

유한요소법을 이용한 치아 골유착성 IMPLANT의 응력분포에 관한 연구

A Study on Stress Distribution in the Osseointegrated IMPLANT using Finite Element Method

김방원 (전북대 대학원), 이기수 (전북대 공과대학)

이화영 (원광대 대학원), 조혜원 (원광대 치과대학)

B. W. Kim (Graduate School, Chonbuk Univ.), K. S. Lee (Chonbuk Univ.)

H. Y. Lee (Graduate School, Wonkwang Univ.), H. W. Cho (Wonkwang Univ.)

ABSTRACT

This paper is to evaluate the stress distribution and displacements around the single implant restoration in dentistry. The computer simulation technique using FEM was applied to the analysis, and four loading inclination were studied: vertical(0°), 15°, 30°, 45° with respect to implant axis. The magnitudes of occlusal force were 100N, 200N, 300N, 400N and 500N. The computed result shows that the stress on a single implant restoration increases as the load or the inclined angle increases, and that the change in loading inclination has a greater effect on the stress distribution than that of the load magnitude.

Key Words : Implant(임플란트), Restoration(보철물), Occlusal Force(교합력), FEM(유한요소법)

1. 서론

1969년 스웨덴의 Brånemark에 의해 생체와 금속 간에 직접적 결합을 의미하는 골 유착의 개념이 소개된 이후로 최근에는 임플란트 술식이 구강 기능 회복을 위한 통상적인 치료술식으로 완전 무치악뿐만 아니라 부분 무치악 환자의 치료에도 광범위하게 적용되고 있다.¹⁾

임플란트의 기능은 자연치의 역할을 대신 수행하여 치아 상실 전 수준으로 회복하는 것이기 때문에 기능 및 부기능시 발생하는 저작압을 생체의 지지 능력 한계내에서 잘 분산시킬 수 있는 생역학적 원칙이 똑같이 적용된다할 수 있으며 특히 골유착 환경 파괴원인의 하나인 악골내 발생응력은 임플란트 성공여부에 관건이 되어 왔다. 자연치에서의 응력은 치주인대의 완충 작용으로 반복되는 기능 하중 하에서 적절한 외력의 분산이 일어날 수 있으나 골유착성 임플란트의 경우 골과 임플란트의 직접적인 결합

상태이므로 응력의 분포양상이 자연치와는 다르다. 따라서, 계속되는 교합압을 생리적 허용 한계 내에서 분산시킬 수 있는 대안이 필요하다. 또한, 보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 생체의 하중 부담 한계를 넘지 않는 범위 내에서 응력이 적절히 분산될 수 있도록 설계해야 한다.²⁾

Riger등³⁾은 골유착성 임플란트의 생역학적인 성공을 위해서는 파괴응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있도록 디자인된 임플란트가 필수적이라고 하였으며, Sakaguchi등⁴⁾⁵⁾은 2차원 유한요소법을 이용하여 하중을 가하는 동안 금관에 준한 Gold screw의 반응을 연구했는데, screw를 조인 후 임플란트 금관의 cusp tip에 수직 방향의 힘을 가해 연구한 결과 Gold screw와 Abutment사이, 금관과 지대치 사이의 분리가 일어나며 모멘트에 의해 Gold screw head와 금관 사이에 접촉과 분리가 일어난다고 보고하였다.

골-임플란트 계면에 대한 연구는 계속 진행되어

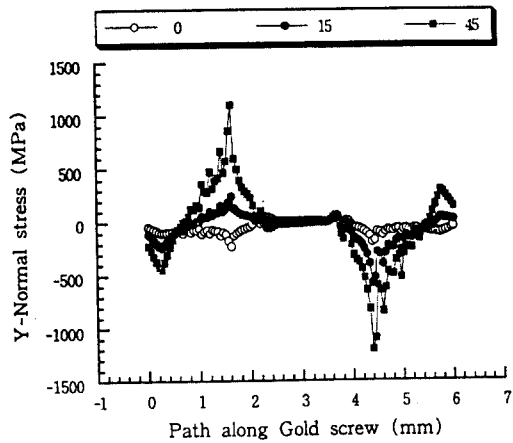


Fig. 6 Stress (σ_y) vs. change of load inclination in load 300N

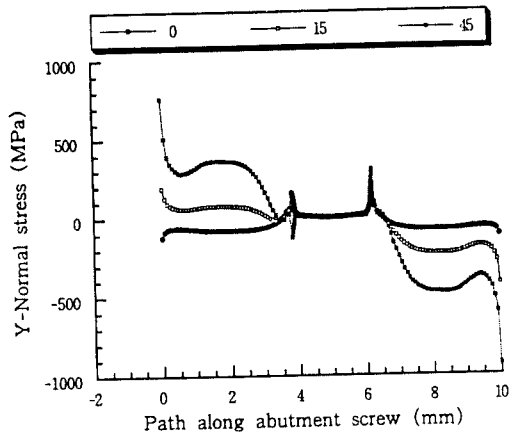


Fig. 7 Stress (σ_y) vs. change of load inclination in load 300N

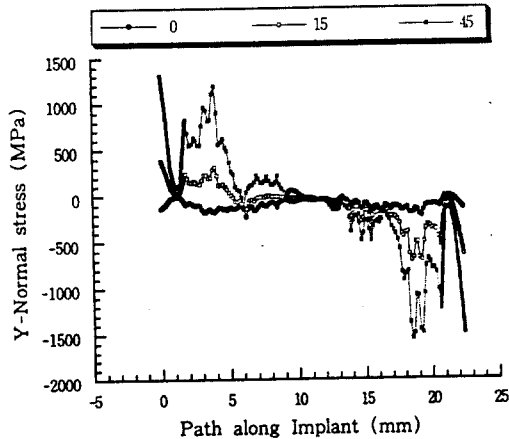


Fig. 8 Stress (σ_y) vs. change of load inclination in load 300N

Fig. 9는 하중이 일정할 때(300N), 전체 구조물에서의 하중 각도에 따른 τ_{xy} 의 분포를 보여준다. 수직 하중에서는 중심축을 따라 서로 반대방향의 전단응력이 나타나는데 최대값(110.7MPa)이 하중의 반대측 Abutment screw의 마지막 나사산에서 나타났고, 최소값(-113.1MPa)은 하중측에 나타났다. 하중 각이 커질수록 위와는 다르게 임플란트의 첫 번째와 두 번째 나사산 사이에서 최대값과 최소값이 나타났다.

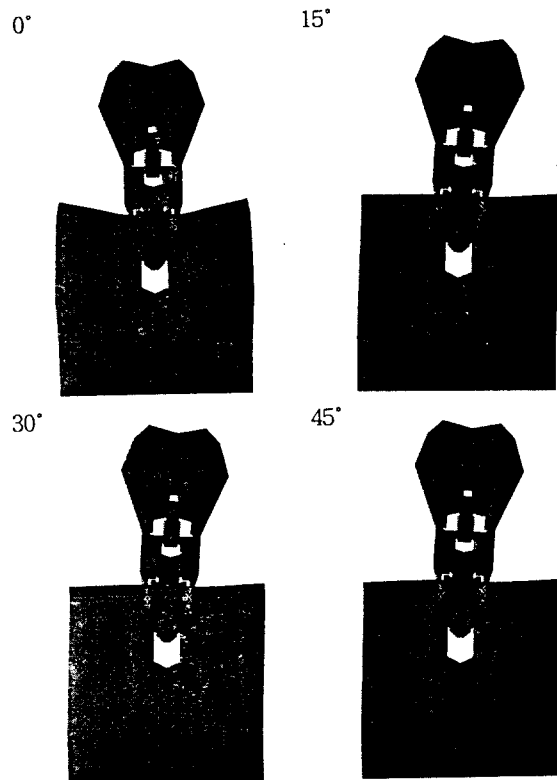


Fig. 9 Stress (τ_{xy}) distribution in load 300N

Fig. 10은 Gold screw에서 하중이 일정(300N)할 때, 하중 각도가 변화함에 따른 τ_{xy} 의 변화를 보여준다. 경사하중에서는 중심선을 따라 대칭을 이루지 않고 하중측보다는 하중의 반대측에서 전단응력값이 커지는 것을 알 수 있다. Gold screw와 Abutment screw 머리 부위에서의 접촉면은 하중 측보다 하중의 반대측이 더 크다. 최대 τ_{xy} 값은 하중의 반대측 첫 번째 나사산에서 나타난다.

Fig. 11은 Abutment screw에서 하중이 일정(300N)할 때, 하중 경사도의 변화에 따른 τ_{xy} 의 변화를 보여준다. 경사도가 증가할수록 하중의 반대 측면을

으로 많이 일어난다. 45°의 하중일 경우 최대변위가 수직하중일 때보다 약 1.45mm만큼 더 크게 증가하였다.

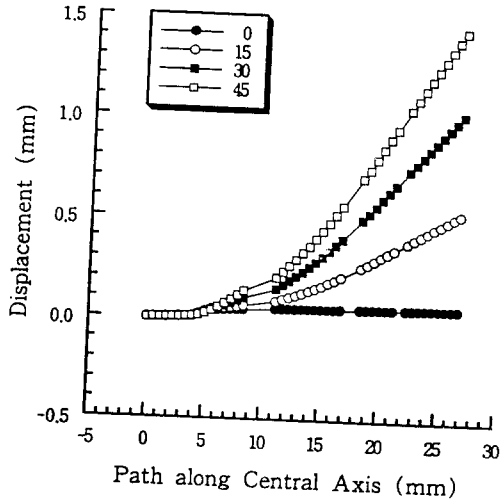


Fig. 4 Displacement vs. change of load inclination in load 300N

3.2 응력

하중의 크기와 각도가 변함에 따라 전체 구조물의 응력분포와 Path로 지정한 부분에서의 응력들을 분석하였다.

Fig. 5는 하중이 일정할 때(300N), 전체 구조물에서의 하중 각도에 따른 σ_y 의 분포를 보여준다. 수직 하중에서는 최대 인장력(156MPa)이 Abutment screw의 마지막 나사산에서 나타나고 있으며 풀 조적과 인접하고 있는 임플란트에 전체적으로 압축응력이 작용하고 있다. 15° 경사하중에서는 중심축을 따라 응력분포가 비대칭을 이루며, 하중측은 인장하는 경향을 보이는 것에 반해 하중의 반대측은 압축하는 경향을 보인다. 최대 인장력이 하중측의 Abutment cylinder와 임플란트 상위면과의 접촉면에 나타나고, 최대 압축력은 하중의 반대측 임플란트 중간부분에 나타났다. 하중 각도가 30°, 45°가 되어도 위와 같은 경향을 보이나 최대 인장력은 Abutment screw의 나사머리와 접하고 있는 Gold screw의 하중측 나사산에서 나타났다.

주목할 점은 각도가 작은 경사하중에서는 Abutment cylinder와 임플란트 상위면에서 최대 인장응력이 작용하며 각도가 커짐에 따라서 Gold screw에 최대 인장응력이 가해졌다는 것이다.

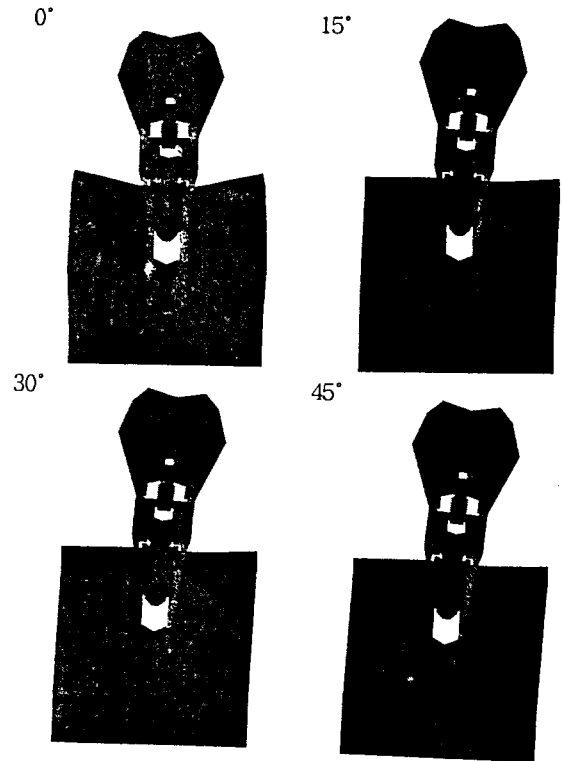


Fig. 5 Stress (σ_y) distribution in load 300N

Fig. 6은 Gold screw에서 하중이 일정할 때(300N), 하중의 경사도에 따른 σ_y 의 변화를 보여주고 있다. 수직하중시에는 중심축에 대칭적이고 경사하중에 비해 값의 변화가 거의 없다. 경사하중일 때, Gold screw의 나사산 부위에서 Gold cylinder와 접촉하는 부위에 다소의 응력 변화가 있고, Gold screw의 나사산 부위의 중간 부위에서부터 Abutment screw와의 접촉지점에 가장 큰 인장과 압축 응력값을 볼 수 있다. 만약 하중의 크기와 각도가 크면은 이 부분이 파손될 우려가 있다.

Fig. 7은 Abutment screw에서 하중이 일정할 때(300N), 하중의 경사도에 따른 σ_y 의 변화를 보여준다. 하중 측에서는 첫 번째 나사산에서 최대 인장응력값(45°의 경우 780MPa)과 최대 압축응력값을 보인다.

Fig. 8은 Implant에서 하중이 일정할 때(300N), 하중 각도의 변화시에 σ_y 의 변화를 나타낸 것이다. 최대 인장력과 압축력이 임플란트와 상부 치밀골의 접촉지점에서 나타나고 임플란트의 첫 번째 나사산 근처에서 최대 응력에 비길 만한 값의 분포를 볼 수 있다.

위와 같이 모형 설계 과정이 완료된 후 2차원적 응력 및 변위를 해석하기 위해 유한요소 프로그램에 요소의 번호, 절점의 좌표, 재료의 물성치 및 하중 조건 등의 자료를 입력하여 그 결과를 계산하였다. 형성된 유한요소 모델의 구성은 총 요소수가 2565개이며, 7795개의 절점이 사용된 1요소간 8절점인 유한요소들로 구별화하였다. 유한요소분석을 위하여 Work-Station(Solaris 2.4)에 사용한 소프트웨어인 ANSYS Revision 5.2를 이용하였다.

모든 경우에 대해서 Implant와 골조직 사이의 상호 접촉면, Abutment screw와 임플란트의 상호 접촉면, 그리고 Gold screw의 나사부분과 접하는 부분을 따라서 경로(Path)를 지정하여 각각의 응력 형태를 계산하였다. 각각의 경로지정과 그림은 Table 3과 Fig. 2과 같다.

Table 3. Path of Evaluation

Implant	A→B→C→D→E→F→G→H→I→J
Abutment screw	O→P→Q→R→S→T
Gold screw	w→x→y→z
Central Axis	1→2

가해진 하중에 대한 응력비교는 그래프로 도표화하여 정리하고 전체구조물에서 각각의 응력과 변위분포를 가시화함으로써 각 실험 조건에 따른 응력차의 비교를 용이하게 하였다.

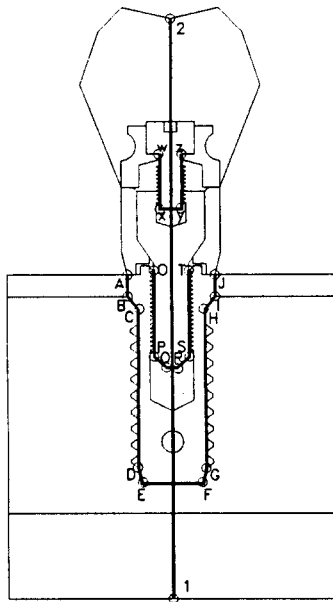


Fig. 2 Path

3. 연구 결과 및 검토

3.1 변위

하중이 증가할수록 전체적인 변위량은 커지고, 경사도가 커질수록 전체적인 변위는 수직 방향보다는 수평방향으로 많이 일어나며, 최대변위 지점은 보철물의 하중 반대측 협측 교두에 나타났다.

Fig. 3은 하중이 300N일 때, 하중의 경사짐에 따른 전체 구조물의 변형된 모양을 보여준다. 수직하중에서는 중심축을 중심으로 변위량이 서로 대칭을 이루고 있지만, 경사하중에서는 구조물에 굽힘(bending)이 일어나 하중의 반대측으로 기울어져 비대칭을 이루고 있으며, 경사하중시에 최대변위는 보철물의 하중 반대측 협측 교두에서 일어났다.

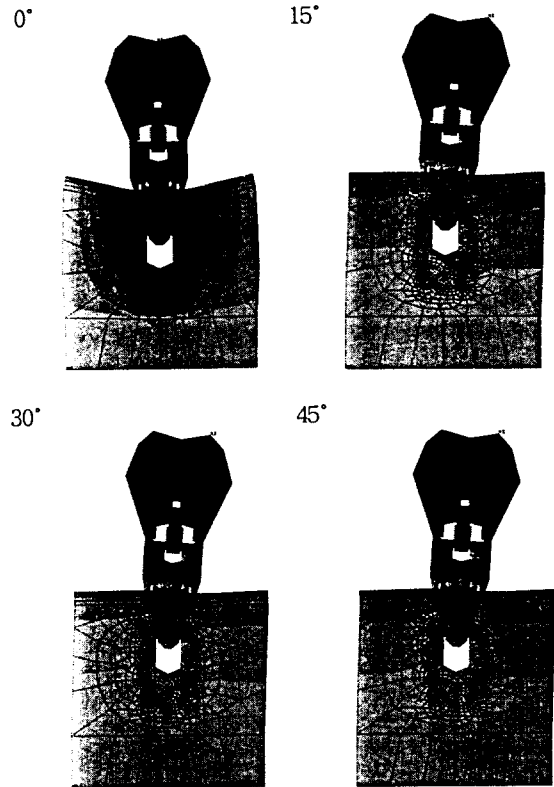


Fig. 3 Deformed shape in load 300N

Fig. 4는 중심축을 Path로 정하여 그 부분에서 변위를 구하여 그래프로 표시한 것이다. 여기서 하중의 각도가 커짐에 따라 변위량은 증가한다. 경사하중이 작용할 때는 변위가 수직방향보다는 수평방향

오고 있으나 치관부의 수복재나 그 설계, 보철물에게해지는 힘과 각도의 제한 등에 대한 연구는 미비한 실정이다. 저작시 단단한 물질이 들어오면 국소적으로 하중이 증가한다. 또한 저작의 축방력으로 접촉부에 상당한 수평력이 생긴다. 이는 아마도 임플란트에 수직하중이 커지는 것보다 훨씬 나쁜 영향을 미치게 되며, 하중의 증가, 축방 접촉, 하중의 반복으로 임플란트 구성물의 파절과 피로를 일으키게 될 것이다.

본 논문은 유한요소법을 이용하여 하중과 하중각도에 따른 Gold screw의 나사부분에 접촉하는 Gold cylinder와 Abutment screw의 머리부분, Abutment screw와 Implant의 상호접촉면, 그리고 Implant와 뼈와의 상호접촉면에서의 응력분포와 전체구조물의 변위를 관찰하고자 한다.

2. 연구재료 및 방법

2.1 유한요소 모형설계

유한요소의 기초는 작은 요소들로 나뉜 모델이다. 각각의 요소는 노드라고 불리는 수많은 구별된 점들로 이웃하는 요소들 각각을 상호연결된 것으로 간주한다. 그리고, 유한요소법을 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 계산을 위하여 몇 개의 가정이 필요하다. 먼저, 전체의 구조에서 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(Homogeneous), 재료의 특성은 모든 방향으로 일정하다는 등방성(Isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고, 변위 정도(Strain rate)에는 무관하다는 선형 탄성(Linear elasticity)이라는 3가지의 가정하에 시작한다. 또한 유한요소법은 3차원에서 구조물의 성분과 물질적인 두께를 포함할 수 있는데 여기서는 Plane Strain으로 가정하여 해석하였다.

브레네막 임플란트를 형상화하기 위해 실제 제품을 계측 이용한 후 실험 모형을 설정하였으며 최종 보철물은 하악소구치의 형태를 묘사하였다. 임플란트와 Abutment는 모두 CpTi으로 구성되었으며 상부 보철물은 미국 치과 의사 협회(A.D.A) 규격 제 3형 금합금으로 하였다.

- Implant: Standard, 10mm, $\phi=3.75\text{mm}$
- Abutment: Standard, 4.0mm, $\phi=4.5\text{mm}$
- Gold cylinder: Standard, 4.0mm
- Gold screw: flat head, slot

치조골은 치밀골과 해면골로 분류하여, 상부치밀골 1mm의 두께, 해면골 10mm의 두께, 하부 치밀골

4mm의 두께로 설정하고 매식시에 골 내에 묻히는 부분 모두가 골 유착되었으며, 골 소실은 없는 것으로 가정하였고 골 기저부는 운동이 모든 방향으로 제한되도록 하고, 양측면은 Y축으로의 운동을 고정시켰다. 임상적 실제에서 임플란트 지대치와 상부보철물의 부착은 screw나 치과용 접착제에 의해 이루어지는데, 그 어느 경우나 완전히 고정되어 느슨해짐이 없는 것을 원칙으로 설계하였다.

이상의 각 재료에 대하여 물리적 성질로써 탄성계수(E)와 포와송 비(Poisson's ratio)는 선현들의 보고⁶⁾에 의거하여 설정하였다.

Table 1. Relevant properties of material used in this study

Material	Young's Modulus (N/mm^2)	Poisson's ratio
Cp Titanium	110,000	0.33
Type III Gold	90,000	0.33
Compact Bone	13,700	0.3
Cancellous Bone	1,370	0.3

2.2 하중조건과 해석방법

유한요소 모형에 적용한 하중 조건은 상부 구조의 상면에서 하방으로 100N, 200N, 300N, 400N, 500N을 수직하중(0°)과 15° , 30° , 45° 의 경사하중을 개별적으로 적용하였다. 이러한 하중의 방향과 크기에 의해서 20가지의 실험군이 설정되었다.

Fig. 1 Application of occlusal load to model at 0° , 15° , 30° , and 45° degree angles to the central axis

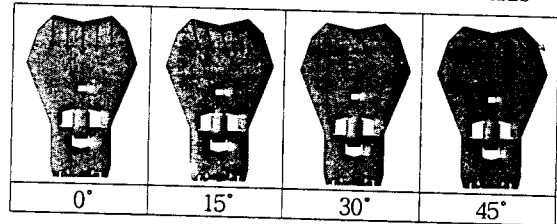


Table 2. Load magnitude and inclinations applied in this study

Loading	100N	200N	300N	400N	500N
0°	■	■	■	■	■
15°	■	■	■	■	■
30°	■	■	■	■	■
45°	■	■	■	■	■

따라 응력값이 크게 나타나고 있다. 최대값은 Abutment screw의 첫 번째 나사산에서 나타난다. Fig. 12은 Implant에서 하중이 300N으로 일정할 때, 하중의 각도가 변화함에 따른 τ_{xy} 의 변화를 보여준다. 수직하중을 가할 때는 응력변화가 거의 없으며, 경사도가 증가함에 따라 하중의 반대측 첫 번째 나사산에서 최대값을 나타낸다.

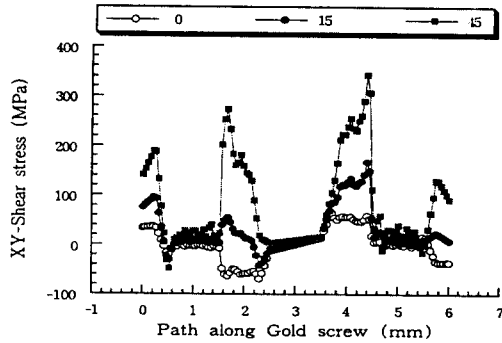


Fig. 10 Stress (τ_{xy}) vs. change of load inclination in load 300N

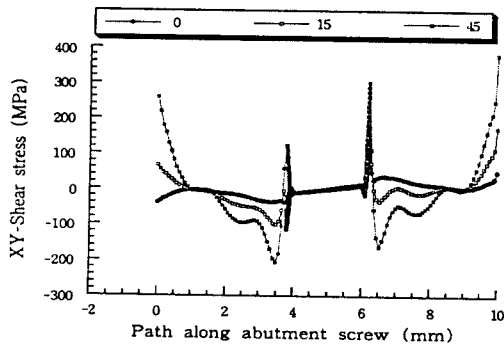


Fig. 11 Stress (τ_{xy}) vs. change of load inclination in load 300N

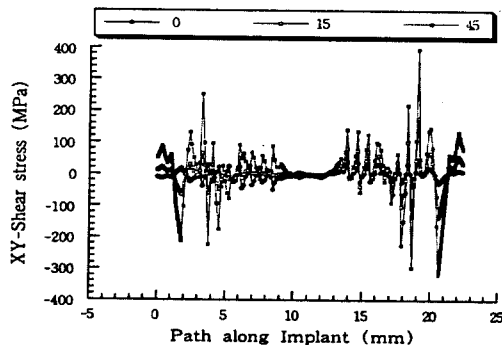


Fig. 12 Stress (τ_{xy}) vs. change of load inclination in load 300N

4. 결론

본 연구는 하중 조건에 따른 단일 치아 임플란트 보철물의 변위와 응력분산의 양상 및 그 크기를 비교 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하중의 크기와 각의 증가에 따라 구조물에 발생하는 응력은 증가하며, 응력의 분포는 하중 각의 변화에 큰 영향을 받는다.
2. 하중의 크기와 각의 증가에 따라 구조물의 변위량이 증가하였으며 전체적인 변위는 수직방향보다 수평방향에서 많이 나타났고, 하부 구조물보다 상부 구조물에서 많이 나타났다.
3. Gold screw에서는 Abutment screw의 나사머리와 접한 나사산에서 최대 응력을 보였고, Abutment screw에서는 임플란트와 접촉되는 첫 번째 나사산에서 최대 응력을 보였다.

5. 참고문헌

- [1] Smith, D.E., "A review of endosseous implants for partially edentulous patients", *Int. J. Prosthodont*, 3:12, 1990.
- [2] 김동원, 김영수, "골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구", *대한치과보철학회지*, Vol. 29, No. 3, 1991.
- [3] 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.
- [4] Haak J., Sakaguchi R. Sun T., Coffey J., "Elongation and preload stress in dental implant abutment screw", *JOMI*, 10:529-536, 1995.
- [5] Sakaguchi R., Borgersen S., "Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws", *JOMI*, 10:295-302, 1995.
- [6] 문병화, 양재호, "유한요소분석법을 이용한 치근형 임플란트의 응력분포에 관한 연구", *대한치과보철학회지*, Vol. 31, No. 1, 1993.