

## 치과용 골유착성 임플란트 고정체 형상의 응력 분산에 관한 연구

연세대학교 치과대학 치과보철학교실(영동세브란스), \*공과대학 기계공학과  
서울대학교 치과대학 \*\*치과보철학교실, \*\*\*치주과학교실 및 치의학연구소  
\*\*\*\*카톨릭대학교 의과대학 치과학교실(여의도 성모) \*\*\*\*\*주식회사 동명

한종현 · 전흥재\* · 정신영\* · 허성주\*\* · 최용창\*\*\*\*  
정종평\*\*\* · 구 영\*\*\* · 류인철\*\*\* · 김명호\*\*\*\*\*

### I. 서 론

고정체(Implant)는 1962년 Brånemark에 의해 골 유착 개념이 도입된 이래로 최근에 와서 완전 무치악과 부분 무치악 등에 널리 사용되고 있다.

임플란트의 목적은 보철물을 지지하고 구강 내 생리적 하중을 견디면서 골 내에서 기능적으로 장기간 유지되는 것인데<sup>1,2)</sup>, 이러한 임플란트의 성공에 영향을 미치는 요소에는 임플란트 자체의 특성(생체적합성, 디자인, 표면처리), 외과적 술식 과정 및 치유과정, 골 조직의 상태, 보철 술식, 술 후의 주기적 검사, 환자의 구강위생 등이 있다<sup>3,4)</sup>. 저작 기능시 교합력은 임플란트를 통해 골로 전달되므로 임플란트를 이식 한 이후 하중에 대한 응력 분산과 이에 대한 골의 재형성과 같은 생체내의 반응이 매우 중요한 요소로 볼 수 있고 골 유착은 교합하중을 견딜 수 있도록 충분히 일어나야 하며, 골 내로의 하중을 효과적으로 분산시켜야만 한다<sup>5-8)</sup>.

특수한 환경인 구강 내에 식립되어 있는 고정체는 치아의 역할을 대신하며 정 하중 및 동 하중을 계속적으로 반복하여 받게된다. 따라서, 성공적인 치과

고정체의 생체적합성(biocompatibility)과 기계적 및 물리적 성질인 생체기능성(biofunctionality)에 달려있다. 생체역학과 연관되어 고정체에 발생하는 현상으로는 고정체와 치조골 간의 골 유착의 파괴, 고정체 자체의 파절, 고정체와 보철물 연결부의 손상, 상부 보철물의 파절, 유지 나사의 이완 및 파절, 치조골의 소실 등이 있다.

현재 임상에서 많이 사용되고 있는 임플란트는 치근형의 임플란트로 수십 종이 소개되고 있으며 이상적인 임플란트의 역학적 구조를 위한 연구가 계속되고 있으나 각 시스템에 대한 생체 역학적 연구보다는 재료학적 연구와 표면특성에 대한 연구가 대부분을 차지하고 있는 실정이다<sup>8-11)</sup>.

그 가운데 나사에 의해 연결된 고정체 보철물에서 나사의 풀림 현상, 나사산의 형성 설계, 보철물의 형태, 나사 두부 기저부의 형태등 여러 원인에 관한 연구는 아직 부족한 실정이다.

Skalak 등은 고정체의 설계에 있어서 자연치아의 치주인대와 같이 압력 감쇄 기능이 없는 고정체는 이러한 외력을 감소시키지 못하기 때문에 상부 보철물에 충격흡수재료를 사용하는 것이 바람직하고 임

※본 연구는 선도기술, 의료공학 기술개발사업(HMP 98-G-2-035-B) 지원으로 이루어졌음.

플랜트의 수, 배열, 설계가 중요하다고 강조하였고 나사형 임플란트가 원주형 임플란트보다 전단력과 압축력에 더 잘 견디는 형태라고 보고하였다<sup>12)</sup>. French의 상업적으로 사용되고 있는 4종류의 임플란트를 광탄성법적 방법으로 임플란트 주위의 응력을 상호 비교한 연구에서 나사형의 임플란트보다 원주형의 임플란트에서 임플란트 경부의 응력 집중이 더욱 크게 나타났다는 보고와 일치하였다<sup>18)</sup>. 이는 하중이 임플란트에 전달된 경우 원주형에서는 골 계면과의 사이에서 주로 전단 응력이 형성되나 나사형의 경우 나사산의 구조가 골내로 맞물려서 응력의 분포 양상을 압축력과 인장력으로 변경시키기 때문인 것으로 사료된다<sup>4)</sup>. Kinni 등<sup>16)</sup>은 나사형 임플란트에서 나사산이 전체적으로 존재하는 것이 부분적으로 존재하는 것보다 전체적으로 존재하는 것이 더욱 양호한 응력 분포를 나타내며 나사산의 거리가 작을수록 응력 분산이 더 우수하다고 하였다. Rieger 등<sup>19)</sup>은 임플란트의 경부에 집중된 응력은 임플란트 경부의 골 흡수의 원인이 되므로 가급적 이식체의 하단으로 응력이 분산되도록 임플란트를 설계해야 한다고 하였다. 이 등<sup>14)</sup>은 나사형 임플란트가 원통형 임플란트에 비해서 전체적인 응력 분산이 고르게 나타나고 임플란트의 경부와 중앙부에서 나타나는 응력의 크기도 나사형에서 더 적게 나타난다고 하였다. 그러나 나사형상에 따른 응력분포 양상을 분석한 연구는 드문 실정이다.

이에 본 연구에서는 고정체 형상의 최적 설계를 위하여 현재 가장 널리 사용되고 있는 60도 나사산을 가진 고정체를 비롯하여 실린더형 고정체, 1도 테이퍼진 삼각 나사형 고정체 그리고 사각 나사형 고정체들에 대하여 2차원적인 응력 해석을 유한 요소법을 이용하여 수행하였다. 그리고 고정체 응력 분포에 영향을 주는 나사산의 형상 변화에 따른 응력분포의 변화를 해석하기 위해 4가지 모델의 나사형상을 선택하였다.

이러한 연구를 통하여 식립된 발생 가능한 하중에서 고정체의 안정성을 규명하고, 고정체의 설계 변화에 따른 악골 및 고정체의 응력 분포를 연구함으로써, 추후 골 유착을 성공적으로 유지할 수 있는 신 모델 개발의 기초 형상을 결정하는데 도움이 되고자 이 연구를 시행하였다.

## 2. 연구 방법

### a. 고정체 형상과 하중 조건에 따른 수치적 응력 해석

본 연구에서는 실질 상설의 위험과 골에 발생하는 응력 집중이 최소가 되며, 응력이 골 전체에 분산되도록 최적의 고정체의 형상을 결정하는 것을 목적으로 하므로, 위와 같은 내용들을 근거로 하여 응력 분포를 해석할 고정체 형상을 다음과 같이 선택하였다. 선택된 해석 모델은 실린더형 고정체, 삼각나사형 고정체, 1도 경사진 삼각형 고정체 그리고 사각나사형 고정체 등이며, 모두 동일한 외경과(4mm)과 길이(17mm)로 모델링 되었다. 실린더형 고정체는 정점 부분의 작은 구멍이 뚫린 반원구 형상으로 되어있으며, 삼각나사형 고정체는 나사산의 피치가 0.5mm이고 60도이다. 또한, 나사산의 피치가 1mm이고 1도 테이퍼진 삼각나사형 고정체와 나사산 피치가 0.5mm이고 나사산 끝단의 폭과 높이가 0.25mm인 사각나사형 고정체 등으로 각각 모델링 되었다. 고정체에 발생하는 응력분포를 알기위해 유한요소법을 사용하였다. 이 유한요소법은 종래의 실험적 응력 측정 방법으로는 해결할 수 없는 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대해 각각의 특성을 모두 응력 분산 과정에 포함시킬 수 있으며 그 결과로 발생하는 응력의 크기 및 방향 그리고 변위를 공학적 수치 해석 방법으로 분석할 수 있다는 장점을 가지고 있다.

8 절점 SOLID 요소를 사용한 고정체들에 관한 유한요소 모델들이다(Fig. 1).

고정체의 재질은 다양하지만 형상과 같이 응력분포에 큰 영향을 미치지 않으므로 본 해석에서는 순수 타이타늄을 사용하였다. 그리고 다음과 같은 몇몇 가정 하에서 이 유한 요소해석을 수행하였다. 많은 연구자들이 골의 물성치에 대한 연구를 했지만, 골의 정확한 물성치가 규명되지 않았다. 따라서, 해석에 사용된 골은 치밀골(compact bone), 등방성(isotropic), 동질성(homogenous), 선형탄성(linearly elastic)으로 가정하였으며, 고정체와 골은 완전한 결합이 이루어진 것으로 가정되었다. 실제 골격골을 모델링하고 각각 다른 기하학적 형상을 고려하는 것은 매우 복잡하므로, 국부적인 응력에 영향을 받지 않은 범위 내에서 단순화하여 모델링하였으며,

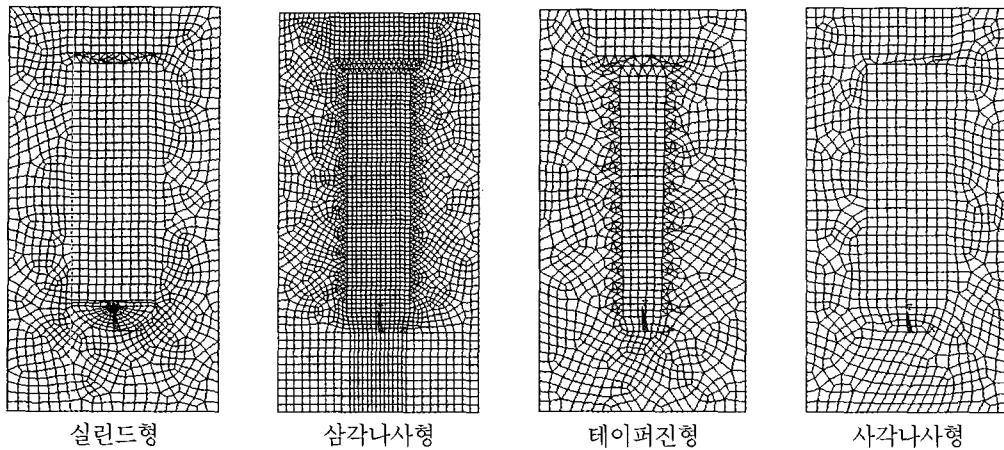


Fig 1. 고정체 형상들의 유한요소 모델

Table 1. physical properties

Material	Modulus of Elasticity, E(GPa)	Poisson's Ratio, $\nu$
Pure titanium	115	0.35
Compact bone	14.8	0.3

고정체는 1mm를 남겨두고 골속에 이식되었다. 그리고 실제 본 해석 결과에서 단순화된 모델은 국부적 응력 분포에 큰 영향을 미치지 않은 것으로 판명되었다. 이러한 가정들로 인하여 응력 분포 결과가 골속의 실제 응력들을 결정하는 것은 어렵지만, 형상이 다른 고정체에 대한 상대적인 평가를, 가능케 해준다. 해석에 사용된 고정체와 골 두 재질의 탄성계수(Young's modulus, E)와 포아송 비(Poisson's ratio,  $\nu$ )를 나타내었다 (Table 1).

나사산은 대칭의 형태가 존재하지 않지만 응력 분포는 큰 영향을 받지 않는다고 보고 장축을 경계로 좌우 대칭 형태로 설계하였으며, 이러한 고정체의 정 중앙에 100N의 수직하중과 15도 경사진 100N의 경사하중의 두 가지 하중이 작용하는 것으로 모델링하였다(Fig. 2). 경계 조건으로는 골의 양 끝단을 어떤 방향으로든 변위가 발생하지 않도록 고정시켰다.

b. 나사 형상에 따른 국부적인 응력 분포 해석

본 연구에서는 동일한 직경과 동일한 피치, 그리고

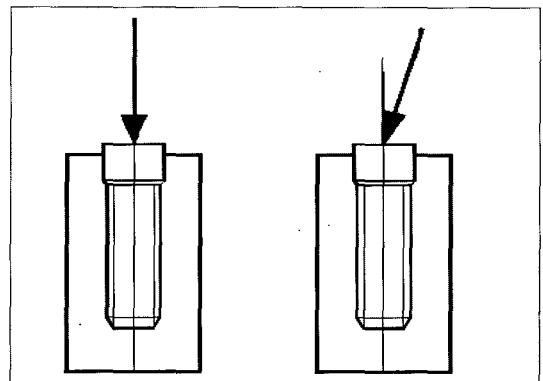


Fig. 2. Load condition

다른 조건에 대한 영향을 배제하기 위해 동일한 골속에 이식되었다고 가정하고 해석을 수행하였다. 이전의 문헌에서도 언급되었듯이 응력 집중은 고정체 길이의 1/5 상부 지점, 특히 첫 나사산에서 발생하므로 나사산 형상에 따른 국부적인 응력 분포를 해석하였다. 따라서, 해석에서 나사의 최대외경은 무시되었다.

앞(a)의 해석결과에서 해석되어진 다른 모델들에 비해 사각나사에서 좋은 결과를 나타냈으므로 국부적인 해석에서도 이 근거를 바탕으로 끝단이 사각나사에서 변형된 3가지 종류, 즉 골과 산이 직교하는 지점의 라운드 반경이 0.4mm인 경우(Model 1), 그리고 반대 방향으로 0.4mm 반경으로 한 1/4 반원

이 존재하는 경우(Model 2), Bicon사 고정체형상과 유사한 끝단에서 윗 부분이 테이퍼진 경우(Model 3), 그리고 국부적인 응력 해석에서도 전체적인 해석과 동일하게 나타나는지 알아보기 위해 현재 가장 널리 사용되고 있는 60도 삼각나사형인 경우(Model

4) 등 4가지를 해석 모델로 선정하였다. 해석 모델로 4개의 나사산 형상을 보여준다(Fig. 3).

8 절점 SOLID 요소를 사용한 4종류 나사산 형상에 대한 유한요소 모델이다(Fig. 4). 또한 모든 해석 모델에는 100N의 수직하중(Type3)을 정 중앙에 있

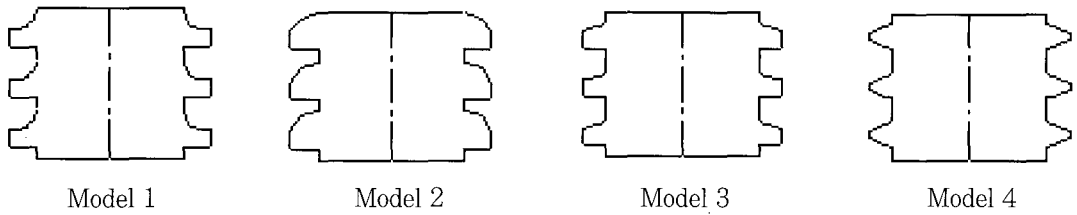


Fig. 3. Model 형상의 종류

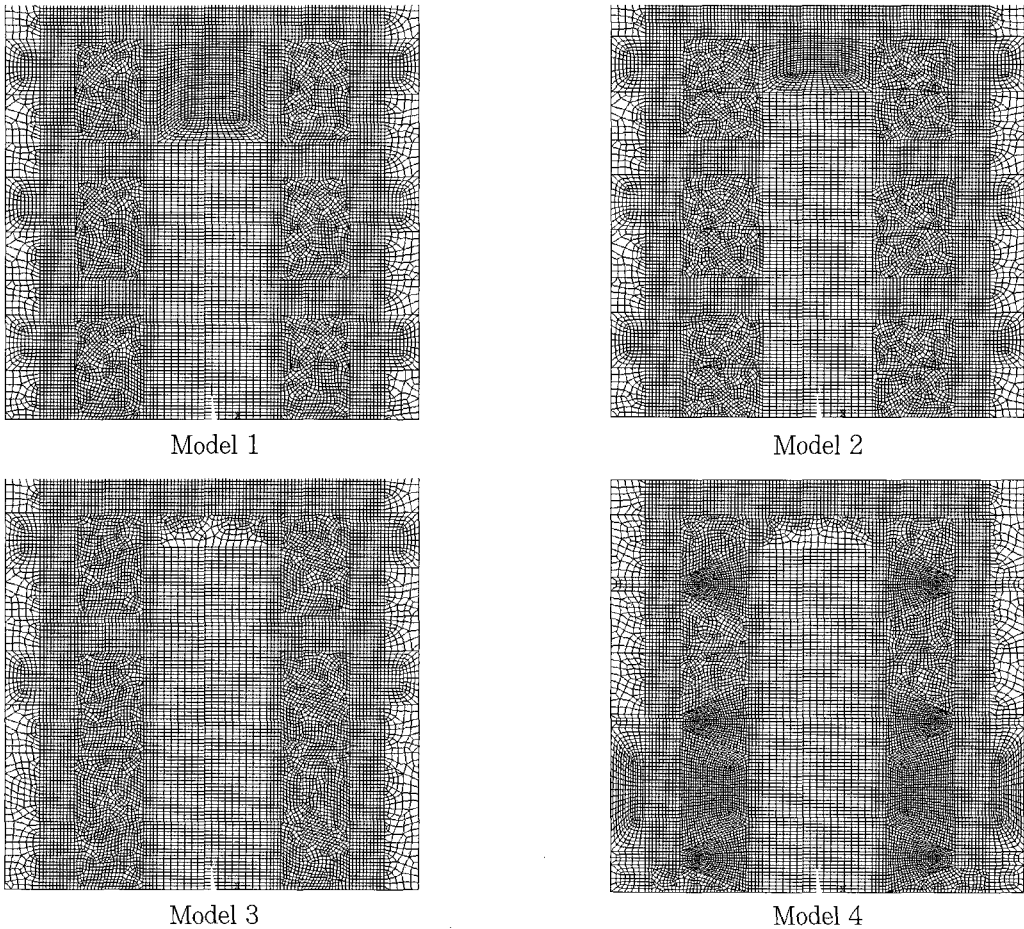


Fig. 4. 국부적인 해석을 위한 나사산 형상에 대한 유한요소 Model

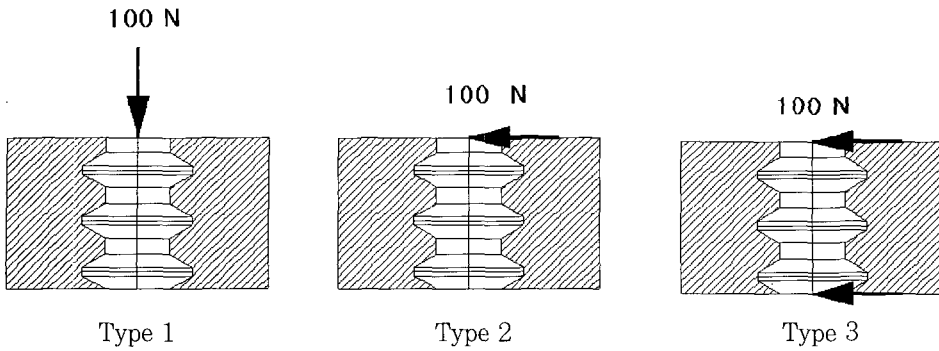


Fig. 5. Model에 가해지는 하중조건

는 절점에 가했다 (Fig. 5). 여기서, Type 3의 하중 조건은 모멘트의 영향을 제거하고 순수 수평력에 대한 효과를 분석하기 위해서이다.

### 3. 연구결과

#### a1. 고정체 형상과 하중조건에 따른 수치적 응력 해석

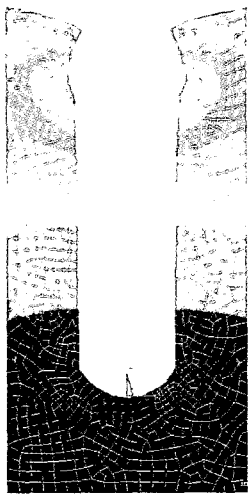
100N의 수직하중과 15도 기울어진 경사하중의 하중조건에 따른 응력 분포 해석을 위해 사용할 수 있는 결과로는 축 응력 및 전단 응력, 주 응력 그리고 등가 응력 등의 다양한 종류들이 있다. 설계에는 높은 응력 분포가 발생되는 영역이 주된 관심이 있기 때문에, 본 해석에서는 파괴의 기준이 되는 등가 응력으로 각각의 고정체 별로 계산하여 응력 분포도를 나타내고 결과를 논하였다.

실린더형 고정체의 경우, 수직하중이 가해졌을 때 응력 분포는 예상한대로 장축을 중심으로 좌우 대칭적으로 나타났고, 15도 경사하중 하에서는 하중의 방향성 때문에 하중의 가해진 반대편에 더 큰 응력 분포가 나타났다. 그리고 모든 하중 조건에서의 최대 등가 응력 분포는 상단부에 급진적인 기하학적인 형상 변화 때문에 고정체의 1/5 상부 영역에서 발생하였다. 수직하중이 가해졌을 때 최대 응력은 19.5 MPa이며, 경사하중이 가해졌을 때는 그 보다 더 큰 23.5 MPa가 발생하였다. 60도 삼각 나사형 고정체의 경우 등가 응력 분포는 실린더형과 유사하게 나타났다. 수직하중이 가해졌을 때 최대 등가응력은

21.6 MPa이고, 15도 경사하중이 가해졌을 때에는 24.4 MPa의 최대 등가 응력이 발생했다. 1도 경사진 테이퍼형 고정체의 경우 수직 하중이 가해졌을 때는 20.0 MPa의 최대 등가 응력이 나타났고, 경사하중이 가해졌을 때는 22.4 MPa의 최대 등가 응력이 나타났다.

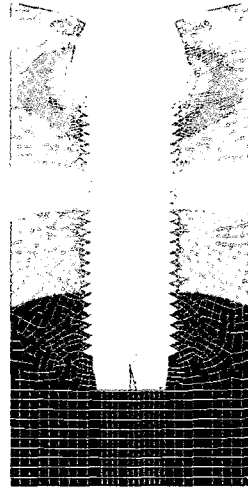
전반적으로 모든 형상의 고정체에서 최대 등가 응력은 고정체 상부에서 발생하였으며, 수직하중이 가해진 경우 최대 등가 응력의 크기가 19.4 MPa인 실린더형이 가장 낮은 값을 나타내었고, 피치 0.5mm인 60도 삼각나사형 고정체에서 가장 높은 21.6 MPa의 값이 발생하였으나, 발생부위는 실린더형과 거의 유사하였다. 나머지 고정체의 경우, 위 두 경우의 최대 등가 응력 사이에서 최대 등가 응력이 발생하였다. 그리고 경사진 하중이 가해진 경우, 삼각나사형 고정체가 다른 고정체들 보다 더 작은 22.4 MPa의 최대 등가 응력을 나타내었으며, 역시 피치 0.5mm인 60도 삼각나사형 고정체에서 가장 높은 24.4 MPa의 최대 등가 응력이 발생하였다. 모든 고정체들은 수직하중이 가해질 때보다 수평하중이 동시에 존재하는 경사하중이 가해졌을 때 더 큰 최대 하중이 발생하며 더 많은 악영향을 준다는 것을 명확히 알 수 있다.

수직하중과 경사하중 두 하중 조건에서 단순히 등가 응력 분포도 나타내었다 (Fig. 6, 7). 고정체와 악골 사이의 전반적 응력 분포의 경향성은 알 수 있지만, 나사산 끝단의 형상이 국부적인 응력 분포에 어떠한 영향을 주는지 알 수가 없다. 비록 고정체와 골



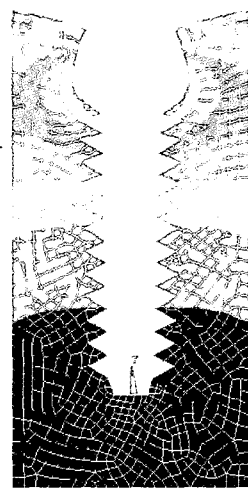
ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SEQV  
 DMX =.492E-09  
 SMN =-.052485  
 SMNB=-.374509  
 SMX =19.449  
 SMXB=23.249

ZV =1  
 \*DIST=11  
 \*YF =6  
 % -BUFFER  
 .052485  
 2.208  
 4.363  
 6.518  
 8.673  
 10.828  
 12.983  
 15.139  
 17.294  
 19.449



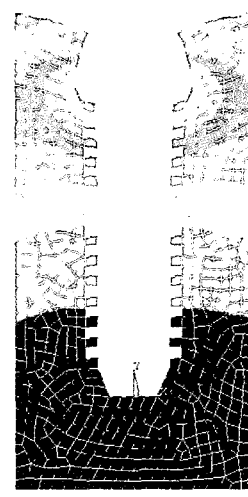
ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SEQV  
 DMX =.513E-09  
 SMN =-.026906  
 SMNB=-.013659  
 SMX =21.612  
 SMXB=22.463

.026906  
 2.425  
 4.824  
 7.222  
 9.62  
 12.019  
 14.417  
 16.816  
 19.214  
 21.612



NOV 26 1996  
 21:54:48  
 ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SEQV  
 DMX =.546E-09  
 SMN =.027947  
 SMNB=-.585153  
 SMX =20.041  
 SMXB=20.866

.027947  
 2.252  
 4.475  
 6.699  
 8.923  
 11.146  
 13.37  
 15.594  
 17.817  
 20.041



NOV 26 1996  
 22:12:48  
 ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SEQV  
 DMX =.646E-09  
 SMN =.057187  
 SMNB=-.714192  
 SMX =19.968  
 SMXB=20.773

.057187  
 2.29  
 4.482  
 6.634  
 8.907  
 11.119  
 13.331  
 15.544  
 17.756  
 19.968

Fig. 6. 상부 100N의 수직하중 부하시 등가 응력 분포

에서의 전반적인 응력 분포 경향이지만 고정체의 형상 변화에 따라 최대 등가 응력이 다르게 나타났기 때문에, 나사산 형상변화에 따른 국부적인 응력 해석이 필요하다.

a2. 나사형상에 따른 국부적인 응력분포 해석

나사 형상에 따른 응력 분포를 파악하는데 골질의 특성 값이 응력 분포 경향에 큰 영향을 주지 않기 때문에 본 연구에서는 다양한 골 물성치를 사용하지 않고 치밀골로 가정하여 국부적인 변화, 즉 나사산

끝단의 기하학적인 형상의 변화에 따른 응력 분석을 수행하였다. 하중 조건에 따른 각각의 결과들은 등가 응력, x축 방향의 응력, y축 방향의 응력, 그리고 전단 응력 별로 정리하여 나타내었다(Fig. 8~12). 100N의 수직하중이 가해졌을 때, 삼각나사형(Model4)은 다른 모델처럼 나사산 끝단부에서 응력 집중 영역이 나타났고, 최대 등가 응력은 다른 모델들보다 작은 수치가 나타났다. 그러나, 100N의 상단에만 수평하중이 가해졌을 때와 상단 및 하단에 모두 수평하중이 가해졌을 때에는 삼각나사형(Fig. 4)

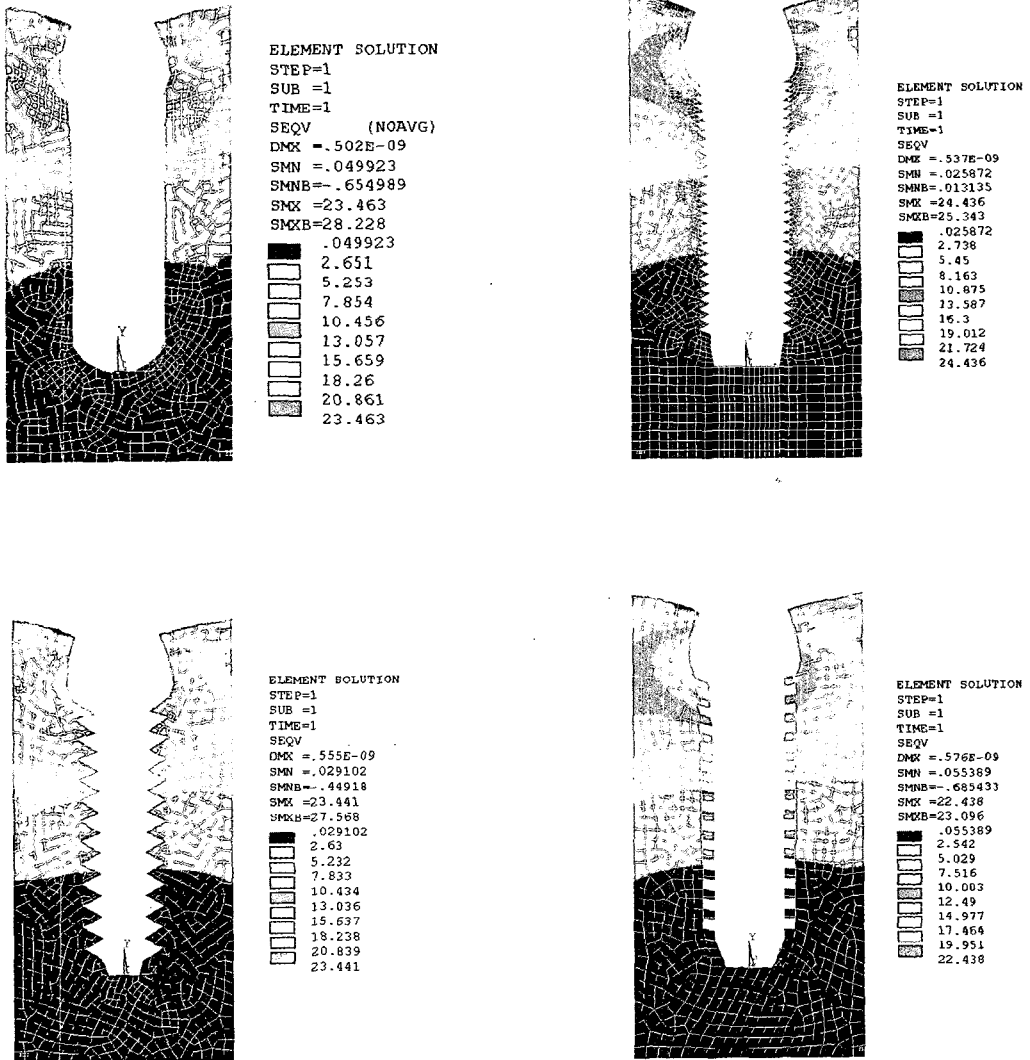
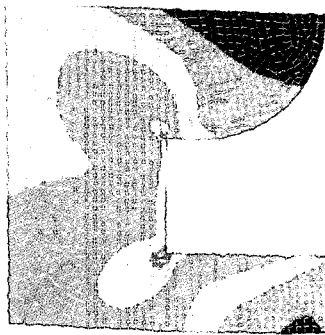


Fig. 7. 상부 100N의 15도 경사하중 부하시 등가 응력 분포

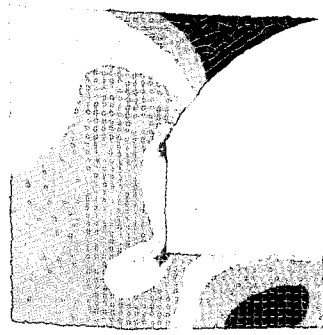
은 확실한 변화를 나타내어서 응력 집중 영역이 확대되었고 (Fig. 6, 8, 11), 최대 등가 응력 역시 증가를 보였다. 반면 모델 1의 경우 고정체 상단에 가해지는 하중 조건이 변할지라도 응력 집중 영역은 거의 동일한 크기를 보이고 있으며 전체적인 응력 분포도 다른 모델 형상들 보다 좋은 결과를 보이고 있다. 수치적 차이도 의미를 갖지만, 이보다 응력 분포도의 결과가 고정체 설계시 주목되어야 할 것이다. 따라서, 모델 1에 대해서 더 다양한 기하학적 변화에 따른 응력 해석의 필요성이 요구된다.

b1. 모델링 1에 관한 다른 기하학적 형상적용 앞에서 논한 바와 같이 모델 1은 다른 모델들 보다 훨씬 바람직한 응력 분포를 나타냈다. 여기에서는 모델 1의 해석을 토대로 보다 나은 기하학적인 형상을 고안하는데 그 목적이 있다. 그림에서 보듯이 나사 끝단에서 응력 집중이 나타나고 있는데, 이것은 고정체와 골 사이에 악영향을 미쳐 골의 실질 손실을 유발시킬 수 있다. 모델 1을 기반으로 하여, 형상이 변할 때 응력 분포와 최대 응력의 크기는 어떻게 변화하는지 조사하였다(Fig. 13).



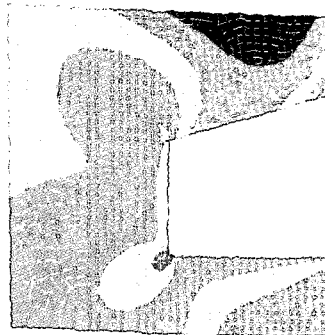
ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SECT (NOAVG)  
 MS = .005806  
 MSX = 15.352  
 MSY = 15.35  
 MSZ = 61.882  
 MSQ = 65.97  
 15.351  
 20  
 25  
 30  
 35  
 40  
 45  
 50

Model 1



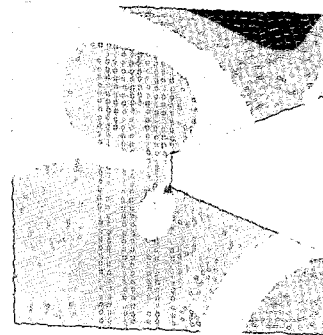
ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SECT (NOAVG)  
 MS = .005031  
 MSX = 7.396  
 MSY = 7.358  
 MSZ = 79.954  
 MSQ = 9.361  
 7.396  
 20  
 25  
 30  
 35  
 40  
 45  
 50

Model 2



ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SECT (NOAVG)  
 MS = .003889  
 MSX = 11.289  
 MSY = 15.262  
 MSZ = 62.106  
 MSQ = 95.085  
 11.289  
 20  
 25  
 30  
 35  
 40  
 45  
 50

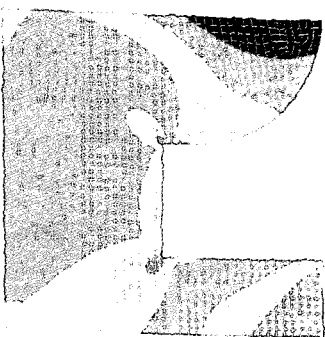
Model 3



ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SECT (NOAVG)  
 MS = .004656  
 MSX = 16.657  
 MSY = 16.848  
 MSZ = 60.271  
 MSQ = 68.985  
 16.657  
 20  
 25  
 30  
 35  
 40  
 45  
 50

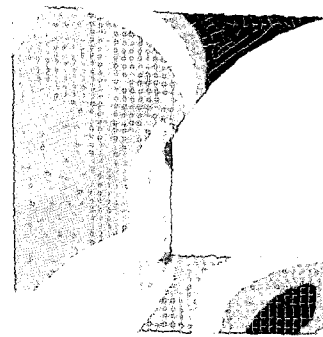
Model 4

Fig. 8. 상부 100N의 수직하중 부하시 등가 응력 분포



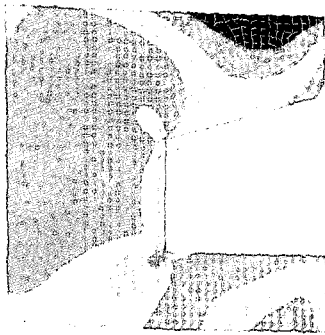
ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SECT (NOAVG)  
 MS = .005606  
 MSX = 7.428  
 MSY = 7.429  
 MSZ = 44.192  
 MSQ = 16.225  
 7.428  
 10  
 12  
 14  
 16  
 18  
 20  
 22  
 24  
 26  
 28  
 30

Model 1



ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SECT (NOAVG)  
 MS = .005031  
 MSX = 3.104  
 MSY = 3.07  
 MSZ = 41.901  
 MSQ = 53.547  
 3.104  
 10  
 12  
 14  
 16  
 18  
 20  
 22  
 24  
 26  
 28  
 30

Model 2



ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SECT (NOAVG)  
 MS = .005595  
 MSX = 7.002  
 MSY = 1.292  
 MSZ = 49.729  
 MSQ = 65.658  
 7.002  
 10  
 12  
 14  
 16  
 18  
 20  
 22  
 24  
 26  
 28  
 30

Model 3

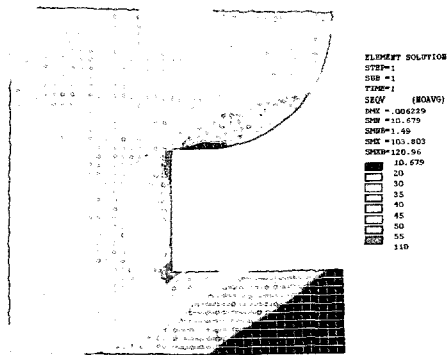


ELEMENT SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SECT (NOAVG)  
 MS = .006005  
 MSX = 8.275  
 MSY = 2.16  
 MSZ = 11.764  
 MSQ = 41.271  
 8.275  
 10  
 12  
 14  
 16  
 18  
 20  
 22  
 24  
 26  
 28  
 30

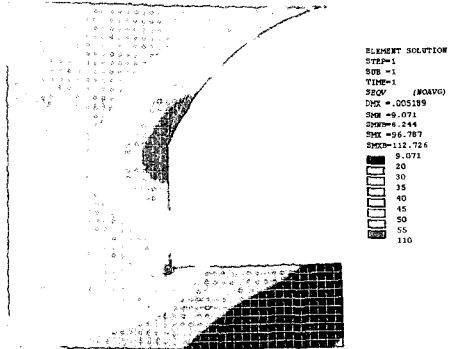
Model 4

Fig. 9. 상부 100N의 수직하중 부하시 전단 응력 분포

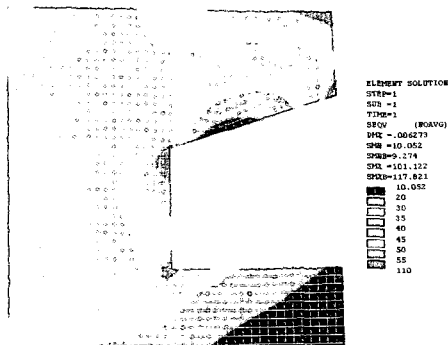




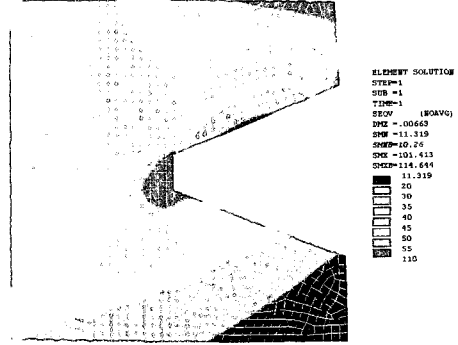
Model 1



Model 2

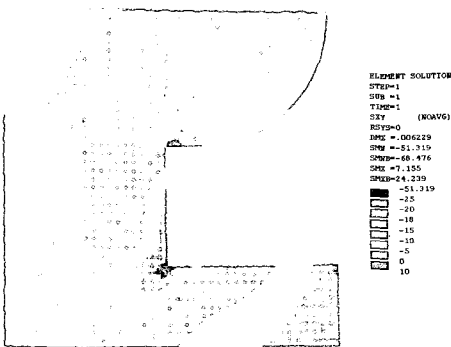


Model 3

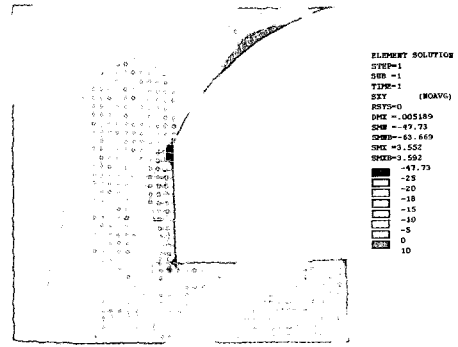


Model 4

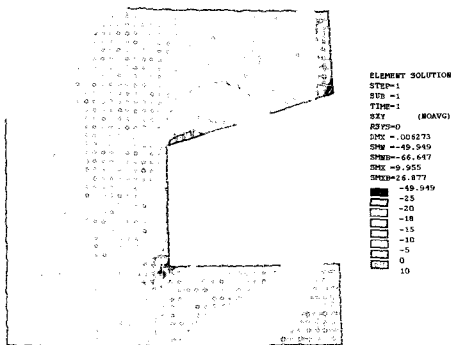
Fig. 10. 상부 100N의 수평하중 부하시 전단 응력 분포



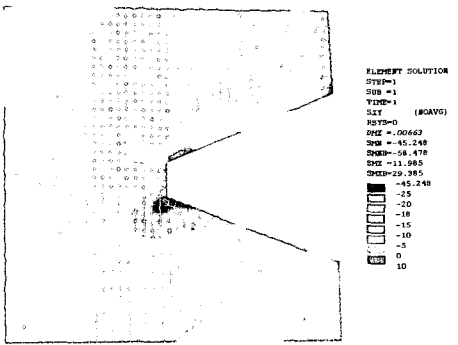
Model 1



Model 2

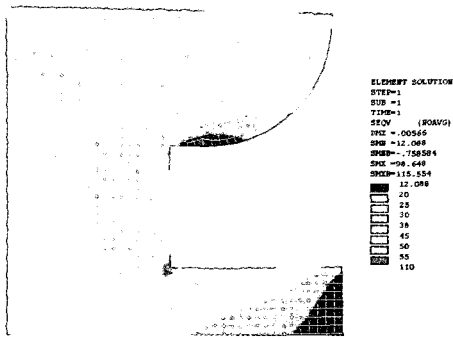


Model 3

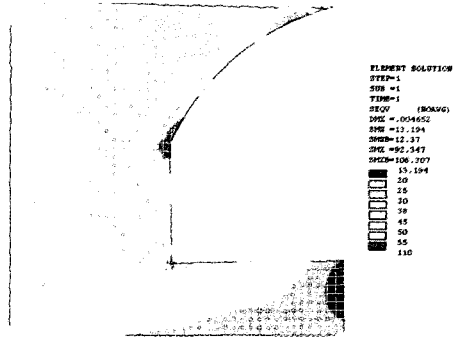


Model 4

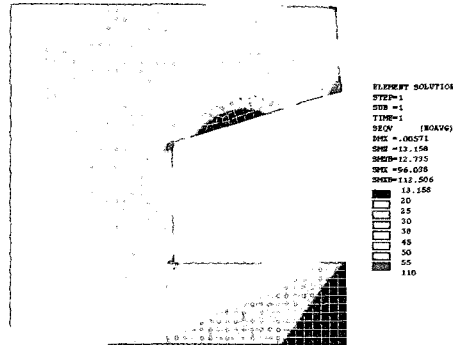
Fig. 11. 상부 100N의 수평하중 부하시 전단 응력 분포



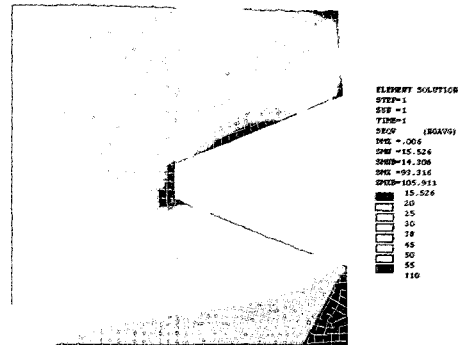
Model 1



Model 2

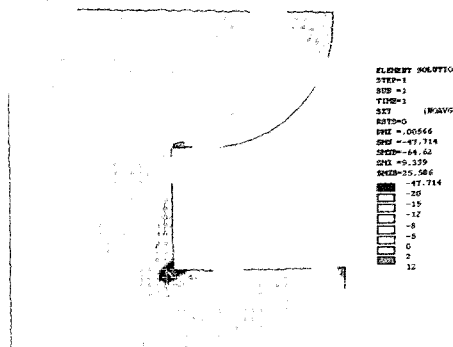


Model 3

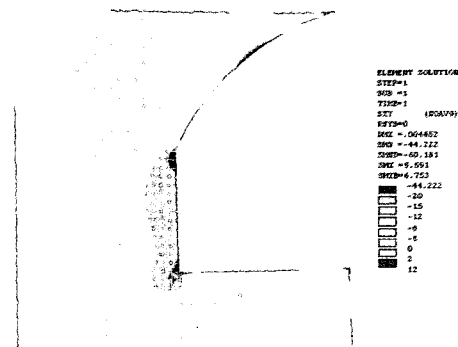


Model 4

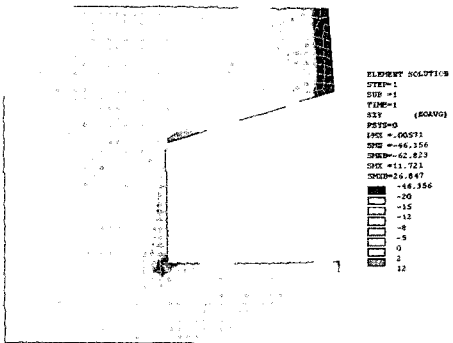
Fig. 12. 상, 하부 100N의 수평하중 부하시 등가 응력 분포



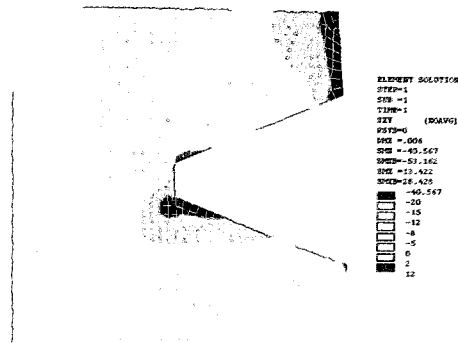
Model 1



Model 2



Model 3



Model 4

Fig. 13. 상, 하부 100N의 수평하중 부하시 전단 응력 분포

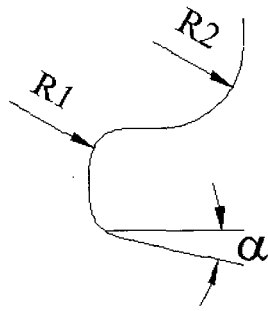
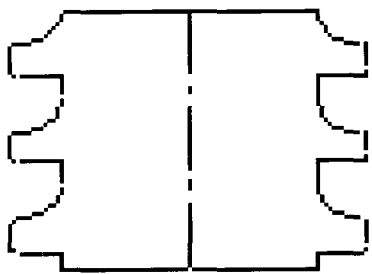
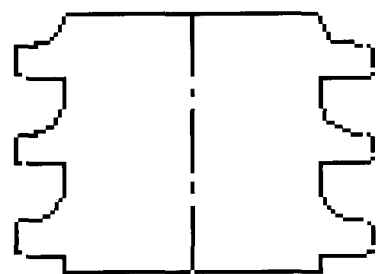


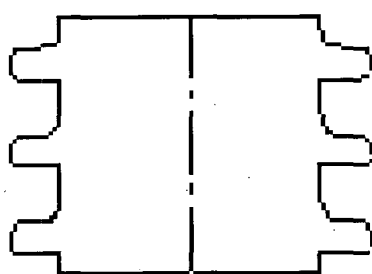
Fig. 14. 고려되어진 형상 변수



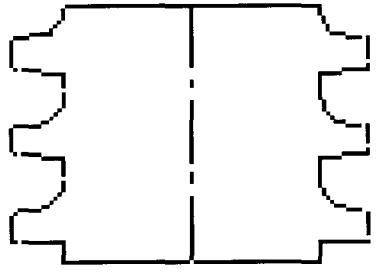
형상 1



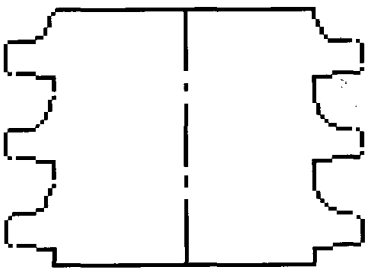
형상 2



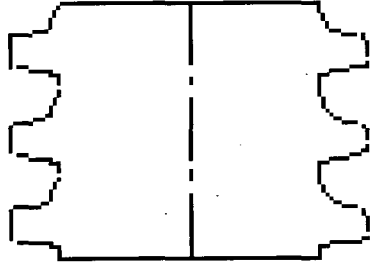
형상 3



형상 4

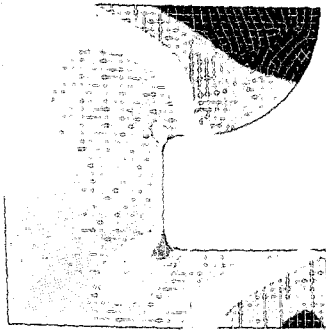


형상 5



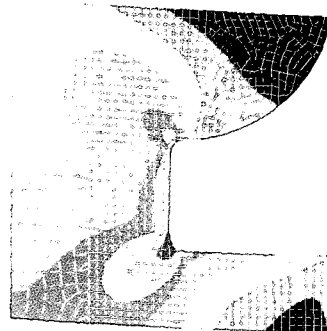
형상 6

Fig. 15. Model 1로부터 변형된 형상



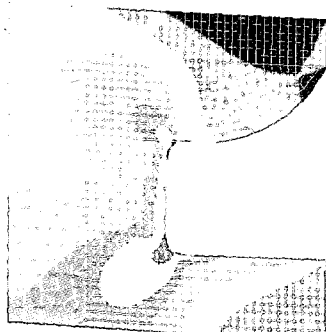
형상 1

ELEMENT SOLUTION  
STEP=1  
SUB =1  
TIME=1  
SECV (MAYG)  
MFC =.005412  
SMN =15.253  
SMX=17.289  
SQC =44.647  
SQE=70.324  
SQZ=15.083



형상 2

ELEMENT SOLUTION  
STEP=1  
SUB =1  
TIME=1  
SECV (MAYG)  
MFC =.005300  
SMN =14.733  
SMX=14.733  
SQC =44.792  
SQE=49.194  
SQZ=14.943



형상 3

ELEMENT SOLUTION  
STEP=1  
SUB =1  
TIME=1  
SECV (MAYG)  
MFC =.005494  
SMN =15.744  
SMX=15.744  
SQC =45.1  
SQE=70.793  
SQZ=15.744



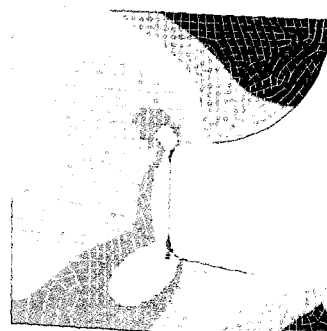
형상 4

ELEMENT SOLUTION  
STEP=1  
SUB =1  
TIME=1  
SECV (MAYG)  
MFC =.005322  
SMN =14.777  
SMX=14.777  
SQC =37.221  
SQE=41.475  
SQZ=14.777



형상 5

ELEMENT SOLUTION  
STEP=1  
SUB =1  
TIME=1  
SECV (MAYG)  
MFC =.005558  
SMN =15.037  
SMX=15.037  
SQC =40.724  
SQE=73.549  
SQZ=15.037



형상 6

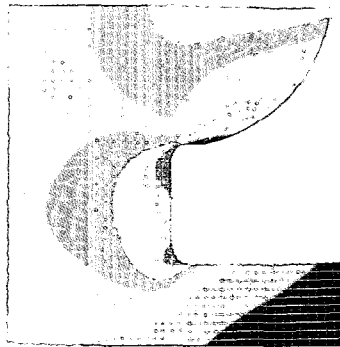
ELEMENT SOLUTION  
STEP=1  
SUB =1  
TIME=1  
SECV (MAYG)  
MFC =.005313  
SMN =13.508  
SMX=13.508  
SQC =41.925  
SQE=51.781  
SQZ=13.508

Fig. 16. 상부 100N의 수직하중 부하시 등가 응력 분포

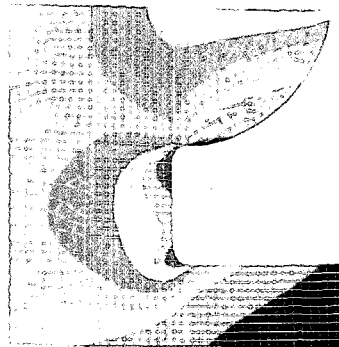
모델1을 기반으로 변화된 몇 가지 형상을 살펴보면 다음과 같다. 먼저 끝단에 라운딩(R 1)을 주는 경우(형상 1)로서, 이 경우에는 응력 집중에 따른 최대 등가 응력 값이 감소되어질 것이다. 다음으로 끝 부분의 반경(R 2)의 변화를 주는 경우로서, 모델 1보다 큰 경우(형상 2)와 작은 경우(형상 3)로 나누어 볼 수 있다. 그리고, 나사 밀단에 각도  $\alpha$ 를 각각 3도(형상 4), 5도(형상 6)로 변화시킴으로써, 접촉 면적이

증가되는 경우를 고려해 볼 수 있다. 고정체와 골의 물성치와 해석을 위한 가정과 하중 조건은 앞에서 논의한 경우와 동일하며, 해석에 사용된 나사산의 형상이다 (Fig. 14).

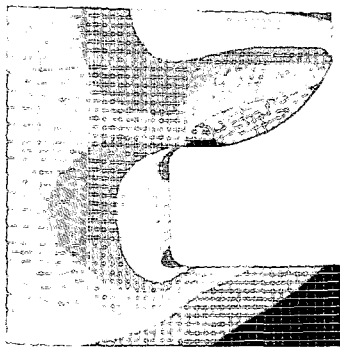
b2. 다른 기하학적인 형상이 모델 1 해석 결과 형상 1은 나사산 끝단에 라운딩(R 1)이 되었다는 것 외에는 모델 1과 똑같은 형상이다. 그러나, 최대



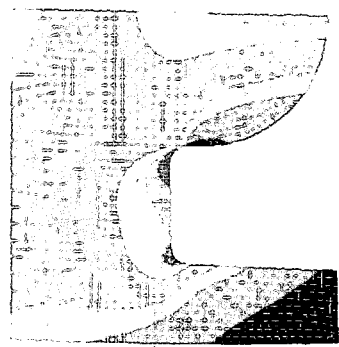
형상 1



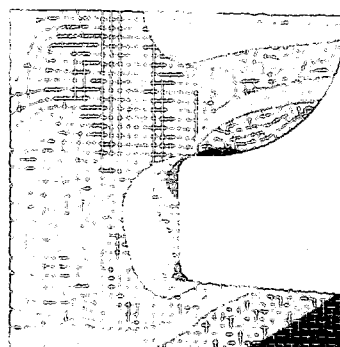
형상 2



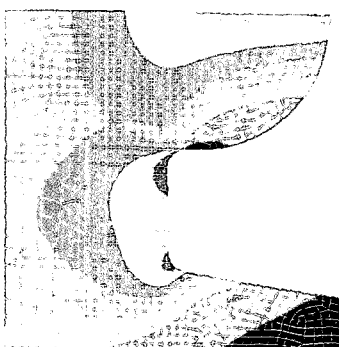
형상 3



형상 4



형상 5



형상 6

Fig. 17. 상부 100N의 수평하중 부하시 등가 응력 분포

등가 응력값은 명확하게 차이가 난다. 모델 1의 등가 응력으로 계산된 최대 응력값은 수직하중 하에서는 83.9 MPa인 반면에 형상 1은 64.7 MPa이다. 나머지 두 조건, 즉 수평하중과 상 하 수평하중이 가해진 경우에서도 모델 1은 각각 103.8 MPa, 90.6 MPa인 반면, 형상 1에는 75.6 MPa, 65.9 MPa이다. 모델 1과 형상 1은 다른 부분에 있어서 모두 동일한 치수를 갖는 형상이지만, 단지 나사산 끝단 부분 하나의 변

수에 의해서 최대 등가 응력값이 차이가 명확하게 나타났다. 그리고 골과 나사산이 직교하는 부위에 라운딩의 반경이 큰 경우(형상 2)에는 최대 등가 응력값이 오히려 더 크게 나타난 반면, 반경이 작은 경우(형상 3)에는 최대 등가 응력 값은 작지만 전반적인 응력 분포 상태가 나쁘게 나타났다. 그러나, 5도 경사진 형상 5와 10도 경사진 형상 6을 비교했을 때 형상 6은 형상 5보다 하중을 받는 면적이 더 넓지만

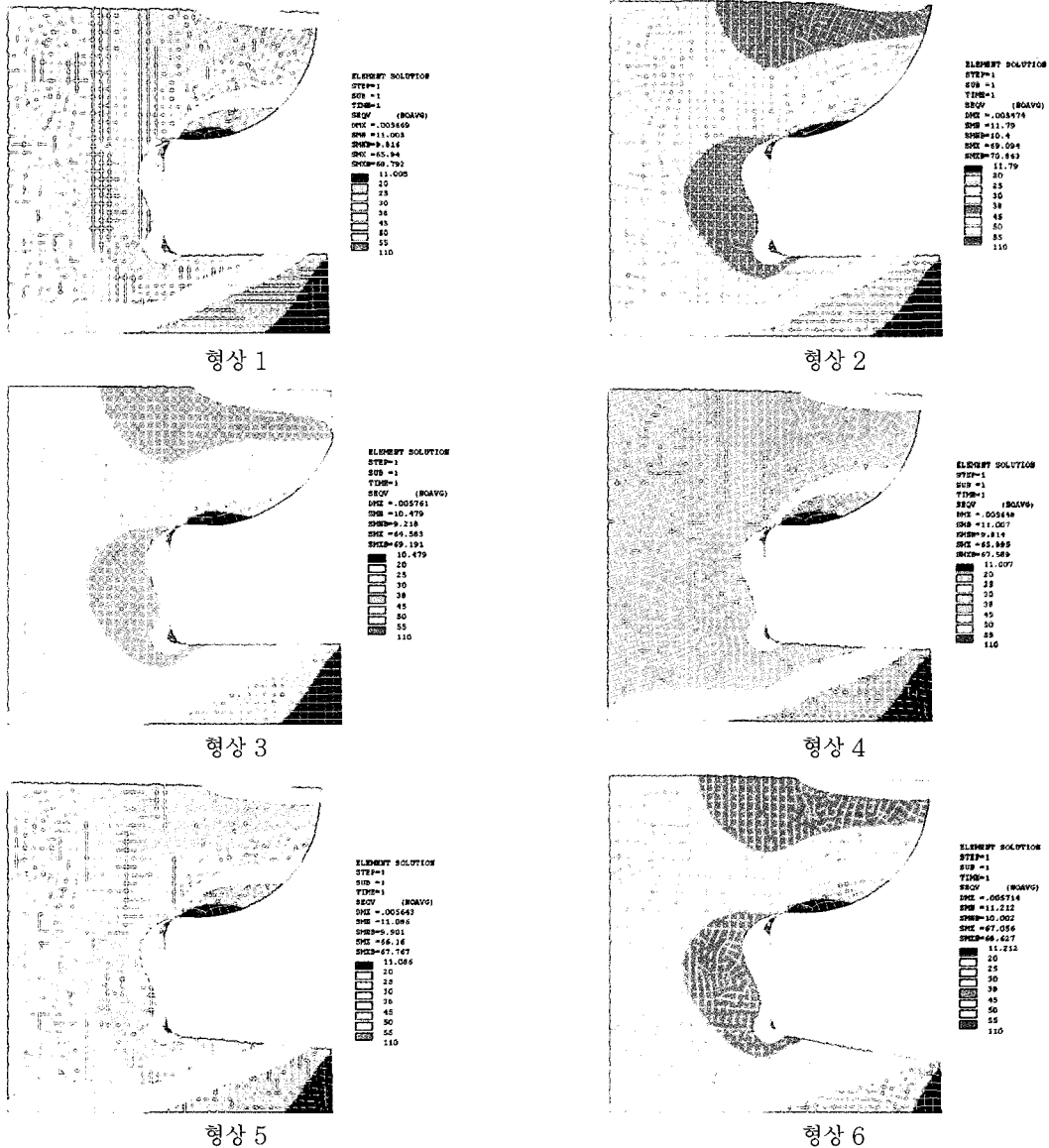


Fig. 18. 상, 하부 100N의 수평하중 부하시 등가 응력 분포

결과는 더 나쁘게 나타났다. 이 결과로 볼 때, 하중을 받는 면적을 크게하기 위해서 경사각을 크게만 하는 것은 더 나쁜 결과를 초래하게 된다는 것을 보여주고 있다. 본 연구에서 5도 경사진 경우(형상 5)의 응력 해석 결과도 3도 경사진(형상 4)나 10도 경사진 경우(형상 6)의 결과들보다 더 좋은 경향성을 띠고 있다 (Fig. 15-17) 이로부터 하중을 받는 면적을 증가시키기 위해 밑 단면에 경사를 줄 경우 밑 단

면의 경사 각도에 대한 경계치가 존재한다는 것을 알 수 있다. 이들 수치가 큰 의미는 갖고 있지 않지만, 고정체 형상을 디자인하는데 있어서는 좋은 정보를 제공해준다.

#### IV. 고 찰

현재 높은 성공률을 갖고 사용되고 있는 임플란트

의 종류는 매우 많고 계속적으로 개발되고 있으며, 임플란트의 성공적 유지와 관리를 위해서는 임플란트의 생체역학적 고려가 필수적이며 임플란트를 효과적으로 장기간 사용하기 위해서는 여러 가지 중요한 요소들이 있고 이중에서도 임플란트와 생체의 물리적특성(임플란트의 재료와 생체역학)을 중요하게 생각해야 한다<sup>15-17)</sup>.

나사형 임플란트는 나사의 경사면을 통하여 인장력과 압축력을 축 방향으로 주변 골 조직에 전달하고 전단력을 그 계면에서 압축력으로 전환시켜 상당한 압축 응력을 발휘하기 때문에 골 유착이 비교적 불완전한 상태에서도 어느 정도 가해진 하중을 견딜 수 있으므로 원통형보다 응력 분산에 유리하다고 할 수 있다. 또한 나사형 임플란트는 굴곡의 미세결합을 이용하여 골 조직의 성장과 고정에 기여하고 골 조직과 최대의 접촉면적을 가질 수 있어 임플란트 및 주변 골조직에 가해지는 응력의 양을 최소화하는데 유리하다<sup>18,19)</sup>.

이 연구는 임플란트가 골 유착을 이루고 유지되는데 가장 중요한 요소 중 하나인 임플란트의 고정체 형상과 나사산 형태에 따른 임플란트에 가해지는 하중에 대한 응력 분산에 대하여 알아보려고 하였고, 고정체 형상의 최적 설계를 위하여 현재 가장 널리 사용되고 있는 60도 나사산을 가진 고정체를 비롯하여 실린더형 고정체, 1도 테이퍼진 삼각 나사형 고정체 그리고 사각 나사형 고정체들에 대하여 2차원적인 응력 해석을 위한 요소법을 이용하여 수행하였다. 그리고 고정체 응력 분포에 영향을 주는 나사산의 형상 변화에 따른 응력분포의 변화를 해석하였다. 이러한 연구를 통하여 식립된 발생 가능한 하중에서 고정체의 안정성을 규명하고, 고정체의 설계 변화에 따른 악골 및 고정체의 응력 분포를 연구함으로써, 추후 골 유착을 성공적으로 유지할 수 있는 신 모델 개발의 기초 형상을 결정하는데 도움이 되고자 이 연구를 시행하였다.

고정체 형상에 따라 하중 조건을 달리한 경우, 수직하중 하에서 60도 나사산을 가진 고정체가 가장 높은 최대등가 응력이 나타났고, 15도 기울어진 경사 하중 하에서는 사각 나사형 고정체가 가장 낮은 최대등가 응력을 보여주었다. 그리고 모든 하중 조건에서의 최대 등가 응력 분포는 상단부에 급진적인 기하학적인 형상 변화 때문에 고정체의 1/5 상부 영

역에서 발생하였다. 국부적인 응력 분포도에서도 사각 나사형 고정체가 고정체 상단에 가해지는 하중 조건이 변할지라도 응력 집중 영역은 거의 동일한 크기를 보이고 있으며 전체적인 응력 분포도 다른 모델 형상들보다 좋은 결과를 보이고 있다.

Misch 등은 power thread라고 말하는 사각형 나사산(square thread)은 나사산 하방에 생기는 전단응력(shear stress)의 크기를 1/10까지 감소시킬 수 있다고 하고 있다. 또한 나사산 깊이를 변화시킴으로써 치조골 상단부위에서의 기능적 표면적을 증가시켜 치조골 상단에 집중되는 응력을 감소시키고 임플란트 길이 전체에 응력이 전달될 수 있다고 주장하고 있다<sup>20,21)</sup>.

사각 나사형 고정체에 기하학적인 변화를 가한 경우, 먼저 나사끝단에 라운딩(R 1)을 주는 경우로서 이 경우에는 응력 집중에 따른 최대 등가 응력값이 감소되었다. 골과 나사산이 직교하는 부위에 라운딩의 반경이 큰 경우에는 최대 등가 응력값이 오히려 더 크게 나타난 반면, 반경이 작은 경우에는 최대 등가 응력값은 작지만 전반적인 응력 분포 상태가 나쁘게 나타났다. 밑 단면이 경사진 경우를 비교하면, 수직 하중이 가해졌을 때 하중을 받은 단면이 증가하는 경우, 즉 경사진 경우에 등가 응력으로 계산된 최대 등가 응력값이 더 낮았다. 하중을 받는 면적이 증가함으로써, 하중에 의해 발생되어진 응력은 더욱 더 효과적으로 분포된다는 것을 보여주고 있다. 그러나 하중을 받는 면적을 크게하기 위해서 경사각을 크게만 하는 것은 더 나쁜 결과를 초래한다는 것을 보여주고 있다. 본 연구에서 5도 경사진 경우의 응력 해석 결과도 3도 경사진 경우나 10도 경사진 경우의 결과들보다 더 좋은 경향성을 띠고 있다.

임플란트의 하단 끝 부분이 각이 진 경우에는 이 부위에 최대 응력이 집중되고 곡면으로 된 경우에는 나사산의 끝 부분에서 최대 응력이 집중되는 양상을 보이므로 끝 부분이 각진 경우보다 곡면인 하단부를 갖는 임플란트가 응력 분산에 유리하다고 말할 수 있겠다<sup>22)</sup>. 하단부를 곡면과 경사형으로 변형시킨 모형을 비교한 실험에서 곡면의 경우 타원의 곡률 반경이 작을수록 최대 응력치는 작게 나타났다. 경사형의 경우에서도 최대 응력치는 경사도가 작을수록 작게 나타났으며, 곡면형과 비교하여 유사한 변형률의 실험 모델 보다 다소 적게 나타났으나 해면골에

서의 최대 응력치는 크게 나타났다<sup>2)</sup>.

제한된 변수에 의한 해석이었지만 고정체의 응력 분포를 알 수 있었다. 추가적으로 나사산 피치의 크기, 최대 외경과 나사산 높이의 비의 변화, 나사산 끝단의 폭과 골 폭의 비의 변화, 다양한 골 물성치 등의 변수들에 따른 응력 해석이 요구된다.

## V. 결 론

현 임상의 임플란트에 대한 역학적 특성과 골의 상호작용에 대한 이해부족으로 다양한 임플란트의 디자인에 대한 단정적 결론을 내리기는 어렵다. 그러므로 골 내형 임플란트에 대하여 임상적 결과에 기초한 응력 연구와 전이된 응력이 골 개조에 미치는 영향에 대한 연구가 병행되어야 할 것으로 사료된다. 본 실험에서 고정체형상에 따른 응력분산을 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 전반적으로 모든 형상의 고정체에서 최대 등가 응력은 고정체 상부에서 발생하였으며, 수직하중이 가해진 경우 실린더형이 가장 낮은 값을 나타내었고, 피치 0.5mm인 60도 삼각나사형 고정체에서 가장 높은 값이 발생하였으나, 발생부위는 실린더형과 거의 유사하였다. 그리고 경사진 하중이 가해진 경우, 사각나사형 고정체가 가장 낮은 최대 등가 응력을 나타내었으며, 역시 피치 0.5mm인 60도 삼각나사형 고정체에서 가장 높은 최대 등가 응력이 발생하였다. 모든 고정체들은 수직하중이 가해질 때 보다 수평하중이 동시에 존재하는 경사하중이 가해졌을 때 더 큰 최대 하중이 발생하며 더 많은 악영향을 준다는 것을 명확히 알 수 있다.
2. 100N의 수직하중이 가해졌을 때, 삼각나사형 (Model 4)은 다른 모델처럼 나사산 끝단부에서 응력 집중 영역이 나타났고, 최대 등가 응력은 다른 모델들보다 작은 수치가 나타났다. 그러나, 100N의 상단에만 수평하중이 가해졌을 때와 상단 및 하단에 모두 수평하중이 가해졌을 때에는 삼각나사형 (Fig. 4)은 확실한 변화를 나타내어서 응력 집중 영역이 확대되었고 (Fig. 6, 8, 11), 최대 등가 응력 역시 증가를 보였다.
3. 하중을 받는 면적을 크게하기 위해서 경사각을 크게만 하는 것은 더 나쁜 결과를 초래하게 된다

는 것을 보여주고 있다. 본 연구에서 5도 경사진 경우(형상 5)의 응력 해석 결과도 3도 경사진(형상 4)나 10도 경사진 경우(형상 6)의 결과들 보다 더 좋은 경향성을 띠고 있다(Fig. 15~17)

앞으로 임플란트 외형과 주변 골의 형태, 골질등의 정확한 재현을 동반한 응력분산에 관한 많은 연구를 통해서 골 내에 전달되는 응력을 최소화하고 균일한 응력 분포를 이루어 골의 생리적 부하 내에서 골 개조를 일으킬 수 있는 응력 분포를 갖는 나사산 모양을 갖는 임플란트를 개발하는 것이 장기간 기능적 유지라는 임플란트의 치료목적을 달성하는데 도움이 이 되리라 사료된다.

## 참 고 문 헌

1. Skalak, R: Biomechanical considerations in osseointegrated implants. 49:843,1983.
2. Hyun YK, Kwon JJ: S study on the structure of implant using a three dimensional element analysis, J Korean Acad Prosthodont: vol. 35, No.1, 1997.
3. Brånemark PI : Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 50:339-410, 1983.
4. Hobo S, Ichida E, Garcia LT: Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Pub. Co. 1989.
5. Brunski JB: Forces on dental implants and interfacial stress. Tissue Integration in Oral, Orthopedic & Maxillofacial Reconstruction. Chicago, Quintessence Pub. co. 109-123, 1990.
6. Holmgren EP et al : Evaluating paramters of osseointegrated dental implants using finite element analysis- A Two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral implantology. 24:80, 1998.
7. Jemt T et al : Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients. J Oral Maxillofac Implants 4:211-7, 1989.
8. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL: A Finite



- element survey of eleven endosseous Implants. *J Prosthet Dent* 63(4):457-465, 1990.
9. Rieger MR et al : Influence of surface characteristics on bone integration of titanium I implants. : A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomedical materials research* 25:889-902, 1991.
  10. Rieger MR et al: Alternative materials for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 61:717, 1989.
  11. Rieger MR et al: Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 61:223, 1989.
  12. Skalak R: Biomechanical considerations in osseointegrated implants. 49:843, 1983.
  13. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO: Finite element analysis of six endosseous Implants. *J Prosthet Dent* 63:671, 1990.
  14. Lee BH: *The Handbook of a Finite Element Analysis*, seoul, Dongwha Tech. Pub.Co. 1991.
  15. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ: A three dimensional finite element analysis of porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implants. *J Dent Res* 61:25-29, 1982.
  16. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA: Force transfer by osseointegration implants devices. *Int J Oral Maxillofac implants.* 2:11-14, 1987.
  17. McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ: A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or resilient internal element. *J Prosthet Dent.* 62: 58 6-93, 1989.
  18. French AA, Bowlos CQ, Parham DL: Comparison of osseointegrated im plants. *Int J Perio & Res* 9:221, 1989.
  19. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GBV: Bone modeling and remodeling around central and axillary loaded fixture in canine tibiae. *Tissue Integration in Oral, Orthopedic & Maxillofacial Reconstruction.* Chicago. 1990. Quintessence Pub. Co
  20. Bidez MW, Misch CE: Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. *J Oral implantology.*, 18:264. 1992.
  21. Bidez MW, Misch CE: Issue in bone mechanics related to oral implants.1:289, 1992.

---

**Reprint request to:**

**Chong-Hyun Han**

Department of Prosthodontics, Yongdong Severance Hospital, Yonsei University  
 Yongdong P.O. Box 1217, Seoul, 135-270, Korea  
 Tel. +82-2-3497-3564  
 chong47@unitel.co.kr

ABSTRACT

## STUDIES OF OSSEOINTEGRATED IMPLANT-MODELS ON STRESS DISTRIBUTION

Chong-Hyun Han, Hung-Jae Chun\*, Sin-Young Jung\*,  
Seong-Joo Heo\*\*, Yong-Chang Choi\*\*\*\*, Chong-Pyung Chung\*\*\*, Young Ku\*\*\*,  
In-Chul Ryu\*\*\*, Myung-Ho Kim\*\*\*\*\*

*Department of Prosthodontics, Collage of Dentistry,*

*\*School of Electrical & Mechanical Engineering, Yonsei University*

*\*\*Department of Prosthodontics, \*\*\*Department of Periodontics, and Dental Research Institute  
Collage of Dentistry, Seoul National University*

*\*\*\*\*Department of Dentistry, Medical School, Catholic University*

*\*\*\*\*\*Company of Dongmoung*

Finite element analyses were performed to study effects on stress distribution generated in jaw bone for various shapes of dental implants: plateau type, plateau with small radius of curvature, triangular thread screw type in accordance with ISO regulations and square thread screw filleted with small radius partially. It was found that square thread screw filleted with small radius was more effective on stress distribution than other dental implants used in analyses. Additional analyses were performed on the implant with square thread screw filleted with small radius for varying design parameters, such as the width of thread end, the height of the thread of the implant and load direction, to determine the optimum dimensions of the implant. The highest stress concentration occurred at the region in jaw bone adjacent to the first thread of the implant. The maximum effective stress induced by a 15 degree oblique load of 100 N was twice as high as the maximum effective stress caused by an equal amount of vertical load. Stress distribution was more effective in the case when the width of thread end and the height of thread were  $p/2$  and  $0.46p$ , respectively, where  $p$  is the pitch of thread. At last, using tensile force calculated from the possible insert torque without breaching bone thread, finite element analysis was performed on the implant to calculate pre-stress when the primary fixation of the implant was operated in jaw bone. The maximum effective stress was 136.8 MPa which was proven to be safe.