

이중관으로 연결된 자연치와 임플란트의 악골 내 응력분포에 관한 3차원 유한요소분석

이수옥 · 최대균 · 권공록 · 우이형

경희대학교 치과대학 치과보철학교실, 경희대학교 구강생물학 연구소

서론: 임플란트와 자연치가 혼재하는 증례에 있어서 보철물의 연결여부와 그 결과에 대해 논쟁이 많이 있어왔다. 본 연구에서는 임플란트와 자연치를 이중관으로 연결했을 경우에 치조골 내에서 임플란트 주변 조직의 하중에 대한 응력의 양상을 분석하여 자연치와 임플란트를 연결하는 보철물의 방식으로 이중관의 사용가능성을 비교분석하고자 하였다.

연구재료 및 방법: 실험군으로서는 한 개의 자연치아와 한 개의 임플란트를 이중관으로 연결한 모델을 사용하고, 대조군으로 두 개의 임플란트를 이중관으로 연결한 모델을 사용하여 응력분포의 차이를 비교분석하였다. 임플란트와 자연치 각각 통상적인 금합금을 사용하여 내,외관을 모델링한 후 각각의 외관을 연결한 구조를 형성한다. 내관과 외관은 6°의 경사도 (taper)로 형성하고 내외관 사이의 공간을 인정하여, 하중을 가했을 경우 내외관 사이에 합금의 마찰력과 변위를 계산하여, 그 결과가 골내 임플란트의 응력 분포에 영향을 줄 수 있도록 실험모델을 형성하였다. 하중은 일반적인 저작력의 크기로 임플란트 부위와 자연치 부위에 각각 부여하여 응력의 차이를 비교하였으며, 최종적으로 대조군과의 차이를 비교하고자 하였다. 하중 조건은 임플란트와 자연치아 사이, 임플란트 후방, 전방 부 자연치아의 사이에 하중을 가하였으며, Load case 1, 2, 3로 분류하였다. 실험을 위해서 ANSYS Version 8.1을 사용하여 3차원 유한요소 분석을 시행하였다.

연구성적: 지대주에 가해지는 응력 - 최대 응력은 실험군이 대조군에 비해 각각 2.4 (Load Case1), 1.02 (Load Case2), 0.46 (Load Case3)배 높게 나타났으며, Load Case3의 경우 대조군의 최대응력이 더욱 높게 나타났는데, 이것은 전치부 치아의 경우 하중을 효과적으로 분산하기 때문인 것으로 보인다.

악골내에 가해지는 응력 - 악골내에서 최대 응력은 실험군이 대조군에 비해 각각 1.69 (Load Case1), 1.26 (Load Case2), 1.93 (Load Case3) 배 크게 나타났다

결론: 임플란트와 자연치아가 혼재된 경우, 이중관으로 상부 보철물을 연결한 경우, 임플란트만으로 구성된 대조군에 비해, 임플란트 및 임플란트 식립 부위의 악골에 가해지는 최대 응력은 1.02에서 2.4배 가량 높게 나타났다. 자연치아의 움직임이 임플란트의 경부 및 악골 내에 응력을 집중시킨 것으로 보이며, 자연치아가 있는 악골부위에서는 응력이 거의 발생하지 않았다.

본 실험의 경우 자연치아와 임플란트에서 모든 하중을 받는 것으로 계산하였고, 실제 가철성 의치에서 나타나는 점막의 영향을 배제하였기 때문에, 실제 임상에서는 후방 임플란트에 미치는 최대 응력의 크기는 2.4배 이하일 것으로 추정할 수 있다. 앞으로, 실제 임상에 적용하였을 경우, 임플란트에 미치는 영향 및 자연치아에 미치는 결과에 대한 연구가 필요할 것이다. (대한치과보철학회지 2008;46:381-395)

주요단어: 유한요소분석, 임플란트, 자연치, 이중관, 연결

서론

지난 수십 년간 치과 임플란트는 상악 및 하악, 전치부 및 구치부의 부분 무치악 혹은 완전 무치악 부위에 상실된 치아를 대체하는 데 있어서 성공적인 술식으로 확립되어 왔으나, 해부학적으로 술식이 어려운 부위에 있어서, 임플란트를 자연치아와 함께 사용하는 것에 관해서는 논란이 있어왔다.^{1,6} 임플란트와 자연치아를 고정성 보철물로 연결을 하는 것은 대안적인 치료가 될 수 있지만,

임플란트와 자연치아의 경우 생체역학적 운동기전이 다르기 때문에 임플란트 지대주의 나사 풀림, 자연치아의 함입, 보철물의 파절과 같은 문제를 일으킬 가능성이 있다.⁷ 그리하여, 고정성 보철물을 이용하여 자연치와 임플란트를 연결하는 경우 교합력에 대해 높은 캔틸레버 (cantilever) 효과로 인한 굴곡으로 인해 문제를 일으킬 수 있으므로, 비고정성 연결 장치 (non-rigid connector)를 추천하지만, 실제 임상에 있어서, 임플란트와 자연치를 비고정성 (non-rigid) 혹은 고정성 연결 장치 (rigid connector)

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

로 연결했을 경우 유의한 차이가 없다고 보고되었으며^{8,10}, 반대로, 몇몇 저자의 경우에는 임플란트 및 보철물에 내재된 유연성으로 인해 임플란트와 자연치의 각기 다른 운동기전을 상쇄한다는 보고를 하기도 했다.^{13,11} 그러나, 이러한 문제점들은 고정성 국소의치의 경우에 해당되고, 가철성 국소의치에서 자연치아와 임플란트를 이용한 경우, 자연치아와 임플란트의 생체역학적 문제와 관련된 연구는 많지 않았다. 부분 무치악의 경우 견치가 가장 늦게까지 존재하며¹², 견치 이외의 치아들이 받거나 대상이거나 상실된 경우에 견치를 받치고 임플란트 지지 보철물로 이행하는 경우와 견치를 포함시켜 국소의치를 제작하는 것 사이에서 치료계획의 혼란을 가져올 수 있다. Ross 등¹³은 임플란트와 자연치아를 이중관으로 연결하는 경우, 합착제 혹은 나사가 없이 내관의 경사도와 내, 외관의 마찰력만으로 유지가 가능하며, 구강 위생을 유지하기 유리하며, 심미적이고 기능적인 목적을 달성할 수 있음을 보고하였다. 일반적으로 이중관은 치주적으로 불리한 치열에 있어서, 지대치를 안정시키고, 교합력을 적절하게 분배하는 장점이 있다.¹⁴

골유착성 임플란트의 경우 구조물에 높은 응력이 가해지면 주위 골조직이 흡수되면서 점차 결합조직으로 대체되어 결과적으로 임플란트의 실패를 초래한다.¹⁵ 그러므로, 식립된 후방의 임플란트에 상부 보철물의 한가지로 이중관을 사용하였을 경우 임플란트에 가해지는 응력에 대한 분석이 일차적으로 필요하다. 일반적으로 임플란트와 연관된 응력에 관한 연구 방법으로는 전기저항 스트레인 게이지법¹⁶, 광탄성 응력분석법¹⁷ 및 유한요소법¹⁸⁻²¹ 등이 주로 이용되고 있는데 이중 유한요소법은 종래의 실험적 응력측정법으로 해결할 수 없는 불규칙

하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대해 각각의 특성을 모두 응력분석과정에 포함시킬 수 있으며, 결과로 발생하는 응력의 크기 및 방향 그리고 변위를 공학적 수치해석법으로 분석할 수 있다는 장점이 있다.²² Farah 등²³이 치과학 분야에 유한요소법을 처음 적용한 이래로 임플란트에 하중을 가하였을 경우에 지대주 혹은 악골내의 응력집중 부위를 정성적으로 분석하는 데 많이 응용되어 왔다. 실제 구강내의 환경을 완벽하게 유한요소법으로 재현하기는 어려운 현실이지만, 새로운 시도를 해보기 전에 유한요소법을 통하여 정성적 분석을 한 후, 하중을 가했을 경우 어느 부위에 응력이 집중되는가를 연구하는 것은 의의가 있다고 할 수 있을 것이다. 이 연구에서는 하악 좌, 우측 견치가 잔존해 있고, 좌, 우측 제2소구치 부위에 2개의 임플란트를 식립했다는 가정을 하고, 임플란트 및 잔존치아를 이중관으로 연결하였을 경우, 저작 시 임플란트와 잔존치아 및 치조골에 미치는 응력의 차이를 삼차원 유한요소 분석을 통하여 비교분석하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하고자 한다.

연구재료 및 방법

1. 하악골의 모델링

조직학적으로 유사한 설계방법과 균질한 해면골을 가진다는 가정 하에 이루어지는 설계방법 간에, 결과에 있어 응력분포의 차이는 없다고 보고한 바에 의거하여²⁴, 실험방법 상 그와 같은 조직학적 계면구조를 실제와 동일하게 조건을 부여하지 않고, 임플란트가 식립될 부위에

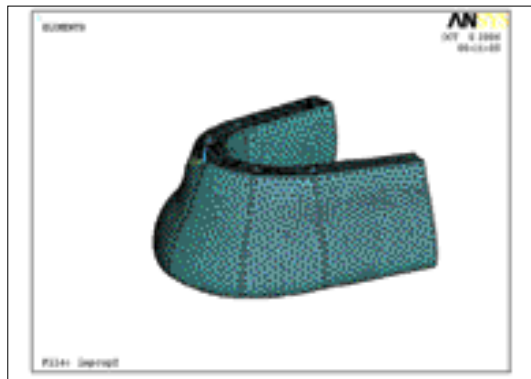


Fig. 1. Modeling of mandible.

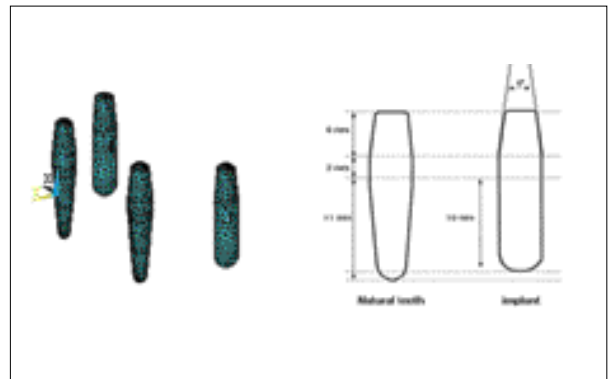


Fig. 2. Modeling of implant, natural teeth, and abutment.

가상의 악골을 설계하여, Ansys version 8.1 (Swanson Analysis System Incorporation, USA)에서 제공하는 등매개 입체요소인 Solid 45를 이용하여 모델링하였다. 정중부, 견치식립부위, 임플란트가 식립될 소구치 부위에 적절한 해부학적 형태를 고려한 단면을 설정하고 이것을 악궁의 형태와 유사하도록 모델링하였으며, 치조정 부위의 경우 임플란트 및 자연치아가 존재하는 부위는 굴곡이 없는 평면으로 설정하여, 유한요소 분석에 있어서 오차를 가져올 수 있는 조건을 배제하였다. 치조정의 두께는 7 mm로 설정하였으며, 1.5 mm의 피질골 두께를 부여하였으며, 임플란트가 식립된 후에 임플란트의 모든 면에서 1 mm 이상의 공간이 확보될 수 있도록 하악골을 모델링하였다 (Fig. 1).

2. 치아 및 임플란트 고정체의 모델링

치아는 치근의 길이 11 mm, 직경 4 mm의 형태로 단순화하였으며, 치조정 상방 2 mm의 간격을 두고 내관으로 이행되도록 모델링하였다. 임플란트 고정체의 경우 길이 10 mm, 직경 4 mm로 모델링하였으며, 치아와 마찬가지로 치조정 상방 2 mm의 간격을 두고 내관으로 이행되도록 모델링 하였다. 치근의 직경의 경우 실제로 4 mm는 아니며, 다양한 직경을 가질 수 있지만, 실험 모델의 단순화를 위해 임의적으로 임플란트 고정체의 직경과 동일하게 설정하여, 대조군을 설정하기 용이하게 하고, 수치 해석에 있어서의 오차를 줄일 수 있도록 설정하였다. 내관의 경우 높이 6 mm, 6°의 taper를 가지도록 모델링하였으며, 실제와는 달리 솔리드 형태의 모델링을 하여 내부의 물질과 외부의 물질을 동일하게 설정하였다. 자연치

아는 하악 견치라고 가정하여 하악 견치부위에 위치시켰으며, 임플란트는 하악 제2소구치 부위에 위치시켰다. 자연치아와 치조골사이에는 0.2 mm의 치주인대를 개제시켰다^{18,25} (Fig. 2).

3. Konus 외관 및 연결구조의 모델링

상부구조물의 경우 의치상과 인공치아 등의 구조물들이 있지만, 이 연구에서는 점막에 의한 영향을 배제하였으며, 외관간의 연결은 폭 1 mm, 높이 3 mm bar 형태의 구조물로 연결하였다. 연결된 구조물은 외관의 재질과 같은 재료의 물성치를 부여하였으며, 외관과 연결구조 사이에는 개제된 구조물이 없이 동일한 물성에 동일하게 거동하도록 모델링하였다. 내관과 외관사이에는 문헌²⁷에 따라 0.2 mm의 공간을 부여하였다 (Fig. 3).

4. Konus내관과 외관의 관계 모델링

실제로 내관과 외관 사이에는 마찰력이 존재하게 되며, 하중을 가했을 경우에 미세하지만, 움직임이 발생하게 된다. 실제적으로 외관과 내관의 사이에 어느 정도의 공간이 존재하는지 정량적으로 계량하기는 어렵지만, 실제거동을 보다 정확하게 모사하는 유한요소 해석 모델링을 만들기 위해서는 어느 정도 공간이 존재하고²⁶, 그 공간에 내외관 재료의 탄성계수보다 극히 작은 탄성계수를 적용한 물성치를 두어 (1/10이하), 외관과 내관의 자유도 (degree of freedom)가 완전히 분리되어 외관이 하중을 받으면서 발생하는 변위가 내관으로 그대로 전달되는 것을 방지하도록 모델링하였다. 또한, 내, 외관 사이

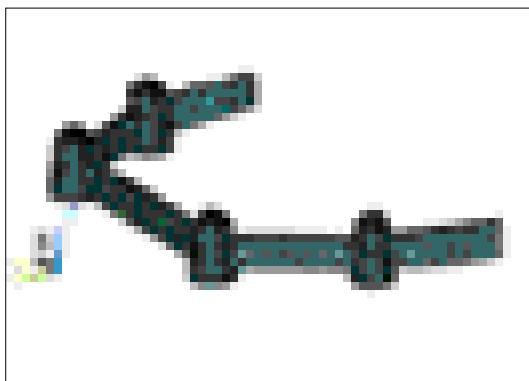


Fig. 3. Modeling of outer crown and connector.

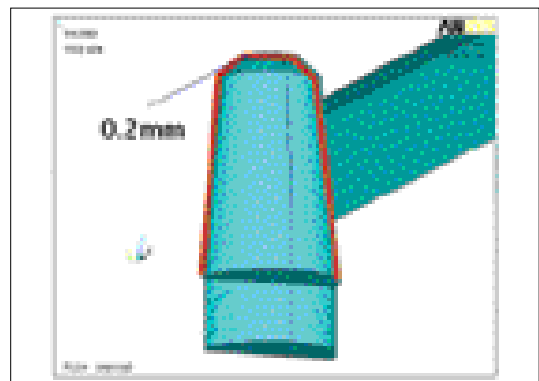


Fig. 4. Relationship between outer crown and abutment.

Table I. Materials properties assigned to dental tissues, PDL, alveolar bone (cortical and cancellous), prosthesis and implant material

Material	Young's modulus (Mpa)	Possion's ratio
Titanium	110,000	0.35
Cortical bone	15,000	0.30
Cancellous bone	1,500	0.30
Gold alloy	96,600	0.35
Dentin	18,600	0.31
Periodontal Ligament (PDL)	0.69	0.45

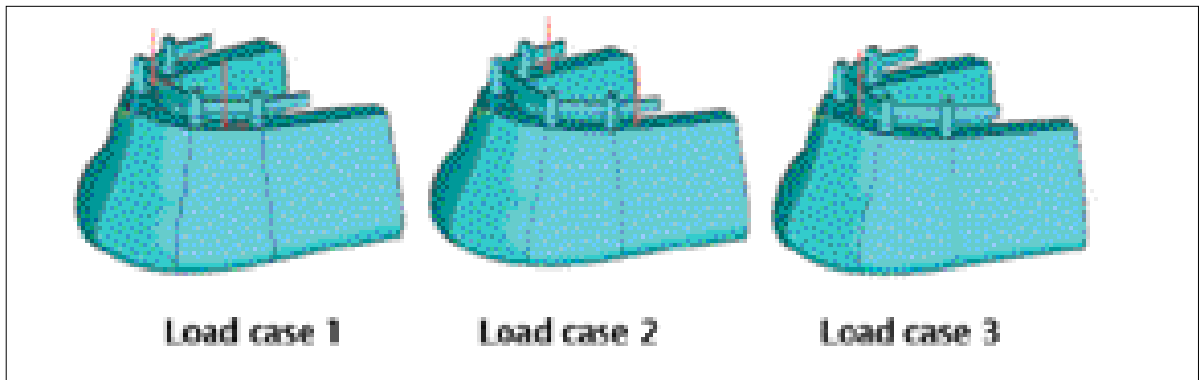


Fig. 5. Load cases used in this study.

의 공간에는 접촉요소 (contact element)를 적용하여 내, 외관이 마찰거동을 하도록 모델링하였다. 이러한 모델링 과정을 통해서, 내, 외관의 실제 거동과 유사한 유한요소 해석결과를 얻을 수 있을 것으로 기대할 수 있다. 즉, 연결구조나 외관에 하중이 작용하여 변형이 발생하는 경우에도 내관에 그러한 변형이 100% 그대로 전달되지 않으며 외관과는 다른 거동을 보이는 현상을 모사할 수 있게 된다.

5. 연구재료의 물성치

이 연구에서 임플란트의 성분인 티타늄, 치밀골, 해면골, 금합금, 상아질, 치주인대의 6가지 재료를 사용하였으며, 탄성계수 (Young's modulus)와 포아송비 (Poisson's ratio)는 선학들의 연구를 활용하였고^{18,20,23}, 백악질, 임플란트 지대주의 연결나사, 합착제 등의 구조물은 실제적으로는 존재하지만, 이 연구에서는 생략하였다 (Table I).

6. 대조군의 설정

유한요소법을 이용한 응력의 평가에 있어서, 실제 구강내에서 일어나는 것과 같은 정량적 분석을 하기는 어렵다. 그러므로, 이 연구에서는 실제로 자연치아가 아닌 임플란트만으로 구성된 국소의치의 경우의 대조군을 설정하여, 실험군과의 응력분포 양상의 차이를 비교분석해 보고자 하였다.

실험군에서 자연치아가 식립된 부위에 임플란트로 대체하고, 동일한 방향의 동일한 하중을 주었을 경우에 응력분포가 어떠한 차이가 있는지 분석하면, 실제 임상에서 사용하였을 때 임플란트에 미치는 하중의 변화에 대한 일정부분의 정량적 분석이 가능하다고 판단하였다. 대조군에 이용된 임플란트는 실험군의 임플란트와 동일한 직경과 길이를 가지며, 실험군의 자연치아와 동일한 위치에 식립하여 동일한 하중조건으로 해석하였다.

7. 하중 조건

하중은 각종 교합력 분석자료^{27,28}를 토대로 150 N의 수직 하중을 기본 하중으로 선택하였다. 150 N의 하중은 자연치열 성인의 최대 교합력보다 작지만 대합치가 의치인 경우는 교합력이 평균교합력보다 작기 때문에 구강 내에서 발생할 수 있는 하중을 충분히 수용할 수 있다고 판단되기 때문이다.

실제 교합력은 동적하중이지만, 실험에 있어서 동적하중을 적용함에 어려움이 있으며, 실제적인 교합력을 해석에 이용하기도 어렵다. 이 연구에서는 자연치아와 임플란트의 하중에 대한 거동을 관찰하기 위함이 목적이므로 정적하중을 가했으며, 자연치아와 임플란트 사이의 중앙점 (Load case 1), 임플란트 후방 10 mm지점 (Load case 2), 양측 견치의 중앙점 (Load case 3) 3개 군으로 분류하였으며 (Fig. 5), load case 1과 load case 3의 경우에는 양측성으로 교합 하중을 부여하였다.

결과

하중에 대해 보철물, 지대주, 임플란트, 악골내에서 부정적인 영향을 미치는 응력이 중요하므로, 이 연구에서는 영구 변형 여부를 판정할 때 사용하는 유효응력 (von Mises stress)을 각각의 하중 조건에 따라 비교하였으며, 응력의 분포에 관해서는 응력의 집중 부위 및 분포 양상을 비교 분석하였다.

1. Load case 1

(1) 외관 및 연결구조의 응력 분포

실험군의 경우 임플란트가 식립된 부위의 외관 근심면의 bar구조물에 최대의 응력 (533.216 Mpa)이 나타났다. 대조군의 경우 마찬가지로 후방 임플란트의 외관 근심면의 bar구조물에 최대 응력 (300.723 Mpa)이 나타났으며, 대조군에 비해 실험군에서의 최대 응력의 크기가 크게 나타났다. 하지만, 대조군의 경우 전방부 임플란트의 외관 원심면의 최대응력수치가 44.463 Mpa로 실험군의 동일부위의 최대응력 수치 20.688 Mpa보다 높게 나타나, 대조군의 경우 전방, 후방 부위의 임플란트 주변 상부구조물의 응력이 분산된 것으로 보인다. 하중 분포의 차이는 실험군의 경우 전방부 자연치에 미치는 응력은 작게 나타났으며, 후방 임플란트의 근심면에는 응력이 크게 나타났다.

(2) 지대주의 응력 분포

실험군의 경우 후방 임플란트 지대주의 근심면에 최대 응력 (98.581 Mpa)이 나타난 것에 반해, 대조군의 경우는 오히려 전방 임플란트 지대주의 원심면에 최대응력 (40.973 Mpa)이 나타났다. 반면 실험군의 자연치의 지대주에는 응력이 낮게 나타났으나, 대조군의 후방 임플란트 지대주의 근심면의 경우는 다소 높은 응력이 관찰되어, 임플란트로만 구성된 대조군의 경우 4개의 임플란트에서 응력이 분산된 것으로 보인다. 대조군의 경우 후방 임플란트 지대주의 근심면에서도 27.292 Mpa의 응력을 보인 반면에, 실험군의 경우 전방부 자연치 부위에 18.685정도의 낮은 응력을 보여, 하중에 대한 응력이 후방의 임플란트에 집중된 것으로 보인다.

(3) 악골 내의 응력 분포

실험군의 경우 최대응력 (10.023 Mpa)이 후방 임플란트의 근심면 피질골 부위에 관찰되었으나, 대조군의 경우에는 최대응력 (5.923 Mpa)이 전방부 임플란트의 원심면의 피질골 부위에 관찰되어, 실험군 보다는 적은 응력이 관찰되었지만, 대조군의 경우에는 후방부 임플란트의 근심면 피질골 부위에 5.924 Mpa의 응력이 집중된 반면, 실험군의 경우 전방부 자연치아에 0.980 Mpa의 비교적 낮은 응력이 집중되었다. 특히 자연치가 있는 부위의 악골 내의 응력은 낮은 수치를 보였다.

(4) Von Mises stress의 비교 분석

Load case 1에서 최대응력의 발생부위는 실험군의 경우 후방부 임플란트에 집중되었고, 대조군의 경우 전, 후방 임플란트가 응력을 분산해서 받은 결과 응력값의 차이가 발생하였다. 외관 및 연결구조, 지대주, 악골 내에서 발생한 최대응력의 값은 각각 1.83 (외관 및 연결구조), 2.4 (지대주), 1.69 (악골 내)배의 응력값의 차이가 났다 (Fig. 6).

2. Load case 2

(1) 외관 및 연결구조의 응력 분포

실험군, 대조군 모두에서 최대응력은 후방부 임플란트의 외관 원심면에 최대응력이 발생하였으며, 실험군의 경우 929.44 Mpa 대조군의 경우 640.044 Mpa의 응력값을 나타내었다. 최대응력의 발생부위는 동일하지만, 응력의 크기는 실험군에서 높게 나타났다.

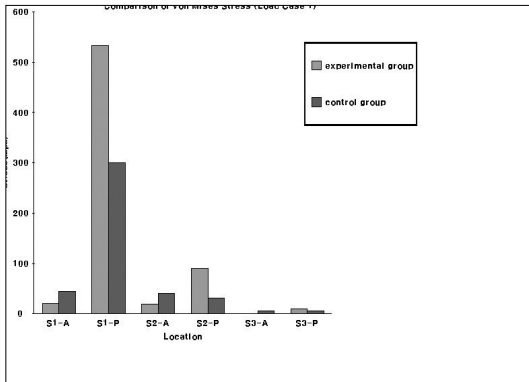


Fig. 6. Comparison of von Mises stress - Load Case 1 : S1-A; outer crown & connector (anterior), S1-P; outer crown & connector (posterior), S2-A; abutment (anterior), S2-P; abutment (posterior), S3-A; alveolar bone (anterior), S3-P; alveolar bone (posterior).

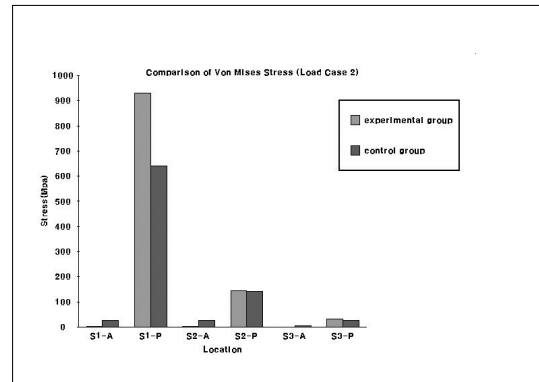


Fig. 7. Comparison of von Mises stress - Load Case 2 : S1-A; outer crown & connector (anterior), S1-P; outer crown & connector (posterior), S2-A; abutment (anterior), S2-P; abutment (posterior), S3-A; alveolar bone (anterior), S3-P; alveolar bone (posterior).

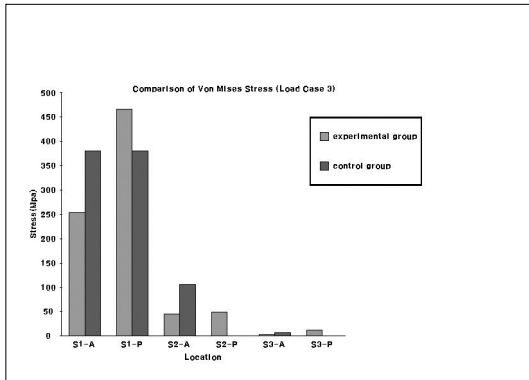


Fig. 8. Comparison of von Mises stress - Load Case 3 : S1-A; outer crown & connector (anterior), S1-P; outer crown & connector (posterior), S2-A; abutment (anterior), S2-P; abutment (posterior), S3-A; alveolar bone (anterior), S3-P; alveolar bone (posterior).

(2) 지대주의 응력 분포

지대주에 가해지는 최대응력의 위치는 실험군, 대조군 모두 후방부 임플란트의 원심면에서 발생했으며, 대조군의 경우 응력발생부위가 경부에 더욱 가깝게 나타났다. 최대응력의 크기는 실험군의 경우 145.051 Mpa, 대조군의 경우 142.338 Mpa로 거의 유사하게 나타나, 임플란트 후방부에 하중을 가했을 경우 임플란트 지대주에 가해지는 응력의 크기는 유사하게 나타났다.

(3) 악골 내의 응력 분포

악골 내에서의 응력은 실험군, 대조군 모두 후방부 임플란트의 원심면 피질골 부위에 집중이 되었으며, 실험군의 경우 32.489 Mpa, 대조군의 경우 25.765 Mpa로 실험군이 높게 나타났다. 대조군의 경우 전방부 임플란트 부위에도 악골 내 응력이 25.876 Mpa로 실험군의 자연치아 부위의 악골내 응력 2.23 Mpa보다 높게 나타나, 대조군의 경우 전방부 임플란트에도 응력이 가해짐을 알 수 있다.

(4) Von Mises stress의 비교 분석

Load case 2에서 최대응력의 발생부위는 실험군, 대조군 모두 후방부 임플란트의 원심면에 집중되었고, 지대주에 미치는 응력의 경우 실험군과 대조군의 응력의 차이가 유사한 반면, 외관 및 연결구조에서 나타나는 최대응력의 크기는 3개의 실험군 중 가장 높게 나타났다. 외관 및 연결구조, 지대주, 악골 내에서 발생한 최대응력의 값은 각각 1.45 (외관 및 연결구조), 1.02 (지대주), 1.26 (악골내)배의 응력값의 차이가 났다 (Fig. 7).

3. Load case 3

(1) 외관 및 연결구조의 응력 분포

실험군의 경우 후방부 임플란트의 외관 근심면 bar 부위에 최대응력 (466.575 Mpa)이 나타난 반면, 대조군의 경우 전방부 임플란트 외관의 근심면에 최대응력 (380.374 Mpa)이 나타났다. 실험군에서 후방부 임플란트에 많은

응력이 발생한 것에 비해, 대조군의 경우 전방부 임플란트 사이의 연결 구조물에서 대부분의 응력이 발생하였다.

(2) 지대주의 응력 분포

실험군의 경우 후방부 임플란트의 근심면에 최대응력 (49.65 Mpa)이 나타났으며, 대조군의 경우 전방부 임플란트의 근심면에 최대응력 (106.163 Mpa)이 나타나, 대조군의 전방부 임플란트에 더욱 큰 응력이 집중되었다. 전방부에 하중을 가했을 때, 실험군의 경우에는 후방의 임플란트에서 응력을 분담해준 반면, 대조군의 경우에는 대부분의 응력을 전방부의 임플란트에서 나타냈다.

(3) 악골 내의 응력 분포

실험군의 경우 후방부 임플란트의 근심면에 최대응력 (12.776 Mpa)이 나타났으며, 대조군의 경우 전방부 임플란트의 근심면에 최대응력 (6.594 Mpa)이 나타났다.

(4) Von Mises stress의 비교 분석

Load case 3에서 최대응력의 발생부위는 실험군의 경우 후방부 임플란트의 근심면에 집중되었고, 지대주에 미치는 응력의 경우, 대조군의 최대응력이 더욱 높게 나타났다. 외관 및 연결구조, 지대주, 악골 내에서 발생한 최대응력의 값은 각각 1.22(외관 및 연결구조), 0.46(지대주), 1.93(악골 내)배의 응력값의 차이가 났다(Fig. 8).

고찰

상실된 치아로 인한 구강기능의 상실을 회복하기 위해 고정성 국소의치, 가철성 국소의치, 총의치 등 여러 가지 수복방법들이 사용되어 왔다. 그러한 고전적인 보철수복치료는 현재까지도 구강기능회복을 위해 시행되고 있지만, 1980년대 Brånemark가 골유착성 치근형 임플란트를 소개한 이후²⁹, 현재에 와서는 치료계획에 있어서 상실치의 수복에 있어서 일차적인 수복방법으로 자리잡고 있다.

실제 임상에서는 자연치아가 잔존하는 경우가 많으며, 자연치아와 임플란트를 연결하지 않는 것이 원칙이므로⁸⁻¹⁰, 이로 인하여 치료계획에 있어서 임플란트 이용하기 어려운 경우가 발생한다. 특히, 상하악의 견치의 경우 부분 무치악 환자의 경우에서 건전한 경우가 많이 존재하며, 구강 내에서 가장 오랫동안 유지가 가능하다.¹² 그러한, 경우에 견치를 이용하여 국소의치를 제작할 수 있지만, 치아우식증의 이환, 치주염, 치근파절 등의 합병증

을 나타낼 수 있으며, 견치만을 이용한 피개의치(overdenture)의 경우, 의치의 유지, 지지면에서도 불리하다.³³ 이중관을 이용한 국소의치의 경우, 교합력의 분산, 치태의 관리, 심미성 부분에서 유리하며, 이러한 장점 때문에 임플란트와 자연치를 이중관으로 연결하려는 시도가 있어왔다.^{13,14} 이 연구에서는 자연치와 연결된 임플란트에 이중관을 이용한 국소의치를 장착했을 경우에, 임플란트 및 자연치에 가해지는 응력의 분포에 관한 평가하기 위해 연구를 진행하였다.

1. 유한요소 해석에 관한 고찰

유한요소법을 이용하여 구조내의 응력을 분석하는 과정에서는 다음과 같은 가정이 앞선다. 첫째, 모형내에 설계된 재료나 생체 조직은 임의의 어떤 부분에서도 균질성(homogeneity)를 갖는다는 것인데, 임상에 참여하는 실제의 재료와 골조직 및 치근막조직들은 물리적으로 비균질성(nonhomogeneity)의 재료들이다. 그러나 균질성의 가정하에 이용되는 물성치들이 비균질성 실제이 경우로부터 얻어졌다는 사실로 볼 때, 이러한 실험 편의상의 가정이 실험결과에 중대한 영향을 미치지 않을 것으로 생각되었다. 둘째, 설계된 재료나 조직은 구조내 원자배열이 3차원내에서 방향에 관계없이 어느 방향으로나 동일한 등방성(isotropicity)의 물리적 성질을 갖는 것으로 가정되나, 실제로 재료나 조직은 3차원내에서 방향에 따라 약간씩 상이한 특성을 가지는 것이 통례이다. 재료의 등방성에 관련된 변수로 포아송비(Poisson's ratio)라는 물성치가 있는데, 구조적으로 완전히 등방성인 재료의 포아송비는 0.5의 값을 갖는데, 구조응력분석의 대상이 되는 실제의 재료들은 0.3내외에서 포아송비 값을 갖는다. 이 실험에서는 각 재료 및 조직에 해당하는 포아송비가 계산과정에 포함되었으므로 등방성에 있어 실제와의 차이는 어느 정도 보완되었다고 평가했다. 셋째, 구조물에 하중을 가했을 경우 실험모형의 변형은 항상 탄성변형의 거동을 보인다는 내용인데, 즉 stress-strain curve가 어떤 범위에서도 Hooke의 법칙에 따른다(linear elasticity)는 가정으로, 대부분의 재료가 비례한계를 경계로 탄성변형의 범위와 소성변형의 범위로 구별되어진다는 실제의 성질과는 다르다. 그러나, 이 연구의 유한요소모형에 부여된 하중조건은 재료들의 비례한계 내에 있는 범위의 값들로 가정하였으므로, 실험결과에는 큰 영향이 없음을 알 수 있다³⁸. 유한요소법은 공학분야에서 가장 활발히 이용되고 있는 구조분석의 방법으로, 근년에는 그 응용의 범위가 확대되어 의학이나 치의학분야에서도 유한

요소법을 이용한 생체역학분석연구가 많이 보고되고 있다.^{23,38,40,41} 많은 저자들은 유한요소법을 이용하여 임플란트에 관련된 구조물 및 지지조직들에 발생하는 응력에 대해 보고하였는데, Takahashi 등⁴⁰은 임플란트를 이용한 하악구치부의 고정성보철물에 대한 유한요소법을 통한 변위 및 응력분포 연구에서, 보철물을 지지하는 지대주들 중 후방임플란트 지대주에 응력이 더 크게 집중된다고 보고했다.

유한요소법의 실험결과 산출되는 응력의 종류는 법선응력 (normal stress), 전단응력 (shear stress), 주응력 (principal stress), 유효응력 (von Mises, equivalent stress) 등 여러 가지가 있는데, 유효응력은 법선응력과 전단응력을 벡터 합성한 합응력의 크기로 등가적인 일축방향의 응력 값으로 응력을 종류별로 분석치 않고, 발생한 응력의 크기만을 비교, 파악하고자 할때 이용되는 수치로 평가된다.³⁸

2. 연구결과에 대한 고찰

(1) 자연치와 임플란트 사이의 중앙점에 하중을 가한 경우

실험군에 있어서 대부분의 하중은 임플란트에 응력으로 작용하였다. 하중을 가했을 때 임플란트의 경우 17~50 μm 의 운동범위를 가지는 반면, 자연치아는 100-200 μm 정도의 운동범위를 가지기 때문에³⁹, 자연치아의 더 많은 가동성이 임플란트에 더욱 큰 응력을 집중시킨 것으로 보인다. 실험군에서 외관 및 연결구조에 나타나는 최대응력은 533.216 Mpa로서, 대조군의 300.723 Mpa보다 크게 나타났으며 (Fig. 9, 10), 지대주에서도 실험군의 경우 98.581Mpa의 최대응력이 나타난 것에 반해, 대조군의 경우 임플란트 지대주의 원심면에 최대응력 40.973 Mpa이 나타났다 (Fig. 11, 12). 특히, 실험군과는 달리 대조군에서는 전방부 임플란트에 최대응력이 나타난 것으로 보아, 하중을 가했을 때 하중 위치에서 가장 가까운 위치의 임플란트에서 가장 많은 하중을 받는 것으로 유추할 수 있다. 이러한 사실은 Takahashi⁴⁰등은 연구와 일치한다. 이 연구에서 대조군은 하중에 대해 4개의 임플란트가 응력을 고르게 분산했으며, 실험군의 경우 자연치의 동요도가 크기 때문에 후방 임플란트 부위에 응력이 더욱 집중된 것으로 볼 수 있다. 악골 내의 응력의 경우 실험군의 경우 10.023 Mpa, 대조군의 경우에는 5.923 Mpa의 최대응력이 관찰되었다 (Fig. 13, 14). 이 실험에서 정량적인 분석을 의도한 것은 아니지만, 실험군, 대조군 모두에서 평균

저작력에 의한 악골의 탄성한계인 60 N/mm²보다 적게 나타나, 비록 실험군이 대조군보다 약 1.69배 많은 응력이 집중되었지만, 임플란트의 실패와 연관을 지을 수 있을 정도의 응력은 발생하지 않았다.⁴¹ Chapman⁴², Newman 등⁴³은 임플란트 소실의 주요 원인중의 하나로서 바람직하지 못한 과도한 응력을 거론하였으며, Skalak⁴⁴은 골유착 임플란트는 악골에 직접 결합되어 있으므로 기능 시 초래되는 외력을 매식체가 직접 악골에 전달하게 되며 이러한 외력을 치주인대에 의해 둘러싸여 있는 자연치아에서와 같이 완압시키지 못함으로써 많은 문제들이 유발될 수 있다 하였으므로, 골유착 임플란트와 관련된 응력의 분석은 임상적으로 매우 중요한 정보를 제공하리라고 생각된다. 악골 내에서도 지대주의 응력분포와 비슷하게 대조군의 경우 4개의 임플란트에서 응력을 고르게 분산 한 것으로 보이며, 이러한 사실은 실험군과 대조군의 응력의 차이로 알 수 있다. 즉, 실험군의 경우 전방부 자연치아 부위의 악골 내에서 응력을 많이 받지 않고, 치주 인대가 충격을 흡수한 만큼 후방부 임플란트에 추가적인 응력이 집중된 것으로 보인다.

(2) 임플란트의 후방에 하중을 가한 경우

실험군, 대조군 모두에서 응력의 분포양상은 비슷하였으나, 최대응력의 크기에서는 다소 차이가 났다. 외관 및 연결구조에서는 실험군의 경우 929.44 Mpa 대조군의 경우 640.044 Mpa의 응력이 나타났으며 (Fig. 15, 16), 3가지 하중조건 중에서 가장 높은 수치가 나타났다. 이 실험의 경우 점막의 지지에 관련된 요인을 배제하였으므로, 실제로는 이 실험의 응력보다는 낮게 나타날 것이며, 또한, 이중관의 모델링에서 사용된 요소에서 일정 하중 이상에서 내,외관 유지력의 상실로 인한 내,외관의 탈락되는 것과 관련된 조건이 없으므로, 실제로 일어나는 하중과는 다소 차이가 있을 것으로 보인다. 지대주의 경우에는 실험군에서 145.051 Mpa, 대조군의 경우 142.338 Mpa의 최대응력을 보여 (Fig. 17, 18), 응력의 차이가 크지 않음을 보여주었다. 악골 내의 응력의 경우, 실험군의 경우 32.489 Mpa, 대조군의 경우 25.765 Mpa의 최대응력을 보여 (Fig. 19, 20), 1.26배의 응력의 차이가 남을 보여 준다. 이러한 사실 또한 최후방에 위치하는 임플란트에 최대응력이 발생하게 된다는 Takahashi 등⁴⁰의 연구와 일치한다. 악골 내에서 발생한 응력의 크기는 실험한 3개의 하중 조건에서 가장 크게 나타났으나, 평균저작력에 의한 악골의 탄성한계보다 적게 나타나, 임플란트의 실패와 연관을 지을 수 있을 정도의 응력은 발생하지 않았다.

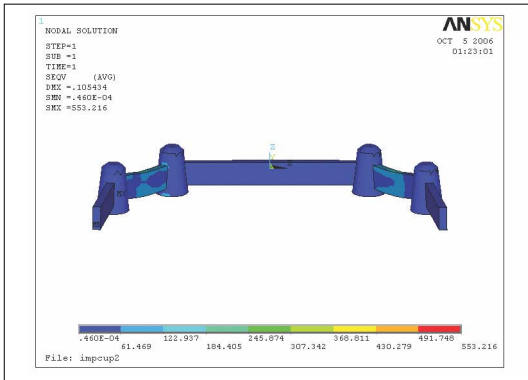


Fig. 9. Stress Distribution of outer crown and connector - experimental group (Load case 1).

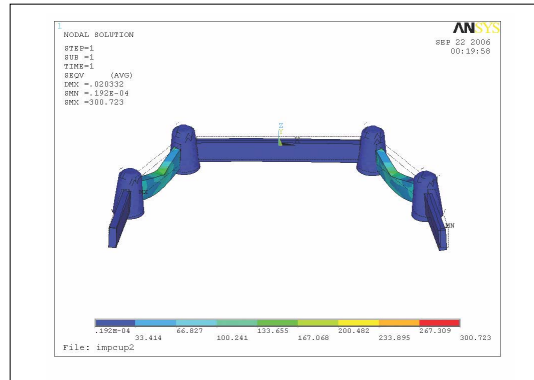


Fig. 10. Stress Distribution of outer crown and connector - control group (Load case 1).

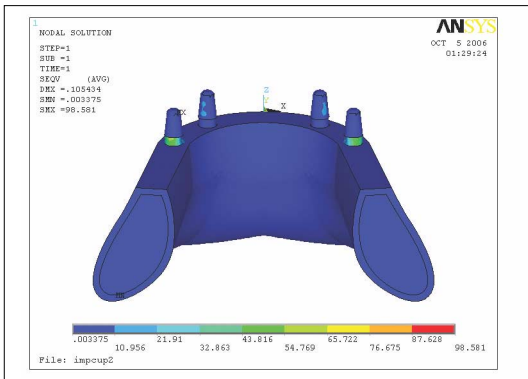


Fig. 11. Stress Distribution of abutment - experimental group (Load case 1).

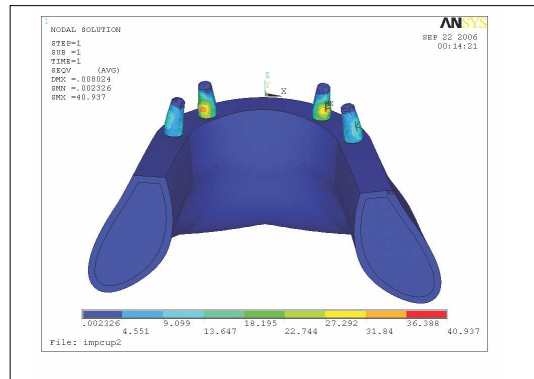


Fig. 12. Stress Distribution of abutment - control group (Load case 1).

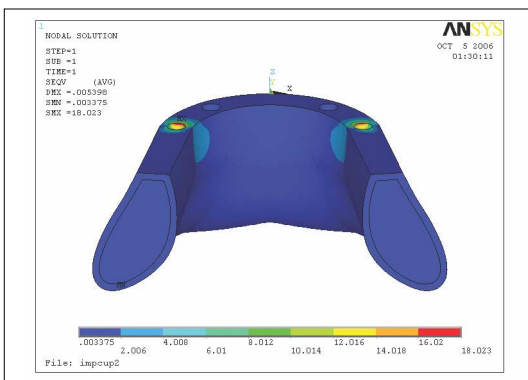


Fig. 13. Stress Distribution of abutment - experimental group (Load case 1).

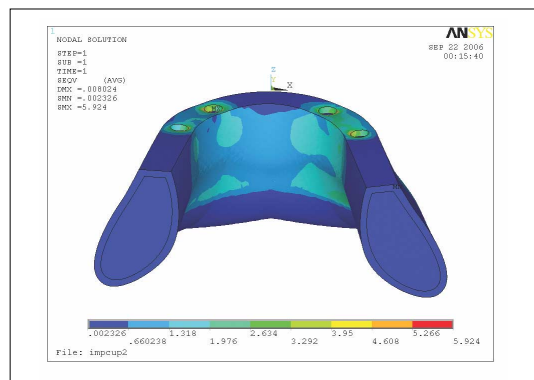


Fig. 14. Stress Distribution of abutment - control group (Load case 1).

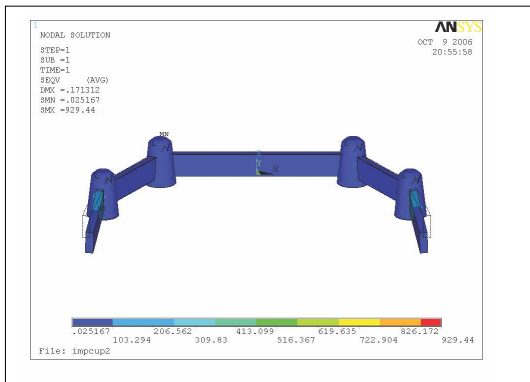


Fig. 15. Stress Distribution of outer crown and connector - experimental group (Load case 2).

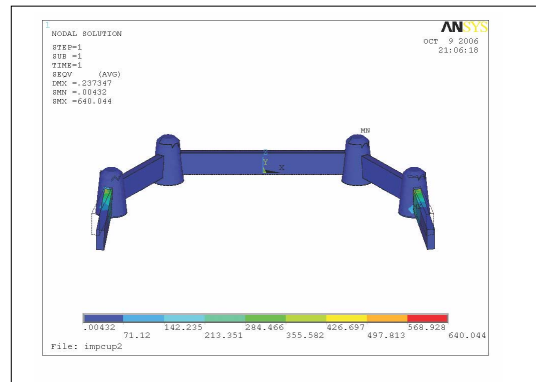


Fig. 16. Stress Distribution of outer crown and connector - control group (Load case 2).

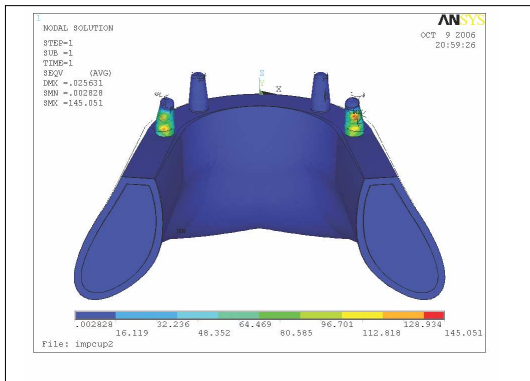


Fig. 17. Stress Distribution of abutment - experimental group (Load case 2).

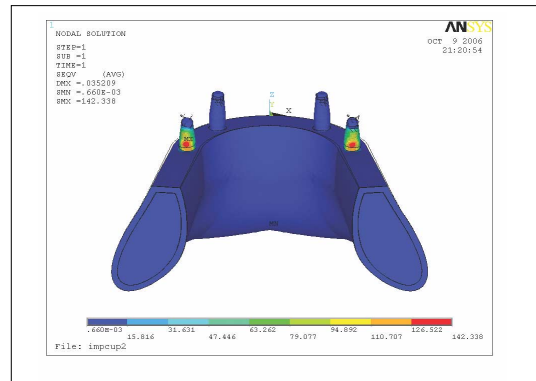


Fig. 18. Stress Distribution of abutment - control group (Load case 2).

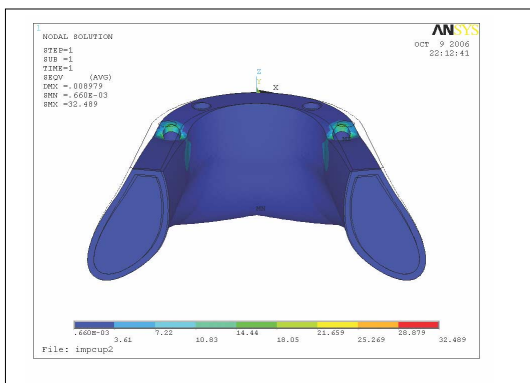


Fig. 19. Stress Distribution of abutment - experimental group (Load case 2).

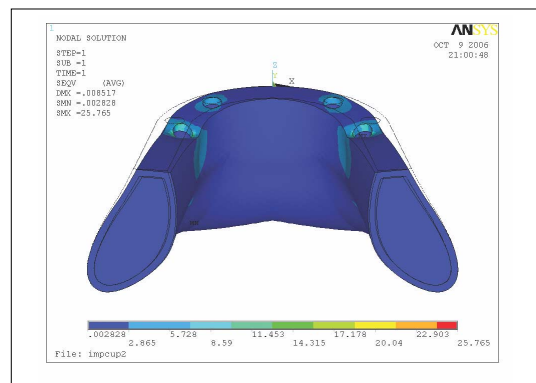


Fig. 20. Stress Distribution of abutment - control group (Load case 2).

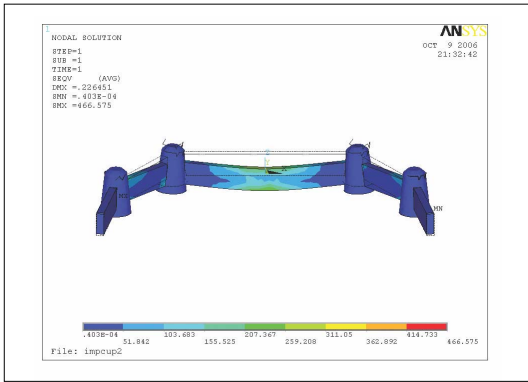


Fig. 21. Stress Distribution of outer crown and connector - experimental group (Load case 3).

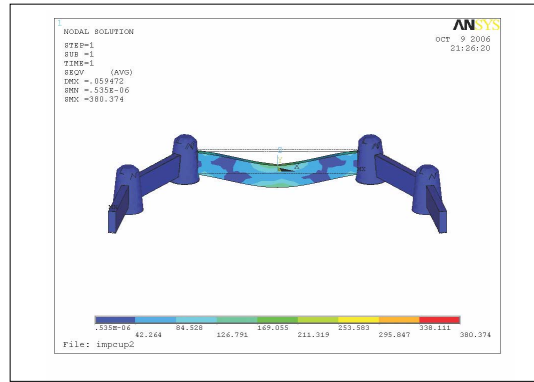


Fig. 22. Stress Distribution of outer crown and connector - control group (Load case 3).

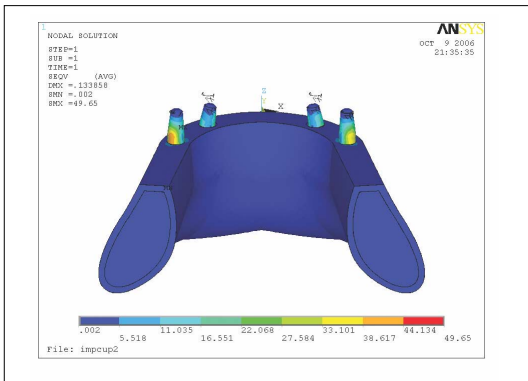


Fig. 23. Stress Distribution of abutment - experimental group (Load case 3).

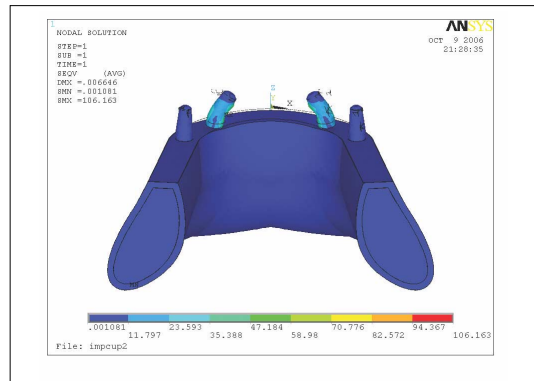


Fig. 24. Stress Distribution of abutment - control group (Load case 3).

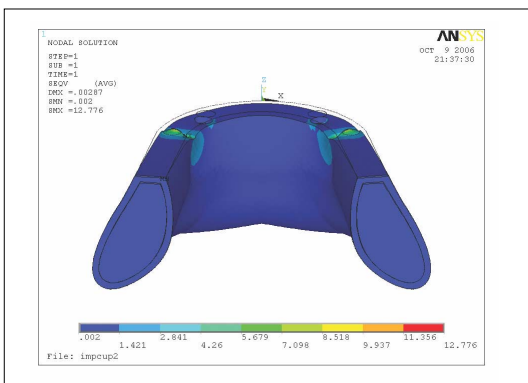


Fig. 25. Stress Distribution of abutment - experimental group (Load case 3).

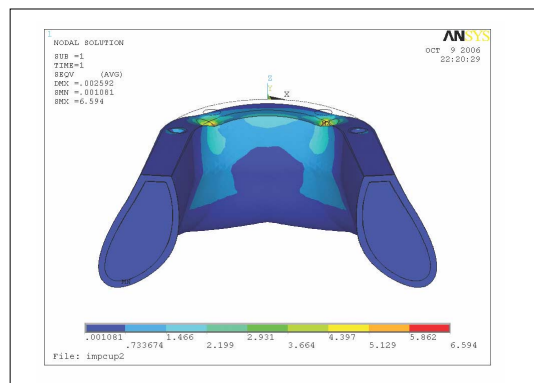


Fig. 26. Stress Distribution of abutment - control group (Load case 3).

(3) 양측 견치 사이의 중앙점에 하중을 가한 경우

실험군의 경우 후방부 임플란트 부위에 최대응력이 발생한 반면, 대조군의 경우에는 전방부 임플란트 사이에서 최대응력이 발생하였다. 외관 및 연결구조에서 실험군의 경우 466.575 Mpa, 대조군의 경우 전방부 임플란트 외관의 근심면에 380.374 Mpa의 최대응력을 나타냈다 (Fig. 21, 22). 이것은 하중을 가한 부위에서 가장 가까운 임플란트에서 최대 하중이 나타난다는 Takahashi⁴⁰ 등의 연구와 일치한다. 실험군의 경우 전치부 자연치아의 치주인대가 침하하면서 상대적으로 움직임이 적은 후방부 임플란트에 최대응력이 나타난 것으로 생각된다. 지대주의 경우에는 실험군에서 49.65 Mpa, 대조군의 경우 전방부 임플란트의 근심면에 106.163 Mpa의 최대응력이 나타났는데 (Fig. 23, 24), 오히려 대조군의 임플란트에서 더욱 높은 최대응력을 보여주었다. 악골 내의 경우, 실험군에서 12.776 Mpa 대조군에서 6.594 Mpa의 최대응력을 보여주었으며 (Fig. 25, 26), 실험군이 대조군에 비해 1.93배 높은 응력을 보여주었다. 그러나, 실험군에서는 최대응력이 후방부 임플란트 부위의 피질골에서 나타난 반면, 대조군에서는 전방부 임플란트에서 최대응력이 나타났다.

유한요소분석법을 통한 자료를 이용한 정량적 분석은 어려운 일이지만, 이 연구에서는 대조군을 설정함으로써, 자연치와 임플란트를 이중관 국소의치로 연결하여 제작했을 때 어느 정도의 하중의 차이가 나타나며, 하중의 차이로 인해 실제 임상에 적합한가를 판정할 수 있었다.

실험의 목적 상 가장 중요한 부분은 모든 실험군에서 악골 내에 나타나는 최대응력이며, 이것은 임플란트의 실패 여부 및 실제 임상에 적용 가능성 여부를 평가하는데 있어서 실험의 오차 부분을 고려한다면, 두 개의 군에서 큰 차이를 나타내지 않음을 의미한다. 임플란트만을 이용하여 이중관 국소의치를 제작하는 것은 임상적으로 받아들여지고 있는데⁴⁵, 이 실험에서는 의치상의 연장 효과를 배제하고도 대조군과의 큰 응력차이를 보이지 않았다. 모든 하중조건에서 가장 큰 악골 내 최대응력이 32.489 Mpa를 나타내므로, 의치상의 후방연장을 고려한다면, 임플란트가 식립된 악골내에서 나타나는 응력의 크기는 더욱 작게 나타날 것으로 예상되며, 실제 임상에서 자연치와 임플란트를 이중관으로 연결하는 국소의치를 제작하는 것은 이 실험의 결과로 볼 때 임플란트의 실패를 가져올 만한 이유는 없는 것으로 생각된다.

결론

이 연구에서 하중에 대한 자연치, 임플란트, 악골내에 가해지는 응력을 3차원 유한요소분석을 통해 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 하중조건에서 실험군의 외관 및 연결구조에 나타난 최대응력은 대조군에 비해 1.45배 높게 나타났으며, 지대주의 경우 1.02배 악골 내에서는 1.26배 높게 나타났다.
2. 최대응력이 나타난 하중조건은 임플란트 후방부위에 하중을 가한 경우였으며, 악골 내에 가해진 실험군의 최대응력인 32.489 Mpa도 악골의 탄성변형의 범위를 넘지 않는다.
3. 최대응력만을 비교했을 경우, 지대주에 가해지는 응력은 거의 유사하였으며, 악골 내의 응력은 실험군이 대조군에 비해 1.26배 높게 나타났다.

이상의 실험결과로 볼 때, 이중관으로 자연치와 임플란트를 연결하였을 경우, 의치상의 후방연장을 고려한다면 임플란트만으로 구성하는 것에 비해 응력 차이가 크지 않다 결론을 내릴 수 있다. 앞으로, 실제 임상에 앞서 응력 이외에 다른 실패요인이 있는지 고찰할 수 있는 연구가 필요할 것으로 생각되며, 이후 자연치와 임플란트를 이중관으로 연결하여 국소의치를 제작한 후, 임상 결과에 대한 연구가 필요하다고 생각된다.

참고문헌

1. Ericsson I. The combined effect of plaque and physical stress on periodontal tissues. *J Clin Periodontol* 1986;13:918-22.
2. Gunne J, Astrand P, Ahlen K, Borg K, Olsson M. Implants in partial edentulous patients: a longitudinal study of bridges supported by natural teeth. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:49-56.
3. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992;67:236-45.
4. Ollsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K. Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:114-21.
5. Naert IE, Ducky JA, Honsy MM, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:237-44.

6. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Quirynen M, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:245-51.
7. Pesun IJ. Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural-tooth fixed partial denture: a review of the theories. *J Prosthodont* 1997;6:268-77.
8. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent* 1999;81:696-703.
9. McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent* 1989;62:586-93.
10. Mathews MF, Breeding LC, Dixon DL, Aquilino SA. The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1991;65:822-7.
11. Kay HB. Free-standing versus implant-tooth-interconnected restorations: understanding the prosthodontic perspective. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13:47-69.
12. Morrow RM, Feldmann EE, Rudd KD, Trovillion HM. Tooth-supported complete dentures: an approach to preventive prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1969;21:513-22.
13. Ross SE, Schultz IM, Ross KE. An introductory therapeutic modality for restoring implants and natural teeth using conus crowns: a 5-year case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1999;19:569-77.
14. Longoni S, Apruzzese D, Careddu G, Sartori M, Davide R. New telescopic crown protocol for partially edentulous patients: report of 32 cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:475-81.
15. Fenton A, Jamshaid D, Davis D. Osseointegrated fixture mobility(abstract). *J Dent Res* 1987;66:114.
16. Richter EJ, Spiekermann H, Jovanovic SA. Tooth-to implant fixed prostheses : Biomechanics based on in vitro and in vivo measurement. In : Laney W R, and Tolman DE, eds, *Tissue integration in oral, orthopedic & maxillofacial reconstruction*. Quintessence Publ. Co, Chicago, 1992.
17. Lundgren D, Falk H, Laurell L. Prerequisites for "stiff" connection between osseointegrated implants and natural teeth. *J Dent Res* 1988;67:347.
18. Lin CL, Chang SH, Wang JC, Chang WJ. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *J Dent* 2006;34:682-91.
19. Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2003;30:41-5.
20. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:369-76.
21. 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.
22. Lim JK. Accuracy Estimation and Control Methods of Finite Element Solutions. *J KSME* 1994;34:502.
23. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three-and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989;16:603-11.
24. Lavernia CJ, Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. An analysis of stresses in a dental implant system. *J Biomech* 1981;14:555-60.
25. Glickman I. *Clinical periodontology*, Philadelphia, 1972, W.B. Saunders Company, pp29, 329.
26. Karlheinz Korber 저, 우이형 역: 원추관-합리적인 텔레스코프 시스템을 위한 임상이론과 기공과정의 입문. *신홍인터네셔널* 1998; p70.
27. Koak JY, Kim KN, Chang IT, Heo SJ. A study on the stress distribution of abutment teeth and residual ridge area between telescopic and clasp type RPD by fem method. *J Kor Acad Prosthodont* 1999;37:104-26.
28. Ralph WJ. The effects of dental treatment on biting force. *J Prosthet Dent* 1979;41:143-5.
29. Smith DE. Review of endosseous implants for partially edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1990;3:12-9.
30. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
31. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:303-11.
32. Gunne J, Jemt T, Linden B. Implant treatment in partially edentulous patients: A report on prostheses after 3 years. *Int J Prosthodont* 1994;7:143-8.
33. Hug S, Mantokoudis D, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of 3 overdenture concept with roots and implants. *Int J Prosthodont* 2006;19:236-43.
34. ANSYS "ANSYS Workbench Education Manual Release 8.0"
35. Zienkiewicz OC, Taylor RL. *The Finite Element Method*. McGraw Hill International Edition, 1989.
36. Thomas JR Hughes. *The Finite Element Method: linear static and dynamic finite element analysis*. Prentice-Hall Inc, 1987.
37. Phillips RW. *Science of dental materials* 8thed. Philadelphia, W.B. Saunders Co 1982.
38. Choi SH, Chung CH. Finite element analysis of stresses and deflections induced by fixed partial denture using en-

- dosteal implant. *J Kor Acad Prosthodont* 1991;29:233.
39. Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:305-12.
 40. Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *J Prosthet Dent* 1978;40:186-91.
 41. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:457-65.
 42. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int* 1989;20:473-80.
 43. Schnitman PA, Rubenstein JE, Whörle PS, DaSilva JD, Koch GG. Periodontal considerations of implants for partial edentulism. *J Dent Educ* 1988;52:725-36.
 44. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegration prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8.
 45. Besimo C, Graber G. A new concept of overdentures with telescope crowns on osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994;14:486-95.

A Study on the Stress Distribution of Tooth/Implant Connected with Konus Telescope Denture Using 3-Dimensional Finite Element Method

Su-Ok Lee, DMD, MSD, Dae-Gyun Choi, DMD, DDS, Kung-Rock Kwon, DMD, MSD, PhD,

Yi-Hyung Woo, DMD, MSD, PhD

*Department of Prosthodontics and Institute of Oral Biology, School of Dentistry,
Kyung-Hee University*

Purpose: For decades dental implants have been used widely in the field of prosthetic dentistry. However there is confusion when establishing treatment plans in cases where some teeth are remained but an insufficient number of implants can be used due to limited anatomical status and economical problems. Many clinicians have tried to connect natural teeth and implants, and it still has controversy. But, there have been few studies on mechanical analysis of connecting natural teeth and implants with konus telescopic removable partial dentures. The purpose of this study was to analyze the stress distribution of prosthesis, abutment and alveolar bone when teeth and implants were connected with the konus telescopic denture, by means of 3-dimensional finite element analysis. **Material and methods:** The assumption of this study was that there were 2 mandibular canine (11 mm in length, 4 mm in diameter) and 2 implants (10 mm in length, 4 mm in diameter) which are located in the second premolar region. The mandible, teeth, implants, abutments, and connectors are modeled, and analyzed with the commercial software, ANSYS Version 8.1 (Swanson, Inc., USA). The control group used implants instead of natural teeth. 21038 elements, 23544 nodes were used in experimental group and 107595 elements, 21963 nodes were used in control group. Stress distribution was evaluated under 150 N vertical load on 3 experimental conditions - between teeth and implants (Load case 1), posterior to implants (Load case 2), between natural teeth (Load case 3). **Results:** 1. In all load cases, higher von mises stress value was observed in the experimental group. 2. Maximum von miss stress observed in all load cases and all locations were as follows ; a. 929.44 Mpa in the experimental group, 640.044 Mpa in the control group in outer crown and connector - The experimental group showed 1.45 times high value compared with the control group. b. 145,051 Mpa in the experimental group, 142.338 Mpa in the control group in abutment - The experimental group showed 1.02 times high value compared with the control group. c. 32.489 Mpa in the experimental group, 25.765 Mpa in the control group in alveolar bone - The experimental group showed 1.26 times higher value compared with the control group. 3. All maximum von mises stress was observed in load case 2, and maximum von mises stress in alveolar bone was 32.489 Mpa at which implant failure cannot occur. 4. If maximum von mises stress is compared between two groups, the value of the experimental group is 1.02 times higher than the control group in abutment, 1.26 times higher than the control group in alveolar bone. **Conclusion:** If natural teeth and implants are connected with the konus telescopic denture, maximum stress will be similar in abutment, 1.26 times higher in alveolar bone than the control group. With this result, there may be possible to make to avoid konus telescopic dentures where natural teeth and implants exist together.

Key words: Three dimensional finite element analysis, Implant, Natural teeth, Konus

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, yhwuoo@khu.ac.kr

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