

두 개의 임플란트를 이용한 3본 고정성 국소의치에서 가공치 위치에 따른 하악골에서의 응력 분포 및 변형에 관한 삼차원 유한요소법적 연구

김동수 · 김일규 · 장금수 · 박태환 · 김규남 · 손충렬*

인하대학교 의과대학 치과학교실, *공과대학 선박해양공학과

Abstract (J. Kor. Oral Maxillofac. Surg. 2008;34:166-179)

THE THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION AND DEFORMATION IN MANDIBLE ACCORDING TO THE POSITION OF PONTIC IN TWO IMPLANTS SUPPORTED THREE-UNIT FIXED PARTIAL DENTURE

Dong-Su Kim, Il-Kyu Kim, Keum-Soo Jang, Tae-Hwan Park, Kyu-Nam Kim, Choong-Yul Son*
*Dept. of Dentistry, College of Medicine, Inha University*Dept. of Naval Arch & Ocean Eng. Inha University*

Excessive concentration of stress which is occurred in occlusion around the implant in case of the implant supported fixed partial denture has been known to be the main cause of the crestal bone destruction. Therefore, it is essential to evaluate the stress analysis on supporting tissue to get higher success rates of implant.

The purpose of this study was to evaluate the effects of stress distribution and deformation in 3 different types of three-unit fixed partial denture supported by two implants, using a three dimensional finite element analysis in a three dimensional model of a whole mandible. A mechanical model of an edentulous mandible was generated from 3D scan, assuming two implants were placed in the left premolars area. According to the position of pontic, the experiments groups were divided into three types. Type I had a pontic in the middle position between two implants, type II in the anterior position, and type III in the posterior position. A 100-N axial load was applied to sites such as the central fossa of anterior and posterior implant abutment, central fossa of pontic, the connector of pontic or the connector between two implants, the mandibular boundary conditions were modeled considering the real geometry of its four-masticatory muscular supporting system.

The results obtained from this study were as follows;

1. The mandible deformed in a way that the condyles converged medially in all types under muscular actions. In comparison with types, the deformations in the type II and type III were greater by 2-2.5 times than in the type I regardless of the loading location.
2. The values of von Mises stresses in cortical and cancellous bone were relatively stable in all types, but slightly increased as the loading position was changed more posteriorly.
3. In comparison with type I, the values of von Mises stress in the implant increased by 73% in Type II and by 77% in Type III when the load was applied anterior and posterior respectively, but when the load was applied to the middle, the values were similar in all types.
4. When the load was applied to the centric fossa of pontic, the values of von Mises stress were nearly 30~35% higher in the type III than type I or II in the cortical and cancellous bone. Also, in the implant, the values of von Mises stress of the type II or III were 160~170% higher than in the type I.
5. When the load was applied to the centric fossa of implant abutment, the values of von Mises stress in the cortical and cancellous bone were relatively 20~25% higher in the type III than in the other types, but in the implant they were 40-45% higher in the type I or II than in the type III.

According to the results of this study, musculature modeling is important to the finite element analysis for stress distribution and deformation as the muscular action causes stress concentration. And the type I model is the most stable from a view of biomechanics. Type II is also a clinically acceptable design when the implant is stiff sufficiently and mandibular deformation is considered. Considering the high values of von Mises stress in the cortical bone, type III is not thought as an useful design.

Key words: Three dimensional finite element analysis, Implant supported fixed partial denture, von-Mises stress

I. 서 론

김 일 규

400-711 인천광역시 중구 신흥동 3가 7-206

인하대학교 의과대학 치과학교실

Il-Kyu Kim

Dept. of OMFS, Dept. of Dentistry, College of Medicine, In-Ha Univ.

#7-206, 3rd St. Shinheung-Dong, Choong-Gu, Incheon, 400-711, Korea

Tel: +82-32-890-2470 Fax: +82-32-890-2475

E-mail: kik@inha.ac.kr

치과용 골 유착 임플란트는 부분 또는 완전 무치악 환자에서 성공률이 아주 높은 믿을만한 치료방법으로 알려졌으나, 높은 예견성과 성공률에도 불구하고 합병증이나 실패도 보고되고 있으며, 이는 부분적으로 치과 임플란트가 악구강(stomatognathic)계에서 생성되는 다방향의 하중을 받고 있기 때문이다^{1,2)}.

반복된 교합압으로 인한 국소적 응력집중은, 특히 골질이 불량한 부위나 골량이 불충분한 부위에서 이러한 실패의 가능성을 더욱 높게 한다³⁾. 이러한 임플란트 치료가 기능적 및 심미적으로 성공하기 위해서는 환자의 상태, 수술 및 보철 치료계획 그리고 유지관리 등을 고려한 포괄적인 치료계획이 설정되어야 한다. 그러나 Boggan 등⁴⁾은 실질적으로 파괴적인 응력이 지지골에 전달되지 않도록 하기 위해서는 보철물에 가해진 응력이 넓게 분산시킬 수 있도록 고안된 임플란트가 필수적이나 아직 교합력에 의해 임플란트와 주위조직에 발생하는 응력분산에 관한 명확한 규명은 부족하다고 하였다. 그러므로 임플란트 지지 보철물은 생체 친화성도 우수해야 하지만, 임플란트를 이용하는 보철물에서는 임플란트 및 그 주위조직에 발생하는 응력이 중요한 요소로 작용하므로 교합 시에 발생하는 응력이 임플란트와 그 주위 지지 골에 적절히 분산될 수 있도록 보철물을 설계하는 것이 생역학적으로 중요하다^{5,6)}.

치과 임플란트는 원래 무치악 환자의 치료에 사용되기 위하여 소개되었으며, 일반적으로 완전 무치악 치료에서 임플란트는 하악지 양쪽 이공 사이에 식립 되어 양측성 캔틸레버 형태를 가진 구조물로 이용되었다. 이러한 무치악 하악에서 임플란트 지지 고정성 캔틸레버 보철물의 효과에 대하여 많은 논문에서 연구되어 왔으나⁷⁾, 캔틸레버의 적절한 길이를 제시하지는 못했다. 그러나 완전 무치악에서 임플란트 지지 고정성 보철물의 아주 좋은 예후와 장기적 수명의 보고가 있어, 많은 임상가들에 의해 같은 치료원리가 부분 무치악에서도 응용되고 있다⁸⁾.

Rangert⁹⁾등과, Balshi 등¹⁰⁾은 “캔틸레버 임플란트 지지 고정성 국소의치를 가능한 한 사용하지 말아야 한다” 고 주장하였다. 그러나 최근까지도 상실된 치아 수만큼 같은 수의 임플란트를 심어서 단일치관으로 제작 연결하여 보철 수복하는 것이 일반적 개념이고, 이러한 캔틸레버 브릿지의 부적절한 효과가 있다 하여도, 임상가들은 예상치 못한 최후방 임플란트의 소실로 처음의 치료계획을 변경해야만 하는 경우나 해부학적 제한이 있어 임플란트 식립이 어려운 경우에 임플란트 식립 개수를 줄이거나 식립 위치를 변형시켜 전방 혹은 후방부 캔틸레버 고정성 보철물을 제작하기도 한다.

본 연구의 목적은 실제 하악골 전체를 유한요소 모델로 만들고 수직하중과 4대 저작근의 근력을 가한 상태에서, 두 개의 임플란트를 이용한 임플란트 지지 3본 고정성 국소의치에서 가공치의 위치와 하중위치에 따른 임플란트와 주위 골조직의 응력분포와 하악골의 변위를 연구 하는데 있다.

II. 재료 및 방법

1. 유한요소 모델 형성

본 연구의 모델은 무치악 상태의 하악골을 3D 스캔(Rexcan 400)을 이용하여 image를 얻었고, 3D 스캐닝을 통한 3차원 형상 구현은 표면에 대한 데이터(점과 선, 면)만을 가지고 있으므로

이를 바탕으로 절점과 요소를 생성하여 Ansys 회사의 Ansys program(Ver. 10)을 이용하여 3D 유한요소 모델을 생성하였다 (Fig. 1).

이렇게 해서 만들어진 모델은 총 요소수가 45,200개이고, 절점은 14,424이며, 완성된 모형은 형상이나 물성에 따라 각각의 요소별로 분할하였으며 각각의 요소와 절점의 수는 Table 1에 나타내었다.

가공치의 위치에 따라 아래와 같이 3가지 형태로 연구모형을 설계하였다.

1) Type I 모형(Fig. 2)

4.0 mm 직경과 10mm길이를 가진 두 개의 원통형의 임플란트를 하악 소구치 부위에 임플란트 중심 간의 거리를 14mm로 하여 식립하고, 가공치가 임플란트의 사이에 위치한 3본 고정성 국소의치가 장착된 것을 가상하여 설계하였다.

2) Type II 모형(Fig. 2)

Type I과 같은 두 개의 원통형의 임플란트를 중심 간의 거리를 7mm로 하여 하악 소구치 부위에 연속하여 식립하고, 전방에 가공치가 위치하는 3본 고정성 국소의치가 장착된 것을 가상하여 설계하였다.

3) Type III 모형(Fig. 2)

Type I과 같은 두 개의 원통형의 임플란트를 중심 간의 거리를 7mm로 하여 하악 소구치 부위에 연속하여 식립하고, 후방에 가공치가 위치하는 임플란트 지지 3본 고정성 국소의치가 장착된 것을 가상하여 설계하였다.

유한요소 모형의 응력분포 및 변형을 비교하는데 있어 임플란트 표면의 형태 등은 각 모형사이의 상대적 비교에서 큰 의미가 없고, 해석의 용이함을 위하여 임플란트와 상부 보철물의 크기 및 형태를 유한요소 모델의 특성상 모두 단순화시켰으며(범요소-Ansys), 이는 응력 해석의 신뢰도에 큰 영향을 주지 않을 것으로 판단하였다.

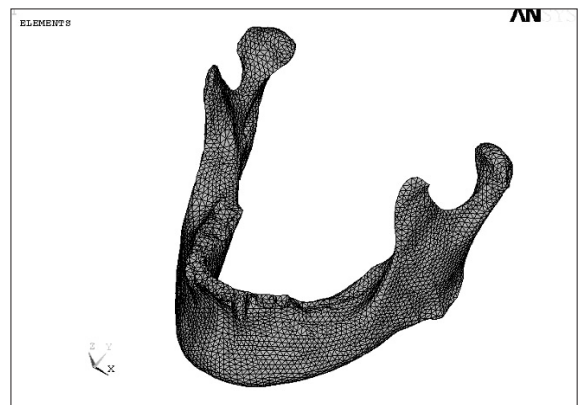


Fig. 1. Three-dimensional finite model of edentulous cadaver mandible.

2. 재료의 물성

본 모델링의 골 구조중 외부는 2mm의 두께를 갖는 피질골로 처리하였고^{3,11)} 그 내부는 해면골로 처리하여 하악 모형을 완성하였다.

각 3가지 모델의 치조골과 임플란트의 물성치는 동일한 것으로 간주하였고, 각 요소에 부여되는 물성치들 중 가장 중요한 값인 각 재질별 탄성계수(Young's Modulus: E)와 포아송 비(Poisson's ratio)는 문헌을 참고하였다(Table 2)¹²⁾. 각 재료의 계면은 완전한 결합상태인 것으로 가정하였다.

실제로는 치밀골 및 해면골은 이방성이며, 골은 다공성의 비균질체이고 무게비 2-30%내외의 유기질과 체액 성분을 포함하고 있으므로 점탄성, 비선형적인 물성을 가진다¹³⁾. 특히 응력 분포가 악골 본체와는 판이하게 다른 골과 임플란트 계면의 골조직은 골개형으로 인해 비균질, 이방성을 가질 것으로 보이며, 따라서 선형, 등방균질성을 가정하여 얻은 응력 해석 결과는 실제 여건과 차이가 있을 수 있다. 그러므로 골의 비등방, 비균질 특성이 유한요소 모델링에 적용되어야 할 것이지만 골의 포괄적인 물성에 대한 실험적 측정이 사실상 불가능하고, 정량적인 물성치 데이터는 아직 문헌에 보고되지 않고 있어 현재로서는 골물성치는 불가피하게 가정치를 사용할 수밖에 없다는 한계가 있다. 따라서 대부분 수치 해석 연구에서는 골 물성을 등방성, 선형탄성적인 것으로 가정하고 있다.

Lavernia 등¹⁴⁾은 골을 균질체로 가정하여도 응력분포 특성 결과에 별다른 영향이 없음을 보고한 바 있고, Borchers 등¹⁵⁾은 등방균질을 가정하여 해석한 응력분포가 실험적으로 측정된 Rieger¹⁶⁾의 결과와 유사함을 보고한 바 있다.

이에 본 연구에서도 유한요소를 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성

은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 하중이 작용하는 방향과 무관하게 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

3. 경계 조건 및 하악골에 대한 근육지지체계

임플란트의 하중은 저작근의 등장수축에 의한 하중이며, 저작근에 의한 저작력의 작용방향(Fig. 4, 5) 역시 수직력과 측방하중 등이 중첩되어 작용함으로 구강조건과 연구자의 관점에 따라 하중조건이 다양해 질 수 있다. 따라서 본 연구에 적용된 하중의 종류는 총 5가지로 이중 4가지는 4대 저작근 근육에 의한 하중이다. 그 종류는 측두근(T), 교근(M), 내측익돌근(PM), 외측익돌근(PL)이다. 이 각각의 근육에 의한 하중은 각 하중이 작용하는 지점에서 xyz 방향으로 나누어 적용하였다(Fig. 4). 실험모델은 저작근과 측두 하악 관절에 의해 지지되었다¹⁶⁾. Inou 등¹⁷⁾에 따르면 저작근에 의해 발생하는 힘을 횡단면을 기초로 하여 수치화하였으며(Table 3), 근육 작용들 사이의 관계성은 아래와 같다.

$$\cdot M = 1.72 PL \quad (\text{등식 1})$$

$$\cdot T = 0.99 PL \quad (\text{등식 2})$$

$$\cdot PM = 1.15 PL \quad (\text{등식 3})$$

모델은 Fig. 3에서 보이는 것과 같이 구속하였고, 수직하중은 100N (axial load P^o=100N)로 임플란트의 장축을 따라서 적용하였으며, 모델의 균형을 유지하기 위한 근육 힘의 값은 다음 방정식으로부터 얻었다.

$$2M \times I_M + 2PM \times I_{PM} + 2PL \times I_{PL} + 2T \times I_T + 100u \times I_P = 0 \quad (\text{등식 4})$$

Table 1. The number of nodes and elements used in this FEM

Anatomy	Node	Element
Cortical	10378	31820
Cancellous	3919	13255
Implant	127	125

FEM; Finite element method

Table 2. Material properties of finite analysis model

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	13,700 Mpa	0.3
Cancellous bone	1,370 Mpa	0.3
Titanium	110,000 Mpa	0.33

MPa; MegaPascal

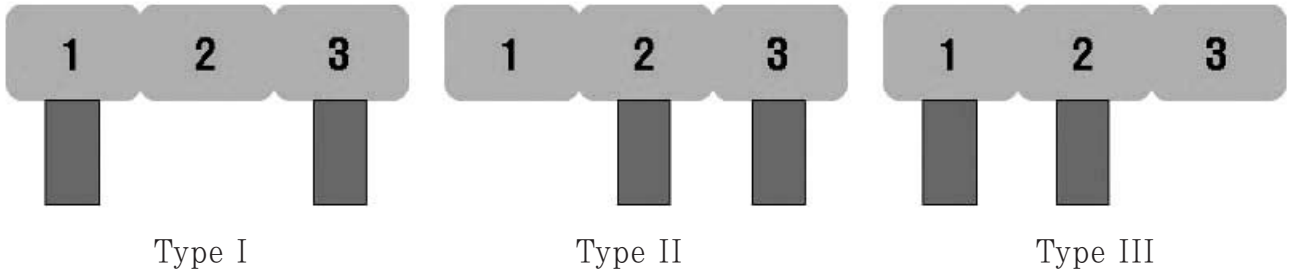


Fig. 2. Diagram of Type I, II, III models.

Table 3. Directional cosines of the resultant muscular force

	Cos (alpha)	Cos (beta)	Cos (gamma)
Masseter	-0.043	-0.011	0.999
Medial pterygoid	0.587	-0.165	0.792
Lateral pterygoid	0.714	-0.692	0.106
Temporalis	-0.325	0.219	0.920

Cos; Cosine cited by Inou (1996)

Table 4. Directional force applied this FEM

	Load (N)	direction X	direction Y	direction Z
Masseter	59.23	-2.54689	-0.65153	59.17077
Medial pterygoid	39.60	23.245	-6.534	31.3632
Lateral pterygoid	34.44	24.59016	-23.83248	3.65064
Temporalis	34.09	-11.07925	7.46571	31.3628

FEM; Finite element method

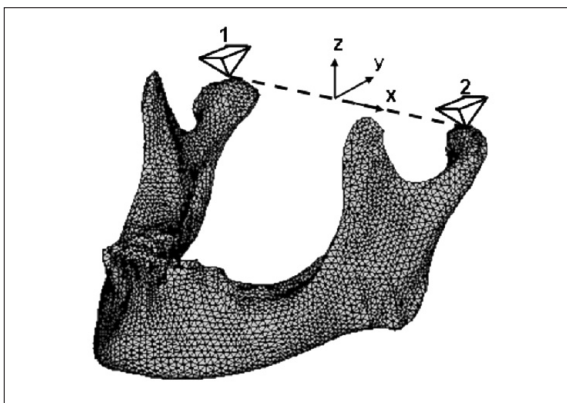


Fig. 3. Model with restraining adopted, point 1. = Translation restrained in directions x,y,z, point 2. = Translation restrained in directions y,z,

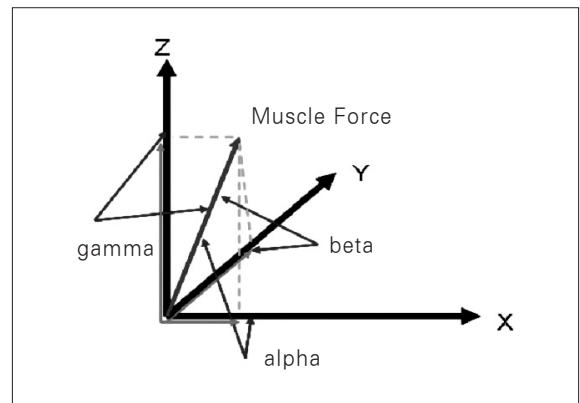


Fig. 4. An axis of coordinate system.

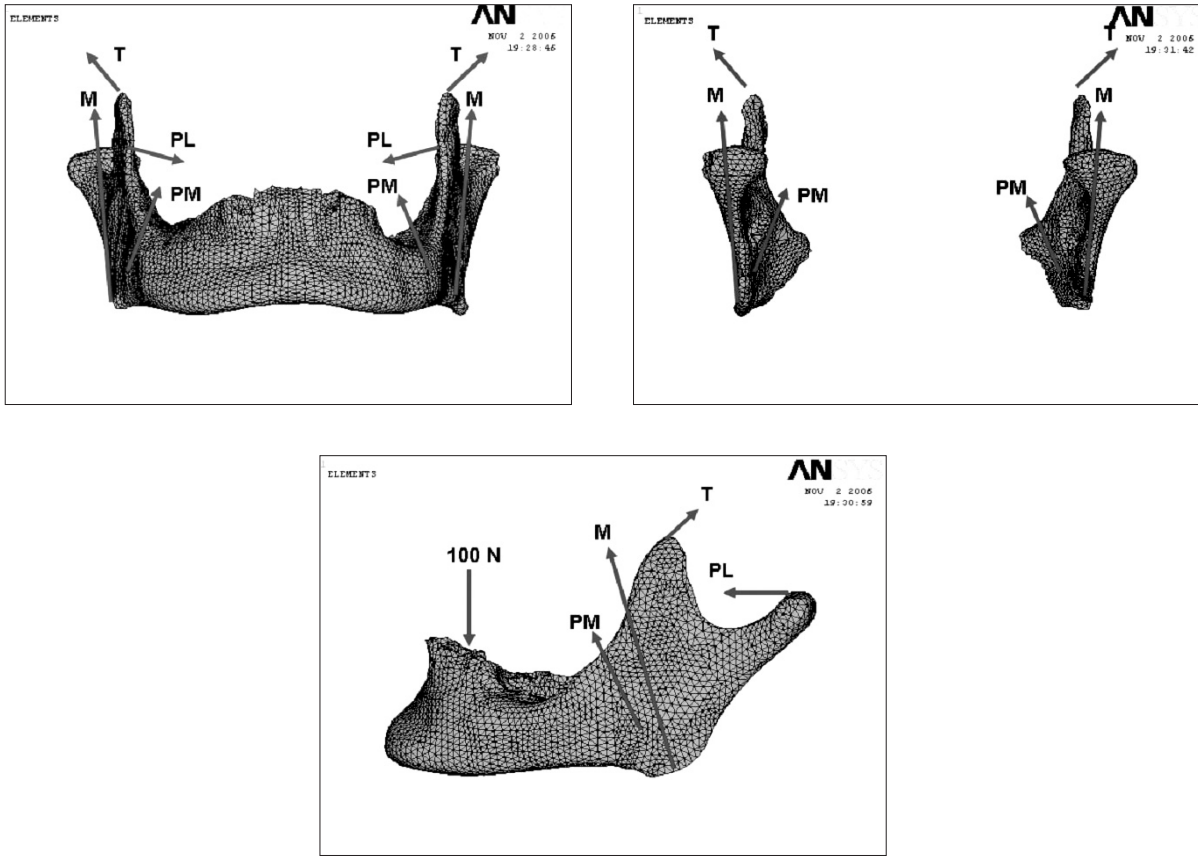


Fig. 5. Direction of the applied muscular forces.

$r_M, r_{PM}, r_{PL}, r_T, r_P$ 는 M, PM, PL, T, P. (임플란트에 가해진 하중 위치)에서 X(1-2)축까지의 거리이며, X축은 양쪽 과두돌기의 중심을 지나는 축을 말한다(Fig. 3). 이 방정식에서 u 는 임플란트 장축방향의 벡터(vector)를 의미한다. 등식4와 앞에서 언급한 근육들 간의 관계는 다음과 같은 결과 값을 유도하였다 (Table 4).

Fig. 3에서 1번 지점은 xyz방향으로 움직임이 구속하였고, x,y,z축을 기준으로 한 회전은 가능하도록 허용하였다. 2번 지점은 1번 지점과 달리 턱뼈의 수평방향의 변위를 확인하기 위하여 y,z 방향의 움직임을 구속하였고, x방향은 구속되지 않았다. 또한 1번 지점과 마찬가지로 회전에 대한 구속은 하나도 이루어 지지 않아 자유롭게 회전이 가능하다.

4. 연구방법

본 연구에서는 두 개의 임플란트를 이용한 임플란트 지지 3본 고정성 국소치에서 가공치의 위치와 하중위치에 따른 임플란트와 하악골 전체에 발생하는 등가응력 값과 변형에 관한 3차원적 비교연구를 위해 각 모델에서 각각 100N의 하중을 임플란트의 장축과 평행하게 부여하였으며, 각각의 모형별 분석을 위해서 동일한 순서로 근심부에서 원심으로 다섯(a~e)부

위에 부여하였고(Fig. 6-8), 하악골에서 변형이 어느 부위에서 얼마만큼의 변화를 보이는지 알아보았다. 이들 응력분포와 변형의 차이를 가시화 하기위해서 응력의 크기와 변형의 양에 따라 적색에서 청색까지 9단계 색상으로 구분하여 그림으로 표시하였으며, 임플란트 연속가공의 응력과 변형의 양상은 모형을 부분 확대하여 전체적인 응력분포 양상과 비교 관찰 할 수 있도록 하였다.

III. 결 과

1. 각 모형별 분석

(1) Type I 모형

1) 등가응력 측정(Table 5)

피질골, 해면골에서 발생한 응력 값은 하중위치에 따라 큰 변화를 보이질 않았으나, 하중의 위치가 후방으로 갈수록 응력 값이 증가됨을 볼 수 있었다. 그러나 응력 분포 경향을 알아보기 위해 색도를 달리하여 입체적으로 도해한 결과에서 전반적으로 큰 응력은 나타나질 않았으나 하중이 가공치의 중앙과 연결부에 가해진 경우(하중 b, c, d)에서 하악경에 응력이 증가됨을 볼 수 있었다(Fig. 17-21).

Type I (하중 100N)

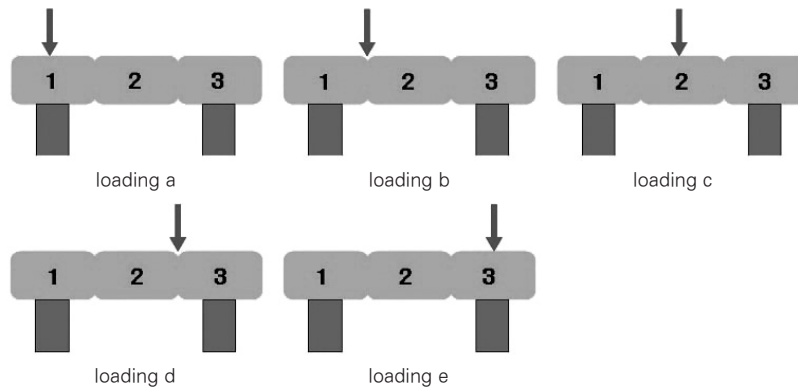


Fig. 6. Diagram of Type I model and loading point.

Type II (하중 100N)

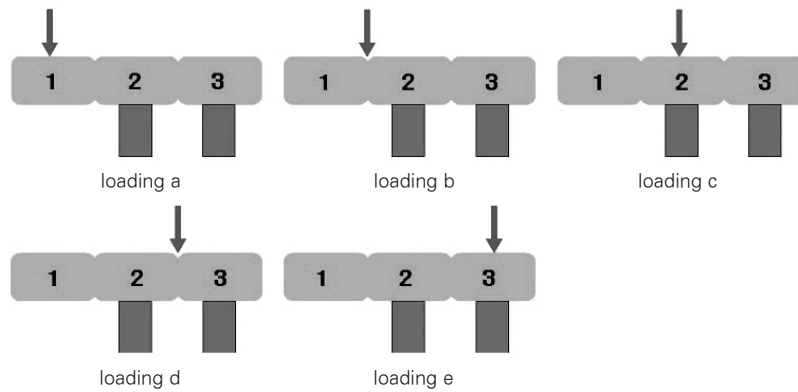


Fig. 7. Diagram of Type II model and loading point.

Type III (하중 100N)

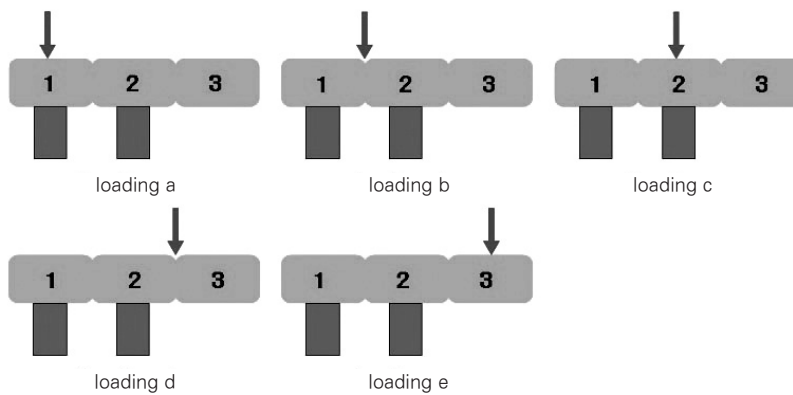


Fig. 8. Diagram of Type III model and loading point.

Table 5. The von Mises stress(MPa) and deformation(mm) of Type I

Loading point	a	b	c	d	e
Cortical	17.332	17.338	17.344	17.35	17.356
Cancellous	1.09	1.12	1.273	1.429	1.585
Implant	29.098	20.98	18.688	20.2	27.411
Deformation	0.523	0.523	0.523	0.524	0.525

MPa; MegaPascal

Table 6. The von Mises stress(MPa) and deformation(mm) of Type II

Loading point	a	b	c	d	e
Cortical	16.316	16.334	16.352	16.371	16.389
Cancellous	1.146	1.201	1.258	1.325	1.398
Implant	50.309	32.817	20.001	21.78	27.559
Deformation	1.13	1.13	1.13	1.12	1.12

MPa; MegaPascal

Table 7. The von Mises stress(MPa) and deformation(mm) of Type III

Loading point	a	b	c	d	e
Cortical	19.476	20.133	20.77	21.375	21.981
Cancellous	1.817	1.876	1.948	2.032	2.115
Implant	19.775	18.404	19.664	30.964	48.512
Deformation	1.24	1.24	1.24	1.25	1.25

MPa; MegaPascal

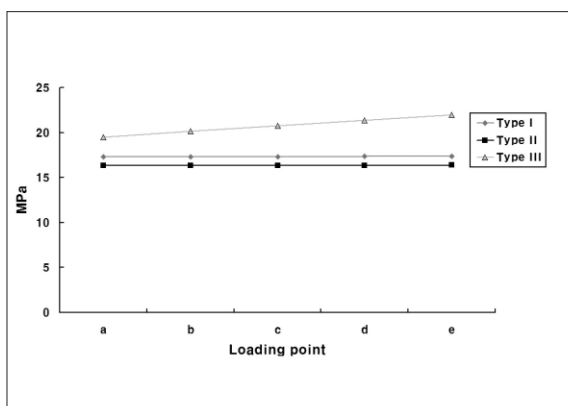


Fig. 9. The von Mises stress of cortical bone according to loading points of each types.

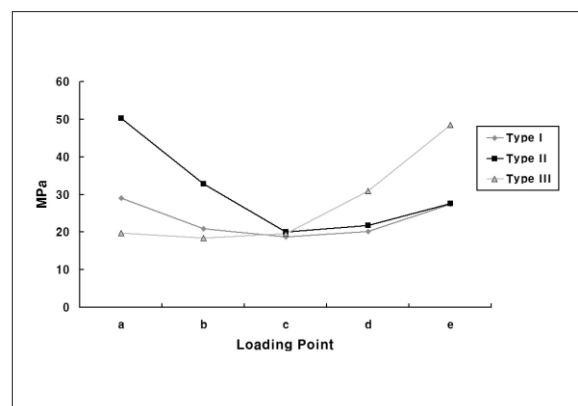


Fig. 10. The von Mises stress of implants according to loading points of each types.

Table 8. The von Mises stress(MPa) and deformation(mm) loaded at central fossa of pontic

	Type I	Type II	Type III
Cortical bone	17.344	16.316	21.981
Cancellous bone	1.273	1.146	2.115
Implant	18.688	50.309	48.512
Deformation	0.523	1.13	1.25

MPa; MegaPascal

Table 9. The von Mises stress(MPa) and deformation(mm) loaded at connection site between abutment of implant and pontic

	Type I	Type II	Type III
Cortical bone	17.35	16.371	21.375
Cancellous bone	1.429	1.325	1.948
Implant	20.98	32.817	30.964
Deformation	0.524	1.13	1.25

MPa; MegaPascal

Table 10. The von Mises stress(MPa) and deformation(mm) loaded at central fossa of abutment of implant

	Type I	Type II	Type III
Cortical bone	17.356	16.389	20.77
Cancellous bone	1.585	1.398	1.948
Implant	29.098	27.559	19.775
Deformation	0.523	1.13	1.24

MPa; MegaPascal

2) 변형(Table 5, Fig. 11, 14)

변형은 평균 0.523mm 정도 일어났고, 하중위치에 따른 큰 차이는 없었으나, 변형의 경향을 색도를 달리하여 보면 하악지의 상부와 근돌기의 일부분, 하악경, 하악과두부의 상부, 순으로 변형이 증가됨을 보였다.

(2) Type II 모형

1) 등가응력 측정(Table 6)

피질골과 해면골에서 발생한 응력 값은 하중위치에 따라 큰 차이를 보이지 않았으나, Type I에서와 같이 하중의 위치가 후방으로 갈수록 응력이 증가하였다. 임플란트에서는 가공치의 중심와에 하중이 가해진 경우에서 최대 값을 볼 수 있었으며, 다른 부위의 값보다 60~150% 정도 증가된 응력을 보였다. 응력 분포의 경향은 임플란트에 응력이 집중된 하중(a, b) 보다 하중(c, d, e)에서 응력이 피질골과 임플란트에 골고루 분산된 양상을 보였다(Fig. 22-26).

2) 변형(Table 6, Fig. 12, 15)

변형량은 하중위치에 따른 유의할 만한 변화가 없었으나 Type I에 비해 약 2배(1.13mm) 정도 큰 변형을 보였으며, 변형의 경향을 보면 하악지의 절반과 근돌기, 하악경, 하악과두 전체, 순으로 변형이 증가됨을 보였다.

(3) Type III 모형

1) 등가응력 측정(Table 7)

피질골, 해면골에서 발생하는 응력 값은 하중위치에 따라 큰 차이를 보이지 않았으나, Type I, II에서와 같이 하중의 위치가 후방으로 갈수록 응력이 증가됨을 볼 수 있었다. 임플란트에 발생한 응력 면에서는 Type II에서와 동일하게 가공치의 중앙와에 하중이 가해졌을 때 응력이 60~160% 정도 증가된 값을 보였다.

응력 분포의 경향은 임플란트에 응력이 집중된 하중(d, e) 보다 하중(c, d, e)에서 응력이 피질골과 임플란트에 골고루 분산된 양상을 보였다(Fig. 27-31).

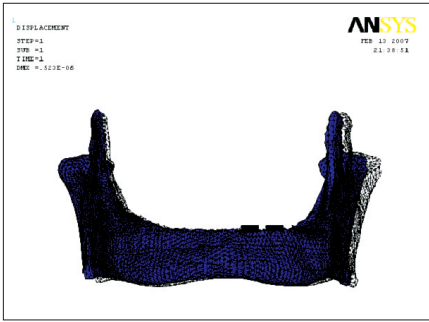


Fig. 11. Deformation of Type I model loading on the pontic (frontal view).

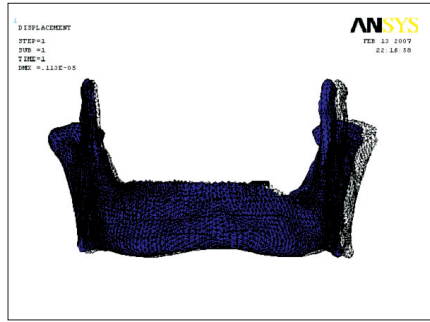


Fig. 12. Deformation of Type II model loading on the pontic (frontal view).

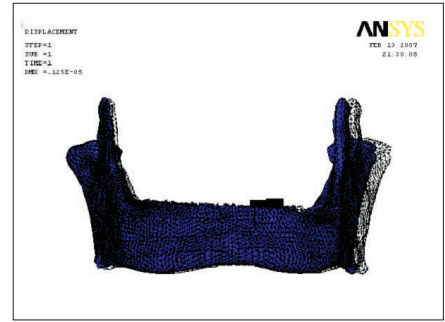


Fig. 13. Deformation of Type III model loading on the pontic (frontal view).

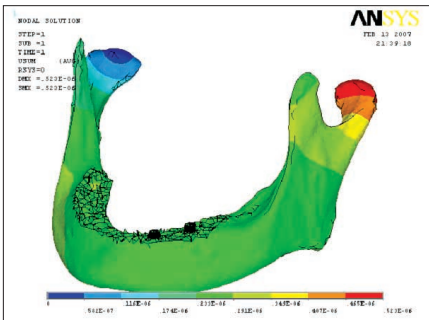


Fig. 14. Deformation of Type I model loading on the pontic (sagittal view-color coded).

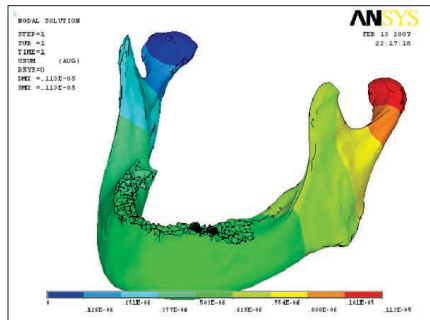


Fig. 15. Deformation of Type II model loading on the pontic (sagittal view-color coded).

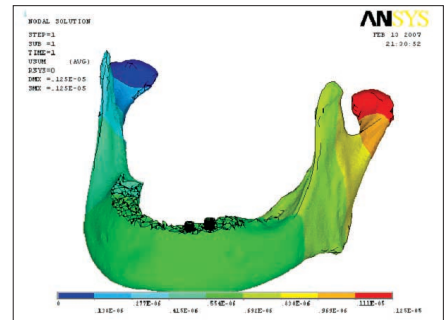


Fig. 16. Deformation of Type III model loading on the pontic (sagittal view-color coded).

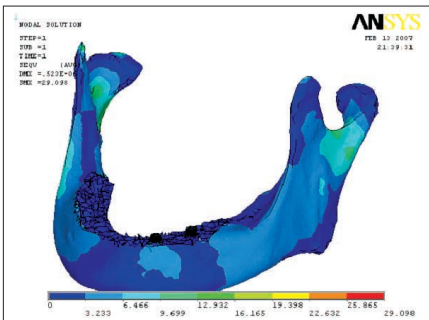


Fig. 17. Stress distribution of Type I model (loading a).

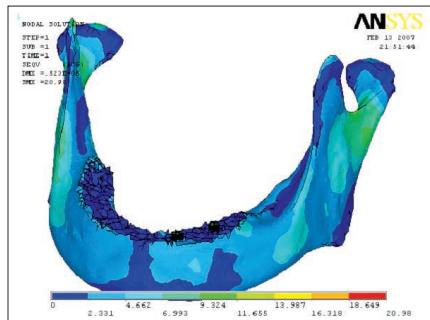


Fig. 18. Stress distribution of Type I model (loading b).

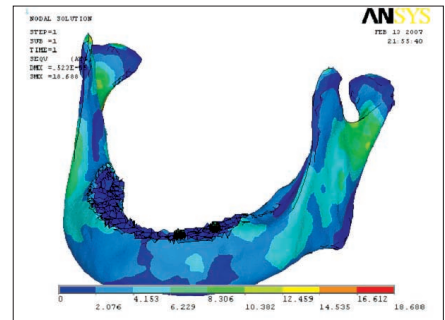


Fig. 19. Stress distribution of Type I model (loading c).

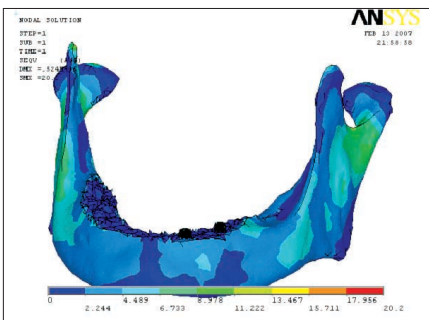


Fig. 20. Stress distribution of Type I model (loading d).

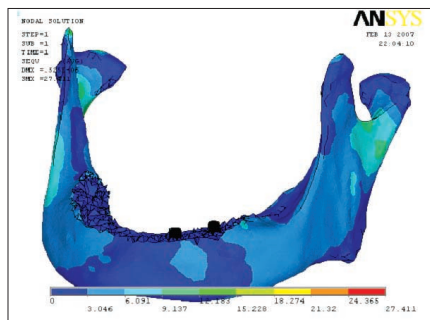


Fig. 21. Stress distribution of Type I model (loading e).

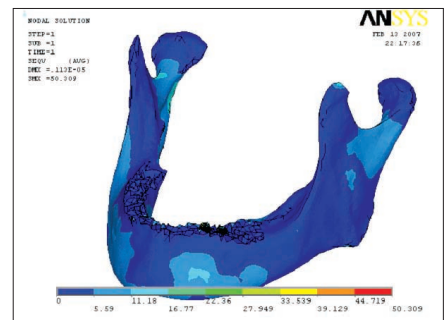


Fig. 22. Stress distribution of Type II model (loading a).

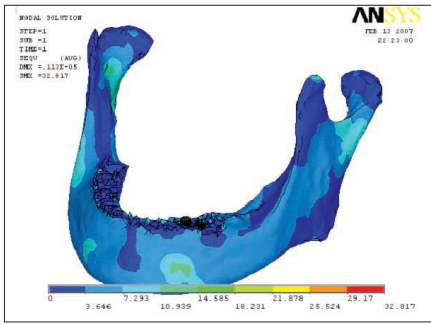


Fig. 23. Stress distribution of Type II model (loading b).

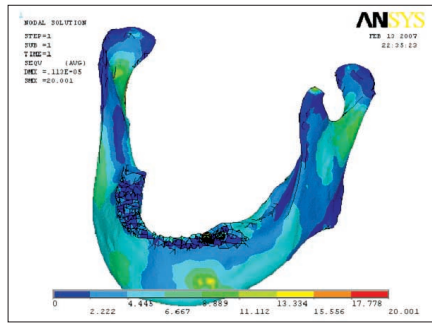


Fig. 24. Stress distribution of Type II model (loading c).

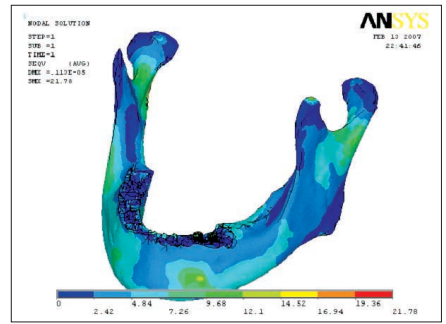


Fig. 25. Stress distribution of Type II model (loading d).

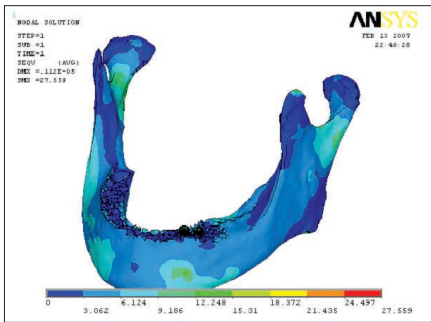


Fig. 26. Stress distribution of Type II model (loading e).

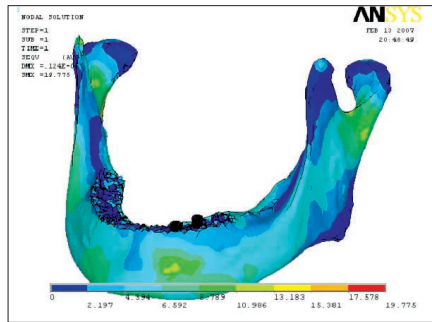


Fig. 27. Stress distribution of Type III model (loading a).

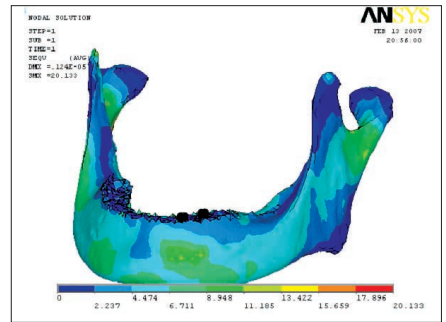


Fig. 28. Stress distribution of Type III model (loading b).

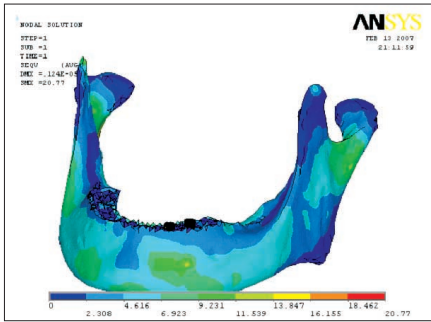


Fig. 29. Stress distribution of Type III model (loading c).

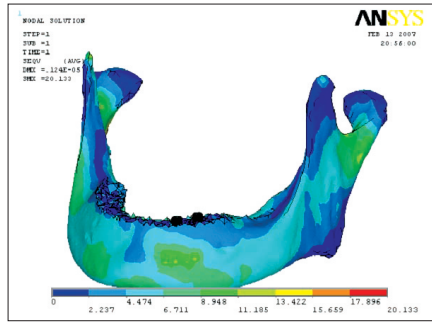


Fig. 30. Stress distribution of Type III model (loading d).

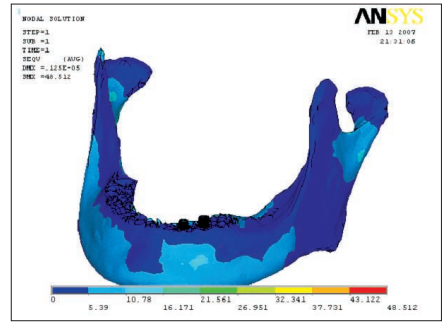


Fig. 31. Stress distribution of Type III model (loading e).



Fig. 32. Stress distribution of Type I model (loading at central fossa of pontic).

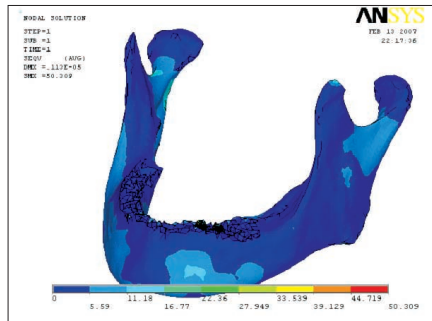


Fig. 33. Stress distribution of Type II model (loading at central fossa of pontic).

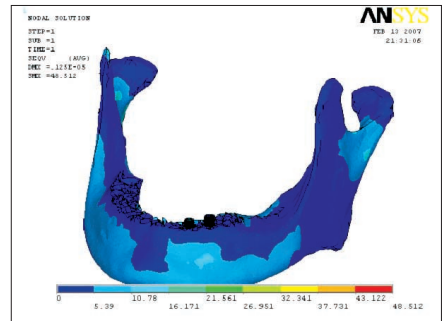


Fig. 34. Stress distribution of Type III model (loading at central fossa of pontic).

파악하는데 그 의미를 두어야 할 것이다.

Wang 등²⁴⁾은 임플란트 보철물을 제작하기 위하여 사용된 금이나 합성수지와 같은 여러 재료들을 유한요소법으로 분석한 결과 이러한 재료들은 임플란트 주위 응력에 유의한 차이를 나타내지 못한다고 보고한 바, 이 연구에서는 상부 보철물과 임플란트를 티타늄 한가지의 물성으로 가정하여 모델링 하였다.

Worthington과 Lang 등²⁵⁾은 임플란트나 틀니가 없으면서 대합치가 정상인 환자들이 있어서 치아장축에 평행한 수직 교합력을 100N~2400N으로 보고하였으나, 정확한 교합력의 수치는 구강내 위치, 음식의 형태, 저작과 연하, 환자의 악습관의 존재 유무에 따라 변화된다고 하였다.

본 실험에서는 완전 무치악의 하악골 전체를 삼차원 유한요소법을 이용하여 재현하였고, 하중은 총 5가지로 4대 주 저작근의 벡터 값과 임플란트의 장축과 평행한 수직하중을 100N 적용하였다.

골은 피질골과 해면골을 기본 구조로 구성하고 있으며, 골의 크기와 모양은 유전적이고 환경적인 인자의 상호작용에 의해 결정된다. 지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 고정제 상부와 골접촉을 이루는 피질골에 응력이 집중되는 양상을 보이며, 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 집중되지 않음을 Lum과 Osier²⁶⁾의 연구에서 볼 수 있었다. Misch 등²⁷⁾은 임플란트 수복에서 대부분의 응력은 피질골에 집중되며 초기 안정성을 제공하는데 있어 피질골의 영향력이 대부분이라고 하였고, 또한 해면골에 나타난 응력은 피질골에 비하면 상대적으로 십분의 일 정도로 낮게 나타나 그 응력치는 물리적으로나 임상적으로 별로 중요한 의미를 가지지 않는다고 하였다.

본 실험의 결과에서도 피질골에 발생한 응력과 해면골에서의 응력치는 거의 이십분의 일 정도로 낮게 형성된 결과를 얻었다.

Koecq, Sander²⁸⁾와 Picton²⁹⁾는 저작 근육의 활동에 의해 작업축과 비작업축에서 턱의 변형이 야기된다고 하였고, Mühlemann과 Zander³⁰⁾는 비치성 조직의 변형은 작은 힘에 의해서도 현저해 보인다고 하였다. Koriath와 Hannam³¹⁾은 비대칭성 악물기 동안 비작업축의 하악체는 나선형의 형태로 작업축을 향하여 변형되고, 비작업축의 하악과두는 대부분 전·상방으로 변형이 일어난다고 보고 하였다. 그리고 기능적 하중이 가해지는 동안 하악골은 복잡한 형태의 변형을 보이며, 이 변형은 축을 중심으로 하여 하악체의 회전변형이 일어나고, 회전변형은 저작 근육의 작용으로 양쪽 하악지에서 시작되어, 치열공과 하악두에서 뚜렷하게 나타나며, 이러한 회전변형은 하악의 보철물을 결정할 때, 특히 이러한 보철물이 강한 고정성 상부구조물로 서로 연결된 임플란트인 경우 중요한 영향을 끼치지 모른다고 하였다. 또한 하악체의 주기적 변형은 이런 보철물에서의 부적절한 효과 즉, 복잡한 굽힘을 감당할 수 있었고, 악골은 불규칙한 사선방향 그리고 수평적으로 변형된다고 하였으며, 변형의 양은 입을 다무는 상태에 의존하며, 실제적인 변형의 양은 0.46-1.06mm라고 보고하였다.

또한 Cruz 등³²⁾은 근육 힘의 작용부위에 발생한 응력은 임플란트 주변골에 발생한 응력만큼이나 높게 형성 되었고, 이와 같은 사실은 얻어진 응력 차이를 비교하는데 실질적 의미를 제공하며, 하악골 전체의 모델링이 중요하다라는 것과 이러한 주변의 응력 등을 소홀히 여겨서는 안 되며, 이런 요소들이 고려되지 않은 지지계를 갖는 모델은 비실질적 결과를 얻게 된다고 보고하였다.

그러므로 본 실험에서는 수직하중 외에 4대 저작근의 힘을 함께 적용한 결과 하중의 위치와 가공치의 위치에 따라 하악의 변형이 일어났으며, Type I에서는 0.525mm, Type II에서는 1.13mm, Type III에서는 1.25mm정도 내측으로 변형되는 결과를 보였으며, 특히 수직하중이 가공치의 중앙외에 가해졌을 때 하악골에서의 변형은 하중이 가해진 쪽의 하악과두와 하악경에서 다른 부위보다 현저한 변화를 관찰할 수 있었다. 이렇게 Type I보다 Type II, III에서 하악과두와 하악경에 과도한 변형을 보이는 것은 다방향의 하중에 의해 발생하는 응력을 분산시키기 위한 것으로 이는 특히 측두 하악 장애 환자에게 부정적인 영향을 미칠 것으로 예상된다.

임플란트 지지 고정성 국소의치에서 가공치가 전방 혹은 후방에 위치하는 캔틸레버형 설계에 관하여, Skalak³³⁾은 캔틸레버에 가해진 하중분산을 위해 임플란트 수의 증가를, English³⁴⁾는 임플란트의 수보다는 임플란트의 전, 후방 거리와 치관과 임플란트의 비율을 강조하였으며, Worthington 등³⁵⁾과 Sones³⁶⁾은 후방 임플란트와 캔틸레버된 가공치와의 연결부의 강도에 대해 보고하였다.

또한 Akca, Iplikcioglu³⁷⁾와 Schwartzman 등³⁸⁾은 후방 캔틸레버형 가공치에 하중에 가해진 경우 최후방 임플란트에서 높은 응력의 발생을 보고하였고, White 등³⁹⁾, Stegaroiu 등⁴⁰⁾ 및 Kunavisarut 등⁴⁰⁾은 캔틸레버 부위의 피질골에 응력의 과도한 집중을 보고 하였으나, Wennström 등⁴²⁾은 5년간의 임상연구에서 캔틸레버의 유무에 따른 임플란트 주위골 소실의 차이를 발견하지 못하였다고 보고하였다. Reilly와 Burstein⁴³⁾은 피질골의 인장강도와 압축강도는 각각 100 및 173 MPa임을, Akca와 Iplikcioglu³⁷⁾는 임플란트의 항복강도가 550 MPa임을 보고한 바 있다.

본 연구에서 피질골에 발생한 등가응력을 비교하면, White 등³⁹⁾과 Stegaroiu 등⁴⁰⁾의 연구와 달리, Type I과 II는 서로 유사한 등가응력 값을 보였고, Type III에서는 Type I, II에 비해 하중의 위치에 따라 12-27%의 증가를 보였으며, 세 가지 모형별로 각각 비교적 안정되고 일정한 값을 보였다. 그러나 임플란트에 발생한 최대 등가응력 값은 Type II, III에서 가공치에 하중이 가해진 경우에 발생하였으며, Type I과 비교하면 각각 73%, 77%의 증가를 보였다.

이상의 결과에 의하면, 두 개의 임플란트를 이용한 3본 고정성 국소의치에서 중간 가공의치형 설계가 가장 안정적이었으며, 임플란트의 강도만 충분하다면 전방 가공의치형도 임상적으로 허용될 수 있는 설계이나 하악골의 변형 등을 고려해야 하며, 후방 가공의치형은 피질골의 등가응력 값이 최대 25% 정도 증가됨으로 가급적 피해야 할 설계로 판단되며, 향후 경

사하중과 임플란트의 식립 각도 혹은 간격에 따른 응력의 분포 및 변형에 대한 다양한 연구가 필요하다고 사료되는 바이다.

V. 결 론

본 연구에서는 두 개의 임플란트를 이용한 3가지 형태의 임플란트 지지 3본 고정성 국소의치에서 임상적 생역학적 특성을 분석하기 위해 실제 사체의 완전 무치악 하악골 전체를 삼차원 유한요소모델로 제작하였고, 하중은 임플란트 장축방향으로의 수직하중과 4대 주 저작근의 하중을 함께 부과하여 가공치 위치와 하중위치에 따른 응력의 분포 및 하악골 변형상을 3차원 유한요소법을 이용 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 하악과두는 근육의 작용 하에 Type I, II, III 모두에서 내측으로 하악골의 변형이 일어났으며, 모형별로 비교 했을 때 하중의 위치와는 상관없이 하중이 고루 분산되는 Type I보다 Type II, III에서 2~2.5배 정도 큰 변형을 보였다.
2. 하중위치에 따른 피질골과 해면골의 등가응력 값의 변화는 Type I, II, III 모두에서, 비교적 안정적이었으나, 후방으로 갈수록 미약하게 증가하였다.
3. 임플란트의 등가응력 값은 Type I과 비교시, 하중이 전방에 가해진 경우 Type II에서 73%정도, 하중이 후방에 가해진 경우는 Type III에서 77%정도 증가하였고, 하중이 중앙에 가해진 경우에는 Type I, II, III 모두 유사하였다.
4. 수직하중을 가공치의 중앙외에 가한 경우, 피질골과 해면골에서의 등가응력은 Type I, II에 비해 Type III가 30~35% 정도 높은 응력 값을 보였고, 임플란트에서는 Type I과 비교하여 Type II, III에서 160~170%정도 높은 응력 값을 나타냈다.
5. 수직하중을 임플란트 치관의 중앙외에 가한 경우, 피질골과 해면골에서의 등가응력은 Type I, II에 비해 Type III에 20~25%정도 높은 응력 값을 보였고, 임플란트에서는 Type I, II에서 Type III에 비해 40~45% 높은 응력 값을 보였다.

이상의 결과에 의하면 근육의 수축력은 응력 집중에 관여하므로 근육조직의 모델링은 유한요소법을 이용한 응력분포와 변형을 연구하는데 매우 중요하며, Type I이 하중에 따른 응력의 분배가 가장 안정적인 설계임이 확인 되었고, 임플란트의 강도만 충분하다면 Type II도 임상적으로 허용될 수 있는 설계이나 하악골의 변형 등을 고려해야하며, Type III는 피질골의 등가응력 값이 증가됨으로 가급적 피해야할 설계로 판단된다.

참고문헌

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg 1997;16(suppl):1-132.
2. Skalak R: Aspects of biomechanical considerations. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T(eds). Tissue-Integrated

Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago : Quintessence 1985;117-128.

3. Matsushita Y, Kithoh M, Mizuta K, et al.: Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants diameter effects on stress distribution. J Oral Implantol 1990;16:6-11.
4. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, et al: Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. J Prosthet Dent 1999;436-440.
5. Bunski JB, Skalak R: "Biomechanics of osseointegration and dental prosthesis", osseointegration in oral rehabilitation, London : Quintessence publishing Co., 1993;133-156.
6. Weinberg LA: The biomechanics of force distribution in implant-supported prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:19-31.
7. Sertgöz A, Gütveren S: Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. J Prosthet Dent 1996;76:165.
8. Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al: A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws. Int J Oral Surgery, 1981;10:387.
9. Rangert B, Krogh PHJ, Ranger B. et al: Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:326.
10. Balshi TJ: An analysis and management of fractured implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:660.
11. Morimoto K, Kihara A, Takeshita F, et al: An experimental study on the tissue compatibility of the titanium bladevent implant coated with HAP-alumina in the semi-functional state. J Oral Implantol 1987;13:387-401.
12. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, et al: Three dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and Yttrium-partially stabilized zirconia implants. Int J Prosthodont 2002;15:189-94.
13. Borchers L, Reichart P: Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983;62:155-159.
14. Lavernia CJ, Cook SD, Weinstein AM, et al: An analysis of stress in dental implant system. J Biomech 1981;14:555-560.
15. Rieger MR, Mayberry M. and Brose MO: Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990;63:671-6.
16. Vocht JWD, Goel VR, Zeitler DL, et al: Development of a finite element model to simulate and study the biomechanics of the temporomandibular joint. 1999:1-9.
17. Inou N, Iioka Y, Fujiwara H, et al: Functional adaptation of mandibular bone. In: Hayashi K, Ishikawa II(eds). Computational Biomechanics. Tokyo: Springer-Verlag 1996;23-42.
18. Misch CE, Bidez MW: Implant-Protected Occlusion. Pract Periodontics Aesthet Dent 1995;7:25.
19. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV: Mechanical loading of Brånemark implant affects interfacial bone remodeling and remodeling. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:345-60.
20. Weinberg LA, Kruger B: Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1994;78:22-27.
21. Soltész U, Siegele D: Principal characteristics of the stress distribution in the jaw caused by dental implants. In Biomechanics: Principles and Applications (eds R. Huiekes, D. Campen, & J. Wijn), Martinus-Nijhoff, The Netherlands 1982;439.
22. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL: A finite element surgery of eleven endosseous implants. J Prosthet Dent 1990;63:457-465.
23. Meffert R: Implant therapy. In: Nevins M, Becker W and Korman KS et al: Proceeding of the World workshop in clinical periodontics, Chicago American Academy of periodontology 1989.
24. Wang TM, Len IJ, Wang HS et al: Effects of prosthesis Materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress Around Implants in poor-Quality : A numeric Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:231.

25. Worthington P, Lang BR, Bubenstein JE: Osseointegration in Dentistry, An overview .2nd. ed. Quintessence books, Chicago, berlin, Tokyo, Copenhagen, London, Paris, Milan, Borcelona, Istanbul, Sao Paulo, Newdelhi, Moscow, Prague, and Warsaw 2003;56.
26. Lum LB, Osier JF: Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part two: Axial loading. J Oral Implantol 1992;18:349-353.
27. Misch CE: Contemporary Implant dentistry 2nd ed. Mosby 1999.
28. Koeck B, Saunder G: Über die elastische Deformation der Unterkieferspange. Dtsch Zahnärztl Z. 1978;33:254-261.
29. Picton DCA: Distortion of the jaws during biting. Arch Oral Biol 7:573-580.
30. Mühlemann HR, Zander H: The mechanism of tooth mobility. J Periodont 1954;25:128-135.
31. KoriOTH TWP, Hannam AG: Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res 1994;73:56-66.
32. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, et al: Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. Int J Oral Maxillofac implants. 2003;18:675-684.
33. Skalak R: Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983;49:843-848.
34. English G: The cortical A-P spread. Implant Soc J 1990;1:2-3.
35. Worthington P, Bolender G, Taylor T: The Swedish system of osseointegrated implants:problems and complications encountered during a four year trialperiod. Int J Oral Maxillofac Implants 1987;2:77-84.
36. Sones A: Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1989;62:581-585.
37. Akca K, Iplikcioglu H: Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extension in mandibular posterior edentulism. J Oral Rehabilitation 2002; 29:350-356.
38. Schwartzman B, Mito R, Caputo A, et al: Load transfer by multiple implants under various prosthetic devices. J Dent Res 1991; 70:460.
39. White SN, Caputo AA, Anderkvist T: Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. J Prosthet Dent 1994;71:493.
40. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, et al: Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three dimensional Finite element stress analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:82.
41. Kunavisarut C, Lisa A, Brian R. et al: Finite element analysis on dental implant - supported prostheses without passive fit. J Prosthodont 2002;11:30-40.
42. Wennström J, Zurdo J, Karlsson S. et al: Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. J Clin Periodontol 2004;31:1077-1083.
43. Reilly DT, Burstein AH: The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomechanics 1975;8:393.