

임프란트의 상부구조물 형상과 하중조건에 따른 3차원 유한요소해석을 이용한 하악골의 응력분포에 관한 연구

연세대학교 대학원 기계공학과, 연세대학교 공과대학 기계공학부*
연세대학교 치과대학 보철학교실**

신하식 · 전홍재* · 한종현** · 이수홍*

I. 서 론

치과용 임프란트(Implant)란 상실된 자연치아를 대신하여 골 내에 매식하는 인공치근을 말하며, 임프란트는 인접 자연치아의 보호, 심미적 안정 등의 장점으로 인해 그 수요가 늘어나고 있다.

자연치아에서는 치주인대의 완충작용에 의해 골에서의 적절한 응력분산이 생길 수 있다. 그러나 임프란트는 직접 골에 매식되어, 기능시 초래되는 외력이 매식체를 통해 내부의 완충작용 없이 직접 골에 전달되어, 하악골이 받는 응력이 자연치아의 경우와 달리 적절한 응력분산이 되지 않을 수 있다.¹⁾ 그러므로 임프란트 구조물의 형상과 다양한 하중조건에 따라 하악골에 발생하는 응력분산에 관한 역학적 분석은 임프란트의 설계개선을 가져올 수 있다.

Rieger 등^{2,3)}은 골유착성 임프란트의 성공을 위해서는 기능시 발생하는 파괴응력이 턱뼈에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있도록 디자인이 고려된 임프란트가 필수적이라 하였다. Clelland 등⁴⁾은 고정체 하단에 트임이 있는 임프란트와 임프란트를 둘러싼 하악골에 대한 3차원 유한요소 해석을 수행하였다. Siegele 등⁵⁾은 다양한 고정체(Fixture)의 형상에 대해 고정체를 둘러싸고 있

는 골에서 발생하는 응력분포에 관해서 연구하였다. Holmgren 등⁶⁾은 계단식 고정체와 직선형 고정체에 대한 응력분포를 연구하였고, 계단식 고정체에 응력이 더 고르게 분포됨을 밝혔다. Chun 등⁷⁾은 고정체의 형상 변수의 변화가 하악골에 발생하는 응력분포에 미치는 효과를 연구하였다. 이 연구에서, 고정체의 길이와 직경이 증가하고 나선산 피치(Pitch)가 감소할수록 하악골에 발생하는 응력이 효과적으로 분산된다고 결론지었다. Pierrisnard 등⁸⁾은 핀(Pin)형과 원통형 고정체를 비교 하였고, 편형 고정체는 초기안정성에서 우수하며, 원통형 고정체가 골에 발생하는 응력분포에 더 우수함을 밝혔다. 그러나 위의 연구들은 고정체의 형상에 대한 연구가 주 목적이었으며, 상부구조물인 지대주에 대한 고려가 포함되지 않았다. 지대주의 형상에 따라 임프란트 내부의 하중전달 메커니즘(Mechanism)은 변하게 되고, 이는 하악골에 발생하는 응력분포 역시 변하게 된다. 그러므로 지대주의 형상에 따라 하악골에 발생하는 응력분포의 차이를 연구하는 것은 필수적이라 하겠다.

이에 본 연구에서는 수직 및 경사하중을 가했을 경우, 단일치아 임프란트의 상부구조물인 지대주의 형상에 따른 하악골의 응력분포에 관하여 연구함으로써

* 본 연구는 한국과학재단 기초과학연구사업 특정기초연구의 지원에 의하여 이루어진 것임.

써, 추후 하악골에 미치는 응력의 적절한 분산을 이루는 임플란트의 설계에 그 목적이 있다.

II. 본 론

1. 해석대상 및 재질특성

유한요소법⁹⁾은 1956년 이후 항공기 구조의 디자인을 분석하기 위해서 항공우주산업 및 공학분야에 다양하게 사용되었다. 또한 치의학분야¹⁰⁾에서도 생체역학을 해석하기 위하여 일반적으로 인정되는 이론으로 채택되어 가고 있다. 또한 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어지는 구조물에 대해 그 특성들을 모두 응력분석 과정 내에 내포시킬 수 있고, 정확한 응력의 크기와 방향까지 분석할 수 있으며, 변형전과 변형후 구조물의 형태를 비교할 수 있는 장점이 있다¹¹⁾.

해석대상은 국내에서 제작중인 (주)워랜텍 (Warantec, Seoul, Korea) 제품의 실제 모델을 사용하였으며, 이를 3차원 형상으로 구현하였다. 해석에 사용된 임플란트는 지대주와 고정체가 내부적 결합 없이 하나의 구조물로 연결된 Oneplant (Oneplant, OP-TH-S11.5, Fig 1(a)), 지대주 내부에 고정체의 침투없이 결합된 Internal implant (Inplant, IO-S11.5, Fig 1(b)), 그리고 고정체가 지대주의 내부로 침투되어 결합된 External implant (Hexaplant ,

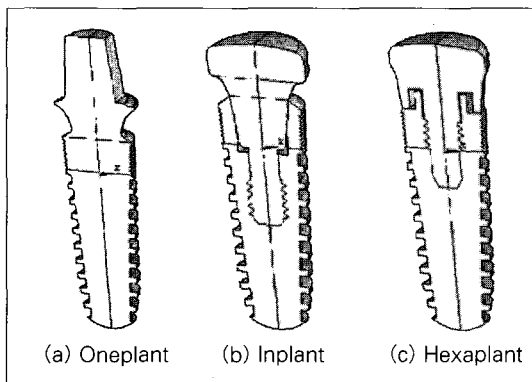


Fig. 1. Schematic drawing showing different abutment types used in this analysis

EH-S11.5, Fig 1(c))로 분류된다. 결합방식에 따라 내부 형상은 각각 다르지만 3종류의 임플란트 고정체의 외부 형상은 모두 같은 11.5mm의 길이와 4.3mm의 직경을 갖는다.

하악골은 치밀골(Compact bone)과 해면골(Spongy bone)로 분류하였다. 해석에 사용된 지대주, 고정체, 치밀골, 그리고 해면골은 동질성(Homogeneity)과 등방성(Isotropic)을 가정하였고, 또한 물체는 모두 선형탄성(Linear elasticity) 변형을 하는 것으로 가정하였다. 본 연구에 이용된 재료들의 기계적 물성치는 Table 1과 같다.

2. 모델링

Fig. 2(a)는 유한요소해석에 사용된 Implant의 지대주, 고정체, 치밀골, 그리고 해면골의 모델을 나타낸

Table 1. Properties of materials used in the analysis

Material	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Titanium grade ELI (Abutment)	113.8	0.34
Titanium grade IV (Fixture)	114.0	0.37
Compact bone	14.0	0.30
Spongy bone	1.5	0.30

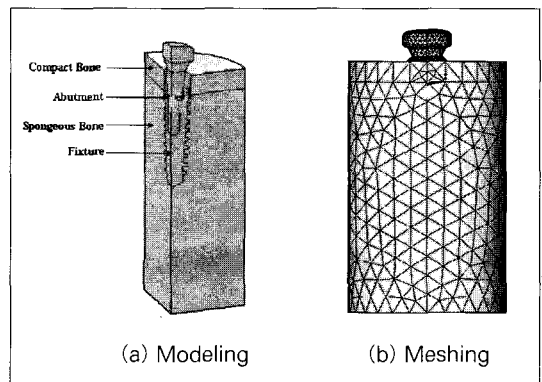


Fig. 2. Schematic drawing showing osseointegrated implant, mandibular bone, and finite element model with mesh generation

것이다. Fig. 2(b)는 메쉬(Mesh)된 전체 모델을 나타내며, 8절점 요소(8-node isoparametric element)를 사용하였다.

Fig. 3은 본 연구의 모델 중 Implant를 나타내며, 지대주와 고정체의 결합부를 확대한 것이다. 지대주와 고정체가 테이퍼 된 각의 차이로 인해, 결합의 형상이 지대주의 중간부에서 고정체와 접촉하지 않는다. 이에 하중을 가할 경우, 지대주와 접촉하는 고정체의 상부에서 슬라이딩(Sliding) 효과를 고려할 필요가 있다. 즉, 접촉하게 될 면에 대한 Contact해석이 필요하다. 따라서 본 연구에서는 Implant의 경우, 결합부의 Contact조건에 대한 해석을 수행하였다.

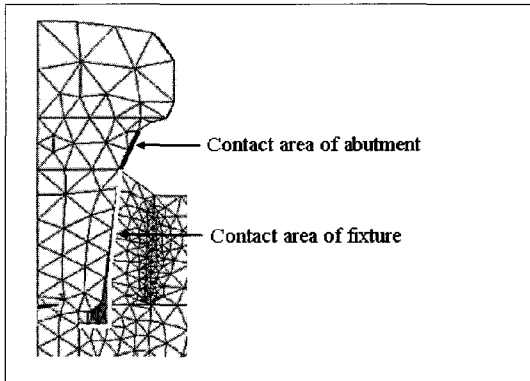


Fig. 3. Schematic drawing showing contact condition

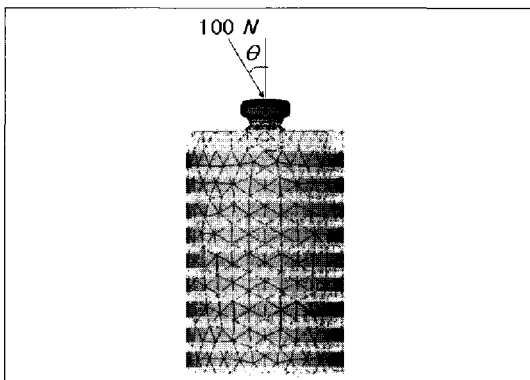


Fig. 4. Schematic drawing showing applied loading directions and boundary conditions

검정 실선은 지대주에, 흰 실선은 고정체에 Contact 요소를 적용한 것을 표현한다. Contact 요소는 Surface-to-surface contact element를 사용하였다. Contact요소 사용시 마찰계수는 0.5로 가정하였다.¹²⁾

3. 경계 및 하중조건

Fig. 4는 해석에 사용된 유한요소모델의 경계조건과 하중조건을 나타낸 것으로, 경계조건으로는 임프란트가 매식된 골이 어떠한 방향으로도 변위가 발생하지 않도록 x, y, z 세 방향을 구속하였다. 고정체와 골 사이의 계면은 골 유착 되었으며, 골 소실이 없는 것으로 가정하였다. 하중조건으로는, 수평하중 성분에 의해 발생하는 모우먼트(Moment)에 대한 영향을 수직하중에 의한 영향과의 비교를 위해 경사하중을 고려하였으며, θ 가 0° 인 100N의 수직하중과 30° 인 100N의 경사하중을 가하였다.

Fig. 5에서는 고정체와 하악골의 접촉부를 확대하여 나타낸 것이다. 수직하중과 경사하중을 부여한 경우에 치밀골과 해면골에 발생하는 응력 분포 및 응력값을 비교하기 위하여 고정체와 골조직 사이의 2차원적인 접촉면을 따라 경로(Path)를 지정한 것을 표현하였다. 구간 ㉠→㉡는 치밀골을, 구간 ㉢→㉣는 해면골을 나타낸다.

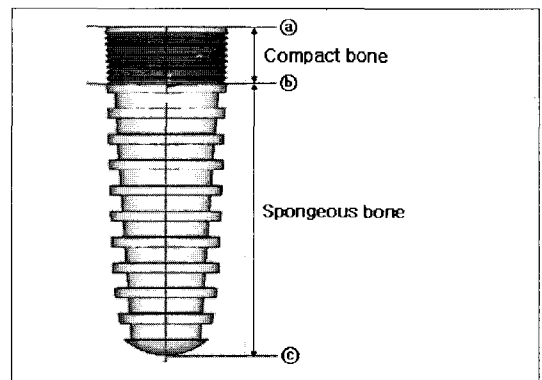


Fig. 5. Schematic drawing showing path between fixture and mandibular bone

III. 해석결과

본 연구에서의 모든 결과는 등가응력(Effective stress)으로 표현되었으며, 상대적 비교의 편리성을 도모하기 위하여 계산된 등가응력을 특정한 값으로 선정하여 8단계 색상으로 표시하였다.

Fig. 6, 7, 그리고 8은 상부구조물인 지대주의 형상과 하중조건에 따라 발생하는 응력분포를 나타낸다. 하악골에 발생하는 응력분포는 수직하중의 경우 종류별로 크게 차이는 나지 않으나, 경사하중의 경우, 종류별로 차이가 발생한 것을 볼 수 있다. 그러나, Table II에서 보는 바와 같이 수직하중과 경사하중

을 가했을 경우 모두 최대등가응력(Maximum effective stress)은 많은 차이가 나는 것을 볼 수 있다. 이는 지대주의 형상에 따라 하악골에 발생하는 응력전달 메커니즘(Mechanism)이 달라진다는 것에 기인한다. 또한 경사하중을 가했을 경우, 수직하중의 경우보다 지대주의 형상에 따른 영향이 크다고 할 수 있다.

Fig. 9, 10, 그리고 11은 서로 다른 임프란트가 매식된 하악골의 단면을 결합부를 중심으로 확대하여 표현한 것으로서, 수직 및 경사하중이 가해진 경우 결합방식에 따라 달라지는 임프란트 내부와 하악골에 발생하는 응력분포를 나타내고 있다.

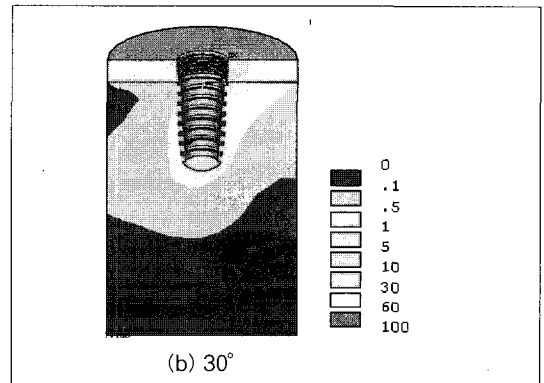
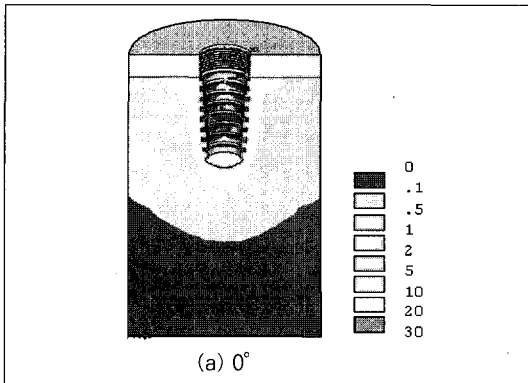


Fig. 6. Effective stress distribution on mandibular bone surrounding osseointegrated oneplant due to load condition (MPa)

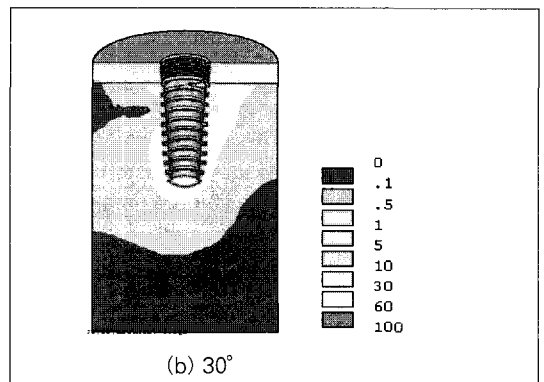
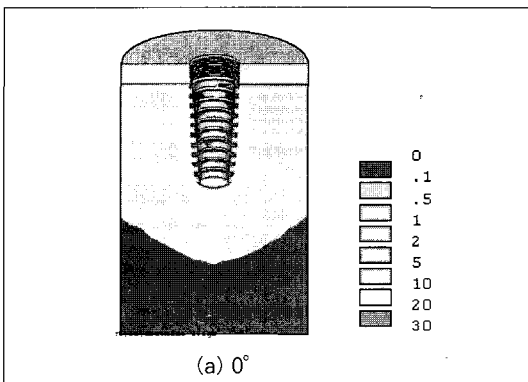


Fig. 7. Effective stress distribution on mandibular bone surrounding osseointegrated inplant due to load condition (MPa)

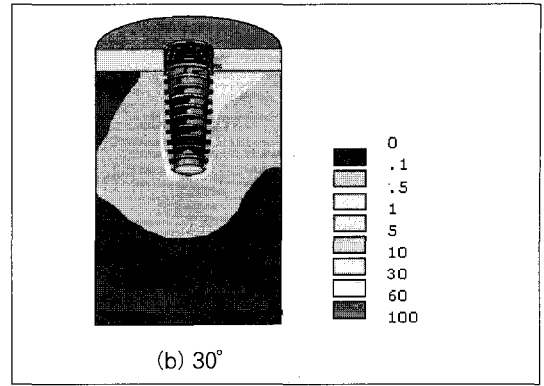
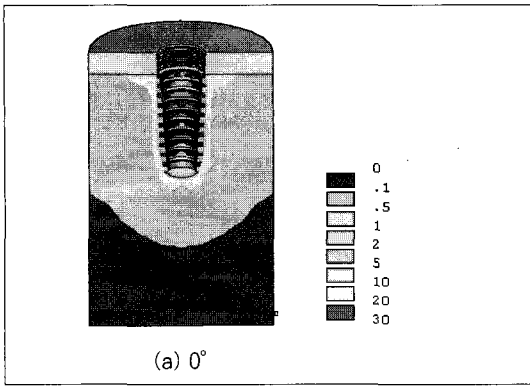


Fig. 8. Effective stress distribution on mandibular bone surrounding osseointegrated hexaplant due to load condition [MPa]

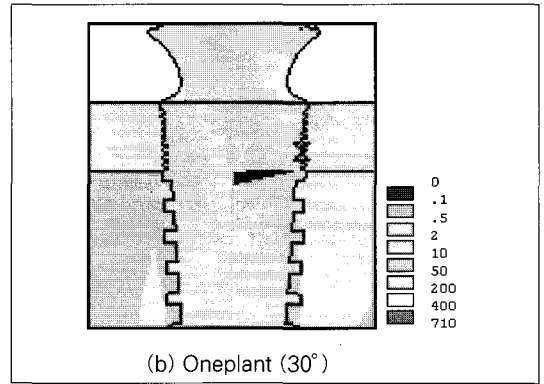
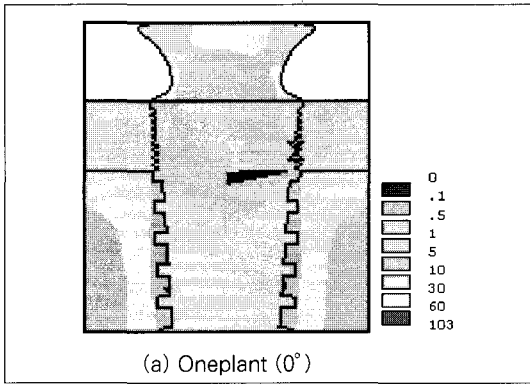


Fig. 9. Effective stress distribution surrounding oneplant due to load conditions [MPa]

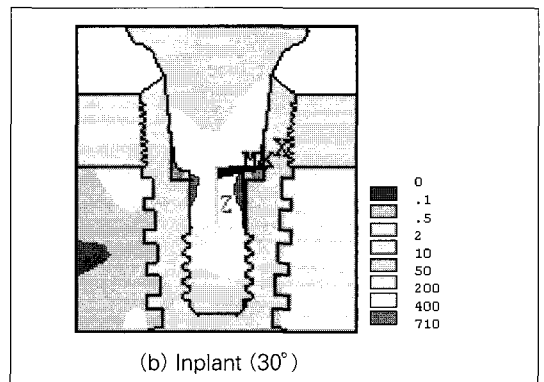
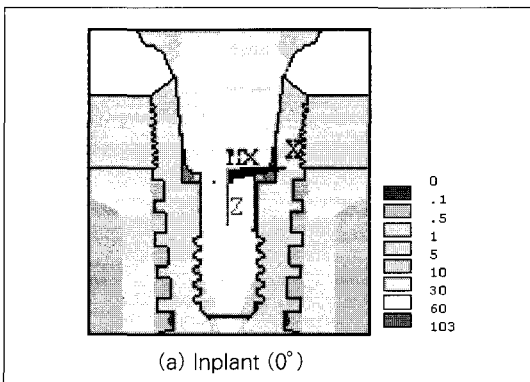


Fig. 10. Effective stress distribution surrounding inplant due to load conditions [MPa]

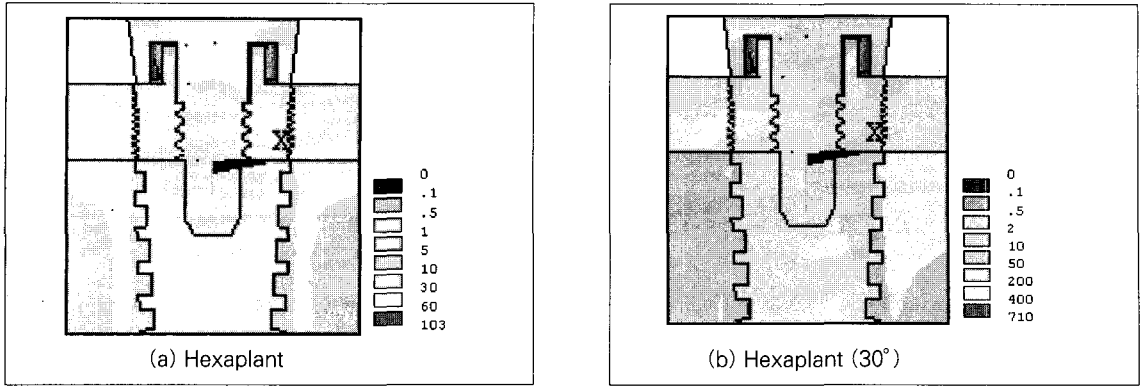


Fig. 11. Effective stress distribution surrounding hexa-plant due to load conditions [MPa]

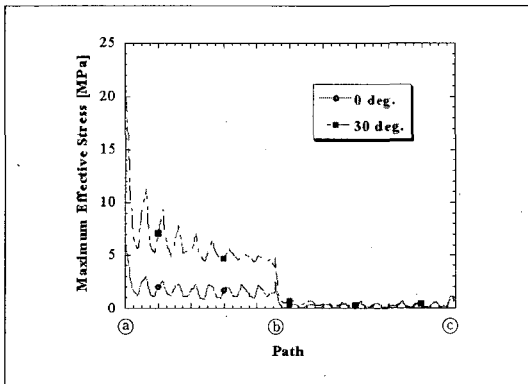


Fig. 12. Effective stress due to load condition on mandibular bone surrounding osseointegrated one-plant through path

Oneplant의 경우, 지대주와 고정체가 일체로 결합되어 있어 고정체 내부에서나 골에서의 응력분포가 적절한 분산을 이루고 있다. 그러나 Inplant와 달리 지대주부와 고정체부가 만나는 곳이 치밀골에도 접촉되어 있어 접촉부의 응력집중이 치밀골에 높은 영향을 주는 것으로 볼 수 있다. 또한 지대주부와 고정체부의 접촉면적이 특히 Hexaplant의 경우에 비해 넓어, 임프란트 내부에서 적절히 응력의 분산이 이루어져 치밀골에 발생하는 최대응가응력이 감소하였다.

Inplant의 경우, 지대주가 고정체와 접촉하는 곳이 고정체가 치밀골에 매식되어 접촉된 곳과 거리를 두고 있어 매식체에서 전달되는 응력이 치밀골에 전달

Table II. Maximum effective stress on mandibular bone due to load condition and abutment types (MPa)

deg.	Types	Compact bone	Spongeous bone
0°	Oneplant	6.53	1.44
	Inplant	4.79	1.50
	Hexaplant	28.80	1.34
30°	Oneplant	23.01	1.70
	Inplant	6.71	1.60
	Hexaplant	94.20	1.44

되기까지 고정체에 분산되어 타 종류에 비해 최대응가응력이 감소하게 된다. 또한 결합부의 슬라이딩의 효과로 인하여 지대주와 고정체의 상부접촉부에서 보다 지대주의 하단과 고정체가 접촉하는 부위에서 응력집중이 발생하게 되고, 임프란트 내부에서 응력 분산이 발생한다. 따라서 치밀골에 발생하는 최대응가응력이 감소하게 된다.

Hexaplant는 고정체와 지대주의 결합시 고정체의 상단과 지대주 내부의 일정부분에서는 서로 접촉하고 있지 않으므로 서로 협소한 면적을 공유하며 임프란트 내부에서 적절히 응력을 분산시키지 못한다. 또한 Oneplant와 마찬가지로 지대주가 고정체와 결합된 부분이 치밀골에도 접촉되어 있다. 이에 협소

한 접촉면적과 결합부의 공유에 의해 임프란트 내의 결합부의 응력집중이 치밀골에도 높은 영향을 미치는 것을 보이고 있다.

Fig. 12에서는 수직 및 경사하중에 따른 Oneplant가 매식된 하악골에 발생하는 등가응력을 지정한 경로에 따라 표현하였다. 경로를 따라 치밀골의 상단에서 가장 높은 등가응력이 발생하며, 치밀골을 지나 해면골에 이르러서는 등가응력이 감소하게 되는 경향을 보인다. 특히 경사하중의 경우 수직하중을 가했을 때 보다 치밀골에 발생하는 최대등가응력은 매우 높은 수치를 보이게 된다. 이는 지대주의 형상에 따라 지대주와 고정체가 결합하는 면적이 작을수록, 그리고 임프란트 내의 결합부의 응력집중이 고정체에서 분산되지 못하고 하악골에 영향을 많이 미칠수록 경사하중인 경우 하중의 수평성분에 의해 발생하는 모우멘트의 영향을 더 많이 받기 때문이다.

Table II는 하악골에 작용하는 수직/경사하중에 따른 최대등가응력을 표현한 것이다. Hexaplant의 경우, 다른 두 종류의 임프란트에 비해 치밀골에 발생하는 최대등가응력이 매우 높은 수치를 보이고 있다. 이는 지대주의 형상에 따른 임프란트의 내부 결합부와 치밀골과의 거리차 및 결합부의 공유면적에 기인한 것으로 볼 수 있다.

IV. 결 론

결론적으로 지대주의 종류에 따라 수직하중을 가하였을 경우 하악골이 임프란트를 통해 받는 응력분포는 비슷한 경향을 갖지만, 경사하중을 가하였을 경우 하악골에 발생하는 응력분포는 수직하중에 비해 차이를 보였다. 그러나 지대주와 고정체가 결합되는 방식에 따라 최대등가응력은 차이를 보이며 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 지대주의 형상에 따라 지대주와 고정체의 결합부에서 지대주와 고정체가 접촉하는 면적이 넓어질수록 임프란트 내에서 적절한 응력분산이 이루어졌다.
2. 지대주의 형상에 따라 지대주와 고정체의 결합부가 하악골에 직접 맞닿아 있는 경우, 그렇지 않은 경우에 비해 하악골에 전달되는 응력의 크기가 증가했다.
3. 수직하중보다 경사하중을 가한 경우, 경사하중의

수평하중성분에 의해 발생하는 모우멘트의 영향으로 하악골에 발생하는 최대등가응력의 크기가 증가했다.

참고문헌

1. David C. Holmes, William R. Grigsby, Vijay K. Geol, John C. Keller. "Comparison of Stress Transmission in the IMZ Implant System with Polyoxymethylene or Titanium Intranmobile Element : A Finite Element Stress Analysis", Int J Oral Maxillofac Implants, Vol. 7, pp. 450-458, 1992
2. M.R. Rieger, W.K. Adams, G.L. Kinzel, and M.D Brose, "Alternative materials for three endosseous implants", J Prosth Dent, pp. 317, 1989
3. M.R. Rieger, W.K. Adams, G.L. Kinzel, "A finite element survey of eleven endosseous implants", J Prosth Dent, Vol. 63, pp. 457-465, 1990
4. N.L. Clelland, Y.H. Ismail, H.S. Zaki, D. Pipko, "Three-dimensional Finite Element Stress Analysis in and around the Screw-Vent Implant", Int J Oral Maxillofac Implants, Vol. 6, pp. 391-398, 1991
5. D. Siegele, "Numerical Investigations of the Influence of Implant Shape on Stress Distributon in the Jaw Bone", Int J Oral Maxillofac Implants, Vol. 4, pp. 333-340, 1989.
6. Eric P. Holmgren, Robert J. Seckinger, Leslie M. Kilgren. "Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implant Using Finite Element Analysis a Two-dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction", Journal of Oral Implantology, Vol. 24, 1998.
7. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Paik HK,

- Ku Y, Kim MH, "Evaluation of Design Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis", *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 29, pp. 565-574, 2002.
8. Laurent Pierrisnard, Guy Hure, Michel Barquins, Daniel Chappard, "Two Dental Implants Designed for Immediate Loading: A Finite Element Analysis", *Int J Oral Maxillofac Implants*, Vol. 17, pp. 353 - 362, 2002.
 9. Zienkiewicz OC, "The finite element method in engineering science", ed 4. New York, Mc- GrawHill, 1989.
 10. Tanne K, Burstone CJ, Sakuda M, "Biomechanical responses of tooth associated with different root lengths and alveolar bone height: Changes of stress distributions in the PDL", *J Osaka Univ DentSchool* 29:17-24, 1989.
 11. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Choi YC, Rhyu IC, Kim MH, "Influence of Implant Shapes on Stress Distribution in the Jaw Bone by Finite Element Analysis", *J Biomed Eng Research*, vol. 21, No. 6, pp. 599-606, 2000.
 12. Beat R. Merz, Stephan Hunenbart, "Mechanics of the Implant-Abutment Connection : An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint Connection", *Int J Oral Maxillofac Implants*, Vol. 15, pp. 519-526, 2000.

Reprint request to:

Heung-Jae Chun, Ph.D.
 School of Mechanical Engineering, Yonsei University
 134, Shinchon-Dong, Seodaemun-Ku, Seoul 120-749, Korea
 hjchun@yonsei.ac.kr

ABSTRACT

THREE-DIMENSIONAL STRESS ANALYSIS OF IMPLANT SYSTEMS IN THE MANDIBULAR BONE WITH VARIOUS ABUTMENT TYPES AND LOADING CONDITIONS

Ha-Shik Shin, Heoung-Jae Chun, Ph.D.*, Chong-Hyun Han, D.D.S.** , Soo-Hong Lee, Ph.D.*

Department of Mechanical Engineering, Yonsei Graduate School

*School of Mechanical Engineering, Yonsei University**

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University***

Statement of problem : There are many studies focused on the effect of shape of fixtures on stress distribution in the mandibular bone. However, there are no studies focused on the effect of the abutment types on stress distribution in mandibular bone.

Purpose : The purpose of this study is to investigate the effect of three different abutment types on the stress distributions in the mandibular bone due to various loads by performing finite element analysis.

Material and method : Three different implant systems produced by Warantec (Seoul, Korea) were modeled to study the effect of abutment types on the stress distribution in the mandibular bone. The three implant systems are classified into oneplant (Oneplant, OP-TH-S11.5), internal implant (Inplant, IO-S11.5) and external implant (Hexplant, EH-S11.5). All abutments were made of titanium grade ELI, and all fixtures were made of titanium grade IV. The mandibular bone used in this study is constituted of compact and spongy bone assumed to be homogeneous, isotropic and linearly elastic. A comparative study of stress distributions in the mandibular bone with three different types of abutment was conducted.

Results : It was found that the types of abutments have significant influence on the stress distribution in the mandibular bone. It was due to difference in the load transfer mechanism and the size of contact area between abutment and fixture. Also the maximum effective stress in the mandibular bone was increased with the increase of inclination angle of load.

Conclusion : It was concluded that the maximum effective stress in the bone by the internal implant was the lowest among the maximum effective stresses by other two types.

Key words : Oneplant, Internal Implant , External Implant, Finite Element Analysis, Stress Distribution