

이중관 구조 하악 임플란트 피개의치의 응력 분포에 관한 유한요소법적 분석

오정란 · 우이형 · 이성복 · 백 진

경희대학교 대학원 치의학과 치과 보철학 교실

연구목적: 본 연구에서는 하악의 동일한 부위에 4개의 임플란트를 식립하여 임플란트 피개의치를 설계하는 경우, 바 구조와 이중관 구조 간의 응력분포에 대해 비교 분석하고자 하였다.

연구재료 및 방법: 하악골, 하악골에 식립한 4개의 임플란트, 일차고정의 바 연결 상부구조, 이차고정의 이중관 상부구조를 삼차원 유한요소 모델링하였고, 상부 구조물에 최대 교두 감합위를 재현하는 수직하중과 측방운동시 작업축의 균기능을 재현하는 경사하중을 가하고, 최대 응력과 응력분포를 하악골, 임플란트 지대주, 임플란트 상부 구조물에서 분석하였다.

결과: 1. 악골에서의 최대 응력값은 경사하중을 제외하고 수직하중과 작업축 경사하중에서 이중관 구조가 바 구조에 비해 다소 적은 응력값을 보였다. 이중관 구조가 바 구조에 비해 비교적 악골 전체에 고르게 응력이 분포되었다. 2. 지대주에서는 모든 하중 조건에서 이중관 구조가 바 구조에 비해 낮은 응력값을 보였다. 응력 분포 양상은 두 구조에서 모두 비슷한 양상을 나타내었으며, 최후방 지대주의 원심면에 응력이 집중되었다. 3. 상부구조물에서는 모든 하중 조건에서 이중관 구조가 바 구조에 비해 높은 응력값을 나타냈다. 그러나, 바 구조에서는 바의 각 중심부와 지대주와의 연결부위, 지대주의 치경부에 응력이 집중된 반면, 이중관 구조에서는 상부 구조물 전체에 비교적 고른 응력 분포를 보였다.

결론: 본 연구 결과 이중관 구조가 바 구조보다 악골과 지대주에서는 더 낮은 응력을, 상부 구조물에서는 더 큰 응력을 나타냈다. 상부 구조물에 비교적 크게 전달되는 응력을 견딜 수 있는 상부구조물의 설계와 재료 선택만 이루진다면, 응력분포 면에서 이차고정을 하는 이중관 구조가 일차 고정하는 바 구조에 비해 유리하리라 생각된다. (대한치과보철학회지 2008;46:359-371)

주요단어: 유한요소분석, 응력분산, 하악 임플란트 피개의치, 이중관 피개의치, 바 피개의치, 하악골, 임플란트 지대주, 임플란트 상부 구조물

서론

임플란트가 널리 보급되면서 임플란트를 이용한 보철 설계도 점점 다양해지고 있다. 임플란트를 고정 장치로 사용하는 임플란트 피개의치가 다양하고 예견성 있는 무치악의 수복 치료 방법임은 많은 연구들을 통해 증명되었다.²⁹ 이러한 연구에 따르면 하악의 임플란트 피개의치 수복 시 주로 2개 내지 4개의 임플란트를 식립하게 되며, 식립할 임플란트의 수, 유지 장치 등의 설계는 하악골의 잔존치조제의 해부학적인 상태에 따라 적절히 선택해야 한다. 치조골이 심하게 위축된 경우에 수평력에 의한 안정성을 제공할 수 있는 일차고정의 바 구조가 임상적으로 널리 사용되어져 왔으며 응력분포 면에서 유리하다고 알려져 왔다.¹⁰

그러나, v-형의 악궁을 가진 경우의 바 구조물은 혀 공간을 좁게 하며, 교합면 간격이 좁은 환자의 경우 bar 하방의 위생관리가 어려우며, 역학적으로는 최후방 임플란트를 가급적 원심으로 위치시켜 대각선 배열 (diagonal arrangement)로 설계하는 것이 유리하나 긴 길이로 일차 고정하는 것은 실제로 기술적으로 많은 어려움이 따른다.¹² 따라서, 악궁이 좁은 v-형이거나, 교합면 간격이 좁은 경우, 또는 최후방 임플란트를 최대한 후방으로 식립할 수 있는 경우라면 임플란트를 일차고정하지 않는 단일형 임플란트 유지장치가 유리할 수 있다.

단일형 유지장치로는 볼 유지장치, 자성 유지장치, 이중관 유지장치 (완압형/비완압형) 등이 있다.¹³ 이중 볼 유지장치, 자성 유지장치는 주로 임플란트를 2개 식립하여 임플란트에서 지지를 얻기 보다는 주로 유지를 얻는 경

교신저자: 우이형

130-701 서울 동대문구 회기동 1 경희대학교 치과대학 치과보철학교실 02-958-9340: e-mail, yhwoo@khu.ac.kr

원고접수일: 2008년 2월 25일 / 원고최종수정일: 2008년 4월 30일 / 원고채택일: 2008년 8월 18일

우에 사용되는 유지장치들이다. 하악에 2개의 임플란트를 식립하고 이중관으로 피개의치를 설계하는 경우는 완압형을 이용하며, 완압형 이중관 유지장치를 이용한 하악 임플란트 피개의치로 수복한 방법에 대해 10년 동안의 임상적, 방사선학적으로 우수한 결과를 얻었다는 연구¹⁴도 있다. 하악에 4개의 임플란트를 식립하여 임플란트 피개의치로 수복하는 경우에 사용할 수 있는 단일형 유지장치로는 비완압형 이중관 유지장치가 있다.

하악에 임플란트를 2개 식립하여 임플란트 피개의치를 설계하는 경우 여러 유지장치에 따른 응력분포에 관하여 광탄성 분석 (photoelastic stress analysis)², strain-gauge 법 (stereolithography)¹⁵, 유한 요소법 (finite element analysis)¹⁶ 등 다양한 방법으로 연구되어져 왔다. 그러나, 하악에 4개의 임플란트를 식립하고 임플란트 피개의치로 수복하는 방법에 대한 응력분포에 관한 연구는 현재까지 많지 않았다.

인공 하악골에 4개의 임플란트를 식립하고 임플란트에 Periotest damping measurement¹⁷로 응력 전달을 측정 한 연구에서 바 (bar)로 연결한 경우보다 이중관 (tapered telescope crowns)으로 연결된 경우에서 더 나은 응력 전달을 얻을 수 있었다고 하였다. Meijer^{16,18} 등은 2개의 임플란트로 하악의 임플란트 피개의치를 설계하는 경우에 2차원, 3차원 유한요소분석 결과 연결된 바 구조의 일차고정보다 단일형 유지장치에 의한 이차고정이 보다 균일한 응력 분산 효과가 있다고 하였고, Williams¹⁹ 등은 평행측면의 연결형 바 유지장치는 임플란트 고정체에 지속적으로 흔들리는 힘 (jiggling movement)을 유발시킨다고 하였다. 바 구조에 작용하는 토크 및 휨 운동이 이러한 현상

을 일으킨다고 하였다. 반면, 이중관 구조의 경우 바 구조보다는 약간 크나 고정체에 균일한 변형을 일으킨다고 하였다. 이러한 바 구조와 이중관 구조의 응력 분포의 차이는 이중관에 장착시에는 마찰력만이 작용하고 탈락시에는 이러한 힘이 사라지기 때문이라고 하였다.²⁰

선학들의 연구에서 이중관 구조가 임상적으로는 유용하다는 보고^{13,21}는 있었으나, 동일한 조건에서 바 구조와 이중관 구조의 응력분포에 관한 비교 연구는 없었다. 본 연구에서는 하악의 동일한 부위에 4개의 임플란트를 식립하여 임플란트 피개의치를 설계하는 경우, 바 구조와 이중관 구조 간의 응력분포에 대해 비교 분석하고자 하였다.

연구재료 및 방법

1. 실험모형

본 연구에서는 하악의 동일한 부위 (좌우 견치, 제2소구치)에 4개의 임플란트를 식립하고, 지대주를 일차고정하는 바 구조의 임플란트 피개의치를 대조군으로, 지대주를 이중관으로 이차고정하는 이중관 구조의 임플란트 피개의치를 실험군으로 하였다 (Fig. 1, 2).

2. 유한요소 모델의 설계

하악골은 1.5 mm 두께의 피질골로 둘러싸인 해면골로 모델링하였다. 하악의 중절치간 부위, 견치 부위, 제 2 소구치 부위, 제 2 대구치 부위의 절단면과 폭 6 mm의 하악

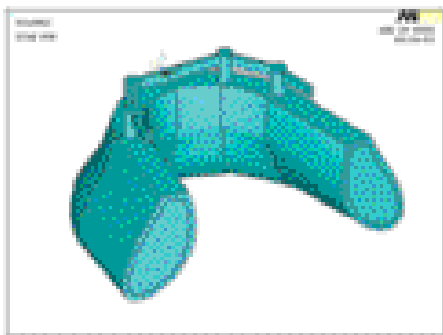


Fig. 1. Diagram of control group. Primary splinted implant bar overdenture in #33, #35, #43, #45 sites.

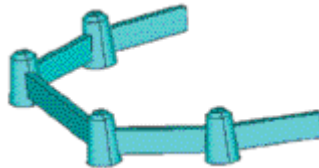


Fig. 2. Diagram of experimental group. Secondary splinted implant telescopic overdenture in #33, #35, #43, #45 sites.

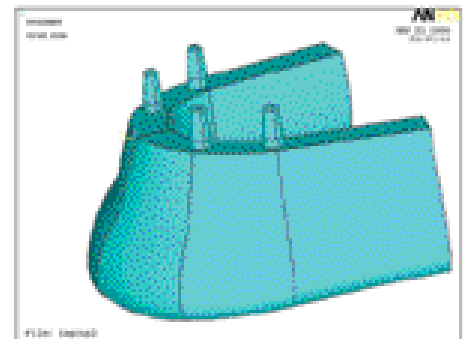




Fig. 3. Finite element model of control group.

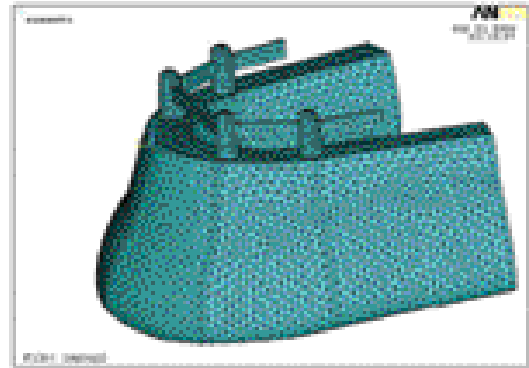


Fig. 4. Finite element model of experimental group.

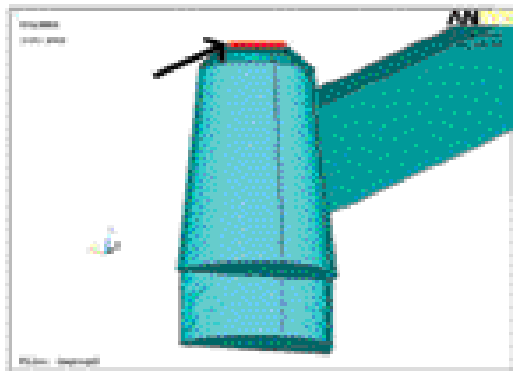


Fig. 5. Finite element model of inner crown and outer crown.

The arrow indicates space between inner crown and outer crown (0.2 mm).

골궁 형태를 이용하여 모델링하였다. 하악골의 단면의 중심축은 25도 경사로 하고, 단면은 다음과 같은 폭과 높이로 하였다. 하악 중절치간 부위 단면에서 상방 1/3 부위의 폭은 11.0 mm, 상방 2/3 부위의 폭은 11.5 mm, 하악골 높이는 30 mm로 하였다. 하악 견치 부위의 단면에서 상방 1/3 부위의 폭은 11.0 mm, 상방 2/3 부위의 폭은 14.0 mm, 하악골 높이는 30 mm로 하였다. 제 2 소구치 부위의 단면에서 상방 1/3 부위의 폭은 11.0 mm, 상방 2/3 부위의 폭은 11.5 mm, 하악골 높이는 28 mm로 하였다. 제 2 대구치 부위의 단면에서 상방 1/3 부위의 폭은 13.0 mm, 상방 2/3 부위의 폭은 14.0 mm, 하악골 높이는 26 mm로 하였다.²²

임플란트는 나사선 형태 없이 직경 4 mm, 길이 10 mm의 원통형 임플란트로 모델링하였고, 4개의 임플란트를 견치부위와 제 2 소구치 부위에 식립하였고, 길이 10 mm를 모두 하악골에 매입하였다.

대조군 (바 구조)의 상부 구조물은 지대주 직경 4 mm, 길이 8 mm의 원통형으로, bar의 두께는 1 mm, 폭은 3 mm로 모델링하였다. 후방 연장부 (cantilever) 길이는 10 mm로 제 1 대구치 부위까지 연장하였다 (Fig. 3).

실험군(이중관 구조)의 상부 구조물은 다음과 같이 모델링하였다.

지대주의 직경은 4 mm, 하악골에서 2 mm는 원통형으로, 2 mm상방에서부터는 경사도 6도에 길이 6 mm의 내관형으로 설계하였다 (Fig. 4). 내관과 외관의 간극은 내관의 교합면 상단부에서 0.2 mm로 하였고²³, 외관은 대조군과 동일한 바 구조로 연결하였다. 내관과 외관 사이는 탄성계수를 동일 물질의 1/10 이하로 줄여 변형을 허용하는 spring model로 구성하였으며, 이는 변위가 존재하는 경우에 있어서 적합한 모델링이다 (Fig. 5).

본 연구에서는 이러한 모델을 해석하기 위하여 대표적인 상용 유한요소해석 프로그램인 ANSYS version 8.1을 이용하였으며, 하악골 및 임플란트 등 입체 구조물을 모델링하기 위하여 ANSYS (Swanson Analysis System Inc., USA)에서 제공하는 등매개체요소인 SOLID 45를 사용하였다. 또한 해의 정확도를 높이기 위해서 locking현상의 일종인 Hourglass 모드의 발생을 조절하도록 감차적분 (Reduced Integration)을 적용하였다.

3. 주요 물성치

유한 요소법을 이용한 수치 해석을 수행하기 위하여 구강내에서 존재하는 재료의 물리적 성질을 이상화하여 모델링하였으며, 이에 따라 물리적 성질은 재료의 기계적 특성이 균일한 균질성 (homogeneity), 재료 특성 및 역학적 거동이 X, Y, Z 축 3 방향으로 동일한 등방성 (isotropy) 및 구조의 변형이나 변위는 작용하는 하중에 비

Table I. Material properties

Material	Young' s Modulus (MPa)	Poisson' s ratio
Implant (titanium)	110,000	0.35
Cortical bone	15,000	0.30
Cancellous bone	1,500	0.30
Gold alloy	96,600	0.35

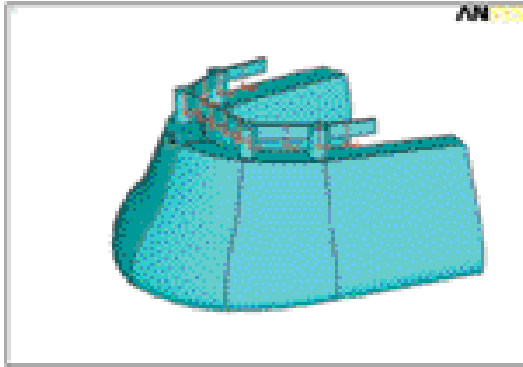


Fig. 6. Vertical load (IPv). Each 20 N on 6 anteriors and each 40 N on 3 posteriors.

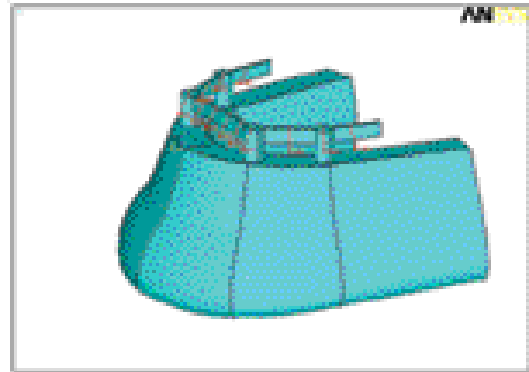


Fig. 7. Oblique load (IPo). Each 20 N on 6 anteriors and each 40 N on 3 posteriors in 60 degree inclined.

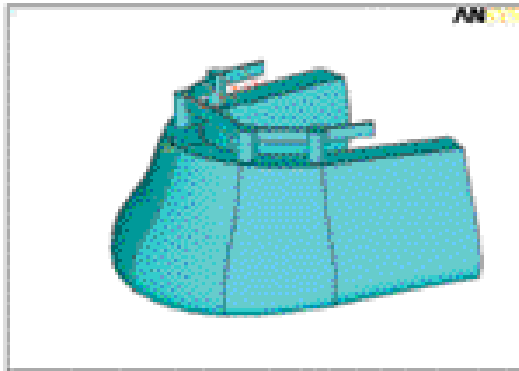


Fig. 8. Oblique load at working side (GF). Each 5 N on canine and 3 posteriors.

레하고 변위의 크기에는 무관하다는 선형탄성 (linear elasticity) 조건을 만족하는 것으로 가정하였다.

대표적인 구강내 재료의 물성치인 탄성계수 (E, Young' s Modulus)와 포아송비 (ν , Poisson' s ratio)는 선학들의 자료를 참고로 하였다 (Table I).²⁴

4. 하중 조건 및 경계 조건

치아 위치의 교합면에 정적하중 (static load)을 가하였다. 하중 조건은 하악의 기능 운동을 고려하여 다음과 같이 분류하였다. 최대교두감합위를 재현하는데 수직력을 IPv (intercuspal position - vertical), 경사력을 IPO (intercuspal position-oblique)로 정의하였다. 측방운동의 작업측의 균 기능을 재현하는 경사력을 GF (group function)으로 정의하였다. 수직하중 IPv에서는 교합평면에 수직방향으로 전치부에는 20 N 씩 6부위, 구치부에는 좌우측으로 편측 각각 40 N 씩 3부위 (제 1 대구치까지)에 하중을 가하였다 (Fig. 6). 경사하중 IPO에서는 수직선에 30도 내측에서 협측 방향으로 IPv와 동일한 위치에 동일한 크기의 하중을 가하였다 (Fig. 7). 작업측 경사하중 GF에서는 측방운동의 작업측에 수직선에 60도로 협측에서 내측 방향으로 견치부터 제 1 대구치까지 5N 씩 4부위에 하중을 가하였다 (Fig. 8).²⁵

경계 조건은 악골의 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해서 하악골 모델 밑면을 X, Y, Z 축 3 방향으로 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변 골조직에서는 변형이 허용되도록 하였다.

Table II. von Mises stress in mandible (MPa)

	Experimental group	Control group
IPv	8.097	8.663
IPo	12.354	11.517
GF	2.716	2.9

IPv: vertical load, IPo: oblique load, GF: oblique load at working side

Table III. von Mises stress in implant abutments (MPa)

	Experimental group	Control group
IPv	41.712	64.207
IPo	53.95	65.804
GF	8.898	11.727

IPv: vertical load, IPo: oblique load, GF: oblique load at working side

Table IV. von Mises stress in superstructure (MPa)

	Experimental group	Control group
IPv	268.054	111.723
IPo	358.377	120.891
GF	25.794	18.369

IPv: vertical load, IPo: oblique load, GF: oblique load at working side

5. 응력 분석

본 연구에서는 삼차원 유한요소해석의 결과로 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 유효응력 (von Mises stress)을 기준으로 각 군에서 응력을 측정하고 비교 분석하였다. 전체 응력의 분포 상태와 최대응력 집중부를 표시하기 위하여 응력의 크기에 따라 색도 변화를 준 응력 등고선 식 (stress contour plot)을 이용하였다.

각 군에서의 응력은 1) 악골에서의 응력 분석, 2) 지대주에서의 응력 분석, 3) 상부 구조물에서의 응력 분석으로 비교 분석하였다.

연구성적

세가지 하중 조건 (IPv, IPo, GF)에서 악골, 지대주, 상부 구조물에서 발생한 응력값과 응력분포는 다음과 같다.

1. 악골에서의 응력

실험군 (이중관 구조)과 대조군 (bar 구조)이 비슷한 응력값을 보였으나, 경사하중 IPo를 제외한 수직하중 IPv, 작업측 경사하중 GF에서 실험군이 대조군에 비해 비교적 낮은 응력값을 나타냈다 (Table II).

IPv에서는 실험군 (이중관 구조)이 대조군 (바 구조)에 비해 악골의 최대 응력값이 낮았으며 (각각 8.097 MPa, 8.663 MPa), 응력 분포 양상도 실험군에서는 악골 전체에 비교적 고르게 분포되었다. 응력 최대 집중부위는 두 군 모두 임플란트 경부의 피질골 부위였고, 전방, 후방 임플란트에 비교적 비슷한 응력 분포 양상을 보였다 (Photo 1, 2).

IPo에서는 IPv와는 달리 실험군 (이중관 구조)이 대조군 (바 구조)에 비해 악골의 최대 응력값이 높았다 (각각 12.354 MPa, 11.517 MPa). 응력 분포 양상은 실험군과 대조군 모두 비슷한 양상을 보였는데, 주로 하악골의 상단

부의 피질골, 특히 임플란트 경부의 피질골에 집중되었다. 전방의 임플란트 보다는 후방의 임플란트에 다소 큰 응력이 집중되었다(Photo 3, 4).

GF에서는 IPv와 유사하게 실험군(이중관 구조)이 대조군(바 구조)에 비해 악골의 최대 응력값이 낮았으며(각각 2.716 MPa, 2.9 MPa), 분포 양상도 실험군이 대조군에 비해 작업측 악골 전체에 비교적 고르게 분포되었다. 응력 최대 집중부위는 두 군 모두 임플란트 경부의 피질골 부위였고, 전방의 임플란트 보다는 후방의 임플란트에 다소 큰 응력이 집중되었다(Photo 5, 6).

2. 지대주에서의 응력

IPv, IPo, GF 모든 하중 조건에서 실험군(이중관 구조)이 대조군(바 구조)에 비해 낮은 응력값을 나타냈다(Table III).

IPv에서는 실험군(이중관 구조)이 대조군(바 구조)에 비해 지대주의 최대 응력값이 낮았다(각각 41.712 MPa, 64.207 MPa). 응력 집중 부위는 두 군 모두 후방 지대주의 원심면이었고, 전방 지대주에는 다소 설측으로 응력이 집중되었다(Photo 7, 8).

IPo에서는 실험군(이중관 구조)이 대조군(바 구조)에 비해 지대주의 최대 응력값이 낮았다(각각 53.95 MPa, 65.804 MPa). 응력 집중 부위는 두 군 모두 후방 지대주의 원심면이었고, 전방 지대주에는 다소 설측으로 응력이 집중되었다(Photo 9, 10).

GF에서는 실험군(이중관 구조)이 대조군(바 구조)에 비해 지대주의 최대 응력값이 낮았다(각각 8.898 MPa, 11.727 MPa). 응력 집중 부위는 두 군 모두 후방 지대주의 원심설측이었고, 전방 지대주에는 다소 설측으로 응력이 집중되었다(Photo 11, 12).

3. 상부 구조물에서의 응력

IPv, IPo, GF 모든 하중 조건에서 실험군(이중관 구조)이 대조군(바 구조)에 비해 높은 응력값을 나타냈다(Table IV).

IPv에서는 실험군(이중관 구조)이 대조군(바 구조)에 비해 상부 구조물에서의 최대 응력값이 높았다(각각 268.054 MPa, 111.723 MPa). 실험군에서는 최대 응력값은 높았으며, 응력분포는 전방부 중심부와 후방 연장부에 다소 집중되었으나 상부 구조물 전반에 비교적 고르게 분포되었다. 반면 대조군에서는 바의 각 부위 중심부와 지대주와의 연결부에 응력이 집중되었고, 지대주의 설

측 치경부에도 다소 응력이 집중되는 양상을 보였다(Photo 13, 14).

IPo에서도 실험군(이중관 구조)이 대조군(바 구조)에 비해 상부 구조물에서의 최대 응력값이 높았다(각각 358.377 MPa, 120.891 MPa). 실험군에서는 최대 응력값은 높았으며, 응력분포는 전방부 중심부와 후방 연장부에 다소 집중되었으나 상부 구조물 전반에 비교적 고르게 분포되었다. 반면 대조군에서는 바의 각 부위 중심부와 지대주와의 연결부에 응력이 집중되었다(Photo 15, 16).

GF에서도 실험군(이중관 구조)이 대조군(바 구조)에 비해 상부 구조물에서의 최대 응력값이 높았다(각각 25.794 MPa, 18.369 MPa). 실험군에서는 최대 응력값은 높았으나, 응력분포는 지대주와 바 연결부에 일부 집중되었으나 비교적 상부 구조물 전반에 고르게 분포되었다. 반면 대조군에서는 바의 각 부위 중심부와 지대주와의 연결부에 응력이 집중되었고 지대주의 설측 치경부에도 응력이 집중되었다(Photo 17, 18).

총괄 및 고찰

보철물의 생역학적 안전을 위해서는 보철물과 악골에 하중이 적절히 분산되어야 하며, 또한 하중이 어느 특정 부위에 과도하게 집중되지 않도록 설계되어야 한다. 특히 치주인대와 같은 응력 완화 기구가 결여된 임플란트 지지 보철물의 경우 이러한 하중의 고른 분배의 필요성은 더욱 절실하다. 과도한 응력이 골에 가해지는 경우 골 흡수가 일어날 수도 있으며, 과도한 응력이 지대주 및 상부 보철물에 가해지는 경우는 지대주 나사의 풀림, 파절, 상부 구조물의 연결부 파절 등의 결과를 초래할 수도 있다.²⁶ 소수의 임플란트로 완전 무치악을 수복하는 임플란트 피개의치의 경우에는 응력 분포가 더욱 중요한 요소라 할 수 있다. 응력 분석을 하는 방법에는 광탄성응력분석, strain-gauge법, 유한요소법 등이 있다.

하악의 임플란트 피개의치의 유지장치에 따른 응력 분석에 관한 여러 연구가 있었다.

2001년에 Heckmann¹⁵ 등은 5가지 유지장치로 하악에 임플란트 피개의치 설계시 임플란트와 의치상지지부위의 응력 크기를 strain-gauge법으로 측정, 분석하였다. 하악에 2개의 임플란트를 식립하고 후방 연장 부위에 1 N 부터 50 N까지 증가시켜가며 하중을 가했을 때 임플란트의 원심면, 근심면, 의치상지지 부위에서 응력을 측정, 비교하였는데, 임플란트의 원심면에서는 완압형 이중관, 바, 볼, 자성 유지장치에서는 대동소이하게 낮은 응력을, 비완압형 이중관에서는 네가지 유지 장치에 비해 높은

응력값을 보였고, 임플란트의 근심면에서는 비완압형 이중관이 가장 낮은 응력을, 완압형 이중관과 볼, 자성 유지장치는 이보다 높은 응력을, 바 유지장치는 나머지 네 가지 유지장치보다 유의성있게 큰 응력을 보였으며, 의치상지지 부위에서는 비완압형 이중관이 가장 낮은 응력을, 다음으로 바 유지장치가, 그리고 자성, 볼, 완압형 이중관 유지장치의 순서로 응력값이 크게 나타났다고 하였다.

1994년에 Meijer¹⁶ 등은 하악의 완전 무치악에 4개의 임플란트로 평행측면의 바 유지 장치로 수복한 경우와 2개의 임플란트를 이중관으로 수복한 경우의 응력을 유한요소법으로 비교분석하였다. 제 1 대구치 부위 (후방 연장 부위)와 근심 임플란트 전방에 경사 하중을 가했을 때의 임플란트 고정체에서의 응력분포 양상을 비교 분석하였는데, 이중관에서는 응력의 크기가 증가함에 따라 고른 응력 증가와 분포를 보인 반면, 바에서는 하중 동측의 임플란트에 흔들리는 힘이 발생하고 응력값이 급격히 증가하였다고 하였다.

1998년에 Giulio²⁷ 등은 하악의 완전 무치악에 2개의 임플란트로 바/클립 유지장치로 수복한 경우와 볼 유지장치로 수복한 경우의 응력을 유한요소법으로 비교분석하였다. 제 1 대구치 부위에 35 N을 가했을 때, 비작업측 점막에는 볼 유지장치에서 더 큰 응력이, 작업측 점막에서는 바/클립이 10%정도 더 큰 응력이 발생하였으며, 임플란트 주변골에서는 볼 유지장치보다 바/클립 유지장치가 더 큰 응력이 발생했다고 하였다.

이러한 선학들의 연구를 보면, 볼, 자성, 비완압형 이중관 유지장치와 같은 주로 점막지지형의 임플란트 피개의치에서는 임플란트에 가해지는 응력이 적음을 볼 수 있다. 바 유지장치와 비완압형 유지장치에서는 임플란트에 비교적 큰 응력이 발생하였음을 알 수 있다. 주로 비완압형 이중관 유지장치의 경우는 임플란트의 원심축에, 바 유지장치의 경우에는 임플란트의 근심축에 큰 응력이 발생함을 알 수 있으며 이는 임플란트에 흔들리는 힘이 발생하는 것으로도 볼 수 있고 이는 임플란트를 일차고정했기 때문인 것으로 볼 수 있다. 물론 이러한 선학들의 연구들은 대부분 하악골에 2개의 임플란트를 식립한 점막-지지 또는 점막, 임플란트-지지인 경우를 분석하였다.

이에 본 연구에서는 임플란트를 4개 식립하고 주로 임플란트-지지의 피개의치로 설계하고 이 때 주로 선택하는 설계 방법으로 바 유지장치를 이용하는 경우를 대조군으로, 비완압형 이중관 유지장치를 이용하는 경우를 실험군으로 설정하여 선학들의 연구와 같이 바 유지장

치보다 이중관 유지장치에서 임플란트 및 악골의 응력 분포가 고르게 나타날 것으로 가정하고 연구를 시작하였다.

본 연구에서 악골에 발생한 최대응력은 경사하중 (IPO) 시의 이중관 구조에서 발생한 12.354 MPa 이었다. 치밀골에서는 48 MPa, 해면골에서는 4.8 MPa에서 골흡수가 일어난다는 선학들의 연구 결과²⁸에 근거해 볼 때 두 군 모두 병적 골 흡수가 일어날 만큼의 큰 응력은 발생하지 않았다.

본 연구 결과 실험군 (이중관 구조)에서는 상부 보철물에서의 최대응력값이 대조군에 비해 대략 140~290% 정도 크게 발생했고, 지대주에서는 65~80% 정도 적게 발생했으며, 악골에서는 93~107%로 비슷하거나 응력이 적게 발생하였다. 비록 이중관 구조가 상부 보철물에는 다소 큰 응력이 발생하나, 임플란트가 이차 고정되어 있어 임플란트 지대주와 악골에는 상대적으로 적은 응력이 발생하는 것으로 생각된다. 이는 Meijer^{16,18} 등의 연구 결과와 다소 상이하였다. Meijer의 연구에서는 이중관 구조의 고정체에 더 큰 응력이 발생하였다고 했는데, 이는 bar 구조의 경우는 4개 임플란트를, 이중관 구조의 경우는 2개의 임플란트를 식립한 경우를 비교했기 때문인 것으로 생각된다. 본 연구에서와 같이 동일한 수와 동일한 위치에 임플란트를 식립하여 비교했다면, 이중관 구조의 임플란트 고정체에 큰 응력이 발생하지 않았을 것이라 생각된다.

응력 분포 면에서는 악골, 지대주, 상부 보철물 모두에서 이중관 구조가 bar 구조보다 고르게 분포되고 있음을 볼 수 있다. 이는 Meijer^{16,18} 등의 연구 결과와 일치하였다.

대조군 (바 구조)보다 실험군 (이중관 구조)의 상부 구조물에서 큰 응력이 발생하는 것으로 미루어 보아 이중관 구조시 상부 구조물의 재료 선택이 매우 중요할 것이라 생각되며, 본 연구에서는 모두 금 합금을 사용하였으나, 상부구조물을 보다 강성의 재료로 실험을 했다면 또 다른 결과가 나왔으리라 생각된다.

또한 실험군, 대조군 모두 전방의 bar 중심부에 응력이 집중되었다. 이는 견치에 식립한 임플란트의 위치를 bar 구조의 경우에는 측절치와 견치 사이에, 이중관 구조의 경우에는 측절치 위치에 식립하여 응력 분석을 해보았다면, 또 다른 결과를 얻었을 것으로 생각된다.

본 연구에서는 임플란트를 견치와 제 2 소구치로 식립하여 실험했는데, 모든 응력분포 결과 최후방 임플란트의 경부 치밀골, 최후방 지대주, 상부구조물의 후방 연장부에서 응력이 집중되었다. 이는 최후방 임플란트는 가능한 후방에 식립하여 후방연장부위 (cantilever)의 길이

를 줄여주는 것이 역시 매우 중요한 요소임을 입증해 주었다.

세 가지 하중 조건 중 경사 하중인 IPO에서 다른 하중 조건들에 비해 응력값이 크게 나왔다. 이는 Richter²⁹ 등의 연구와 Sahin³⁰ 등의 연구에서와 같이 임플란트에 수평력이 가해지면 큰 응력 발생으로 지대주 나사의 풀림, 파절, 상부 구조물의 연결부 파절 등의 결과를 초래할 수도 있다는 점에서 볼 때, 상부 구조물의 교합면 형성시 경사력이 많이 가해지지 않도록 교합평면과 교두각을 설정하는 것이 중요하겠다.

본 연구 결과는 임플란트 고정체와 지대주는 견고하게 일체처럼 고정되었다는 조건하에 나온 것이다. 따라서 지대주나 상부 구조물에 가해지는 응력을 지대주 나사나 지대주와 임플란트 계면에서 분석할 수가 없었다. 물론 지금까지의 선학들의 연구에서도 삼차원 유한 요소법으로 지대주 나사에 토크를 가해 고정체에 연결할 때 발생하는 응력을 재현하는 것은 이루어진 바가 없었다.^{31,32}

이중관 구조에서 내관과 외관의 탈락시 저항하는 마찰력을 유한요소법으로는 재현할 수가 없어서 경사 하중에 대해서는 실제와는 다소 다른 결과가 나왔으리라 생각된다.

본 연구에 이어 임플란트의 위치를 보다 전방으로 식립한 경우 (후방연장부의 길이가 본 연구 보다 긴 경우)의 바 구조와 이중관 구조의 응력 비교, 임플란트를 2개 식립하였을 경우의 바 구조와 이중관 구조의 응력 비교 등의 연구, 상부 구조물의 bar 길이에 따른 응력비교, 상부 구조물의 재료에 따른 응력 비교 등의 연구가 필요하리라 생각된다.

결론

임플란트 4개를 식립하여 하악의 임플란트 피개의치를 제작하는 경우, 임플란트를 일차고정하는 바 구조 (대조군)와 이차고정하는 이중관 구조 (실험군)로 설계하는 방법 간에 기능력 부하시 응력 분포 상태를 비교 분석하기 위하여, 수직하중 (IPv), 경사하중 (IPO), 작업측 경사하중 (GF)을 가하여 악골과 지대주, 상부 구조물에 발생하는 응력 분포 양상을 유한 요소법으로 비교 분석하고자 하였다. 하악 견치와 제 2 소구치에 임플란트를 식립하고 임플란트 지대주를 일차고정하는 바 구조를 대조군으로 설정하고, 내관형의 지대주를 외관 바 구조를 이차고정한 이중관 구조를 실험군으로 설정하여, 좌우측 구치부에 40N씩 6부위, 전치부 20N씩 6부위에 교합평면에 수직

으로 하중을 가하는 수직하중, 수직하중과 동일한 크기의 하중을 내측에서 외측으로 30도 경사로 하중을 가하는 경사하중, 작업측의 견치부터 제 1 대구치까지 4부위에 5N씩 외측에서 내측으로 60도 경사로 하중을 가하는 작업측 경사하중을 가하여 악골, 지대주, 상부 구조물에 발생하는 응력 분포 양상을 ANSYS version 8.1 (Swanson Analysis System Inc., USA)을 이용, 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 악골에서의 최대 응력값은 실험군과 대조군에서 비교적 비슷한 크기를 보였다. 경사하중 (IPO)을 제외하고 수직하중 (IPv)와 작업측 경사하중 (GF)에서는 실험군이 대조군에 비해 다소 적은 응력값을 보였다. 실험군이 대조군에 비해 비교적 악골 전체에 고르게 응력이 분포되었다.
2. 지대주에서는 모든 하중 조건에서 실험군이 대조군에 비해 낮은 응력값을 보였다. 응력 분포 양상은 두 군 모두 비슷한 양상을 나타내었으며, 최후방 지대주의 원심면에 응력이 집중되었다.
3. 상부 구조물에서는 모든 하중 조건에서 실험군이 대조군에 비해 높은 응력값을 나타냈다. 그러나, 대조군은 bar의 각 중심부와 지대주와의 연결부위, 지대주의 치경부에 응력이 집중된 반면, 실험군에서는 전방부 중심과 후방 연장부에 일부 응력 집중이 있었을 뿐 상부 구조물 전체에 비교적 고른 응력 분포를 보였다.

본 연구 결과 이중관 구조가 바 구조보다 악골과 지대주에서는 더 낮은 응력을, 상부 구조물에서는 더 큰 응력을 나타냈다. 상부 구조물에 비교적 크게 전달되는 응력을 견딜 수 있는 상부 구조물의 설계와 재료 선택만 이루진다면, 응력분포 면에서 이차고정을 하는 이중관 구조가 일차 고정하는 바 구조에 비해 유리하리라 생각된다.

참고문헌

1. Burns DR, Unger JW, Elswiok RK Jr, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdenture: Part I - Retention, stability, and tissue response. J Prosthet Dent 1995;73:354-63.
2. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 1998;80:559-64.
3. Enquist B, Bergedal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:129-34.
4. Naert I, De Clocq M, Theuniers G, Schepers E.

- Overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible : a 2.5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:191-6.
5. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:375-83.
 6. Wismeyer D, van Waas MA, Vermeeren JI. Overdentures supported by ITI implants: a 6.5-year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:744-9.
 7. Mericske-Stern R, Milani D, Mericske E, Olah A. Periotest measurements and osseointegration of mandibular ITI implants supporting overdentures. A one-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:73-82.
 8. Batenburg RH, van Oort RP, Reintsema H, Brouwer TJ, Raghoobar GM, Boering G. Overdentures supported by two IMZ implants in the lower jaw; a retrospective study of peri-implant tissues. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:207-12.
 9. Jemt T, Book K, Lindén B, Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Brånemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:162-7.
 10. Heckermann SM, Farmand M, Wahl G. Erste erfahrungen mit resilienzteleskopen bei der prothetischen versorgung enossaler implantate. *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie* 1993;9:188-93.
 11. Spiekermann H. Implantology. In: Rateitschak KH, Wolf HF. Color atlas of dental medicine. New York: Thieme Medical Publishers. 1995.
 12. Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2000;13:125-30.
 13. Heckermann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part I : in vivo verification of stereolithographic model. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:617-23.
 14. Heckermann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:560-9.
 15. Heckermann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachments. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:640-7.
 16. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993;20:147-57.
 17. Blickle W, Niederdellmann H, Schwarzer J. Stabilität enossaler implantate bei primärer und sekundärer Verblockung. *Z Zahnärztl Implantol* 1991;7:116-20.
 18. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102.
 19. Williams KR, Waston CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990;21:563-70.
 20. Langer A. Telescope retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1981;45:37-43.
 21. Christian B, George G. A new concept of overdentures with telescopic crowns on osseointegrated implants. *Int J Periodont Rest Dent* 1994;14:487-95.
 22. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:578-83.
 23. Hofmann M, Ludwig P. Telescopic denture in partially edentulous arch (functional principle, indication and results of a follow-up study). *Dtsch Zahnärztl Z* 1973;28:2-17.
 24. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989;16:603-11.
 25. Lundgren D, Laurell L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridge of cross-arch extension. I. Bilateral end abutments. *J Oral Rehabil* 1986;13:57-71.
 26. Hoshaw SJ, Brubski JB, Cochran GV. Mechanical loading of Branemark implant affects interfacial bone resorption and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-60.
 27. Giulio M, Massimo L, Paolo P, Giulio P. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:369-76.
 28. Curry J. The mechanical adaptations of bones. Princeton University Press 1984.
 29. Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:232-44.
 30. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J Dent* 2002;30:271-82.
 31. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
 32. 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;15:519-26.

FIGURES ①

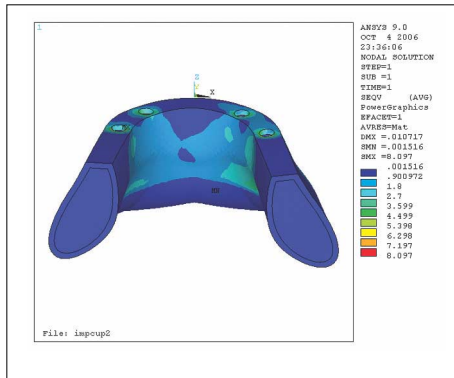


Photo 1. Experimental group (telescope) : mandibular stress distribution in IPv load condition.

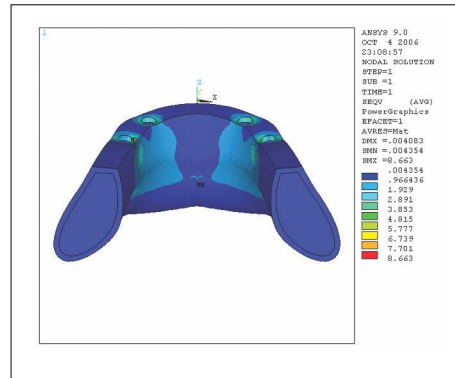


Photo 2. Control group (bar) : mandibular stress distribution in IPv load condition.

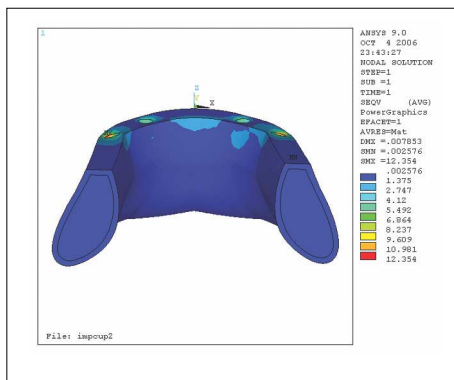


Photo 3. Experimental group (telescope) : mandibular stress distribution in IPo load condition.

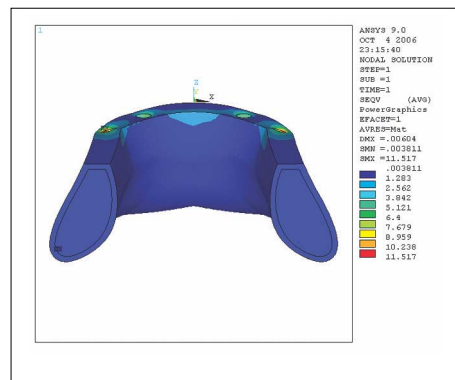


Photo 4. Control group (bar) : mandibular stress distribution in IPo load condition.

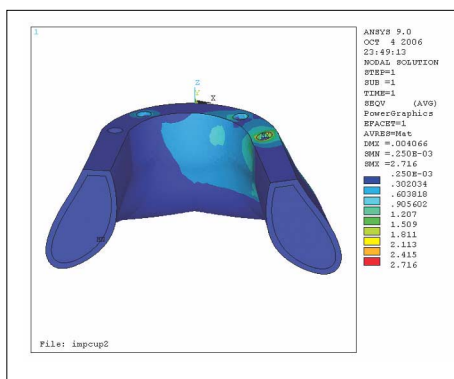


Photo 5. Experimental group (telescope) : mandibular stress distribution in GF load condition.

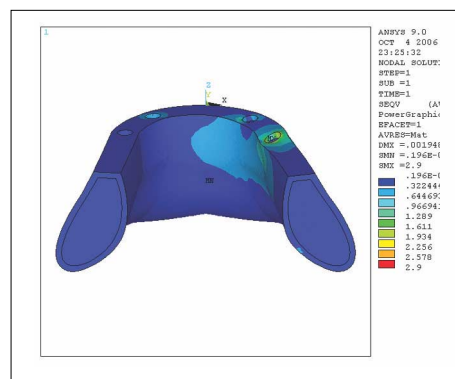


Photo 6. Control group (bar) : mandibular stress distribution in GF load condition.

FIGURES ②

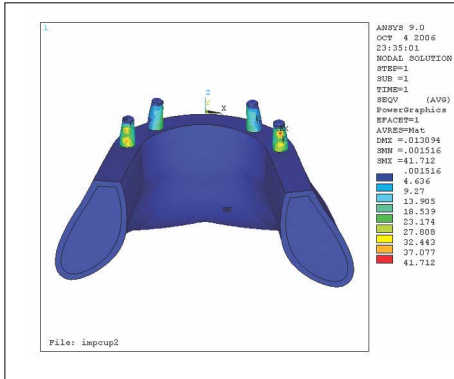


Photo 7. Experimental group (telescope) : implant abutment stress distribution in IPv load condition.

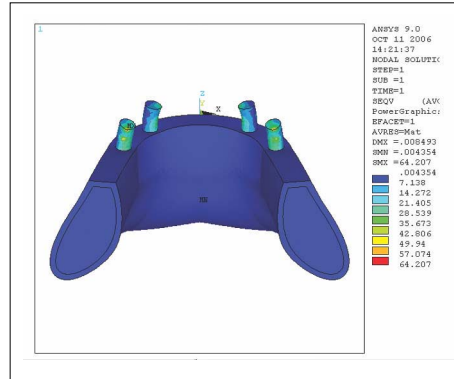


Photo 8. Control group (bar) : implant abutment stress distribution in IPv load condition.

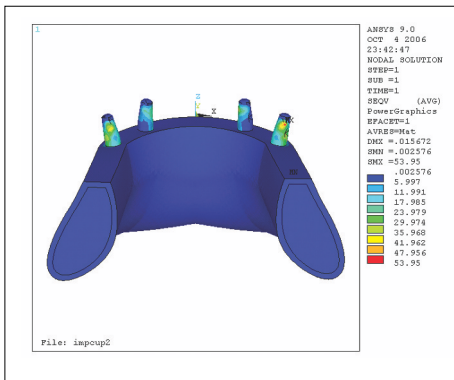


Photo 9. Experimental group (telescope) : implant abutment stress distribution in IPO load condition.

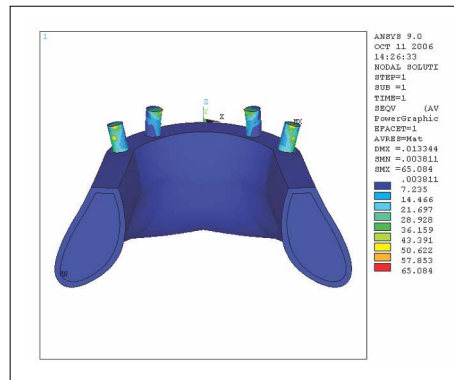


Photo 10. Control group (bar) : implant abutment stress distribution in IPO load condition.

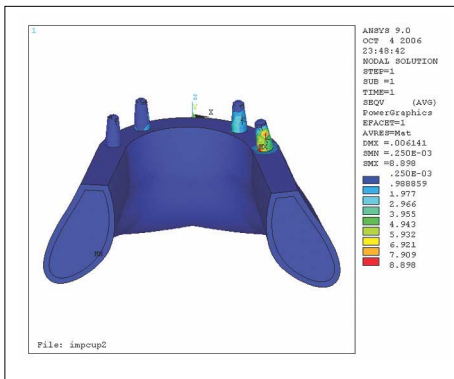


Photo 11. Experimental group (telescope) : implant abutment distribution in GF load condition.

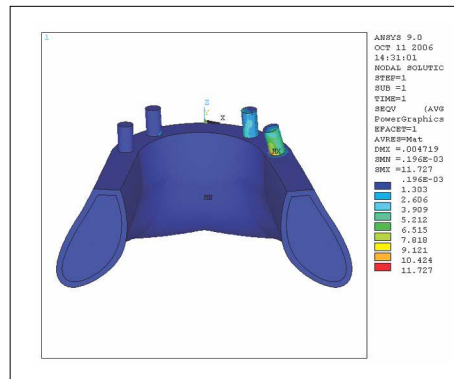


Photo 12. Control group (bar) : implant abutment distribution in GF load condition.

FIGURES ③

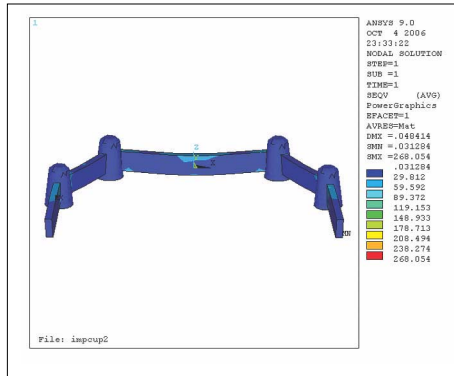


Photo 13. Experimental group (telescope) : superstructure stress distribution in IPv load condition.

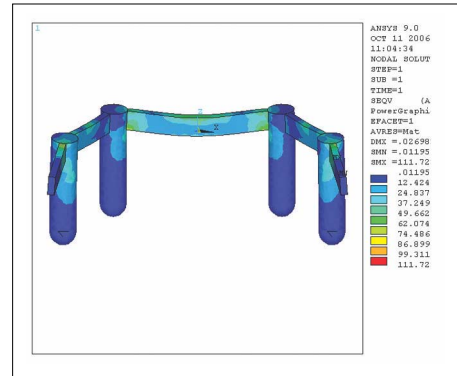


Photo 14. Control group (bar) : superstructure distribution in IPv load condition.

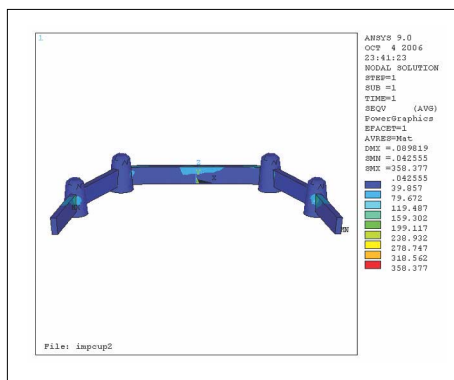


Photo 15. Experimental group (telescope) : superstructure stress distribution in IPo load condition.

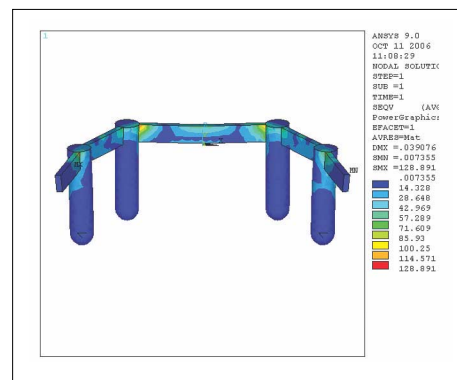


Photo 16. Control group (bar) : superstructure stress distribution in IPo load condition.

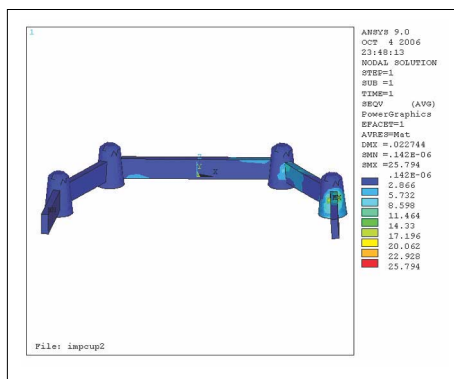


Photo 17. Experimental group (telescope) : superstructure distribution in GF load condition.

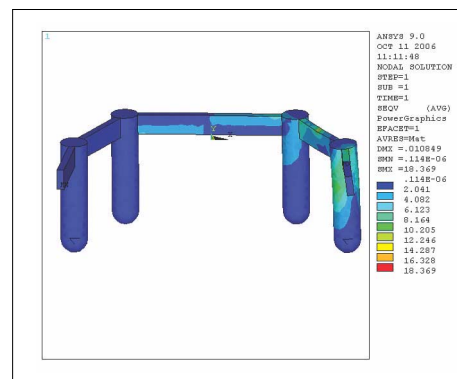


Photo 18. Control group (bar) : superstructure distribution in GF load condition.

Finite Element Analysis of Stress Distribution on Telescopic System for Mandibular Implant Supported Overdenture

Jung-Ran Oh, DMD, MSD, **Yi-Hyung Woo**, DMD, MSD, PhD, **Sung-Bok Lee**, DMD, MSD, PhD,
Jin Bak, DMD, MSD, PhD

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Graduate School, Kyung Hee University

Purpose: The purpose of this study was to investigate the stress distribution in mandibular implant overdentures with telescopic crowns compared to bar attachment. **Material and methods:** Three-dimensional finite element models consisting of the mandibular bone, 4 implants, and primary bar-splinted superstructure or secondary splinted superstructure with telescopic crowns were created. Vertical and oblique loads were directed onto the occlusal areas of the superstructures to simulate the maximal intercuspal contacts and working contacts such as group function occlusion. Maximum stress and stress distribution were analysed in mandibular bone, implant abutments, and superstructures. **Results:** 1. In comparison of von Mises stress on mandibular bone, telescopic overdenture had a little lower stress values in vertical load and working side load except oblique load. In the mandible, the telescopic overdenture distributed more uniform stress than the bar overdenture. 2. In comparison of von Mises stress on implant abutments, telescopic overdenture had much lower stress values in all load conditions. In implant abutments, the telescopic overdenture distributed stress similar to the bar overdenture. Stress was concentrated on the distal surfaces of the posterior implant abutments in both mandibular overdentures. 3. In comparison of von Mises stress on superstructures, the telescopic overdenture had much more stress values in all load conditions. However, the telescopic overdenture distributed more uniform stress on superstructure than the bar overdenture. In the bar overdenture, stress was concentrated on each central area of bar structures and connected area between implant abutments and bar structures. **Conclusion:** In the results of this study, the telescopic overdenture had lower stress values than the bar overdenture in mandibular bone and implant abutments, but more stress values in superstructures. However, if optimal material was selected in making superstructures, the telescopic overdenture was compared to the bar overdenture in stress distribution.

Key words: Finite element analysis, Stress distribution, Mandibular implant Overdenture, Telescopic overdenture, Bar overdenture, Mandibular bone, Implant abutment, Implant superstructure

Corresponding Author: Yi-Hyung Woo

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyung-Hee University

#1, Hoegi-Dong, Dongdaemun-Gu, Seoul, 130-701, Korea

+82 2 958 9340: e-mail, yhwoo@khu.ac.kr

Received February 25, 2008: Last Revision April 30, 2008: Accepted August 18, 2008.