

# 임플란트의 지대주 연결방식, 임플란트의 직경 및 지대주 연결부위의 직경 차이에 따른 응력분포에 관한 삼차원 유한요소분석

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

오세웅 · 양재호 · 이선형 · 한중석

## I. 서론

골유착성 임플란트를 이용한 치료가 초기의 완전 무치악 증례에 도입된 이후 장기간의 임상 관찰 결과 높은 성공률이 보고되고 있으며,<sup>1,2)</sup> 점차 부분 무치악 및 단일치 상실 증례 등의 다양한 영역으로 확대되고 있다. 골유착 관점에서 대부분 높은 성공률을 보이고 있으나 지대주 나사의 풀림 및 파절과 같은 다양한 보철적 문제점이 이에 비해 높게 나타나는 것으로 보고되고 있다.<sup>3,4)</sup>

전통적인 매식체와 지대주의 연결방식으로 쓰이고 있는 외부 육각 연결계면은 임플란트의 식립 과정에서 회전력을 전달하는 역할이 주목적이었지만 점차 상부 보철물의 장착을 용이하게 하고 회전을 방지하는 역할에 더 많은 관심을 갖게 되었다.<sup>5,6)</sup> 특히, 단일치아를 임플란트로 수복하는 치료에 대한 요구가 증가하고 있으며 시술 또한 증가하고 있으나 외부 육각의 연결계면을 갖는 상부 보철물에서 장기적 임상연구 결과 나사의 풀림이나 파절 등 보철적인 문제점들이 보고되고 있다. Jemt 등<sup>7)</sup>은 임플란트를 이용해 단일치를 수복한 후 3년간의 관찰 결과 약 65%의 나사 풀림 현상을 보고하였고, Walton 등<sup>8)</sup>은 22개월간 외부 육각 계면을 갖는 임플란트를 임상적으로 관찰한 결과 27%-32%의 나사 풀림을 보고하면서 이와 같은 보철적인 문제점으로 인한 유지관리의 어려움이나 비용 문제가 발생함을 보고하였다. 이

에 외부 육각 연결계면을 갖는 임플란트에서 상부 보철물의 안정성을 위한 다양한 연구가 진행되고 있는데,<sup>9)</sup> 지대주 나사나 금나사의 전하중을 특정 값으로 조정해 주거나 나사의 형태 및 재료에 변화를 주는 것 뿐 아니라 임플란트의 직경을 넓히거나 상부 연결부의 직경을 넓히는 변형을 시도해 상부 보철물의 안정성을 크게 증가시키는 것으로 보고되고 있다.<sup>10-12)</sup>

한편으로, 내부 연결형태의 다양한 연결방식이 개발되고 있으며 특히 내부 원추형의 연결방식은 전통적 외부 육각형태의 연결방식에 비해 60%정도 굽힘강도가 증가하는 것으로 보고되고 있다.<sup>13)</sup> Levine 등<sup>14)</sup>은 내부 원추형 연결방식의 임플란트를 이용해 단일치를 수복한 후 21.3개월의 기간동안 합착형 수복물로 수복한 경우 1.8%의 보철적 문제점이 발생했음을 보고하고 있다.

이에 본 연구에서는 골유착성 임플란트를 이용한 단일 구치 수복에서 임플란트의 직경을 증가시켰을 때와 상부 보철물과의 연결부위의 직경을 증가시켰을 때 외부 육각형태의 연결방식 및 내부 원추형의 연결방식이 응력 분포에 있어 어떤 상관관계를 갖는지 3차원 유한요소분석 연구로 알아보았다.

## II. 연구재료 및 방법

유한요소모형 설계용 소프트웨어인 I-DEAS (master series version 3.0, Structural Dynamics

Research Corporation, Milford, Ohio, U.S.A.)를 이용하여 Iris Indigo(Silicone graphics Inc., U.S.A.)work station상에서 3차원 유한요소모형을 설계하였다. 외부 육각 형태의 연결방식을 갖는 임플란트와 지대주, 지대주 나사 및 상부 보철물로 구성된 3차원 유한 요소 모형과 내부 원추형의 연결방식을 갖는 임플란트와 지대주, 지대주 나사 및 상부 보철물로 구성된 3차원 유한요소 모형을 설계하고 각각 모형 I과 모형 II 두 그룹으로 분류한 뒤, 각 그룹에서 임플란트의 직경이 4mm인 경우, 5mm인 경우, 그리고 임플란트의 직경은 5mm이고 상부 연결부의 직경이 6mm인 세 가지 모형을 설계해 모두 6개의 모형을 설계하였다(Fig. 1, 2).

임플란트가 식립된 악골의 응력 분포는 본 실험에서는 관찰하고자 하는 것이 아니므로 임의로 해면골의 골질과 골량을 갖는 것으로 가정하였다. 완성된 모형의 결점과 요소 수는 Table I과 같다. 실험에 사용된 물성치는 Table II와 같이 제조사의 설명이나 기존의 자료를 참조로 하였다.<sup>15-16)</sup>

관찰하고자 하는 부위는 임플란트-지대주 연결부위와 임플란트-지대주 나사 연결부위이므로 이 부위는 두 접촉면의 분리를 허용할 수 있는 비선형 접촉 분석을 시행하였다. 접촉 한계는 0.5mm로 설정하고 두 접촉면간의 마찰로 인한 미끄러짐 접촉을 허용하였다. 마찰 계수는 모든 면에서 동일하게 0.5 수치를 적용하였고<sup>20)</sup> 모형 I과 모형 II 간에 비교가 용이하도록 하기 위해 임플란트의 나사산은 좌우 대칭형으로 설계하였고 첫 번째 지대주의 나사산도 두 모형간에 같은 높이에 위치하도록 하였다. 35 Ncm의 조임 회전력을 주었을 때 각각 모형 I과 모형 II의 지대주 나사에 걸리는 전하중의 양을 계산해 모형상의 두 접촉면 사이의 접촉량을 조절함으로써 모형에 입력하였다. 상부 보철물에 축방향, 15° 축방향, 30° 축방향에서 300N의 정적 하중을 가해 임플란트-지대주 연결부위의 응력 분포 양상에 대한 3차원 유한 요소 분석을 ANSYS (Version 5.5 Swanson Analysis System Incorporation, U.S.A.) 유한요소분석 프로그램을 이용하여 Iris Indigo workstation상에서 시행하였다.

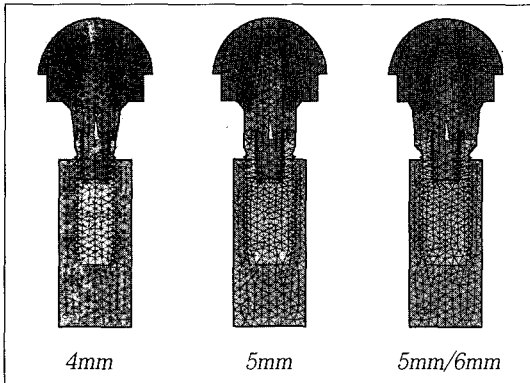


Fig. 1. External hex model(I group).

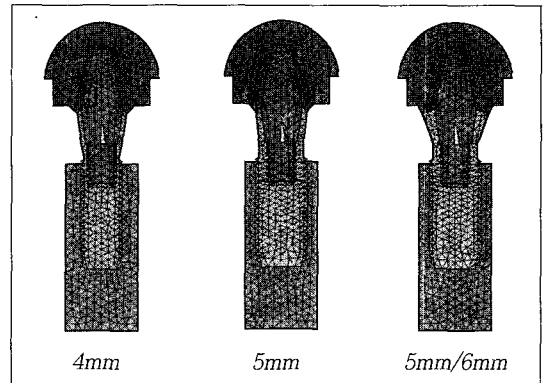


Fig. 2. Internal conical model(II group).

Table I. Nodes and elements

Model	Nodes	Elements
Ext. 4mm	7079	32716
Ext. 5mm	7671	35284
Ext. 5/6mm	8009	37956
Int. 4mm	7357	29368
Int. 5mm	7827	30888
Int. 5/6mm	8289	33436

Table II. Material preproperties

Materials	Young's Modulus(MPa)	Poisson's ratio
CP Titanium	117	0.35
Type IV gold alloy	98	0.45
Cancellous Bone	1.37	0.30
Temp-Bond	2.76	0.35

### III. 결 과

#### 1. 연결 방식에 의한 영향(Fig. 3, 4)

4mm 직경을 갖는 두 가지 임플란트의 최대 주응력값을 비교해 보면, 축방향의 하중을 가했을 때에는 내부 원추형 연결방식에서 훨씬 작은 응력값을 보였고, 15° 축방향의 하중을 가했을 때 외부 육각 연결방식에선 큰 차이가 없었지만 내부 연결방식에선 많은 증가가 관찰되었다. 30° 축방향의 하중에 대해서 두 가지 방식에서 모두 응력값의 증가를 보였지만 내부 원추형 연결 방식이 더 증가량이 컸다. 최대 수직변위량을 비교해 보면 외부 육각 연결방식에선

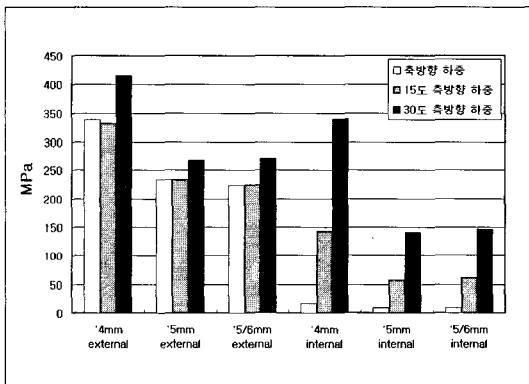


Fig. 3. Maximum principal stress(external hex, internal conical model).

하중의 각도가 커질수록 연결계면이 지대주 방향으로 변위량이 증가했으나 내부 원추형 연결 방식에선 연결계면이 임플란트 방향으로 변위량이 증가했으며, 절대값은 비슷한 값을 나타냈다.

#### 2. 외부 육각 연결 방식에서 임플란트 직경 증가에 의한 영향(Fig. 5, 6)

4mm 직경에서 5mm로 직경의 증가에 의해 인장응력인 최대 주응력값의 감소가 관찰되며 수직 변위량에 있어서도 감소를 보이고 있다. 4mm, 5mm 모형 모두에서 하중의 각도가 증가함에도 최대 주응력값에는 큰 변화가 없었으나 수직변위량은 크게 증가하였다.

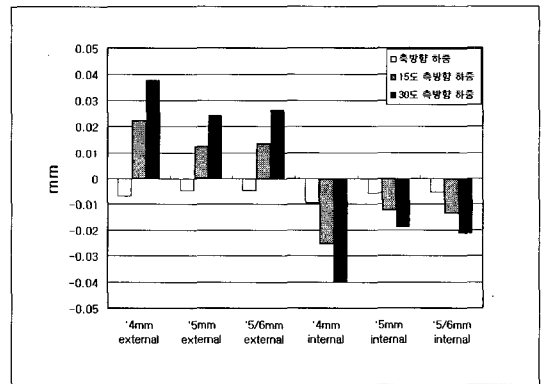


Fig. 4. Maximum vertical displacement(external hex, internal conical model).

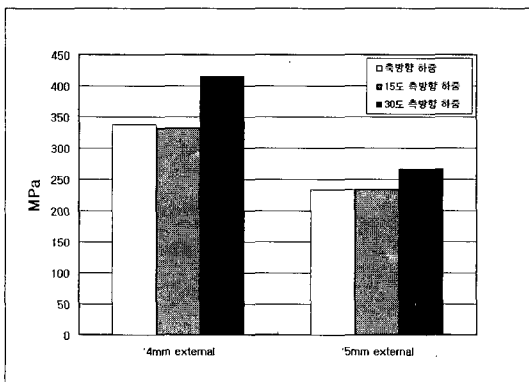


Fig. 5. Maximum principal stress(4mm, 5mm external hex model).

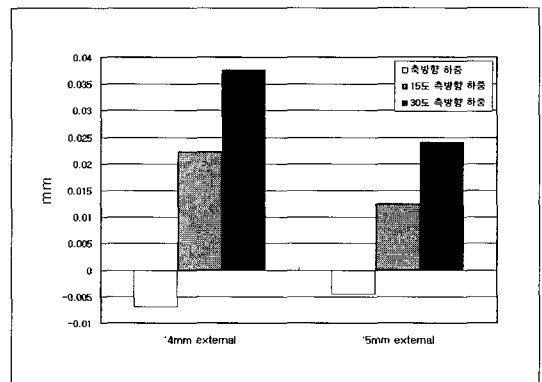


Fig. 6. Maximum vertical displacement(4mm, 5mm external hex model).

3. 내부 원추형 연결 방식에서 임플란트 직경 증가에 의한 영향(Fig. 7, 8)

축방향 하중에 대해선 약간의 최대 주응력 감소를 보이고 하중의 각도가 증가함에 따라 최대 주응력이 크게 감소하였다. 수직 변위량도 하중의 각도가 증가함에 따라 큰 폭으로 감소하였다.

4. 외부 육각 연결 방식에서 상부 지대주 연결부 직경 증가에 의한 영향(Fig. 9, 10)

축방향 하중과 15도 축방향 하중에 대해선 최대 주응력값이 약간 감소하는 경향을 보였고 30도 축방

향 하중에 대해서 최대 주응력은 약간 증가하였지만 응력 분포 양상을 보면 전체적으로 응력이 감소하는 경향을 보였다. 최대 수직 변위량에서도 하중의 방향에 상관없이 오히려 약간 증가하는 경향을 보였다.

5. 내부 원추형 연결 방식에서 상부 지대주 연결부 직경 증가에 의한 영향(Fig. 11, 12)

최대 주응력값이 축방향 하중에선 약간 감소하였으나 15도 축방향과 30도 축방향에서는 약간 증가하였다. 전체적인 응력 분포 양상을 보면 큰 변화는 없었다. 최대 수직 변위량도 최대 주응력과 같은 양상을 보였다.

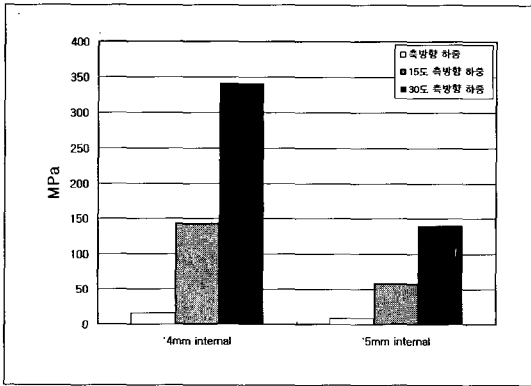


Fig. 7. Maximum principal stress(4mm,5mm internal conical model).

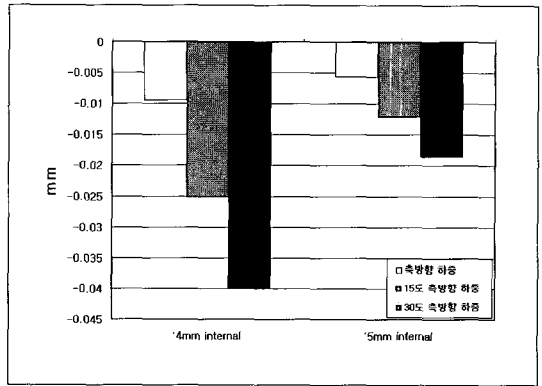


Fig. 8. Maximum vertical displacement(4mm,5mm internal conical model).

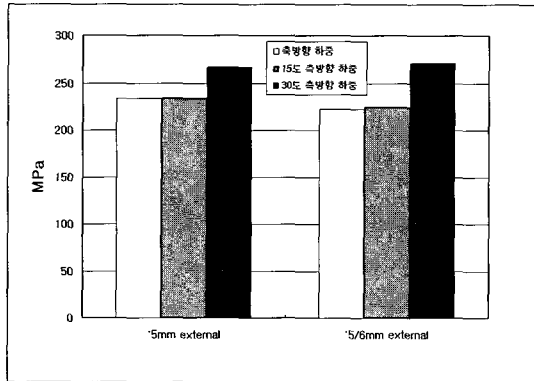


Fig. 9. Maximum principal stress(5mm,5/6mm external hex model).

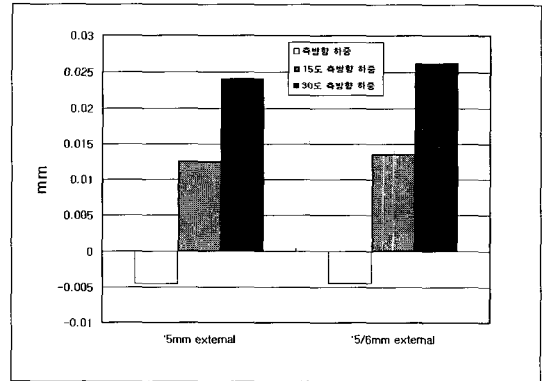


Fig. 10. Maximum vertical displacement(5mm, 5/6mm external hex model).

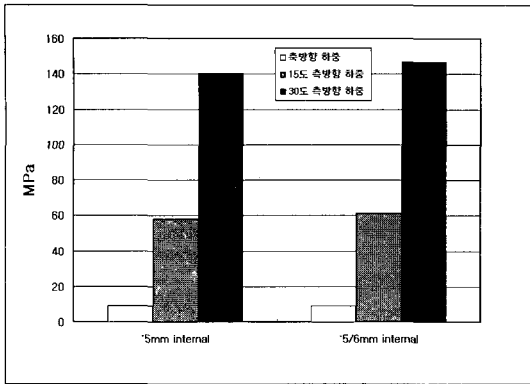


Fig. 11. Maximum principal stress(5mm,5/6mm internal conical model).

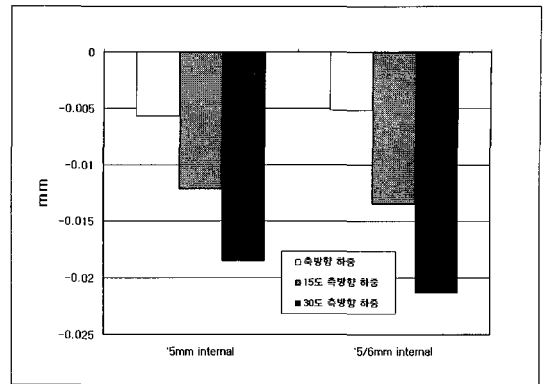


Fig. 12. Maximum vertical displacement(5mm, 5/6mm internal conical model).

#### Ⅳ. 고 찰

임플란트와 지대주를 연결하는 방식은 상부 보철물의 안정성이나 강도를 결정하는 매우 중요한 요소 중의 하나이다. 초기 완전 무치악 환자의 치료에 도입된 임플란트가 점차 적용 범위가 넓어져 부분 무치악 및 단일치 수복에도 이용되고 있는 지금 특히 교합력이 강하고 굽힘 하중에 더 많이 노출되며 회전 방지 구조에 대해서도 고려해야 하는 등 역학적 관점에서 훨씬 어려운 점이 많은 구치부에서의 단일치 수복에서 보철물의 안정성에 대한 관심이 더 커지고 있는 것은 당연하다.

외부 육각 연결방식의 임플란트는 지대주 나사를 조임으로써 나사에 가해진 회전력이 나사의 신장을 일으켜 나사의 몸체와 나사산에 인장력을 가하고 나사의 탄성 회복으로 인해 얻어진 전하중이 연결부의 안정성을 결정하게 되며, 육각의 구조는 회전관계의 위치를 결정하는 역할을 할 뿐 축방향을 흡수 할 수 없고 구조적으로 잠금 장치의 역할을 할 수가 없으며 낮은 육각의 높이와 좁은 상부 연결부로 인해 측방압에 저항하기에 취약한 것이 문제점으로 지적되고 있으며,<sup>17)</sup> 나사에 걸린 전하중의 소실은 곧바로 나사 풀림 현상으로 나타나고 이로 인한 많은 문제점들이 지적되고 있다.<sup>18)</sup>

지난 10년간 대부분의 제조 사에서는 특정 수치의 잠금 회전력을 권장하고 있는데, Haack 등<sup>18)</sup>은 금 지대주 나사와 타이타늄 지대주 나사를 각각 추천되어

지는 32NCm와 20NCm의 회전력으로 조였을 때 금 지대주 나사에 평균 468.2N과 타이타늄 지대주 나사에 평균 381.5N의 전하중을 얻었으며 이는 각각 금과 타이타늄 항복 강도의 57.5%와 56%에 해당한다고 밝혔다. 또한, Haas 등<sup>19)</sup>은 단일치를 임플란트로 수복한 50명 이상의 환자에서 5년 이상의 장기간 임상 관찰 결과 회전력을 특정 값으로 조절하는 장치를 사용한 이후 나사 풀림 현상이 42%정도 감소한 것으로 보고하고 있다.

Merz 등<sup>20)</sup>은 내부 원추형 연결방식은 잠금 장치의 형태와 마찰력이 연결부의 안정성을 결정하며 외부의 기능적 부하에 주로 원추형 연결부가 저항을 하며 나사에 가해지는 전하중은 외부 육각 형태에 비해 매우 낮지만 원추형 연결부의 마찰력으로 연결부의 안정성을 유지하고, 전하중이 낮기 때문에 외력에 의해 항복강도를 초과할 위험이 크게 줄어든다고 하였다.

본 실험에선 외부 육각 형태의 연결방식과 내부 원추형 연결방식 모두 35NCm의 잠금 회전력을 가정해 전하중을 계산한 Merz 등<sup>20)</sup>의 결과를 인용하여 외부 육각 연결방식에 358.6N과 내부 원추형 연결방식에 53.2N의 값을 실험모형에 입력하였다.

교합력은 개인간에도 큰 차이를 나타내며 한 개인에서도 위치에 따라 큰 차이를 나타낸다는 보고가 있는데 Craig 등<sup>21)</sup>은 구치부에서 390N에서 880N의 교합력을 조사해 보고하였다. 또한, Richter 등<sup>22)</sup>은 구치부 임플란트에서 기능시의 최대 교합력을 121.1

±69.6N으로 보고하였다. 본 실험에서는 정적인 하중임을 고려해 300N의 하중을 가하였다.

모형 I 군과 II 군에서 표준 직경을 갖는 두 가지 연결방식을 비교해 볼 때 축방향 하중에 대해선 내부 원추형 연결방식이 응력분포에 있어 훨씬 유리한 것으로 보였고, 하중의 각도가 커질수록 내부 원추형 연결방식의 최대응력값이 상대적으로 크게 증가하였지만 응력분포 양상에선 외부 육각 연결방식이 넓은 부위에 더 큰 응력분포를 보였고 하중을 가한 반대측에서도 응력의 집중을 보인 반면 내부 원추형 연결방식에선 좁은 부위에 작은 응력값의 분포를 보였고 반대측에선 응력의 집중을 거의 볼 수 없었다. 변위의 양상에서 유의할 만한 것은 외부 육각 연결방식에선 하중의 각도가 커질수록 지대주 방향으로의 변위가 증가하는 반면 내부 원추형 연결방식에선 임플란트 방향으로의 변위가 증가한 것인데, 이는 연결계면의 형태학적인 특징에 의한 결과인 것으로 생각된다.

동적 하중 실험은 연결계면에서 파절이나 변위값에 대한 정보를 제공하지만 유한 요소 분석법은 위의 연결 방식들이 어떤 기계 역학적인 특징을 갖고 있는지에 대한 정보를 제공해 줄 수 있다.<sup>20)</sup> 시스템 내부의 응력 분포 양상을 알 수 있고 어떤 부분이 응력분포에 있어 취약한 부분인지 알 수 있다. 접촉과 마찰이 본 분석에 있어 매우 중요하므로 두 접촉면 사이의 분리를 허용하지 않는 선형 탄성 분석은 적합하지 않아 비선형 접촉 분석을 시행하였으며, 실제와는 달리 좌우 대칭형으로 임플란트의 나사구조를 모형화하였지만, 임플란트의 식립과 같이 축방향으로 모멘트가 발생하는 상황이 아닌 한 결과에 아무런 영향을 미치지 않기 때문에 실험의 용이성을 위해 가상의 나사구조를 모형화하였다.

넓은 직경을 갖는 임플란트가 골질이 불량한 경우나 심미적인 보철물이 요구되는 경우에도 사용되지만 임플란트 각 부분에 가해지는 응력의 감소와 상부 보철물의 안정성의 향상과 같은 생역학적인 장점<sup>23)</sup>을 근거로 구치부 단일치 수복에 많이 사용되고 있다.<sup>24)</sup> Gratton 등<sup>25)</sup>은 임플란트 직경을 변수로 했을 때 외부 육각 연결계면에서의 동적 피로강도를 평가하기 위해 연결부의 수직적 변위량을 측정해 표준 직경의 임플란트와 굵은 직경의 임플란트를 비교한

결과 굵은 직경의 임플란트에서 나사의 변형과 연결부의 미세운동이 감소했다고 보고하고 있으며, Boggan 등<sup>26)</sup>은 임플란트의 직경과 육각 구조의 높이가 동적 피로강도에 미치는 영향을 실험해 굵은 직경 임플란트의 효율성에 대하여 입증하고 있다.

본 실험에서는 두 가지 연결방식 모두 임플란트의 직경이 4mm에서 5mm로 증가했을 때 최대 응력값의 큰 감소를 볼 수 있었고 최대 수직 변위량도 감소하였다. 하지만, 상부 보철물 연결부의 직경의 증가는 응력분포나 변위에 큰 영향을 미치지 못하였다.

굵은 직경의 임플란트가 생역학적인 장점을 갖는 반면 식립시에 발생하는 외과적 손상 가능성 때문에 실패율도 높게 보고되고 있으며,<sup>27)</sup> English 등<sup>28)</sup>은 구치부에서 단일치 수복을 하는 경우 굵은 직경의 임플란트도 최적의 선택요건은 아니며 상부 보철물의 안정성을 위해 보다 견고한 회전 방지 장치가 필요함을 언급하고 있다.

본 실험에서의 모든 결과를 고찰해 볼 때 구치부에서의 단일치 수복에서 연결부의 안정성을 위해서는 표준 직경의 임플란트를 사용하는 경우 더 효과적인 응력분포를 보이는 내부 원추형 연결 방식의 임플란트가 유리할 것이고, 굵은 직경의 임플란트는 두가지 연결방식에서 모두 응력의 감소를 보이고 있으므로 연결부의 안정성을 위해서 효과적으로 사용될 수 있을 것이나 외과적 손상의 가능성 등 생물학적인 부작용에 유의하여야 할 것이다.

## V. 결 론

1. 내부 원추형 연결방식이 외부 육각 연결방식에 비해 훨씬 적은 인장응력값을 보였다.
2. 축방향 하중에 대해서도 내부 원추형 연결방식이 외부 육각 연결방식에 비해 효과적인 응력분포를 보였다.
3. 외부 육각 연결방식에서 임플란트의 직경이 증가했을 때 인장응력값의 감소를 보였다.
4. 내부 원추형 연결방식에서 임플란트 직경이 증가했을 때 인장응력값의 감소는 외부 육각 연결방식에 비해 적었다.
5. 상부 연결부의 직경이 증가했을 때 인장응력값의 감소는 직경이 증가했을 때보다 훨씬 적었다.

## 참고문헌

1. Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a ten year period. *Scand J Plastic Reconst Surg* 1977;11(suppl).
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-yr study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
3. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:582-585.
4. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants for 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.
5. Beaty K. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(suppl):52-54.
6. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments nad laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8:162-178.
7. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-208.
8. Walton JN, MacEntee MI. A prospective study on the maintenance of implant prostheses in private practice. *Int J Prosthodont* 1997;10:453-458.
9. Binon PP. Implants and components : entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
10. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Brånemark single tooth implants : A preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent* 1995;73:274-279.
11. Jörnégus L. Screws and cylinders in the Nobelpharma implant system. *Nobelpharma News* 1987;1:7.
12. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-40.
13. Michael R Norton. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:290-298.
14. Levine R, Clem D, Beagle J, Ganeles J, Johnson P, Solnit G, Keller G. Multicenter Retrospective Analysis of the Solid-Screw ITI Implant for Posterior Single-Tooth Replacements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:550-556.
15. Lee JM, Kim YS, Kim CW, Kim YH. 3-D FEA of three different single tooth abutment : cement-retained vs screw-retained. *J Korean Acad Prosthodont* 1999;37(2) :269-280.
16. Jang KS, Kim YS, Kim CW. Three deimen-sional finite element analysis on the minimum contact fraction of bone-implant interface. *J Korean Acad Prosthodont* 1997;35(4):627-640.
17. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
18. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-536.
19. Haas R, Polak C, Furhauser R, Mailath-Pokorny G, Dortbudak O, Watzek G. A long-term follow-up of 76 Brånemark single implants. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:38-43.
20. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC.

- Mechanics of the implant-abutment connection : An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
21. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. Ed 6. St Louis : Mosby,1980:60-61.
  22. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
  23. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Etienne D, Tecucianu JF. Wide-diameter implants : New concepts. *Int J Perio Rest Dent* 2001;21:149-159.
  24. Jarvis W. Biomechanical advantages of wide-diameter implants. *Compend Contin Educ Dent* 1997;18(7):687-694.
  25. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface : Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* 2001; 85:599-607.
  26. 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.
  27. Ivanoff CJ, Gyron Dahl K, Bergstrom C, Lekholm U, Brånemark PI. Influence of variations in implant diameter : A 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:173-180.
  28. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. What are the clinical limitations of wide-diameter root form endosseous implants? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15: 293-294.

---

**Reprint request to:**

Dr. Jae-Ho Yang

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University  
28-1, Yeongun-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea  
jhoyang@snu.ac.kr



사진부도 ①

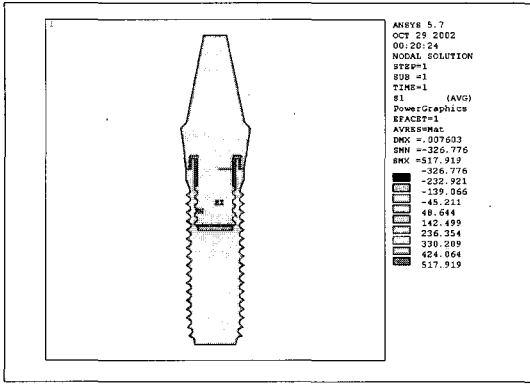


Fig. 1. 4mm external hex interface model with 300N axial load.

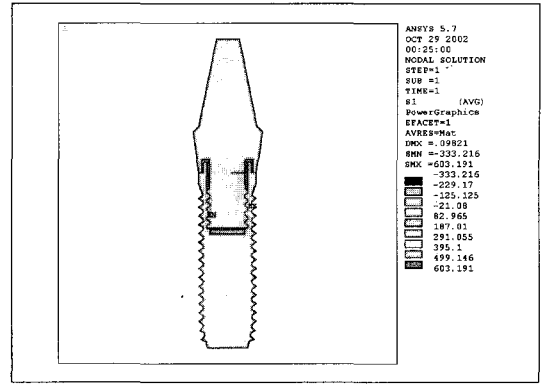


Fig. 2. 4mm external hex interface model with 300N 15° off-axis load.

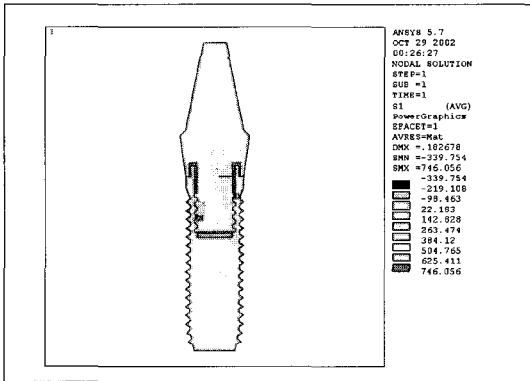


Fig. 3. 4mm external hex interface model with 300N 30° off-axis load.

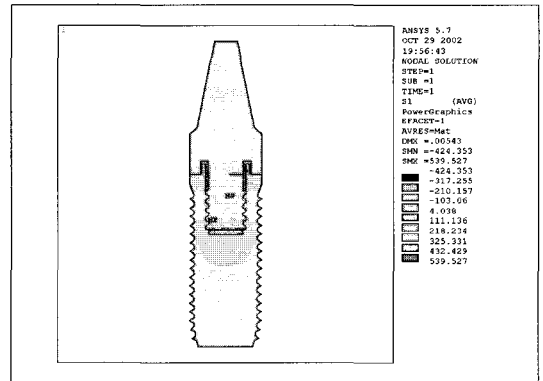


Fig. 4. 5mm external hex interface model with 300N axial load.

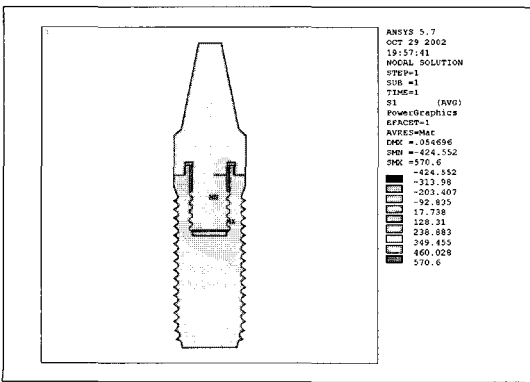


Fig. 5. 5mm external hex interface model with 300N 15° off-axis load.

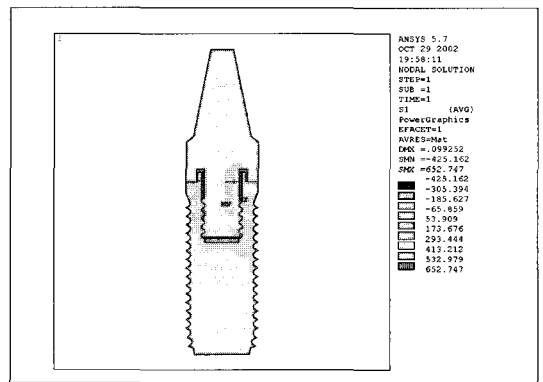


Fig. 6. 5mm external hex interface model with 300N 30° off-axis load.

사진부도 ②

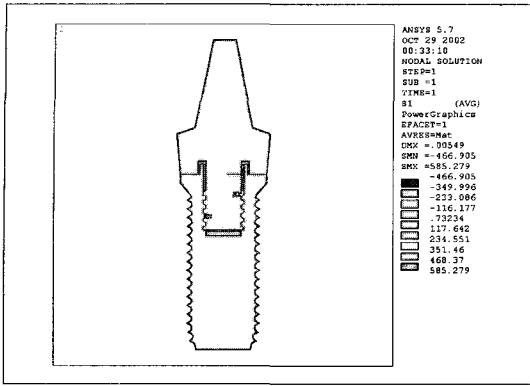


Fig. 7. 5mm/6mm external hex interface model with 300N axial load.

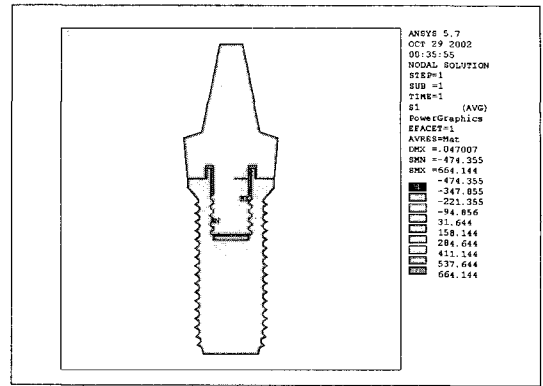


Fig. 8. 5mm/6mm external hex interface model with 300N 15° off-axis load.

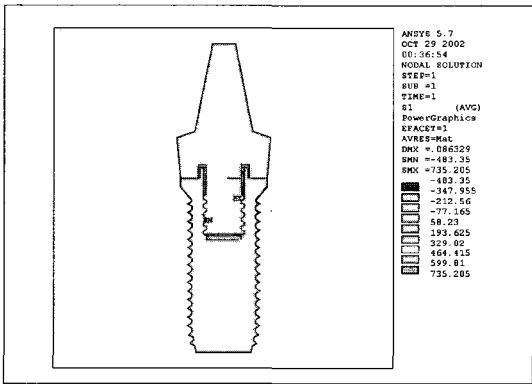


Fig. 9. 5mm/6mm external hex interface model with 300N 30° off-axis load.

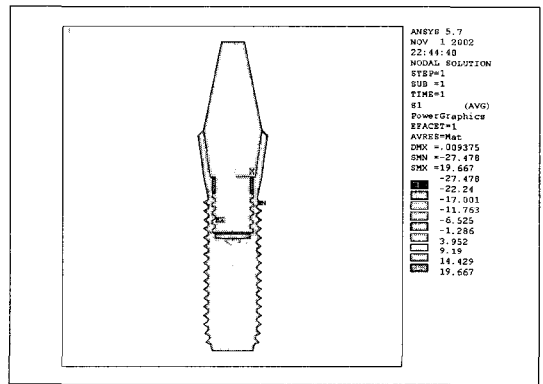


Fig. 10. 4mm internal conical interface model with 300N axial load.

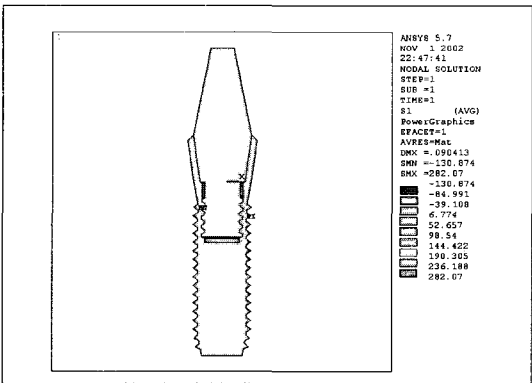


Fig. 11. 4mm internal conical interface model with 300N 15° off-axis load.

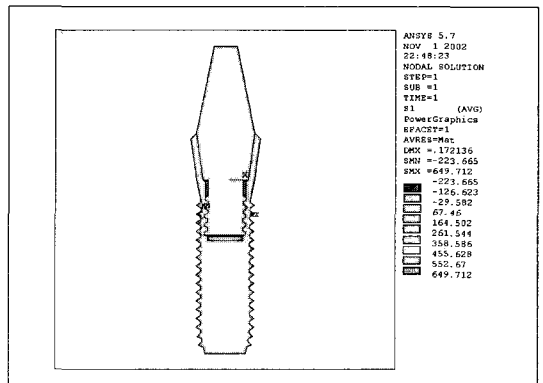


Fig. 12. 4mm internal conical interface model with 300N 30° off-axis load.

사진부도 ③

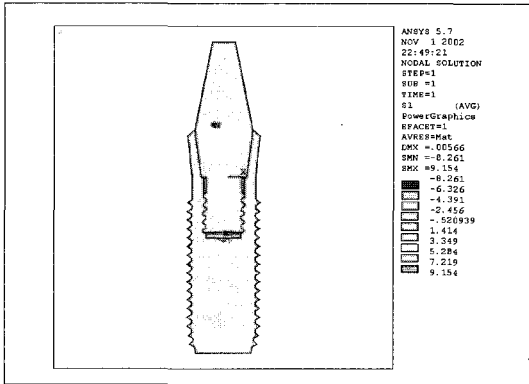


Fig. 13. 5mm internal conical interface model with 300N axial load.

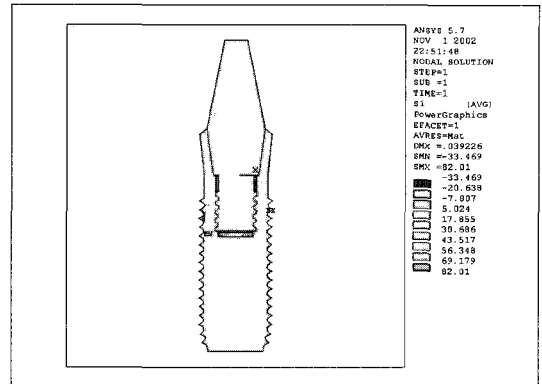


Fig. 14. 5mm internal conical interface model with 300N 15° off-axis load.

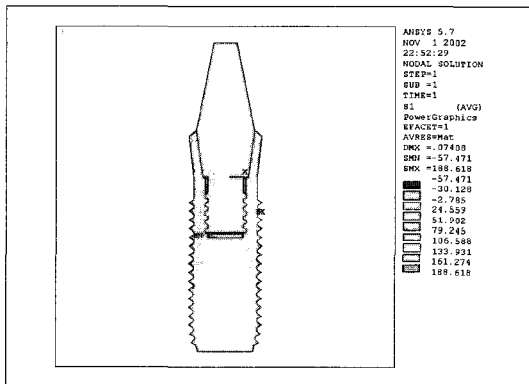


Fig. 15. 5mm internal conical interface model with 300N 30° off-axis load.

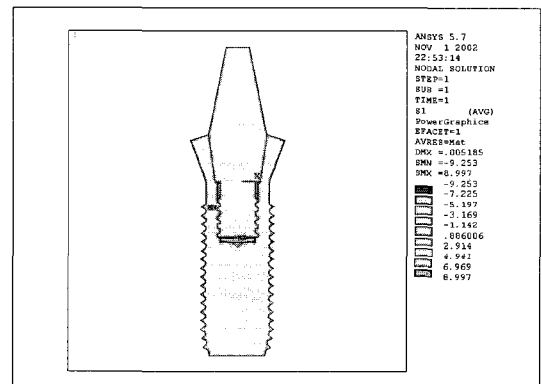


Fig. 16. 5mm/6mm internal conical interface model with 300N axial load.

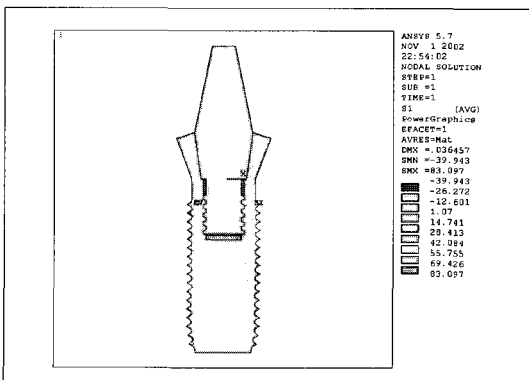


Fig. 17. 5mm/6mm internal conical interface model with 300N 15° off-axis load.

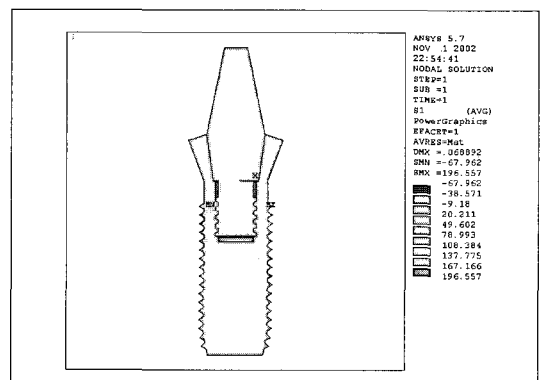


Fig. 18. 5mm/6mm internal conical interface model with 300N 30° off-axis load.

ABSTRACT

INFLUENCE OF IMPLANT-ABUTMENT INTERFACE DESIGN, IMPLANT  
DIAMETER AND PROSTHETIC TABLE WIDTH ON STRENGTH OF  
IMPLANT-ABUTMENT INTERFACE :  
THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS

Se-Woong Oh, D.D.S., M.S.D., Jae-Ho Yang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,  
Sun-Hyung Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Jung-Suk Han, D.D.S., M.S., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University*

**Statement of problem.** Higher incidence of prosthetic complications such as screw loosening, screw fracture has been reported for posterior single tooth implant. So, there is ongoing research regarding stability of implant-abutment interface. One of those research is increasing the implant diameter and prosthetic table width to improve joint stability. In another part of this research, internal conical type implant-abutment interface was developed and reported joint strength is higher than traditional external hex interface.

**Purpose.** The purpose of this study is to compare stress distribution in single molar implant between external hex butt joint implant and internal conical joint implant when increasing the implant diameter and prosthetic table width : 4mm diameter, 5mm diameter, 5mm diameter/6mm prosthetic table width.

**Material and method.** Non-linear finite element models were created and the 3-dimensional finite element analysis was performed to see the distribution of stress when 300N static loading was applied to model at 0°, 15°, 30° off-axis angle.

**Results.** The following results were obtained:

1. Internal conical joint showed lower tensile stress value than that of external hex butt joint.
2. When off-axis loading was applied, internal conical joint showed more effective stress distribution than external hex butt joint.
3. External hex butt joint showed lower tensile stress value when the implant diameter was increased.
4. Internal conical joint showed lower tensile stress value than external hex butt joint when the implant diameter was increased.
5. Both of these joint mechanism showed lower tensile stress value when the prosthetic table width was increased.

**Conclusion.** Internal conical joint showed more effective stress distribution than external hex joint. Increasing implant diameter showed more effective stress distribution than increasing prosthetic table width.

---

**Key words :** Implant, Abutment, Abutment screw, Implant-abutment interface, 3-dimensional finite element analysis