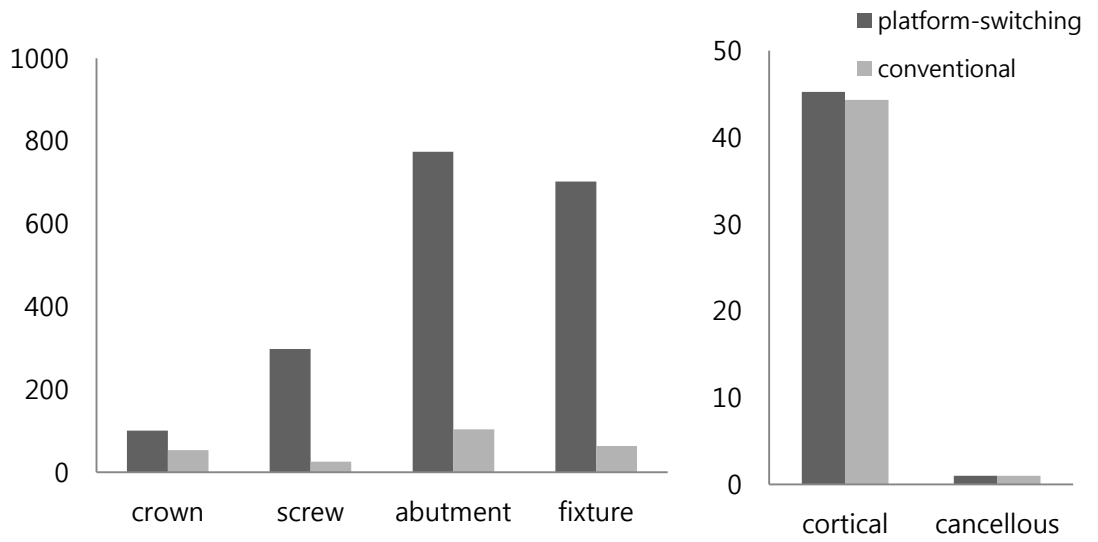


Fig. 7. Maximum von Mises stress of platform-switching and conventional model (Unit: MPa)

## Abstract

# Finite Element Analysis of Dental Implant with Platform Switching

Moon, Se Young  
School of Dentistry  
The Graduate School  
Seoul National University

Objective: The purpose of this study was to analyze an influence of a platform switching concept with implant-supported single crown model using three-dimensional finite element analysis.

Methods: Two different 3D finite element models were designed in the external hexagonal system: 1) A conventional model composed of wide fixture and wide abutment, 2) A platform switching model composed of wide fixture and standard abutment. The same abutment screws were designed for two models, and the identical fixtures (height:

10mm, width: 5.1mm) were used to both models. Implants were placed in bone block composed of cancellous and cortical bones. A vertical load of 300N was axially applied to the buccal cusp of each model. The distribution of the von Mises stress and the displacement in two models were compared.

Result: In the platform-switching model, outstanding increases were measured in von Mises stress and maximum displacement in the fixture, abutment, and screw, while the stress distribution and displacement were similar in bones. In the maximum von Mises stress, the platform-switching model showed the higher value than the conventional model in cortical bone, there was no difference in the cancellous bone. In two models, the highest von Mises stress was occurred on the abutment among implant components and von Mises stress tended to show higher values in cortical bone than cancellous bone. In cortical bone, maximum von Mises was shown at the implant-bone interface, on the contrary, maximum von Mises stress was widely distributed in cortical bone.

The platform switching concept implant showed higher

stress concentration in implant components, especially abutment, than conventional model. However, there was no difference in the stress concentration in the bone among two models.

**Keywords :** Platform switching implant, Finite element analysis, biomechanics

**Student Number :** 2009–22677