

# Stress distribution of implants with external and internal connection design: a 3-D finite element analysis

Hyunju Chung<sup>1</sup>, Sung-Pyo Yang<sup>2</sup>, Jae-Ho Park<sup>3</sup>, Chan Park<sup>3</sup>, Jin-Ho Shin<sup>3</sup>, Hongso Yang<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Periodontology, School of Dentistry, Chonnam National University, Gwangju, Republic of Korea

<sup>2</sup>Department of Bio and Brain Engineering, KAIST, Daejeon, Republic of Korea

<sup>3</sup>Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chonnam National University, Gwangju, Republic of Korea

**Purpose:** This study aims to analyze the stress distribution of mandibular molar restoration supported by the implants with external hex and internal taper abutment connection design. **Materials and Methods:** Models of external connection (EXHEX) and internal connection (INCON) implants, corresponding abutment/crowns, and screws were developed. Supporting edentulous mandibular bony structures were designed. All the components were assembled and a finite element analysis was performed to predict the magnitude and pattern of stresses generated by occlusal loading. A total of 120 N static force was applied both by axial (L1) and oblique (L2) direction. **Results:** Peak von Mises stresses produced in the implants by L2 load produced 6 - 15 times greater than those by L1 load. The INCON model showed 2.2 times greater total amount of crown cusp deflection than the EXHEX model. Fastening screw in EXHEX model and upside margin of implant fixture in INCON model generated the peak von Mises stresses by oblique occlusal force. EXHEX model and INCON model showed the similar opening gap between abutment and fixture, but intimate sealing inside the contact interface was maintained in INCON model. **Conclusion:** Oblique force produced greater magnitudes of deflection and stress than those by axial force. The maximum stress area at the implant was different between the INCON and EXHEX models. (*J Dent Rehabil Appl Sci* 2017;33(3):189-98)

**Key words:** implant; abutment-implant connection; finite element analysis; stress distribution; biomechanics

## 서론

임플란트는 많은 임상 상황에서 사용되고 있지만, 구치부의 단일 치아 수복에도 널리 이용되고 있다. 골유착 임플란트의 장기간 유지를 방해하고, 실패를 야기하는 중요한 위험요소는 임플란트 부품의 파절이다. 임플란트가 파절되면 임플란트와 보철물 모두를 제거해야하기 때문에 환자와 의사 모두를 당혹스럽게 한다.<sup>1</sup> 단일 임플란트로 지지되는 구치부 보철물은 임플란트에 큰 응력을 발생시키고 임플란트 파절 가능성을 높인다. 임플란트의

파절은 1,000개 중에서 2회의 발생 빈도로 발생하는 것으로 보고되고 있다.<sup>2</sup> 임플란트 제조회사에서는 임플란트-지대주 연결부를 다양한 설계로 생산하지만, 임플란트의 연결부와 관련된 파절 등 합병증에 대한 믿음만한 자료를 제공하지 않는 실정이다.<sup>3</sup>

모든 임플란트 시스템에서 임플란트-지대주 연결부의 기계 공학적 완벽성은 임플란트의 강도와 안정성을 결정하는 중요한 요소이다.<sup>4,6</sup> 임플란트 연결부의 설계는 평평한 접촉 연결부(butt joint)와 마찰 결합 연결부(friction fit joint)의 두 가지로 대별된다.<sup>7</sup> 첫번째 유형은 외측 육

\*Correspondence to: Hongso Yang  
Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chonnam National University, 33 Youngbong-ro, Buk-gu, Gwangju, 61186, Republic of Korea  
Tel: +82-62-530-5823, Fax: +82-62-530-0130, E-mail: yhsdent@jnu.ac.kr  
Received: August 8, 2017/Last Revision: August 17, 2017/Accepted: September 1, 2017

Copyright© 2017 The Korean Academy of Stomatognathic Function and Occlusion.  
© It is identical to Creative Commons Non-Commercial License.

각형 연결부로 평면들이 서로 피동적으로 접촉하고 임플란트와 지대주 사이에 작은 공간이 존재한다. 두번째 유형은 내측 원추형 연결부를 갖고 마찰 결합 계면을 갖고 있다. 이 두 가지 유형은 외측 연결형과 내측 연결형으로 크게 분류된다. 외측 연결형은 임플란트 고정체 외측으로 돌출된 연결부가 관찰되지만, 내측 연결형은 임플란트 고정체 내부에서 지대주와의 연결부가 위치한다.<sup>8</sup> 임플란트-지대주 연결부 설계가 임플란트의 기계적 안정성에 어떤 차이를 야기하는지 대한 많은 연구가 있다.<sup>7,9,10</sup>

임플란트 부품의 파절 기전에 관한 대부분의 연구는 구강 내와 실험실의 분석에 의해 시행되어왔다.<sup>11-14</sup> 최근 들어 유한요소법은 치의학의 다양한 분야에서 임상 상황에 적용되는 생역학적 연구를 하는데 매우 중요한 역할을 하고 있다.<sup>15-26</sup> 생명체를 이용하는 의학이나 치의학 임상 연구는 수행하는데 비용도 많이 들고 윤리적인 문제를 야기할 수도 있다. 가상 모형을 제작하고 시뮬레이션을 이용할 수 있다면 연구 결과를 증진시키고, 생체 연구나 실험실 연구의 높은 비용을 감소시킬 수 있다.<sup>27</sup>

이 연구의 목적은 외측 연결형과 내측 연결형 임플란트에 의해 지지되는 대구치에서 수직력과 경사력이 가해질 때 임플란트 내부에 발생하는 응력과 변위를 비교 분석하는데 있다.

## 연구 재료 및 방법

### 캐드 모델링

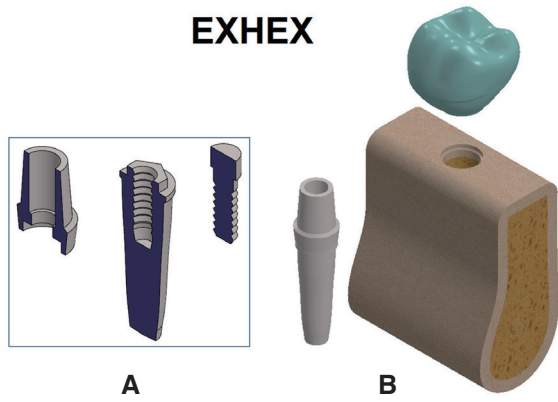
가상 3D 모델은 캐드(CAD; Computer-Aided Design)를 사용하여 기하학적으로 제작하였다. EXHEX 캐드 모델은 외측 육각형 연결 (USIII CA 임플란트 Ø4.5 mm × 13 mm, # AUS3R4513S, cement ID 지대주 Ø4.5 / 5.0 mm, # BCAR525N, Osstem, Seoul, Korea)의 임플란트-지대주 복합체의 모든 특성을 재현했으며, 상부에 대구치의 지르코니아 크라운과 하부에 하악 무치악 치조골을 모델링하였다. 내측 원추형 임플란트-지대주 복합체인 INCON 캐드 모델은 TSIII CA 임플란트(Ø4.5 mm × 13 mm, # TS3S4513C, Osstem)와 Transfer ID 지대주 (Ø4.5 / 5.0 mm, # BGSTA562N, Osstem)를 측정하여 제작하였으나 임플란트의 치경부 모양과 임플란트 고정체의 직경과 길이는 EXHEX 모델과 동일하게 변경하여 임플란트 부품을 모델링하였다. 각 지대주는 임플란트 고정체와 외측 연결과 내측 연결 유형을 제외하

고는 동일한 높이와 크기로 제작하였으며, 임플란트와 지대주는 나사로 연결하였다.

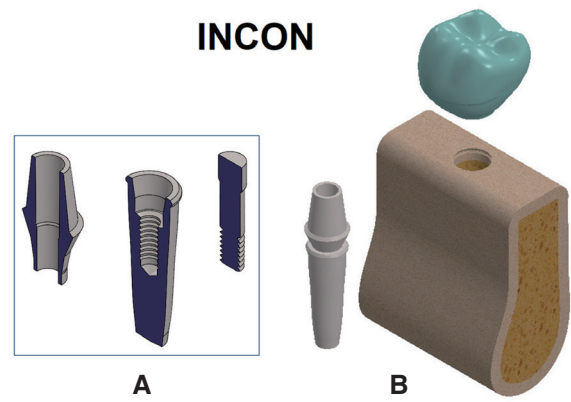
3D스캐너(Freedom HD, DOF Inc, Seoul, Korea)를 사용하여 하악 제2대구치 모델(D51DP-TRM, Nissandental product Inc., Kyoto, Japan)을 스캔하였다. 획득한 표면 윤곽과 메쉬를 SolidWorks 2015 소프트웨어(Dassault Systems SolidWorks Corp, Waltham, USA)로 가져오고, 하악 대구치의 3D 솔리드 모델을 “SCANto3D” 추가 모듈을 사용하여 생성했다. 크라운 내면은 해당 지대주와 적당하게 설계하였고 지지골에 임플란트 삽입 구멍을 형성하였다. 이를 위해 불 연산 빼기(Boolean subtraction) 방식으로 캐드 모델을 제작하였다. 무치악 하악골은 1.5 mm 두께의 피질골로 둘러싸인 해면골로 설계하였고, 치조골의 치수는 B - L 폭 9 mm, M - D 길이 20 mm와 25 mm의 수직 높이를 갖게 하였다. 설계된 해면골, 피질골과 임플란트 고정체, 지대치, 나사 및 지르코니아 크라운의 모든 구성 요소를 조립하여 EXHEX와 INCON 2종의 모델을 완성하였다(Fig. 1, 2).

### 유한 요소 분석

이 연구에서 사용된 재료의 탄성 계수와 포아송 비는 이전 연구에서 인용하였으며 Table 1에 제시하였다.<sup>16,17,19,21,22,25,28</sup> 모든 재료는 선형, 탄성, 균질 및 등방성인 것으로 가정하였다. 삼차원 솔리드 모델은 4면체 솔리드 요소로 메쉬를 만들었다(52,972-53,573 요소와 76,933-78,408 노드). 강체의 변위를 방지하기 위해 모든 방향(X, Y 및 Z)에서 0-변위 및 0-회전의 고정 경계 조건을 하악골 하방부 노드에 지정하였다. 하악골의 근심과 원심 면에 있는 노드에 X 방향의 0-변위 경계 조건을 할당하여 근심 및 원심 변형을 허용시키지 않았다. 지대주 하연과 임플란트 고정체 사이의 접촉 계면에 마찰에 의한 슬라이딩 접촉 조건을 부여하였다. 외측 육각 연결형 모델의 지대주 하연과 고정체 상부 사이의 접촉 계면의 마찰 계수는 0.05로 설정하였고, 내측 원추형 연결형 모델의 지대주 하부와 고정체 내부 사이의 원통형 접합부에서 마찰 계수는 0.5로 설정하였다. 이 조건에서 접촉 영역은 압축력과 마찰을 전달하지만 장력은 전달하지 않는다. 부품의 다른 모든 접촉면은 함께 접촉된 것으로 간주하였다. 임플란트 고정체의 외측 나사선은 수술 시 초기 고정을 위해 필요한 구조이지만, 응력 분석의 관



**Fig. 1.** (A) Cross sectional view of disassembled implant components with external hex connection (EXHEX), (B) Disassembled implant, crown and supported mandible of EXHEX model.



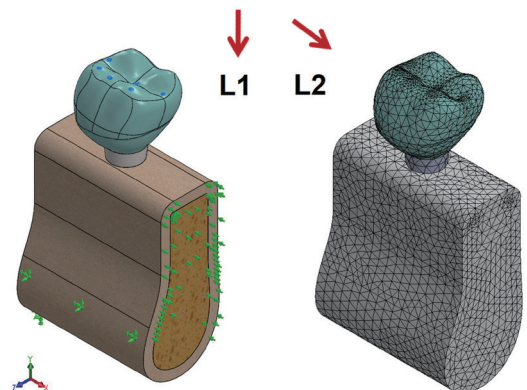
**Fig. 2.** (A) Cross sectional view of disassembled implant components with internal conical connection (INCON), (B) Disassembled implant, crown and supported mandible of INCON model.

**Table 1.** Materials used in models of molar restoration supported by implant and alveolar bone

	Young's modulus	Poisson's ratio	References
Y-TZP zirconia	2.10E+11 Pa	0.31	21, 22
Ti-6Al-4V	1.10E+11 Pa	0.35	16, 17, 19
Cortical bone	1.00E+10 Pa	0.30	28
Cancellous bone	1.37E+09 Pa	0.30	19, 25

점에서보면 교합력에 의해 영구변형이나 파절이 발생하지 않는 부분이다. 따라서 계산시간을 절약하기 위해 임플란트 고정체의 외측 나사를 생략하여 모델의 복잡성을 줄였다. 나사/지대주 사이의 접촉 계면과 고정체 내부 나사선/나사의 결합부 간의 접촉 계면은 나사의 체결력에 의해 이미 단단히 결합 되어 함께 붙어있는 것으로 간주하였다. 본 연구의 목적인 다른 연결 방식에 차이에 의한 임플란트 내부의 응력 분산양상에 영향을 주지 않을 것으로 고려되어 크라운과 지대치 사이 시멘트 층의 두께도 무시하였다.<sup>18</sup> 수직 교합력과 측방력을 재현하기 위해 L1 하중은 6개의 교합 접촉점(3개의 협측 교두, 1개의 중심와 및 2개의 변연용선)에서 크라운에 수직으로 가해진 120 N의 힘을 가하고, L2 하중은 크라운의 3 개의 협측 교두에 45도를 갖는 방향으로 총 120 N의 힘을 적용하였다(Fig. 3).

정적 유한요소 해석이 교합 하중에 의해 생성된 응력 집중을 예측하기 위해 수행되었다. 치조골, 임플란트 및



**Fig. 3.** All nodes on the lower surface of the tooth were constrained in all directions (X, Y and Z), as a boundary condition. The static axial (L1) and oblique (L2) forces were applied vertically on the tooth at the occlusal contact points. 3-D solid models were meshed with tetrahedral elements.

수복물에서 최대 폰미세스(von Mises) 응력 값을 평가하였고, 계산에서 얻은 데이터는 모델의 다양한 각 구성 요소에서의 응력 수준을 직접 비교할 수 있도록 색상 스케일이 있는 응력 분포 도면으로 표현하였다. 변위량을 명확하게 구별하기 위해 그림에서의 변위가 10배 증가되어 표시되도록 축척 계수를  $\times 10$ 으로 설정하여 그래픽으로 표시했다. 유한요소 계산으로 얻은 변형률( $\mu\epsilon$ )의 데이터로 색상 스케일이 있는 임플란트 부품 연결 계면의 변형률 분포도를 표시하였다.

## 결과

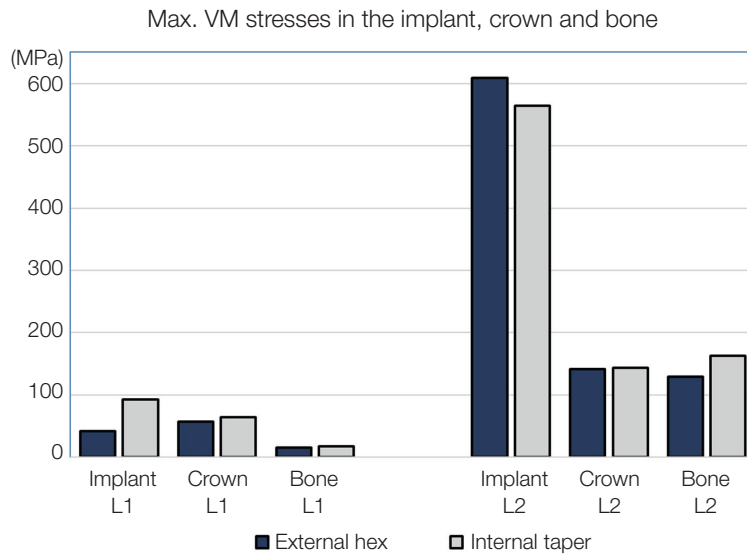
### 수직하중(L1)에 의한 응력 분포

EXHEX 모델은 하중이 가해지는 지르코니아 크라운의 교합 접촉점에서 56.8 MPa로 INCON 모델은 지대주 나사에서 92.1MPa로 최대값의 폰미세스 응력을 발생시

켰다. 치조골 내부에서는 높은 폰미세스 응력이 임플란트 치경부 주위의 순측 피질골에서 관찰되며, 최대 폰미세스 응력은 EXHEX 모델에서 14.6 MPa이고, INCON 모델에서는 16.5 MPa이었다. L1 하중에서는 임플란트-지대주 연결 유형 차에 의한 응력 분포의 양상과 최대 응력 값의 차이는 경미하였다(Fig. 4, Table 2).

### 경사하중(L2)에 의한 응력 분포

경사하중이 가해 질 경우 수직하중에 의한 경우보다 임플란트 내부에 발생한 최대 폰미세스 응력은 EXHEX 모델에서 15배 높았고 INCON 모델에서는 6배 크게 발생하였다. EXHEX 모델의 조임 나사에서 608.3 MPa, 그리고 INCON 모델에서 임플란트 고정체의 내측 상단 부에서 564.3 MPa로 최대 폰미세스 응력을 생성했다. 치조골에서는 높은 폰미세스 응력이 임플란트 치경부 인접 피질골에 집중되고, 최대 폰미세스 응력은 EXHEX 모



**Fig. 4.** Maximum von Mises stresses generated in the restoration, implant and supporting bone by L1 and L2 loads. Note oblique occlusal force produced much greater peak stress in implant than that in axial load.

**Table 2.** Maximum von Mises stresses generated in each part of implant by occlusal loading

Connection type	Load direction	Implant parts		
		Fixture	Screw	Abutment
External hex	Vertical	18.1	40.8	30.3
	Oblique	365.3	608.3	211.3
Internal cone	Vertical	49.3	92.1	56.9
	Oblique	564.3	554.3	321.9

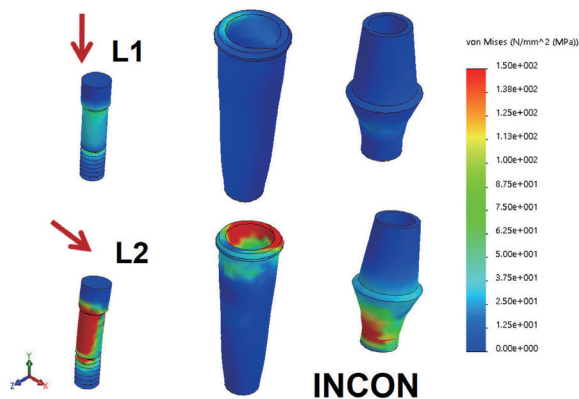
Unit: MPa.



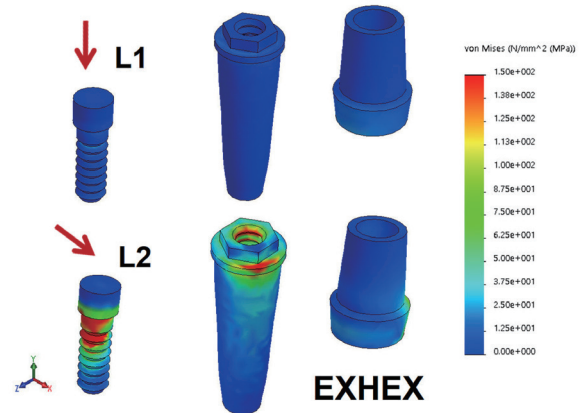
델에서 128.6 MPa이고 INCON 모델에서는 161.6 MPa 이었다. EXHEX 모델의 임플란트 나사에서 경사하중에 의해 발생하는 응력이 본 시험의 모든 조건에서 모든 부품 내에 발생한 가장 높은 응력 값을 보였다(Table 2, Fig. 4 - 7).

경사하중 (L2)에 의한 변위와 변형량

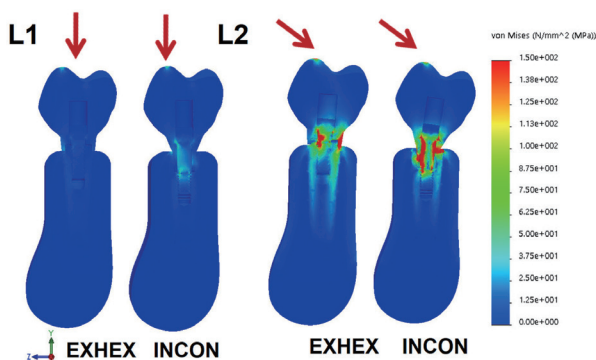
크라운 교두정에서의 변위량은 EXHEX 모델에서 99.4  $\mu\text{m}$ , INCON 모델에서 221.6  $\mu\text{m}$ 이었다. 임플란트 고정체와 지대주 사이의 외측 변연간극(opening gap)의 거리는 EXHEX와 INCON 모델에서 각각 10.9  $\mu\text{m}$



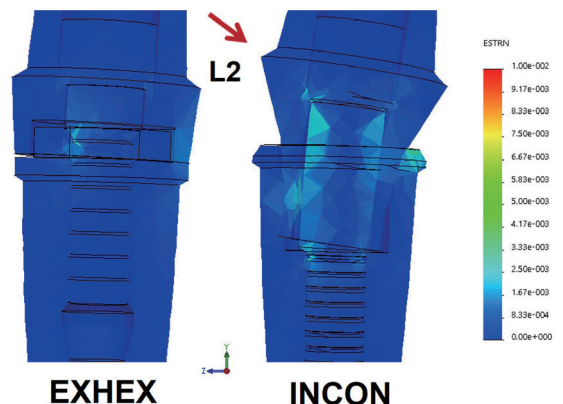
**Fig. 5.** Maximum von Mises stresses generated in the implant fixture, screw and abutment of external hex butt connection type by L1 and L2 loads. The deflection is 10-fold magnified for visualization. Note the peak von Mises stress around the second thread of the screw by L2.



**Fig. 6.** Maximum von Mises stresses generated in the implant fixture, screw and abutment of internal conical connection type by oblique occlusal load. The deformation is 10-fold magnified for visualization. Note the peak von Mises stress at top collar region of the implant fixture and around the third thread of the screw by L2.



**Fig. 7.** Bucco-lingual cross sectional view of stress distribution inside the implant connection interface with external hex (EXHEX) and internal cone (INCON). The deformation is 10-fold magnified for visualization. Note stresses concentration is observed around the implant - abutment - screw assembly interface.



**Fig. 8.** Cross sectional view of equivalent strain ( $\mu\epsilon$ ) distribution inside the implant connection assembly of EXHEX and INCON models. The deformation is 10-fold magnified for visualization. Note the opening gap between implant and abutment as a result of the L2 loading.

와 10.5  $\mu\text{m}$ 으로 비슷한 간극의 크기를 보여 주었지만, INCON 모델에서는 내부 접촉면 계면에서 긴밀한 밀봉이 유지되었다. 경사하중에 의한 임플란트 구성 요소의 연결부 주위의 높은 변형률 분포는 INCON 모델에서 EXHEX 모델보다 넓었지만, 최대 변형률의 크기는 두 모델에서 유사하였다. EXHEX 모델의 나사선 상단부와 INCON 모델의 임플란트 고정체 상단에서 최대 변형이 관찰되었으며, 이는 최대 응력이 발생한 동일한 부위였다(Fig 7, 8).

## 고찰

치의학 분야의 생체 역학적 분석 실험의 기본 목적은 임상적용에서 실패를 경험하지 않고 예방적으로 위험 요소를 추정하고 발견하는 것이다. 유한요소법은 다양한 하중 조건에서 치과 수복물을 시뮬레이션 하는 가장 보편적이며 강력한 도구로 이를 이용하여 혁신적인 설계 지침을 제공 할 수 있고, 치과용 임플란트 안정성 및 실패 메커니즘에 대한 정확한 예측을 얻음으로써 증폭되는 임상 실험을 줄이는 데 도움이 된다. 임플란트-지대주-나사 계면의 기계적 특성은 폰미세스 스트레스에 의해 평가 될 수 있다. 폰미세스 응력 값이 항복 강도를 초과 할 때 재료의 영구변형이 발생하기 때문에, 폰미세스 응력 기준은 임플란트 재료와 같은 연성 재료 내의 응력을 해석하는 경우 중요하다. 반면 주 응력은 취성 물질인 치조골에 유발된 응력을 평가하는데 유용하다.<sup>24</sup>

저작하는 음식물의 경도에 따라 평균 저작력은 20에서 120 N 범위에 있다는 Schindler 등<sup>29</sup>의 보고와 교합력에 관한 선학들의 연구를 고려하여 본 실험에서는 교합면에 가한 하중의 크기를 120 N로 설정하였다.<sup>23,30</sup> 유한요소 분석을 치과용 임플란트에 적용할 때 수직 장축 방향 하중뿐 아니라 모멘트를 유발시키는 경사하중을 함께 고려하는 것이 중요하다. 왜냐하면 경사하중에 의해 임플란트와 수복물 및 골조직 내부에 높은 응력이 발생하고 실제로 실패를 야기하는 요인이 되기 때문이다. 본 실험에서도 경사하중인 L2에 의한 최대 폰미세스 응력은 L1하중보다 6 - 15배 더 컸다(Fig. 4).

Möllersten 등<sup>14</sup>은 다양한 임플란트 시스템을 연구하여 구부러지거나 파열된 나사 또는 연결부의 다양한 실패 모드가 발생했지만, 연결부가 내측으로 깊게 위치할 때 임플란트와 지대주의 연결이 더 우수하였다고 보고했다. 본 실험에서도 경사하중에 의해 외측 육각형 연결

부 모델(EXHEX)의 임플란트 나사에서 발생하는 응력이 본 시험의 모든 조건에서 모든 부품 내에 발생한 가장 높은 응력 값이 발생하였고, 내측 원추형(INCON) 연결부 모델에서는 임플란트 내부에 더 낮은 최대 응력 값이 관찰되었다. 임플란트 내부에서의 최대 응력의 크기는 INCON과 EXHEX 모델이 많은 차이를 보이고 있지는 않았지만, 최대 응력 발현 부위는 서로 상이했다. EXHEX 모델은 임플란트 나사에서, INCON 모델은 임플란트 고정체의 상단 경계부에서 경사하중(L2)에 의한 최대의 폰미세스 응력이 발생했다(Fig 5, 6). 외측 육각형 연결 임플란트에서 티타늄 조임 나사가 가장 큰 응력 집중을 보였는데, 이 결과는 나사 풀림과 파절이 외측 연결 임플란트에서 가장 빈번한 보철적인 합병증이었다는 사실을 일정 부분 설명할 수 있다. 임플란트 부품의 파절을 피하기 위해 임플란트 및 그 구성 요소가 항복 강도를 초과하지 않도록 최적화된 설계를 하는 것이 중요하지만, 그러나 이런 경우에도 장기적으로 교합력을 반복적으로 가하면 항복 강도보다 낮은 응력에 치명적인 균열을 보일 수 있는데 이런 현상을 재료의 피로파절이라 한다.<sup>8,31</sup>

내측 연결 임플란트는 나사의 풀림과 파절이라는 외측 육각형 연결부의 한계를 극복하고 안정적인 임플란트-연결부 결합을 제공하기 위해 설계되었다.<sup>5</sup> 개선된 생체 역학적 반응 외에도, 내측 연결 임플란트는 보철물 치경부의 심미성에 유리하고, 더 나은 임플란트-지대주 접촉 계면의 밀봉을 가능하게 함으로써 미생물의 잠재적 저장소를 감소시킬 수 있었다.<sup>32</sup> 임플란트와 임플란트-지대주 연결 부위 간극 내부의 공동에 서식하는 미생물이 인접한 연조직에서 염증을 일으켜 궁극적으로 인접 치조골 흡수를 유발할 수 있음은 입증되었다.<sup>33,34</sup> 외측 육각형 연결에 비해 내측 원추형 연결은 지대주-임플란트 간의 외측 미세 간극이 중심축에 더 가깝게 위치되어 인접한 치조골정에서 더 멀리 떨어지게 이동되었고, 내측 연결 설계에서는 내부에서 지대주와 임플란트 접촉 계면의 밀봉이 유지되어, 미생물에 의한 위험을 감소시켰다. 본 실험에서도 경사하중(L2)에 의해 임플란트 고정체와 지대주 사이의 외측 변연간극(opening gap)은 EXHEX와 INCON 모델에서 각각 10.9  $\mu\text{m}$ 와 10.5  $\mu\text{m}$ 으로 비슷하였으나, INCON 모델에서는 내부 접촉면 계면에서 긴밀한 밀봉이 관찰되었다(Fig. 8).

크라운 교두정에서의 변위량은 EXHEX 모델에서 99.4  $\mu\text{m}$ , INCON 모델에서 221.6  $\mu\text{m}$ 이었다. INCON 모델은 EXHEX 모델보다 크라운 교두에서 변위량이

2.2 배 더 컸다. 이는 고정체와 지대주로부터 전달되는 외력을 지지하는 면의 위치가 EXHEX 모델이 더 높아 하중이 가해지는 교합면과 짧은 거리로 인해 더 작은 모멘트를 발생하기 때문이기도 하고 INCON 모델에서 임플란트 고정체의 상부가 EXHEX에 비해 상대적으로 더 얇게 설계되어있기 때문이라고 사료된다. 내측 원추형 연결 시스템이 기계적 결합이나 생물학적 측면에서 유리하지만 내측 육각형 연결 시스템보다 2배나 큰 변위를 보이는 것은 정확한 보철 임상술식을 시행하는데 불리한 요소이다. 임플란트 보철 수복을 하는 과정에 인상용 코핑을 이용하거나 지대주 연결 과정 중에는 나사로 잠금력을 가하게 되는데, 외부 하중의 크기에 따른 변위의 차이가 2배 더 크게 발생한다고 추정할 수 있고, 이런 차이가 보철물 시적 시 오류의 원인이 될 수 있을 것으로 사료된다. 뿐만 아니라 INCON 모델에서 EXHEX 모델보다 하중에 의한 임플란트 구성 요소의 경계면 주위에 높은 변형률 발생 부위가 존재하므로 장기간의 교합하중이 적용된 후 임플란트 재질의 영구변형이나 지대주의 침하 현상으로 교합 위치의 변화를 야기할 가능성도 존재한다 (Fig. 5 - 8).

본 실험을 통해 검토된 독립 변수 (1) 임플란트-지대주 연결의 유형과 (2) 교합 하중의 방향 중에서 측방력이 다른 변수보다 훨씬 더 큰 영향을 줌을 밝혔다. 본 시험의 모든 조건과 모든 부품 내에 발생하는 최대 응력 값은 EXHEX 모델의 조임 나사에서 관찰 되었으나, 임플란트 부품 내에서의 최대 응력 발생부위는 INCON과 EXHEX 모델이 서로 상이하였음을 알아낼 수 있었다. 우리의 연구는 임플란트-지대주 간의 연결 방식과 교합력의 방향이 임플란트 시스템의 생역학적 거동에 어떤 영향을 미치는지에 대해 임상 치과 의사에 유용한 정보를 제공하였지만, 추후 비선형 유한 요소 분석과 더 정교한 캐드 모델링 작업을 추가하여 수행함으로써 더 정확한 정보를 제공한다면 임플란트 보철 수복을 위한 설계를 최적화시키는데 큰 기여할 수 있을 것으로 사료된다.

## 결론

외측 육각형과(EXHEX) 내측 원추형(INCON) 접합부 연결을 갖는 임플란트에 의해 지지되는 하악 구치부 크라운에 수직하중(L1)과 경사하중(L2)을 가한 후 임플란트-지대주 연결부 설계에 의한 영향을 규명하기 위해 유한 요소 응력 분석을 수행 하였다.

본 연구의 한계 내에서 다음과 같은 결론을 얻었다:

1. L2 하중에 의한 임플란트에 생성된 최대 폰미세스 응력은 L1 하중보다 6 - 15배 컸다.
2. INCON 모델은 EXHEX 모델보다 크라운 교두에서 변위량이 2.2배 더 컸다.
3. EXHEX 모델은 조임 나사에서, INCON 모델은 임플란트 고정체의 상단 경계부에서 경사하중(L2)에 의한 최대 폰미세스 응력이 발생했다.
4. L2 하중에서 EXHEX 모델과 INCON 모델은 지대주와 임플란트 사이의 유사한 크기의 외측 변연 간극을 보이지만 접촉 계면 내부의 긴밀한 밀봉은 INCON 모델에서만 관찰되었다.
5. INCON 모델에서 EXHEX 모델보다 L2 하중에 의한 임플란트 구성 요소의 경계면 주위의 높은 변형률 발생부위가 더 컸지만 두 모델에서 최대 변형률의 크기는 비슷했다.

## ORCID

**Hyunju Chung** <https://orcid.org/0000-0001-8461-5093>  
**Sung-Pyo Yang** <https://orcid.org/0000-0003-4928-1838>  
**Jae-Ho Park** <https://orcid.org/0000-0002-8737-7470>  
**Chan Park** <https://orcid.org/0000-0001-5729-5127>  
**Jin-Ho Shin** <https://orcid.org/0000-0003-2072-0614>  
**Hongso Yang** <https://orcid.org/0000-0002-9138-4817>

## References

1. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:662-7.
2. Sánchez-Pérez A, Moya-Villaescusa MJ, Jornet-García A, Gomez S. Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15:e504-8.
3. Eckert SE, Choi YG, Sánchez AR, Koka S. Complication of dental implant systems: quality of clinical evidence and prediction of 5-year survival. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:406-15.
4. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2- piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:

- 458-64.
5. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-95.
  6. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10.
  7. Çehreli MC, Akça K, İplikçio lu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:459-65.
  8. Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont* 2011;20:510-6.
  9. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-40.
  10. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1276-84.
  11. Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008;99:251-6.
  12. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-32.
  13. McDermott NE, Chuang SK, Woo VV, Dodson TB. Complications of dental implants: identification, frequency, and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:848-55.
  14. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén L. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582-91.
  15. Djebbar N, Serier B, Bouiadjra BB, Benbarek S, Draï A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Mater Des* 2010;31:2097-101.
  16. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93:227-34.
  17. İplikçio lu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implant supporting three-unit fixed partial prosthesis on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30:41-6.
  18. Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Rucker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite model for a dental implant. *J Prosthet Dent* 2014;112:340-8.
  19. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay 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. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-50.
  20. Freitas-Júnior AC, Rochac EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, Assunção WG, Silva NR, Coelho PG. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: an in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater* 2012;28:e218-28.
  21. Choi AH, Matinlinna JP, Ben-Nissan B. Finite element stress analysis of Ti-6Al-4V and partially stabilized zirconia dental implant during clenching. *Acta Odontol Scand* 2012;70:353-61.
  22. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater* 2013;29:742-51.
  23. Pessoa RS, Muraru L, Marcantonio Júnior E, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jacques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:219-34.
  24. Tang CB, Liu SY, Zhou GX, Yu JH, Zhang GD, Bao YD, Wang QJ. Nonlinear finite element analysis of three implant-abutment interface designs. *Int J Oral Sci* 2012;4:101-8.



25. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater* 2012;28: 1126-33.
26. Tsouknidas A, Lympoudi E, Michalakis K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, Fytanidas D, Kugiumtzis D. Influence of alveolar bone loss and different alloys on the biomechanical behavior of internal- and external-connection implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:e30-42.
27. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. *Dent Mater* 2011;27:423-30.
28. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three and four unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989;16:603-11.
29. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures-a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent* 1998; 80:330-6.
30. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
31. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
32. Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20: 875-81.
33. Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF Jr. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37:177-80.
34. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone change around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001;72:1372-83.

## 내측 연결 및 외측 연결 방식으로 설계된 임플란트의 3차원적 유한요소 응력 분석

정현주<sup>1</sup>, 양성표<sup>2</sup>, 박재호<sup>3</sup>, 박찬<sup>3</sup>, 신진호<sup>3</sup>, 양홍서<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>전남대학교 치과대학 치주과

<sup>2</sup>카이스트 생체 및 뇌공학과

<sup>3</sup>전남대학교 치과대학 보철과

**목적:** 외측 육각형과 내측 원추형 연결부로 설계된 임플란트 지지 하악 구치 수복물에 교합력을 가할때 발생하는 생역학 현상을 분석하고자 한다.

**연구 재료 및 방법:** 외측 연결형 임플란트(EXHEX)와 내측 연결형 임플란트(INCON) 그리고 이와 결합할 해당 나사와 지대주 및 크라운을 제작하였고, 하악 무치악 치조골을 설계하였다. 각 부분을 조립하여 2종의 유한요소 모형을 제작하였다. 총 120 N 크기의 수직력(L1)과 45도 측방력(L2)을 가하였고, 유한요소 응력 분석을 시행하였다

**결과:** L2 측방력 하중에 의해 발생한 최대 응력은 L1 수직력 하중에 의한 것 보다 6 - 15배 더 컸다. INCON 모델은 EXHEX 모델보다 크라운 교두부에서 2.2배 더 큰 변위량을 보여 주었다. 측방력에 의해 EXHEX 모델은 나사에서, INCON 모델은 임플란트 고정체의 상단 변연부에서 폰미세스 응력의 최대값이 관찰 되었다. INCON 모델에서는 임플란트 내부 계면에서 긴밀한 접촉이 유지 되었다.

**결론:** 측방력이 큰 변형과 응력을 발생하였으나, 임플란트에서의 최대 응력 발생부위는 INCON과 EXHEX 모델이 서로 상이하였다.

(구강회복응용과학지 2017;33(3):189-98)

**주요어:** 임플란트; 지대주-임플란트 연결; 유한요소법; 응력 분석; 생역학

\*교신저자: 양홍서

(61186)광주광역시 북구 용봉로 33 전남대학교 치과대학 보철학교실

Tel: 062-530-5823 | Fax: 062-530-0130 | E-mail: yhsdent@jnu.ac.kr

접수일: 2017년 8월 8일 | 수정일: 2017년 8월 17일 | 채택일: 2017년 9월 1일