

# 부분 무치악 임플란트 보철 수복시 자연치와의 비고정성 연결형태에 따른 3차원 유한요소법적 연구

조선대학교 치과대학 보철학교실

이선아 · 정재현

## I. 서 론

골유착(osseointegration)의 개념이 Bråne-mark에 의해 처음 소개<sup>17,28)</sup>된 이후 골유착성 이론에 근거하는 다양한 치근형 임플란트가 개발되었으며<sup>15,19,52,63)</sup>, 장기간의 실험 연구 및 임상 보고 등을 통하여 골유착성 임플란트 술식의 임상적 효율성이 과학적으로 입증됨<sup>12,13,17)</sup>에 따라 최근에는 임플란트 술식이 완전 무치악은 물론 유리단 최후방 지대치, 중간 지대치 및 단일 결손 치 수복 등의 부분 무치악 증례에서도 광범위하게 적용되고 있다.<sup>14,22,31,35,36,37,44,46,47,49,50,55,63,64,67,68,72)</sup>

임플란트는 자연치에 비해 동요도가 거의 없으므로<sup>52,56,59)</sup> 임플란트를 생리적 운동이 허용되는 자연치와 연결하여 보철물에 대한 지지로 이용할 때, 이 보철물이 임플란트와 자연치의 지지 사이에서 생리적, 기능적 조화를 이룰 것인지의 여부가 임상적인 문제점으로 제기 되고 있다.

부분 무치악 환자에서 만일 자연치와 골유착성 임플란트가 견고하게 보철물로 연결 된다면 임플란트와 자연치간의 동요도 차이로 인하여 골유착성 임플란트 주위의 지지골내에 응력 집중, 자연치와 보철물 사이의 시멘트 합착 실패, 임플란트 상부구조물의 파손, 보철물 납착부의 파절 가능성 등이 야기되며 또한 임플란트 지지골에 교합

력의 편중으로 인한 자연치의 기능적 자극의 손실이 역시 문제점으로 지적되고 있다.<sup>10)</sup> 따라서, 이러한 문제점의 해결 방법으로는 임플란트에 치주인대와 유사한 기능을 갖는 점탄성 구조를 포함시킴으로써 자연치와 유사한 생리적 범위의 운동성을 부여하므로서 지지 골조직에 좀 더 균일한 응력 분포를 얻는 방법<sup>29,33,39,41,58)</sup>, 자연치와 임플란트간의 각기 상이한 동요도를 허용 할 수 있도록 비고정성 연결장치를 이용하는 방법<sup>24,37,43,49)</sup>, 자연치와 연결시키지 않은채 다수의 임플란트에서만 지지를 얻는 보철물(free-standing)로 제작하는 방법<sup>74)</sup> 등이 크게 거론 되어 왔다.

그런데 최근 임플란트를 자연치와 비고정성으로 연결할 경우에 자연치의 합입 현상(intrusion)<sup>22,23,30,31,36,54,57)</sup>이 임상적으로 보고 되고 있으며, 이의 발생 가능한 원인으로 Rieder 등은<sup>54)</sup>은 치근막의 불용성 위축(disuse atrophy), 음식물 삼입 현상(food impaction), 치아의 반전기역의 손상(impaired rebound memory), 어태치먼트의 기계적 결합(mechanical binding) 등을 열거하였으나, 확실한 원인에 대해서는 아직도 많은 논란이 되고 있는 실정이다.

일반적으로 보철물이 성공적으로 기능을 수행하기 위해서는 발생하는 응력이 생체의 하중지지

능력 한계내에서 기능하도록 설계되어야 하는데, 이것은 임플란트 보철물에서도 마찬가지이다.<sup>2)</sup> 임플란트 보철의 생역학적 분석 및 고찰은 무엇보다 중요하다 할 수 있는데, 보철물에 대한 역학적 연구는 구강내에서 직접 시행하기가 어려우므로 유사한 모형을 제작하여 간접적으로 측정하는 방법이 많이 이용되고 있다. 치의학 분야에서 역학에 관한 분석법으로는 Holography법, 전기저항 스트레인 게이지법, 광탄성 응력 분석법<sup>6,51,64)</sup> 및 유한요소법<sup>1,2,3,4,5,9,11,26,27,42,53,60,65,71,73)</sup> 등이 있으나, 이중 유한요소법은 종래의 실험적 응력 측정법으로 해결할 수 없는 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대해 각각의 특성을 응력 분석 과정에 포함시킬 수 있으며, 결과로 발생하는 응력의 크기 및 방향을 분석할 수 있을 뿐만 아니라 변위의 계측이 가능한 장점이 있다.<sup>7,8)</sup>

따라서, 본 연구에서는 독립적 임플란트-지지 및 3 종류의 비고정성 연결형태(정밀부착형어테치먼트, 반정밀부착형어테치먼트, 이중금관)로 상부보철물을 수복한 3차원 유한요소모형을 설계, 수직하중 및 경사하중시의 각각의 응력 및 변위를 3차원 유한요소분석법을 이용하여 비교 검토하여, 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 연구 재료

#### 1) 유한요소모형의 설계

하악의 견치, 제 1소구치, 제 2소구치가 잔존되어 있고, 제 1대구치 및 제 2대구치가 결손된 부분 무치악부에 2개의 매식체를 식립한 모형을 기본모형으로 하여, 그 매식체 위의 상부보철물이 전방 자연치와 연결된 형태에 따라 여러 유한요소모형을 설계 하였다.

2개의 매식체는 직경 4mm, 길이 13mm인 원주

형의 티타늄 임플란트로 하였으며, 자연치 후방에 인접된 임플란트를 제 1임플란트, 그 후방의 것을 제 2임플란트라 하였고 상부보철물은 제 3형 금합금(ADA type III gold alloy)으로 제작하여 한 단위로 설계 하였다.

임상적 실제에서 매식체와 상부보철물의 부착은 스크류나 치과용 시멘트에 의해 이루어지는데 그 어느 경우이건 완전히 고정되어 느슨해짐이 없는 것을 원칙으로<sup>61)</sup> 평가하고 있으므로 상부보철물과 매식체는 완전히 고정된 단일체로 간주하여 유한요소모형을 설계하였다.

골조직의 형태는 하악의 실제 구조를 모방하기 위하여 외측은 치밀골, 내측은 해면골로 구분하여 설계하였으며, 치밀골의 두께는 선학들의 실험<sup>25)</sup>을 근거로 하여 2mm로 설정하였고, Lavernia 등<sup>38)</sup>이 조직학적 실제에 근사한 설계방법과 균질한 해면골의 가정하에 이루어지는 설계방법 간에 결과에 있어 응력 분포의 차이는 없었다고 보고한 바에 의거하여, 임플란트와 골간의 접촉은 결체조직이 개재되지 않은 완전한 골유착을 가정, 압축과 인장에 동시 반응하도록 절점을 공유 시켰다. 해면골과 피질골은 같은 골조직이지만 선현들의 연구를<sup>51,65)</sup> 참고로 하여 약 10배의 탄성계수 차이를 보이는 것으로 설계하였고, 임플란트가 식립된 부위의 치조골은 발치후 치유과정 중의 흡수 및 재형성을 고려하여 약 2mm 수직방향의 골흡수가 있는 것으로 간주하고 설계하였으며, 치근막의 두께는 Carranza<sup>21)</sup>의 자료를 참고로 하여 0.2mm로 설계 하였다.

자연치근의 길이 및 각 치아의 근원심 폭경 등은 Wheeler의 연구자료<sup>70)</sup>를 기초로 하여 설계 하였으나 관련 연구를 참고로 하여<sup>11,51)</sup> 치아를 법랑질, 상아질, 백악질, 치수의 각 치아구조로 구분하지 않고 모두 상아질로 설계하였으며, 하악 제 1,2소구치의 치근길이를 동일하게 하고 견치만 소구치에 비해 2mm 더 길게 설계하였다. 또한 치관부 길이는 견치, 소구치, 임플란트 보철물 모두에서 동일한 길이로 설계하였다.

치아 사이와 치아와 임플란트 보철물 사이는 마찰 접촉이 되는 것으로 간주하여 마찰계수( $\mu$ )는 0.015로 동일하게 설계하였는데, 이는 타액이 윤활제로 작용하고 있는 구강내 마찰조건과 최대한 유사하게 하였다. 접촉부의 초기간극은 정밀부착형어테치먼트에서 0.05mm, 반정밀부착형어테치먼트에서 0.1mm로 유지시켰으며, 하중 작용시 간극이 밀착되면 상호 힘이 전달 되도록 gap 요소 처리를 하였다.<sup>4)</sup>

상기에 기술된 조건으로 식립된 2개의 매식체 상의 상부보철물은 연결된 것으로 하였으며, 전방의 자연치와 연결형태에 따라 ①전방 자연치와 후방 임플란트 보철물을 연결시키지 않은 경우 (free-standing case)를 Model-f(Mf)(Fig. 1), ②전방 제 2소구치와 임플란트 보철물 사이에 정밀부착형어테치먼트를 이용하여 연결한 경우(precision attachment case)를 Model-p(Mp)(Fig. 2), ③반정밀부착형어테치먼트를 이용하여 연결한 경우(semiprecision attachment case)를 Model-s(Ms)(Fig. 3), ④제 2 소구치에 이중금관을 하여 후방 임플란트 보철물과 연결한 경우(telescopic case)를 Model-t(Mt)(Fig. 4)로 분류 하였다.

정밀부착형어테치먼트의 경우 어테치먼트는 Stern G/A type attachment(APM-

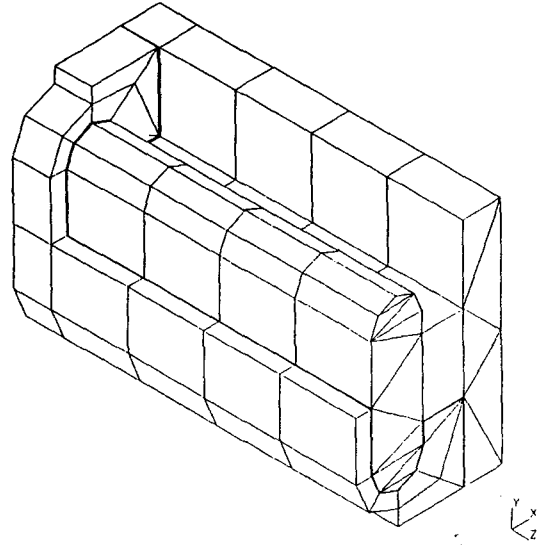


Fig. 2. Three-dimensional finite element model of precision attachment.

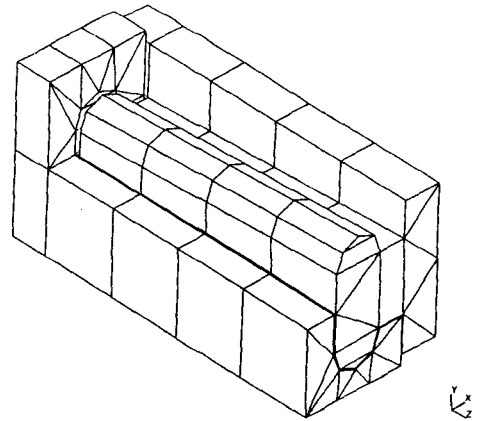


Fig. 3. Three-dimensional finite element model of semiprecision attachment.

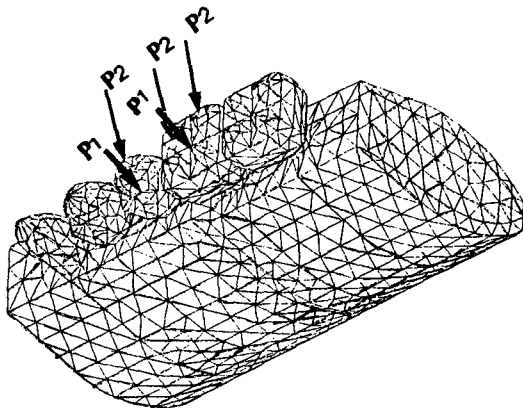


Fig. 1. Three-dimensional finite element model of free-standing case.

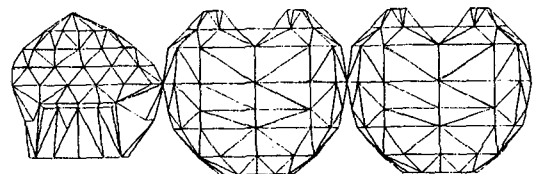


Fig. 4. Three-dimensional finite element model of telescopic crown.

Sterngold Co.), 반정밀부착형어테치먼트의 경우 어테치먼트는 conicast burn-out plastic attachment(Metalor Co.) 근거로 설계하였으며, 제 2소구치 원심에 keyway를, 제 1 임플랜트 근심에 key를 설치하였다. 이중 금관의 경우는 내관의 각도 6°, 길이 3mm, 내관은 상아질로 간주하였으며, 내관과 외관 사이의 시멘트 공간은 0.25mm의 solid element를 이용하여 임시 시멘트(cavitec<sup>®</sup>)의 물성치를 대입하여 설계하였다.

## 2. 연구 방법

전체 모형은 형상이나 재료에 따라 삼각기둥, 사각기둥, 삼각뿔 요소로 분할 하였으며, 이때 부하된 하중에 대하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가급적 작게 분할 하였고, 분할된 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였다.

일반적인 응력 계산을 위하여 필요로 하는 각 재료의 물성치인 탄성계수 및 포와송비(Poisson's ratio)는 선학들의 연구에서 이용된 값<sup>3,45)</sup>을 참고로 하였으며(Table 1), 모형의 물리적 성질로는 균질성(homogeneity), 등방성(isotropicity), 선형탄성(linear elasticity)의 가정<sup>67)</sup>을 이용하였다.

유한요소모형에서 하중을 가할때 모형이 고정되어 있지 않으면 구조물이 이동하여 버리거나 응력 결과치가 불안정 해지므로 반드시 고정점을 부여해야 하는데, 본 실험에서는 외력에 의해 모형내에 발생된 응력을 보다 효과적으로 해석하기 위해서 모형 하악골의 하연과 근원심 절단면의 절점들을 고정점으로 조건화 하였다.

치아나 보철물에 가해지는 힘은 수평압과 수직 압으로 분리될 수 있으며, Craig<sup>18)</sup>의 보고에 의하면 자연치에서의 최대 교합압이 소구치 부위에서 453N, 대구치 부위에서 390-880N이고, 수평압은 약 20N이라 하였으며, Carlsson과 Haraldson<sup>20)</sup>에 의한 연구에서는 고정성 임플랜트 보철물에서 최대 교합압이 42N-412N(평균 143N)으로 보고 되고 있다.

따라서, 본 연구에서는 순간적인 강한 힘이 적용된 때를 가정하여 400N을 제 2소구치와 제 1 임플랜트의 중심좌에 각각 200N 씩 나누어 수직 하중을 가하였고, 성인에서 수평압이 약 20N 이므로 경사압은 이보다 클것이라 예상하여 40N을 제 2소구치와 제 1임플랜트의 협측교두정에 각각 20N 씩 나누어 45° 방향으로, 설측을 향한 경사하중을 가하였다.

이상의 모형 설계 및 해석에 응용된 Software, Hardware 및 각각의 과정은 다음과 같

Table 1. Physical properties of each material

Materials	Young's modulus of elasticity(kg/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Tooth(Dentin)	2.0e+03	0.31
Titainum	1.05e+04	0.30
Cancellous bone	1.4e+02	0.30
ADA type III gold alloy	6.6e+04	0.33
Periodontal ligament	5.0e+00	0.45
Compact bone	1.4e+03	0.32
Cement(cavitec <sup>®</sup> )	4.6e+04	0.35

Table 2. Cross section planes

plane A	mesio-distal section at center of model
plane B	bucco-lingual section of the 2nd premolar
plane C	bucco-lingual section of the 1st implant
plane D	horizontal section at occlusogingival half of model

다. 유한요소모형 설계(preprocessing)과정은 Personal Computer, Auto-CAD Version 12를 이용하여 이루어졌다. 설계된 모형을 검증하고 유한요소모형으로 변환시키는 과정(mesh generation)은 IDEAS VI-i(SUN Sparc-10 workstation)을 이용하였고, ABAQUS Version 5.2 (SUN Sparc-10 workstation)에서 계산과정이 끝나면(solving), 계산된 결과는 IDEAS VI-i(SUN Sparc-10 workstation)를 이용하여 색상으로 나타나게 하였다(postprocessing).

각 구조물 내부에 발생된 최대 주응력들을 전체적으로 비교, 파악하기 위해 응력의 크기에 따라 색상으로 구분하여 도식화 하였으며, 전체 변위로서 Z축 방향의 변위를 역시 색상으로 도식화 하였다.

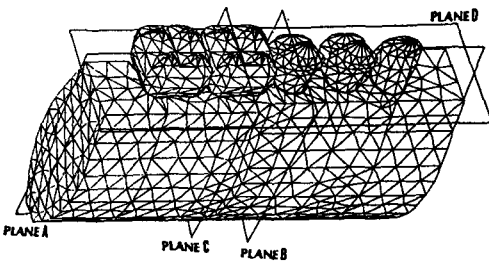


Fig. 5. View of Cross section planes.

실험모형들에 대한 비교를 쉽게 하기 위해 실험모형에 대하여 절단평면 방향으로 절단면들을 형성하였다.(Table 2, Fig.5)

### Ⅲ. 연구 성적

유한요소법의 실험결과 산출되는 응력의 종류는 법선응력(Normal stress), 전단응력(Shear stress), 주응력(Principal stress), 유효응력(von Mises, Equivalent stress)등 여러 가지가 있는데, 이중 주응력은 전단응력이 0이 되고 법선응력 만이 최대 혹은 최소가 되는 응력으로 취성재료의 파괴 강도를 비교할때 대표적인 값으로, 최대 주응력과 최소 주응력이 있으며, 유효응력은 법선응력과 전단응력을 벡터 합성한 합응력의 크기로 등가적인 일축방향의 응력 값으로 응력을 종류별로 분석치 않고, 발생된 응력의 크기만을 비교, 파악하고자 할때 이용되는 수치로 평가된다<sup>3,11)</sup>.

본 연구에서는 수직하중 및 경사하중시 자연치와 임플란트의 연결방법에 따른 응력 및 변위의 양상을 파악코저 응력은 실험조건에 따른 각군의 주응력을 관찰하였고, 변위는 방향, 크기 및 최대 변위량 등을 비교, 분석 하였다.

#### 1. 변 위

Fig.6-8에서 보는 바와 같이 화살표의 방향은 변위의 방향을, 화살표의 크기 및 색도는 변위의 크기를 나타내주는데 적색은 가장 큰 변위값을, 청색은 가장 적은 변위값을 나타낸다.

#### 1) 수직하중(P1)시 모델 중심의 근원심단면 (Plane A)에서의 변위 비교(Table 3, Fig.6)

Table 3. Maximum vertical displacement of each experimental group under P1 load at plane A,B,C (unit: mm)

Plane \ Condition	P1 load			
	Mf	Mp	Ms	Mt
Plane A	0.0283	0.0284	0.0287	0.0191
Plane B'	0.0283	0.0297	0.0189	0.0191
Plane C	0.0079	0.0085	0.0091	0.0103

Mf: Model of free-standing case, Mp: Model of precision attachment case, Ms: Model of semiprecision attachment case, Mt: Model of telescopic case  
 P1: vertical load on the central fossas of 2nd premolar and 1st implant

4종류의 유한요소모델에 각각 P1의 하중, 즉 제 2소구치와 제 1임플란트 중심위에 각각 200 N의 하중이 가해진 경우 근원심단면(Plane A)에 나타난 변위를 보면 Table 3 및 Fig.6과 같다.

독립적 임플란트-지지 경우는 제 2소구치만 수직 방향으로 큰 변위를 보이는 반면, 제 1임플란트는 보철물이 연결된 제 2임플란트의 영향으로 약간 근심으로 기우는 적은 변위 양상이 나타나 있고, 최대 변위는 제 2소구치에서 0.0283mm로 나타났다.

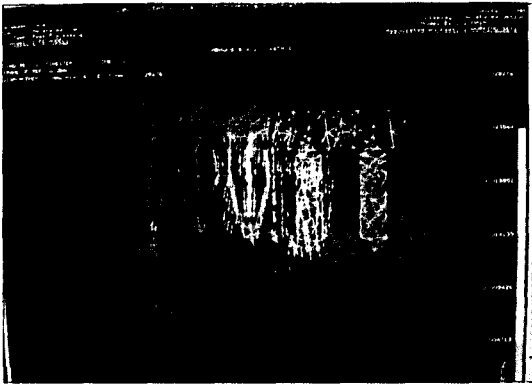
독립적 임플란트-지지 경우는 후방 임플란트의 영향으로 약간 근심으로 쏠리는 경향을 보이고 있는 반면, 정밀부착형 및 반정밀부착형 어테치먼트의 경우에는 독립적 임플란트-지지 경우와 유사한 변위 양상을 보이지만, 자연치군과 임플란트군이 어테치먼트에 의해 서로 연결되어 있기 때문에 어테치먼트의 영향으로 인하여 약간의 원심 성향을 띤 수직 변위가 발생하며, 정밀부착형 어테치먼트 경우에서 최대 변위는 제 2소구치에서 0.0284mm로 나타났고, 반정밀부착형 어테치먼트 경우에는 0.0287mm로 최대 변위의 크기가 오히려 독립적 임플란트-지지 경우 보다 약간 크게 나타났음을 볼 수 있다.

마지막으로 후방 임플란트와 자연치가 이중 금관으로 연결된 경우를 보면, 임플란트에서 고정

성으로 연결된 cantilever가 긴 경우로서 제 2소구치 및 제 1임플란트에 가해지는 하중이 모두 직접 변위에 영향을 미치므로서 제 2소구치 측의 수직 변위가 커서 근심으로 쏠리는 변위가 발생되어 제 1소구치도 약간 근심으로 밀리는 양상을 볼 수 있다. 그러나 임플란트와 보철물로 연결되어 있기 때문에 제 2소구치부에서 변위의 최대 크기는 가장 적은 0.0191mm로 나타났음을 알 수 있다.

## 2) 경사하중(P2)시 제 2소구치 및 제 1임플란트의 협설단면(Plane B, Plane C)에서의 변위 비교(Table 4, Fig.7,8)

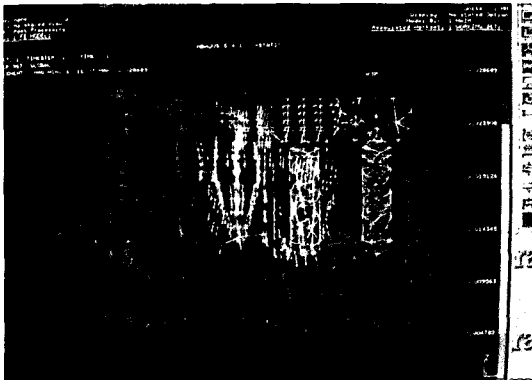
경사하중(P2)에 따른 변위 양상을 검토해보기 위해 협설측의 변위를 잘 볼수 있는 제 2소구치 및 제 1임플란트의 협설단면(Plane B, Plane C)에서의 변위를 고찰해 보면, 제 2소구치에서는 Fig.7에 보인 바와 같이 네 경우 모두 설측방향으로 변위가 발생하는 양상은 유사하나, 정밀부착형 및 반정밀부착형 어테치먼트 경우처럼 어테치먼트에 의해 연결된 경우는 최대 설측으로의 변위량이 각각 0.0163mm, 0.0165mm로 큰 값을 가지나, 독립적 임플란트-지지 경우는 0.0155mm로 약간 감소되어 나타났으며, 이중 금관의 경우는 0.0096mm로 가장 적은 최대 변위값을 보였다.



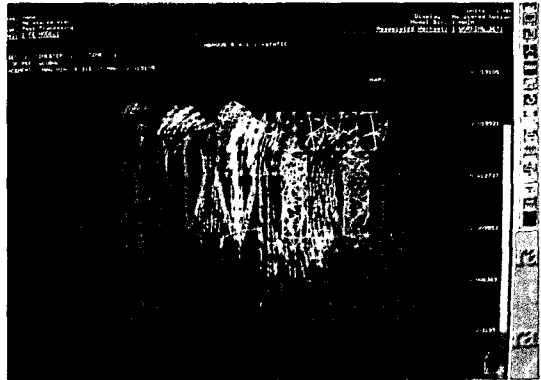
a



b



c



d

Fig. 6. Distribution of displacement at each experimental group under P1 load in planeA.

a; displacement on free-standing case    b, displacement on precision attachment case  
c, displacement on semiprecision attachment case    d, displacement on telescopic case

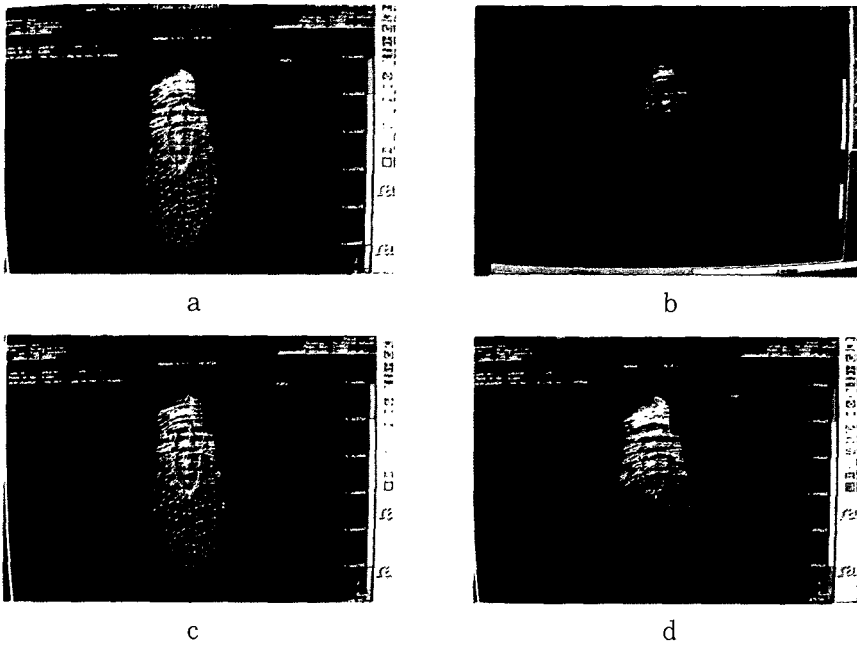


Fig. 7. Distribution of displacement at each experimental group under P2 load in plane B  
 a. displacement on free-standing case    b. displacement on precision attachment case  
 c. displacement on semiprecision attachment case    d. displacement on telescopic case

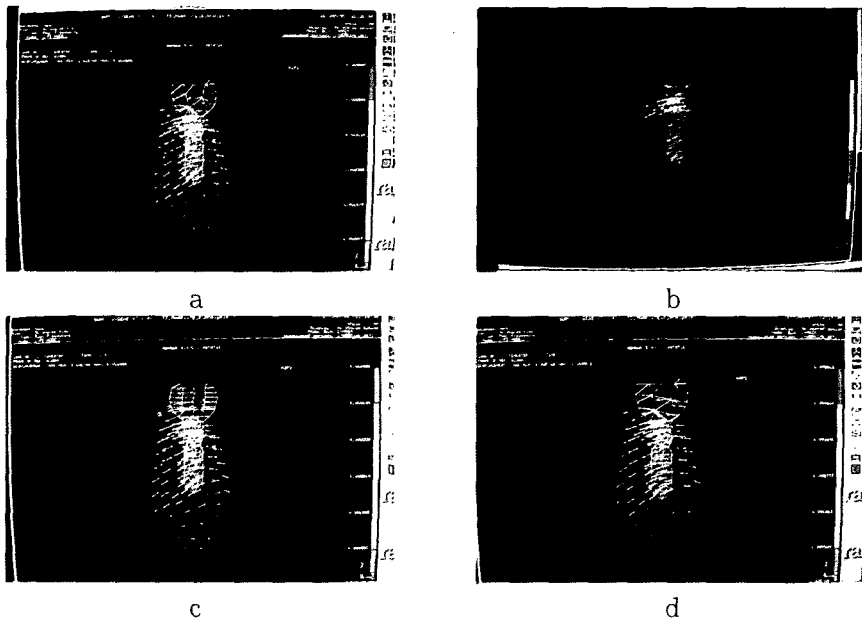


Fig. 8. Distribution of displacement at each experimental group under P2 load in plane C  
 a. displacement on free-standing case    b. displacement on precision attachment case  
 c. displacement on semiprecision attachment case    d. displacement on telescopic case



Table 4. Maximum vertical displacement of each experimental group under P2 load at plane A,B,C (unit: mm)

Condition Plane	P2 load			
	Mf	Mp	Ms	Mt
Plane A	0.0155	0.0163	0.0165	0.0096
Plane B	0.0155	0.0163	0.0165	0.0096
Plane C	0.0047	0.0047	0.0050	0.0055

Mf: Model of free-standing case, Mp: Model of precision attachment case, Ms: Model of semiprecision attachment case, Mt: Model of telescopic case  
 P2: inclined load on the buccal cusps of 2nd premolar and 1st implant

한편 제 1임플란트에서는 Fig.8에 보인 바와 같이 네 경우 모두 설측방향으로 변위되는 양상은 유사하나 변위의 크기는 제 2소구치의 변위와 달리, 이중 금관의 경우 임플란트가 상대적으로 변위량이 큰 자연치와 한 단위로 변위하므로 최대 변위량이 0.0055mm로 가장 큰 값을 보였고, 반정밀부착형어테치먼트의 최대 변위는 0.0050 mm, 독립적 임플란트-지지 경우 및 정밀부착형어테치먼트 경우는 0.0047mm 정도로 적어짐을 볼 수 있었다.

## 2. 응력

Fig.9-12에서 보는 바와 같이 응력의 크기를 색도로 표시하였는데 인장주응력의 경우는 적색일때 가장 값이 크고 청색으로 갈수록 감소됨을 나타내고 있으며, 압축주응력은 청색일때 가장 응력의 값이 크고 적색으로 갈수록 응력이 감소됨을 나타내 주고 있다.

### 1) 수직하중(P1)시 모델 중심의 근원심단면 (Plane A)에서 주응력의 비교(Table 5, Fig.9,10)

#### ① 수직하중(P1)시 인장주응력의 분포 (Table 5, Fig.9)

독립적 임플란트-지지 경우에서는 제 2임플란트의 원심 경부, 고정체의 상부 및 원심 변연치조

골부에 인장주응력이 비교적 크게 나타났고, 최대 인장주응력의 크기는 0.68kg/mm<sup>2</sup>였다.

정밀부착형 및 반정밀부착형어테치먼트 경우에는 제 2소구치 치관의 근원심, 제 1임플란트 상부보철물의 근원심부, 제 2임플란트의 원심 경부, 고정체 상부 및 원심 변연치조골부에 인장주응력이 비교적 크게 발생되었으며, 정밀부착형어테치먼트 경우는 최대 인장주응력이 3.35kg/mm<sup>2</sup> 로서 keyway에서 비교적 균일하게 발생하고 있는데 비해, 반정밀부착형어테치먼트의 경우는 5.28kg/mm<sup>2</sup> 로 keyway의 하부측에 집중적으로 많이 발생됨을 알 수 있다.

이중 금관의 경우에서는 제 2소구치 외관의 교두정 및 원심 경부, 제 1임플란트의 원심 고정체 상부 및 원심 변연치조골부, 제 2임플란트의 원심 경부, 고정체 상부 및 원심 변연치조골부에 인장주응력이 비교적 크게 발생되었으며 최대 인장주응력은 제 2임플란트의 원심 경부에서 1.46 kg/mm<sup>2</sup> 로 나타났다.

#### ② 수직하중(P1)시 압축주응력의 분포 (Table 5, Fig.10)

독립적 임플란트-지지 경우에서는 제 1임플란트의 근심 경부, 고정체의 근심 상단, 근심 변연치조골부 및 제 2임플란트의 근심 경부에서 압축주응력이 비교적 크게 나타났고, 최대 압축주응

력은  $-1.90\text{kg}/\text{mm}^2$ 으로 제 1임플란트에서 발생하였다.

keyway의 주변을 둘러싸고 있는 제 2소구치 치관의 원심부의 압축주응력은 정밀부착형어테치먼트의 경우에는 비교적 균일하게 높게 걸려 있는 반면, 반정밀부착형어테치먼트의 경우에는 치관의 중앙, 상단부로 편중되어 높게 나타나는 경향을 보였다. 정밀부착형 및 반정밀부착형어테치먼트의 key 부위에는 공히 적은 인장응력이 작용되고 있었다. 또한 제 1임플란트에서는 정밀부착형어테치먼트의 경우 근심부로 치우친 압축응력을 보이는 반면에 반정밀부착형어테치먼트의 경우 임플란트의 중앙부를 향하는 압축응력 양상을 보였고, 최대 압축주응력은 정밀부착

형어테치먼트의 경우( $-3.58\text{kg}/\text{mm}^2$ )가 반정밀부착형어테치먼트의 경우( $-3.99\text{kg}/\text{mm}^2$ )에 비해 약간 더 적었다.

이중 금관의 경우에는 제 2소구치 외관의 근심부, 근심 경부, 제 1임플란트의 근심 경부, 근심 고정체 상부 및 근심 변연치조골부에 비교적 큰 압축주응력이 발생되었으며 최대 압축주응력은 제 1임플란트에서  $-3.03\text{kg}/\text{mm}^2$ 로 나타났다.

## 2) 경사하중(P2)시 모델 중심의 근원심단면 (Plane A)에서 주응력의 비교(Table 6, Fig.11,12)

- ① 경사하중(P2)시 인장주응력의 분포 (Table 6, Fig.11)

Table 5. Maximum tensile stress, compressive stress, von Mises of each experimental group under P1 load at Plane A (unit:  $\text{kg}/\text{mm}^2$ )

Plane / Stress		P1 load			
		Mf	Mp	Ms	Mt
Plane A	tensile stress	0.68	3.35	5.28	1.46
	compressive stress	-1.90	-3.58	-3.99	-3.03
	von Mises	1.53	4.10	3.17	2.65

Mf: Model of free-standing case, Mp: Model of precision attachment case, Ms: Model of semiprecision attachment case, Mt: Model of telescopic case  
P1: vertical load on the central fossas of 2nd premolar and 1st implant

Table 6. Maximum tensile stress, compressive stress, von Mises of each experimental group under P2 load at Plane A (unit:  $\text{kg}/\text{mm}^2$ )

Plane / Stress		P2 load			
		Mf	Mp	Ms	Mt
Plane A	tensile stress	0.66	1.42	1.21	0.93
	compressive stress	-2.61	-3.20	-3.20	-2.78
	von Mises	1.74	2.13	2.12	2.52

Mf: Model of free-standing case, Mp: Model of precision attachment case, Ms: Model of semiprecision attachment case, Mt: Model of telescopic case  
P2: inclined load on the buccal cusps of 2nd premolar and 1st implant

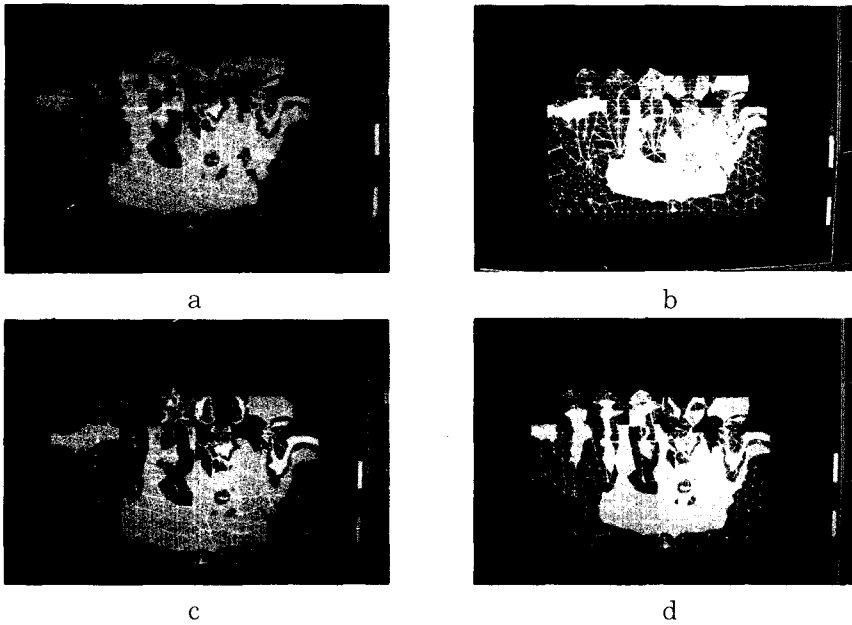


Fig. 9. Distribution of maximum tensile stress at each experimental group under P1 load in plane A.  
 a, stress pattern on free-standing case b, stress pattern on precision attachment case  
 c, stress pattern on semiprecision attachment case d, stress pattern on telescopic case

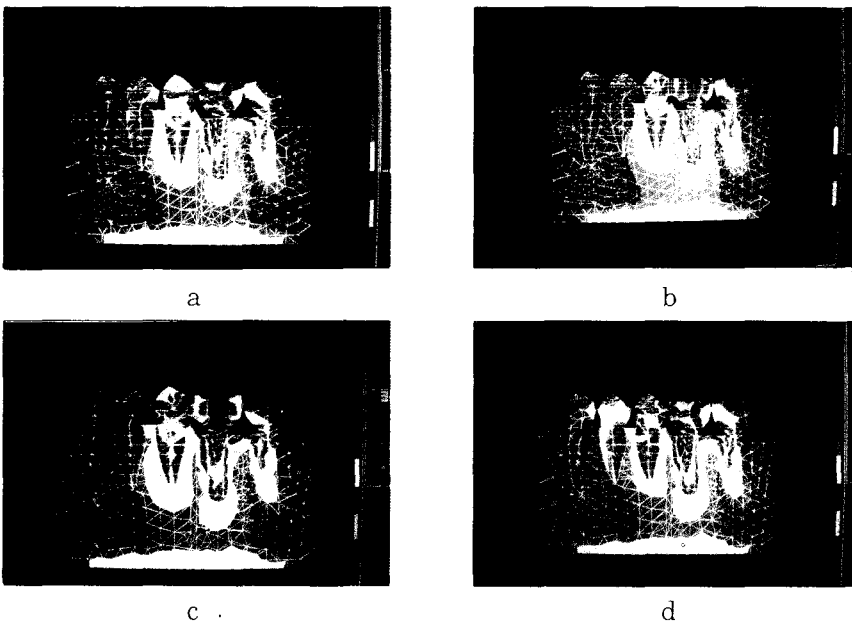


Fig. 10. Distribution of maximum compressive stress at each experimental group under P1 load in plane A.  
 a, stress pattern on free-standing case b, stress pattern on precision attachment case  
 c, stress pattern on semiprecision attachment case d, stress pattern on telescopic case

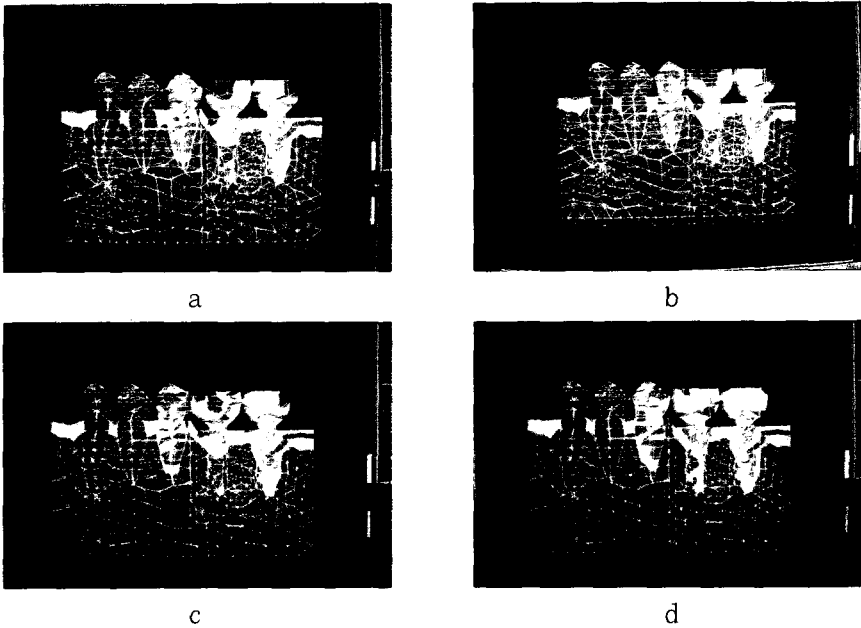


Fig. 11. Distribution of maximum tensile stress at each experimental group under P2 load in plane A.

a, stress pattern on free-standing case b, stress pattern on precision attachment case  
 c, stress pattern on semiprecision attachment case d, stress pattern on telescopic case

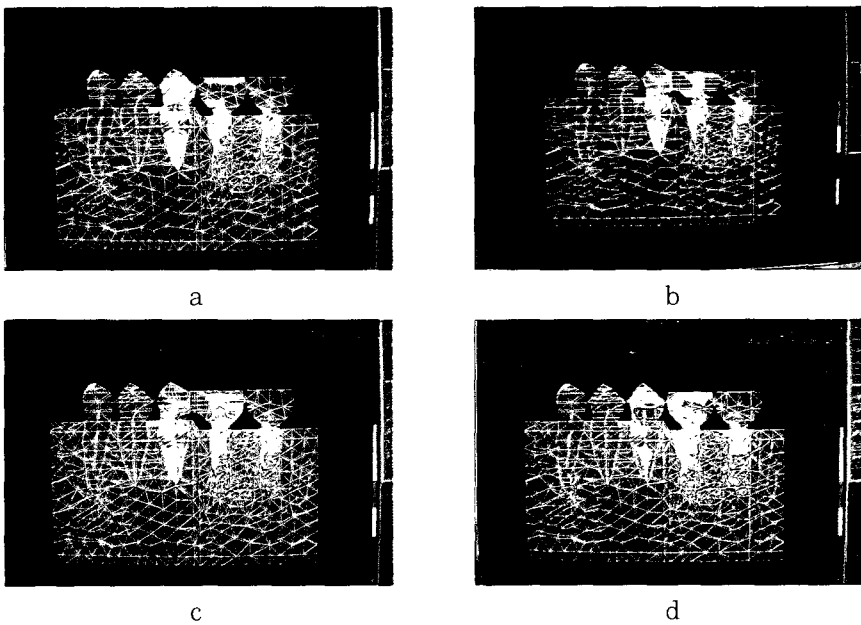


Fig. 12. Distribution of maximum compressive stress at each experimental group under P2 load in plane A.

a, stress pattern on free-standing case b, stress pattern on precision attachment case  
 c, stress pattern on semiprecision attachment case d, stress pattern on telescopic case

독립적 임플란트-지지의 경우에는 제 2소구치의 교두정, 제 1임플란트의 원심 고정체 상부, 제 2임플란트의 경부, 원심 고정체 상부에서 비교적 큰 인장주응력이 발생하였고, 최대 인장주응력의 크기는  $0.66\text{kg}/\text{mm}^2$ 로 나타났다.

정밀부착형어테치먼트 경우에는 제 2소구치 교두정 및 keyway를 둘러싼 제 2소구치의 원심 접촉부, 제 2임플란트의 원심측 경부 및 고정체 상부에서 비교적 큰 인장주응력이 발생되었고, 최대 인장주응력의 크기는  $1.42\text{kg}/\text{mm}^2$ 로 keyway 주변에서 나타났다.

반정밀부착형어테치먼트의 경우는 제 2소구치의 교두정, 치관의 근원심부 특히 keyway를 둘러싸고 있는 제 2소구치 치관의 원심부, 제 2임플란트의 원심 경부, 원심 고정체 상부에서 비교적 큰 인장주응력이 발생하였고 최대 인장주응력의 크기는  $1.21\text{kg}/\text{mm}^2$ 로 keyway 주변에서 나타났다.

이중 금관의 경우에는 제 2소구치의 교두정, 제 1임플란트의 원심 고정체 상부, 제 2임플란트의 원심 경부 및 고정체 상부에서 비교적 큰 인장주응력이 발생하였고, 최대 인장주응력의 크기는  $0.93\text{kg}/\text{mm}^2$ 로 제 2임플란트에서 나타났다.

## ② 경사하중(P2)시 압축주응력의 분포(Table 6, Fig.12)

독립적 임플란트-지지경우에서는 제 2소구치의 교두정에 최대 압축주응력이  $-2.61\text{kg}/\text{mm}^2$ 로 나타났다.

정밀부착형어테치먼트 경우는 제 2소구치의 교두정, keyway 및 그것의 주변을 둘러싸고 있는 제 2소구치의 원심 접촉부, 제 1,2임플란트의 경부 및 고정체 상부, 중앙부에서 비교적 큰 압축주응력 값을 보였으며 최대 압축주응력은 제 2소구치에서  $-3.20\text{kg}/\text{mm}^2$ 로 나타났다.

반정밀부착형어테치먼트 경우는 제 2소구치의 교두정, keyway 및 그것의 주변을 둘러싸고 있

는 제 2소구치의 원심 접촉부, 제 1,2임플란트의 경부, 고정체 상단의 중앙부에서 비교적 큰 압축주응력 값을 보였으며 최대 압축주응력은 제 2소구치에서  $-3.20\text{kg}/\text{mm}^2$ 로 나타났다. 그러나 keyway에 나타난 압축주응력의 분포 양상은 정밀부착형어테치먼트의 경우가 반정밀부착형어테치먼트의 경우 보다 넓고 고르게 분포 되었다.

이중 금관의 경우는 제 2소구치의 교두정, 제 1임플란트의 근심 경부 및 근심 고정체 상단, 제 2임플란트의 근심 경부 및 고정체 상단의 중앙부에서 비교적 큰 압축주응력 값을 보였으며 최대 압축주응력은  $-2.78\text{kg}/\text{mm}^2$ 로 제 2소구치부에서 나타났다.

## IV. 총괄 및 고안

골유착성 임플란트 술식이 소개된 이래, 초기에는 주로 임플란트 자체의 설계나 재료 등과 같은 임플란트의 생체친화성에 관한 연구가 있었으나, 임플란트 보철물의 예후에 대한 장기간의 임상 보고에서 그 높은 성공율이 확인되면서 임플란트의 임상 적용이 완전 무치악에서 부분 무치악으로 널리 확대 되었고, 이에 따라 임플란트와 연계된 보철물의 설계 및 생체기능성에 대한 역학적 연구가 활발히 진행되고 있다.<sup>5,12,35,44,62,68)</sup>

과하중 받은 임플란트는 이상기능, 혈거위짐, 임플란트의 궁극적인 실패를 유도하는 주위골의 흡수를 일으키므로 임플란트 보철수복시 임플란트의 기계적, 물리적 성질을 변화시켜서 과도한 응력 집중을 피할 수 있게 해야 한다.<sup>66)</sup> 따라서 자연치와 임플란트의 연결문제와 관련된 임플란트 보철물의 응력 분석은 임상적으로 중요하다고 생각된다.

부분 무치악 환자에서 임플란트 보철수복시 자연치와 골유착성 임플란트의 연결방법에 따라 독립적 지지(free-standing), 고정성 연결(rigid connection), 비고정성 연결(non-rigid con-

nection)로 나눌 수 있는데, 지금까지 임플랜트와 자연치의 연결문제에 관한 많은 선학들의 연구<sup>3,11,40,48,73)</sup>가 있었으나 비교정성 연결형태에 따른 역학적 연구는 비교적 희소하였다. 그러므로, 본 연구에서는 독립적 임플랜트-지지 및 비교정성 연결형태에 따른 응력 및 변위를 비교 검토 하여 그들의 임상적 응용에 도움이 되고자 임플랜트와 자연치의 보철에 의한 연결방법으로서 독립적 임플랜트-지지의 경우, 정밀부착형어테치먼트 및 반정밀부착형어테치먼트를 이용한 경우, 이중 금관의 경우로 구분하여 자연치 및 임플랜트에 동시에 가해지는 수직 또는 경사하중시에 변위 및 응력의 양상을 파악코저 하였다.

## 1. 변 위

수직(P1) 및 경사하중(P2)을 가한 경우 각각의 절단면(Plane A,B,C)에서 최대 변위량의 분석결과(Table 3.4 및 Fig. 6,7,8) 제 2소구치부에서 최대 변위를 나타냈는데, 그 변위의 크기 순서를 보면, 어테치먼트를 이용한 경우가 가장 크게 나타났고 그중 반정밀부착형어테치먼트 경우가 정밀부착형어테치먼트의 경우에 비해 약간 더 크게 나타났다. 그 이유로는 반정밀부착형어테치먼트에 부여된 자유도가 긴밀한 정밀부착형어테치먼트 보다 크므로서 약간 더 큰 운동이 허용되었기 때문이라고 생각된다. 그 다음은 독립적 임플랜트-지지 경우로 제 1임플랜트에 작용된 하중이 제 2소구치에 영향을 미치는 어테치먼트의 경우에 비해, 제 1임플랜트에 가해진 하중의 영향을 거의 받지 않는 관계로 변위가 더 적게 나타났다고 사료된다. 이중 금관의 경우에서 가장 적은 변위를 보여 주었는데 이는 제 2소구치가 변위량이 적은 임플랜트와 직접 상부구조물로 연결되어 한 단위로 변위하기 때문이라고 생각된다. 그러나, 임플랜트에서 직접 연결되어 제 2소구치에 외관형태로 고정된 보철물은 내단이 보(extended beam)와 같은 역할<sup>1)</sup>로 인하여

다른 경우에 비해 심한 근심 변위의 경향을 보여 주고 있음을 알 수 있다.

수직하중을 가한경우(P1) 근원심단면(Plane A)에서의 변위의 양상(Fig.6)을 좀더 구체적으로 살펴보면, 모든 경우에 수직하중이 가해진 제 1임플랜트는 상부에 보철물로 제 2임플랜트와 고정 연결되어 있는 관계로 약간 근심으로 기우는 성향을 보이는 반면, 제 2소구치에서 변위는 임플랜트 보철물과의 연결방법에 따라 다양하게 나타났다. 독립적 임플랜트-지지 경우에 제 2소구치의 변위는 약간 근심 및 수직 방향으로 변위를 보였는데, 이는 자연치와 임플랜트의 각기 서로 다른 운동이 허용될 수 있도록 연결하지 않으므로서 제 2소구치 자체의 변위 및 후방 임플랜트의 근심 변위의 영향이라고 생각된다. 정밀부착형 및 반정밀부착형어테치먼트의 경우에는 자연치근관과 임플랜트근관이 어테치먼트에 의해 서로 비교정성으로 연결되어 있기 때문에 제 2소구치의 운동은 어테치먼트의 구속 및 제약으로 인하여 어테치먼트의 keyway path에 준하는 수직 변위가 발생됨을 볼 수 있다.

후방 임플랜트와 전방 자연치의 연결을 위해 이중 금관을 이용하여 연결된 경우를 고려해 보면, 임플랜트에서 자연치로 상부치관에 의해 고정성으로 직접 연결된 경우로서 경성의 지지인 임플랜트에 비해 치주인대에 의해 둘러싸여 지지를 받는 자연치는 운동이 더 허용된다. 그러므로, 제 2소구치 및 제 1임플랜트에 가해진 하중에 의해 제 2소구치측이 다른 경우에 비해 더 근심으로 쏠리는 수직 변위를 야기하며 제 1소구치도 약간 근심으로 밀리는 변위 양상을 보였다고 생각된다. 그러나, 후방 임플랜트와 전방 자연치가 경성으로 연결되어 있기 때문에 제 2소구치부에서 변위의 최대 크기는 가장 적은 값을 보였다고 생각된다. 또한 이 경우 자연치 및 임플랜트 모두 크게 근심으로 변위되는 경향이 나타났는데, 이는 Finger 등<sup>32)</sup>이 임플랜트와 자연치 사이를 고

정성 보철물로 연결할 경우 회전력(torquing force)을 주의 깊게 평가해야 된다고 한 견해를 지지해 주었다.

경사하중(P2)을 가한경우, 제 2소구치 및 제 1임플란트의 협설단면(Plane B, Plane C)에서의 변위의 양상을 고찰해 보면(Fig 7,8) 네 경우 모두 설측으로 변위가 발생하는 양상은 유사하나 그 변위의 크기에 있어서는 약간의 차이가 있으며 그 크기의 순은 수직하중시의 경우와 같았다.(Table 3) 경성으로 연결된 이중 금관의 경우를 제외한 다른 경우 제 2소구치에서 최대 변위량은 제 1임플란트 보다 약 3배 정도 크게 나타나 수직 및 경사하중시에 자연치와 임플란트 간의 변위의 차이가 크게 있음을 알 수 있었다. 이는 Sekine 등<sup>14)</sup>이 수평하중 적용시 임플란트가 대략 17-50  $\mu\text{m}$  운동범위(최대 50  $\mu\text{m}$ )를 보이는 반면, 치아는 같은 상황에서 100-200  $\mu\text{m}$  의 다양한 동요도를 보인다고 한 주장과 일치하였다. 따라서, 위의 결과는 Beumer III<sup>16)</sup> Finger<sup>32)</sup> 등이 임플란트 보철 수복시 자연치와 연결하지 않고 임플란트 자체에 의해서만 지지되는 단독 보철물을 수복함으로써 자연치와 연결시 발생하는 변위의 차이에 의한 문제점을 해결할 수 있다고 한 주장을 지지해 주었다.

또한 경사하중시(P2), 제 2소구치의 경우 치관부에서 더 큰 변위를 보이고 치근부 및 치조골에서는 적은 변위를 보이는데 비하여(Fig.7), 제 1임플란트에서는 임플란트 상부, 매식체, 치조골 모두가 함께 전이되는 양상의 변위를 보였다.(Fig.8) 이는 하중이 가해진 위치와 치주인대의 있고 없음의 차이로 추측된다.

위의 같이 변위의 결과를 고찰해 볼때 자연치를 포함하는 부분 무치악 임플란트 보철수복시 치아의 정상적인 동요도와 골유착성 임플란트의 상대적인 비동요성의 차이로 인하여 임플란트에 부가적인 스트레스가 더 적용<sup>24,42)</sup>될 수 있다는 생역학적 고려와 더불어 고정성 혹은 비고정성 연

결 여부를 면밀히 검토하여야 하리라고 사료된다.

## 2. 응 력

수직하중(P1) 또는 경사하중(P2)시에 제 2소구치와 제 1임플란트간의 연결부를 중심으로 주응력(인장주응력 및 압축주응력)의 양상을 고찰해 보면, 독립적 임플란트-지지의 경우에는 전방 자연치와 후방 임플란트간의 분리로 인하여 전방 자연치에 가해진 하중과 후방 임플란트에 가해진 하중이 서로 크게 영향을 미치지 못하는 응력의 양상을 보여주어 자연치와 임플란트 접촉부에 그리 큰 응력이 걸리지 않고 있다. 반면, 정밀부착형 및 반정밀부착형어테치먼트의 경우에는 keyway 및 keyway의 주변을 둘러싼 제 2소구치 치관의 원심 접촉부에 높은 주응력이 나타나고 있다. 이는 수직 이나 경사하중시에 key 및 keyway로 구성된 어테치먼트의 구속 및 제약으로 많은 응력이 이 부위에 집중됨을 보여주고 있다고 사료된다. 그러나 keyway 및 keyway의 주변을 둘러싼 제 2소구치 치관의 원심 접촉부에 높은 주응력의 분포 양상은 정밀부착형어테치먼트의 경우가 반정밀부착형어테치먼트의 경우에 비해 보다 넓고 고르게 분포하고 있음을 알 수 있었다. 또한 그 부위에 나타나는 주응력의 크기는 정밀부착형어테치먼트의 경우나 반정밀부착형어테치먼트의 경우 서로 비슷한 값을 갖거나 오히려 반정밀부착형어테치먼트의 경우가 정밀부착형어테치먼트의 경우에 비해 약간 더 큰 값을 보여주고 있음을 알 수 있었다. 이는 정밀부착형어테치먼트의 경우가 반정밀부착형어테치먼트의 경우에 비해 더욱 긴밀한 접촉이 이루어지기 때문이라고 생각된다. 고유 수용성 감각의 결핍으로 인한 보철물 상의 과도한 응력이 문제가 되거나, 치아외상, 치주질환 등으로 문제가 있는 치아를 연결할 필요가 있거나, 기존치아에 수복이 되어 있는 경우, 혹은 부적절한 해부학적 구조로 단

일 매식체만 식립해야 할 경우에는 임플란트 보철물의 나사풀림 현상을 줄여 주기 위해서 불가피하게 자연치와 연결해야 하는데 이때 반정밀부착형어테치먼트 보다는 변위량이 적고, 연결부에서 고른 응력 분포를 보이는 정밀부착형어테치먼트를 이용하는 것이 유리할 것으로 사료된다.

한편 이중 금관의 경우에는 제 2소구치 치관 상부 및 원심 접촉부에 높은 주응력이 분포되었다. 이는 제 2소구치가 후방 골유착성 임플란트의 상부구조물과 직접 한 단위로 고정되어 그 부위에 하중이 가해진 경우로서, 고 등<sup>1)</sup>의 연구에서 임플란트와 자연치를 고정성으로 연결한 경우에는 임플란트의 변형에 비해 자연치의 변형이 크기 때문에 내달이 보(extended beam)의 변형 거동과 유사하여 자연치 부위에 응력이 고루 분산된다는 견해와 유사함을 알 수 있었다.

수직하중시에 최대 압축주응력은 제 1임플란트 경부에서 발생되었는데 그 크기의 순서는 반정밀부착형어테치먼트의 경우 > 정밀부착형어테치먼트의 경우 > 이중 금관의 경우 > 독립적 임플란트-지지의 경우의 순으로 독립적 임플란트-지지의 경우가 가장 유리하였다.

수직하중시에 네 경우 모두 최대 인장주응력은 제 2임플란트의 원심 경부에 나타났는데, 이는 전방의 제 1임플란트에 하중이 가해진 관계로 후방의 제 2임플란트가 전하방으로 잡아 당겨지면서 제 2임플란트의 원심 경부에 높은 인장응력이 발생하는 경우로 전방 제 1임플란트에 비해 후방 제 2임플란트의 파절이 더욱 우려된다고 할 수 있다. 제 2임플란트의 원심 경부에서 최대 인장응력의 크기의 순서는 마찬가지로 반정밀부착형어테치먼트의 경우 > 정밀부착형어테치먼트의 경우 > 이중 금관의 경우 > 독립적 임플란트-지지의 경우의 순으로 독립적 임플란트-지지의 경우가 가장 유리하였다.

수직하중시(P1) 주응력의 분포로 미루어 보아 이중 금관의 경우는 하중이 가해진 곳 뿐만 아니

라 인접 치아 및 임플란트에도 응력이 분산되는 가장 고른 응력 분포 양상을 보였으며, 어테치먼트에 의해 연결된 경우에는 하중이 가해진 부위에 집중적으로 응력이 분포 되는 양상을 보였다. 특히 정밀부착형어테치먼트의 경우 keyway에서 비교적 균일 하면서도 적은 응력 분포를 보이는데 반해 반정밀부착형어테치먼트의 경우는 keyway의 상,하단부에 집중된 응력 분포를 보였다. 이는 응력이 집중된 곳에서 어테치먼트에 의한 구속 및 결합현상으로 발생한 심한 마찰이 실제 저작 하중시에는 큰 수직 하방 운동을 야기하지만, 하중이 제거된 후 재 위치로의 회복을 어렵게 하여 자연치의 합입을 야기시킬 수 있다고 사료된다.

따라서 위의 여러 사항들을 고려할때 자연치와 임플란트간의 개개의 운동을 허용 해줄 수 있는 독립적 임플란트-지지 보철물을 제작하는 것이 생역학적 면에서 유리하리라고 사료된다. 고 와 정<sup>1)</sup> 등도 골유착성 임플란트를 매식하여 임플란트 자체만으로 충분히 저작에 전달 수 있다면 자연치와 연결하지 않고 단독으로 보철수복 하는 것이 바람직하다고 지적 한 바 있다.

그러나, 독립적 임플란트-지지 경우는 자연치의 고유 감각 수용기를 갖지 않으므로써 스트레스 통제에 효과적이지 못하기 때문에 과하중이 가해지지 않도록 충분한 임플란트를 매식하여 보철수복 하므로써 하중의 고른 분산을 유도하여야 할 것이다.

이에 반해 자연치와 복합지지를 갖는 보철물은 자연치의 존재에 의한 압력 식별력이 더 우수하므로써 부하에 관해 많은 정보를 얻고 발휘되는 저작력을 보다 정확히 조작하여 보철물 상에 과도한 응력이 가해지는 것을 피할 수 있는 등 많은 장점이 있다고 하여, Kirsh<sup>34)</sup>는 오히려 자연치와 연결한 임플란트 보철물을 제작할 것을 지지하였다.

이중 금관의 경우는 비교정성 연결형태중 전치



열에 가장 고른 응력 분포를 보이고 다른 유형보다 변위량이 적어 안정적이다. 그러므로, 고유 수용성 감각의 결핍이 주된 문제인 경우에 연결할 자연치아가 임상적으로 건전하다면 상부보철물이 경사하중을 적게 받을 수 있도록 기능적 교합력 분산 등을 계획 하여 이중 금관으로 연결하는 것도 장점이 있을것이라 사료된다.

그러나 이중 금관의 경우도 간혹 자연치 합입 현상이 보고<sup>22,34,57)</sup> 되고 있으며 자연치 합입현상을 보일때 보철물을 철거해보면 이중 금관의 내면에 시멘트 상실과 더불어 음식물 잔사의 축적을 임상적으로 볼 수 있다 하였다. 자연치에 가해지는 하중으로 인한 내단이보의 거동이 시멘트 상실을 일으킬 것이라 사료되며, 이 경우 상실된 시멘트 공간에 음식물 잔사의 축적을 일으켜, 자연치의 합입 현상이 더욱 가속화 된다고 Howard<sup>34)</sup>는 언급한 바 있다.

위에서 살펴본 변위와 응력을 전체적으로 고찰해 볼때 독립적 임플란트-지지 지의 경우에는 자연치와 임플란트의 독립적인 운동 및 응력의 분산이 허용되므로, 자연치가 건강하고 또한 실제 저작시 하중이 주로 가해지는 부위에 여러개의 골유착성 임플란트를 매식하여 임플란트 자체만으로 충분히 저작에 견딜 수 있다면 자연치와 연결하지 않는 독립적 임플란트-지지 보철물로 수복해 주는 것이 바람직하다고 생각된다. key 및 keyway를 이용한 어테치먼트의 경우에는 keyway 부위에 많은 응력의 집중과 큰 변위로 인한 심한 마찰 등이 야기되어 강한 저작력이 제거된 후에 자연치가 제자리로 회복되지 못하는 자연치의 합입 현상이 야기될 수 있는 단점이 있으나, 자연치와의 비교 정성 연결을 통하여 약한 자연치의 일부 고정 및 자연치열에 포함된 고유 감각 수용기의 이용, 가철성의 허용 등의 장점을 가질 수 있다고 사료된다. 따라서 어테치먼트를 이용하는 경우에는 반정밀부착형어테치먼트 보다는 정밀부착형어테치먼트를 사용하는 것이 임상적으로 더 유리하다고

생각된다. 또한 임시 시멘트를 이용하여 부착하는 이중 금관의 경우에는 가철성이 허용될 수 있으며, 내관과 외관의 형태를 통하여 고정할 수 있어서 고정성으로 연결된 보철물과 같은 효과를 가지므로 응력의 고른 분산을 유도해 낼 수 있는 장점이 있다. 그러나, 고 등<sup>1)</sup>이 고정성 임플란트 보철의 경우에서 이미 지적한 바와 같이 임플란트의 변형에 비해 자연치의 변형이 크기 때문에 연결된 자연치 부위에 하중이 가해질 시에는 내단이 보 (extended beam)의 변형 거동과 유사한 양상이 나타날 수 있고 이로 인한 단점이 있으리라고 사료된다. 특히 약한 자연치의 보강을 위하여 비교적 변위가 적은 임플란트에 자연치를 연결하는 것은 오히려 임플란트에 바람직하지 못한 응력을 유발하므로서 많은 문제가 야기될 수 있으리라고 사료된다.

본 유한요소법은 비례한계 내에서 분석되어지기 때문에 하중의 크기에 따라 변위와 응력을 비례적으로 계산하는 것이므로 얻어진 결과에 대해서 양적인 분석 보다는 질적인 분석이 이루어져야 하며, 비록 3차원 유한요소모형이라 하더라도 실제의 생체를 재현해 내지 못한다는 한계가 있으므로 앞으로도 이와 관련된 계속적인 연구가 진행되어야 하리라고 사료된다.

## V. 결 론

본 연구는 하악의 견치, 제 1소구치, 제 2소구치가 잔존되어 있고, 제 1대구치 및 제 2대구치가 결손된 부분 무치악부에 2개의 매식체를 식립한 모형을 기본모형으로 하여, 그 매식체 위의 상부보철물이 전방 자연치와 연결된 형태에 따라 유한요소모형을 설계 하였다.

식립된 2개의 임플란트 상의 상부보철물은 연결된 것으로 하였으며, 각각은 전방 자연치와 후방 임플란트 보철물을 연결시키지 않은 경우 (free-standing case, Mf), 전방 제 2소구치

와 임플란트 보철물 사이에 정밀부착형어테치먼트를 이용하여 연결한 경우(precision attachment case, Mp), 반정밀부착형어테치먼트를 이용하여 연결한 경우(semiprecision attachment case, Ms), 제 2소구치에 이중 금관을 하여 후방 임플란트 보철물과 연결한 경우(telescopic case, Mt) 이다.

제 2소구치와 제 1임플란트의 중심좌에 각각 200N의 수직하중(P1) 및 제 2소구치와 제 1임플란트의 협측교두정에 45° 방향으로, 설측을 향한 각각 20N의 경사하중(P2)이 가해진 경우로 하중 조건을 부여한 후, 3차원 유한요소적 분석을 시행하여 각각의 주응력 및 변위를 상호 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수직 또는 경사하중을 가한 경우, 변위량의 분석 결과 제 2소구치부에서 최대 변위를 나타냈으며, 최대 변위량의 크기는 반정밀부착형어테치먼트 경우>정밀부착형어테치먼트 경우> 독립적 임플란트-지지 경우>이중 금관의 경우 순으로 나타났다.
2. 수직하중을 가한 경우, 변위의 양상은 제 1임플란트는 보철물이 연결된 제 2임플란트의 영향으로 약간 근심으로 기우는 성향을 보이는 반면, 제 2소구치에서는 임플란트 보철물과의 연결방법에 따라 다양하게 나타났는데, 독립적 임플란트-지지 경우에서는 근심 성향의 수직 변위를 보였고, 정밀부착형 및 반정밀부착형어테치먼트 경우는 어테치먼트의 영향으로 약간의 원심 성향의 수직 변위를 보였으며, 이중 금관의 경우에서는 가장 큰 근심 성향의 수직 변위가 발생되어 제 1소구치도 약간 근심으로 밀리는 양상을 나타냈다.
3. 경사하중을 가한 경우, 변위의 양상은 네 경우 모두 설측으로 변위가 발생하는 것은 유사하나, 제 2소구치에서의 최대 변위량은 제 1임플란트의 경우 보다 크게 나타나 경사하중시

자연치와 임플란트간의 변위의 차이가 있음을 알 수 있었다.

4. 수직하중을 가한 경우, 최대 압축주응력은 제 1임플란트 경부에서 나타났으며, 그 크기의 순서는 반정밀부착형어테치먼트 경우> 정밀부착형어테치먼트 경우> 이중 금관의 경우> 독립적 임플란트-지지 경우의 순이었다.
5. 수직하중을 가한 경우, 최대 인장주응력은 제 2임플란트의 원심 경부에서 나타났으며, 그 크기의 순서는 반정밀부착형어테치먼트 경우> 정밀부착형어테치먼트 경우> 이중 금관의 경우> 독립적 임플란트-지지 경우의 순이었다.
6. 수직 혹은 경사하중을 가한 경우, 주응력의 분포는 독립적 임플란트-지지 경우에는 자연치와 임플란트 접촉부에 그리 큰 응력이 걸리지 않고 있는데 비하여, 이중 금관의 경우에는 제 2소구치의 치관 상부 및 원심 접촉부에 높게 나타났다. 정밀부착형 및 반정밀부착형어테치먼트의 경우에는 keyway 및 keyway의 주변을 둘러싼 제 2소구치 치관의 원심 접촉부에 높게 나타났으며, 그 응력의 분포 양상은 정밀부착형어테치먼트의 경우가 반정밀부착형어테치먼트의 경우에 비해 보다 넓고 고르게 분포하였다.

## REFERENCE

1. 고훈주, 정재현: "골유착성 임플란트 보철수복시 자연지대치와의 고정유무에 따른 유한요소법적 응력분석", 「대한치과보철학회지」, 29:147-160, 1991.
2. 김동원, 김영수: "골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구", 「대한치과보철학회지」, 29:167-213, 1991.
3. 김용호, 김영수: "골유착성 임플란트 보철치료시 자연지대치와의 연결형태에 관한 유한

- 요소적 응력분석 연구”, 「대한치과보철학회지」, 29.(No.3):1, 1991.
4. 박상수, 방몽숙: “골유착성 임플란트를 중간 지대치로 사용한 고정성 보철물의 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 31:611-619, 1993.
  5. 양홍서: “임프란트와 자연치를 지대치로 한 고정성 보철물의 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 31:447, 1993.
  6. 이능수, 이호용: “수중 골내 임프란트의 보철 수복물에 가해진 응력 분산에 관한 광탄성학적 연구”, 「대한치과의사협회지」, 25:1145, 1987.
  7. 이봉훈: “유한요소법 핸드북”, 도서출판 동화 기술, 서울, 1991.
  8. 임상전, 광병만, 이주성: “유한요소법 입문”, p7. 동명사, 서울, 1985.
  9. 정관호, 배태성, 송광엽, 박찬운: Brånemark 골유착성 매식체의 금관 수복 재료에 따른 지지 조직의 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 28(No.2):199, 1990.
  10. 정창모, 이호용: “골유착성 임플란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 응력분산 및 충격 흡수에 관한 유한요소법적 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 30:582, 1992.
  11. 최수호, 정재현: “골내 임프란트를 이용한 고정성 국소의치하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 분석”, 「대한치과보철학회지」, 29(No.1):233, 1991.
  12. Adell, R., et al.: “A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw”, Int.J.Oral Surg., 10: 387, 1981.
  13. Albrektsson, T., et al.: “The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success”, Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 5:347, 1990.
  14. Astrand, P., et al.: “Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments : A 2-year longitudinal study”, Int.J.Oral Maxillofac. Implants, 6:305, 1991.
  15. Balkin, B.E.: “Historical overview with current perspective”, J.Dent.Educ., 52:683, 1988.
  16. Beumer III. I., and Lewis, S.G. : “The Brånemark implant system”, St. Louis, Ishiyaku EuroAmerica, Inc, Publ, 1989.
  17. Brånemark, P.L.: “Introduction to osseointegration”, In: Brånemark, P.I., Zarb, G., and Albrektsson, T., eds. Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publ.Co., Chicago, 1985.
  18. Brunski, J.B.: “Biomechanics of oral implant: future research direction”, J.Dent.Educ., 52(12):776, 1988.
  19. Brunski, J.B., and Hipp, J.A.: “In vivo forces on endosteal implant: A measurement system and biomechanical consideration”, J.Prosthet.Dent., 51:82, 1984.
  20. Carlsson, G.F., and Haraldson, T.: “Functional response in Brånemark/Zarb/Albrektsson., eds.: Tissue-integrated prostheses.” Quintessence Publ. Co., Chigo, 1986.
  21. Carranza, F.A.: “Glickman’s clinical periodontology”. 7th ed., W.B. Saunders Co., p47-48, 1990.
  22. Cavicchia, F., and Bravi, F.: “Free-Standing vs tooth-connected implant-supported fixed partial restorations: A comparative retrospective clinical study of the prosthetic results”, Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 9: 711-718, 1994.
  23. Cho, G.C., and Chee, W.W.L.: “Apparent intrusion of natural teeth under an implant-

- supported prosthesis:A clinical report”, J.Prosthet.Dent., 68:3-5, 1992.
24. Cohen, S.R., and Orestein, J.H.:“The use of attachment in combination implant & natural tooth fixed partial dentures:A technical report”, Int.J.Oral Maxillofac. Implant, 9:230-234, 1994.
  25. Cook, S.D., Weinstein.A.M., and Klawitter, J.J.:“A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant”, J.Dent.Res., 61:25, 1982.
  26. Davis, D.M., Zarb, G.A., and Chao, Y.L.: “Studies on framework for osseointegrated prosthesis:Part1. The effect of varying the number of supporting abutment”, Int.J.Oral Maxillofac. Implants, 3:197, 1988.
  27. Davis, D.M., Rimrott, R., and Zarb, G. A.:“Studies on framework for osseointegrated prosthesis:Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure”, Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 3:275, 1988.
  28. Driskell, T.D.:“History of implants”, J.Calif. Dent.Assoc., 15:16, 1987.
  29. El Charkawi, H.G., El Wakad, M.T., and Naser, M.E.:“Modification of osseointegrated implant for distal-extension prostheses”, J.Prosthet.Dent., 64:469, 1990.
  30. English, C.E.:“Implant-supported vs, Implant-natural-tooth-supported fixed partial dentures”, Dental sympsia, 1:10-15, 1993.
  31. Ericsson, I., et al.:“A clinical evaluation of fixed-bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants”, J.Clin.Periodontol., 13: 307-312, 1986.
  32. Finger, I.M. and Guerra, L.R.:“Prosthetic considerations in reconstructive implantology”: Dent.Clin.North Am., 30:69-83, 1986
  33. Gracis, S.E., et al.:“Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implant”, Int.J.Prosthodont., 4:282-291, 1991.
  34. Howard, B.K.: “Free-standing vs implant-tooth-interconnected restorations : understanding the prosthodontic perspective”, Int. J.Periodont. & Rest. Dent., 13:47- 69, 1993.
  35. Jemt, T.et al.:“Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patient: A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures”, Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 4:211, 1989.
  36. Kounjian, J.H., and Smith, R.A.: “Tissue-integrated Prostheses on malaligned implants in a partially edentulous patient:A clinical report”, Int.J.Oral Maxillofac. Implants, 6:211-214, 1991.
  37. Langer, B., and Sullivan, D.Y.:Osseointegration:“Its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry : Part II”, Int.J.Periodont. & Res.Dent., 9:165, 1989.
  38. Lavernia, C.J., Cook, S.D., Weinstein, A.M., and Kawitter, J.J.:“An analysis of stresses in a dental implant system”, J.Biomed., 14:555, 1981.
  39. Listgarten, M.A., Lang, N.P., Schroeder, H.E., and Schroeder, A.:“Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants”, Clinical Oral Implant Reseach, 1-19, 1991.
  40. Mathews MF., Breeding LC., Dixon, D.L., and Aquilino, S.A.:“The effect of connector design on cement retention in an implant

- and natural tooth-supported fixed partial denture”, J.Prosthet.Dent., 65:822, 1991.
41. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V., and Peterson, L.J.:“A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element”, J.Prosthet.Dent., 62:586, 1989.
  42. Misch, C.M., and Ismail, Y.H.:“Finite element stress analysis of tooth-to-implant fixed partial denture designs”, J. Prosthodont., 2:83-92, 1993.
  43. Morgano, S.M., Marcus A.R., and Lina Verde, et al.:“A fixed detachable implant-supported prosthesis retained with precision attachment”, J.Prosthet.Dent., 70:438-442, 1993.
  44. Naert, I., Van Steenberghe, D., and Darius, D.:“A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism”, J. Prosthet. Dent., 67:236, 1992.
  45. O’Brien, W.J.:“Dental materials”, p. 551, Quintessence Publ, 1989.
  46. Osborn, J.W.: “An investigation into the interdental forces occurring between the teeth of the same arch during clenching the jaws”, Arch.Oral Biol., 5:202-211, 1961.
  47. Pylant, T., et al.:“A retrospective evaluation of endosseous titanium implants in the partially edentulous patient”, Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 7:195, 1992.
  48. Rangert, B., Gunne, J., and Sullivan, D.Y. :“Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study”, Int.J.Oral Maxillofac.Implant., 6:177-186, 1991.
  49. Rhodes, S.K. : “Fixed partial denture design and construction for missing mandibular molar by using an osseointegrated implants for an abutment”, J.Prosthet.Dent., 60:1, 1988.
  50. Richter, E.J., Spiekermann, H., and Jovanovic, S.A.:“Tooth-to implant fixed prostheses:Biomechanics based on in vitro and in vivo measurement”, In:Laney, W.R., and Tolman, D.E., eds. Tissue integration in oral, orthopedic & maxillofacial reconstruction. Quintessence Publ. Co., Chicago, 1992.
  51. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L., and Brose, M.O.:“Alternative materials for three endosseous implant”, J.Prosthet.Dent., 61:717, 1989.
  52. Rieger, M.R., et al.:“Bone stress distribution for three endosseous implants”, J. Prosthet. Dent., 61:223, 1989.
  53. Rieger, M.R., Mayberry, M., and Brose, M.O.:“Finite element analysis of six endosseous implant”, J.Prosthet.Dent., 63:671, 1990.
  54. Rieder, C.E., and Parel, S.M.:“A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures”, Int. J. Periodont. & Rest. Dent., 3:335-347, 1993.
  55. Schnitman, P.A., et al.:“Implant for partial edentulism”, J.Dent.Educ., 52:725, 1988.
  56. Sekine, H., et al.:“Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture supporting systems”, In:van Steenberghe, D., eds. Tissue integration in oral & maxillofacial reconstruction, Excerpta Medica. Amsterdam, 1986.
  57. Sheets, C.G., and Earthman, J.C. :“Natural tooth intrusion & reversal in implant-

- assisted prosthesis: Evidence & a hypothesis for the occurrence", J.Prosthet.Dent., 70:513-520, 1993.
58. Siegele, D., Soltesz, U., and Scheicher, H.: "Dental implants with flexible inserts: A possibility to improve the stress distribution in the jaw", In: Perren, S.M., and Schneider, E. eds. Biomechanics: Current interdisciplinary research. Martinus Nijhoff Publ. Dordrecht. 1985.
  59. Siegele, D., and Soltesz, U.: "Implantate mit Intramobilen einsetzen als Brückenpfeiler Z", Zahnarztl. Implantol., 2:117, 1986.
  60. Siegele, D., and Soltesz, U.: "Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 4:333.
  61. Skalak, R.: "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses", J.Prosthet. Dent., 49:843, 1983.
  62. Smith, D.E.: "A review of endosseous implants for partially edentulous patients", Int. J. Prosthodont., 3:12, 1990.
  63. Steflik, D.E., and McKinney, R.V. Jr.: "History of implantology", In: McKinney, R. V. Jr., eds. Endosteal dental implants. Mosby-Year Book Inc. St. Louis. 1985.
  64. Sutherland, J.K., and Holland, G.A.: "A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial denture of rigid & nonrigid design", Fixed Prosthodont. & operative dent., 44:616-827, 1980.
  65. Takahashi, N., Kitagami, T., and Komori, T.: "Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment", J.Prosthet.Dent., 40:186, 1978.
  66. Van Rossen, I.P., et al.: "Stress-absorbing elements in dental implants", J.Prosthet. Dent., 64:199, 1990.
  67. Van Steenberghe, D.: "A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism", J.Prosthet.Dent., 61:217, 1989.
  68. Van Steenberghe, D., et al.: "The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 588 fixtures", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 5:252, 1990.
  69. Weinberg, L.A.: "The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 8:19-31, 1993.
  70. Wheeler, R.C.: "A textbook of dental anatomy and physiology", 4th eds., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 124-288, 1965.
  71. Williams, K.R., Watson, C.J., Murphy, W. M., Scott, J., and Gregory, M.: "Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants", Quintessence Int., 21:563-570, 1990.
  72. Wright, K.W., et al.: "Relative force distribution of teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutment", J.Prosthet.Dent., 42:411, 1979.
  73. Yang, H.S., and Thompson, V.P.: "A two dimensional stress analysis of fixed prosthesis with rigid or non-rigid connectors", J.Dent.Res., 70:192, 1991.
  74. Zarb, G., Schmitt, A., and Baker, G.: "Tissue integrated prostheses: Osseointegration research in Toronto", Int. J. Periodont. & Rest. Dent., 1:9, 1987.

Abstract

THE THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE  
PARTIALLY EDENTULOUS IMPLANT PROSTHESIS WITH VARYING  
TYPES OF NON-RIGID CONNECTION

Seon-A Lee, D. D. S., Chae-Heon Chung, D. D. S., M. S. D., Ph. D.

*Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University*

In this study, we designed the finite element models of mandible with varying their connecting types between the prosthesis on implant fixture and 2nd premolar, which were free-standing case(Mf), precision attachment case(Mp), semiprecision attachment case(Ms) and telescopic case(Mt).

The basic model of the designed finite element models, which contained a canine and the 1st & 2nd premolar, was implanted in the edentulous site of the 1st & 2nd molar by two implant fixtures.

We applied the load in all models by two ways. A vertical load of 200N was applied at each central fossa of 2nd premolar and 1st implant.

A tilting load of 20N with inclination of 45° to lingual side was applied to buccal cusp tips of each 2nd premolar and 1st implant.

And then we analyzed three-dimensional finite element models, making a comparative study of principal stress and displacement in four cases respectively.

Three-dimensional finite element analysis was performed for the stress distribution and the displacement using commercial software(IDEAS program) for SUN-SPARC workstation.

The results were as follows :

1. Under vertical load or tilting load, maximum displacement appeared at the 2nd premolar. Semiprecision case showed the largest maximum displacement, and maximum displacement reduced in the order of precision attachment, free-standing and telescopic case.
2. Under vertical load, the pattern of displacement of the 1st implant appeared mesio-inclined because of the 2nd implant splinted together. But displacement pattern of the 2nd premolar varied according to their connection type with prosthesis. The 2nd premolar showed a little mesio-inclined vertical dis-

placement in case of free-standing and disto-inclined vertical displacement due to attachment in case of precision and semiprecision attachment. In telescopic case, the largest mesio-inclined vertical displacement has been shown, so the 1st premolar leaned mesial side.

3. Under tilting load, The pattern of displacement was similar in all four cases which appeared displaced to lingual side. But, the maximum displacement of 2nd premolar appeared larger than that of the first implant. Therefore, there was large discrepancy in displacement between natural tooth and implant during tilting load.
4. Under vertical load, the maximum compressive stress appeared at the 1st implant's neck. Semiprecision attachment case showed the largest maximum compressive stress, and the maximum compressive stress reduced in the order of precision attachment, telescopic and free-standing case.
5. Under vertical load, the maximum tensile stress appeared at the 2nd implant's distal neck. Semiprecision attachment case showed the largest maximum tensile stress, and the maximum tensile stress reduced in the order of precision attachment, telescopic and free-standing case.
6. Under vertical load or tilting load, principal stress appeared little between natural tooth & implant in free-standing case, but large principal stress was distributed at upper crown and distal contact site of the 2nd premolar in telescopic case. Principal stress appeared large at keyway & around keyway of distal contact site of the 2nd premolar in precision and semiprecision attachment case, appearing more broad and homogeneous in precision attachment case than in semiprecision attachment case.