

# 유한요소해석을 통한 ITI Solid screw 임플란트의 형상 특성이 골유착 단계에서 응력에 미치는 영향에 대한 연구

경북대학교 치과대학 보철학교실

차상범 · 이규복 · 조광현

## I. 서 론

임플란트 시술의 성공을 위한 중요인자 중 하나는 생역학적 조화이며, 임플란트와 골 사이에 이루어지는 골유착은 생역학적 기능수행의 토대가 된다<sup>1)</sup>. 골/임플란트 계면을 따라 저작력 등 하중이 임플란트를 거쳐 골조직으로 전달되는 하중경로가 구성되고, 임플란트와 주위의 골에 특이한 응력장이 형성된다. 골/임플란트 계면의 응력은 골의 재형성에 영향을 주고, 그 메커니즘으로 형성되는 골의 질이 임플란트 보철의 장기적 성공에 있어 대단히 중요하다<sup>2,3)</sup>. 그러므로 골유착의 수준과 연계하여 응력과 골 반응 관계를 이해하고 적절하게 이용하며 관리할 수 있도록 보철계획을 수립하여야 한다.

임플란트와 골조직이 직접 접촉되어 골유착이 이루어지는 여건에서 일정수준의 응력 집중은 피할 수 없다. 임플란트와 치조정이 만나는 부위인 경부 치밀골은 보철물로부터 오는 하중이 가장 먼저 골조직으로 전달되는 부위이며, 경부골의 생리학적 적응단계를 거치지 않은 식립초기의 임플란트인 경우 임플란트와 경부 치밀골은 거의 수직을 이루며 만나므로 응력집중 현상이 더욱 현저히 나타난다. 골질과 하중반복 빈도에 따른 임계 응력치가 임플란트 실패의 원인이 되는 골유착 훼손이나 병적 골흡수에 관련이 있다는 것은 주지의 사실이다. 생리적 허용수준을 벗어나는 응력은 골/임플란트 계면에서 골유착의 훼손이나 점진적인 골흡수 특히 경부 피질골의 점시형

흡수로 나타날 수 있다<sup>4,5)</sup>. 그러므로 임플란트 형상설계와 표면처리를 통하여 계면 응력을 제어하려는 노력이 지난 40여 년간 진행되어 왔으며, 그 결과 다양한 임플란트 시스템들이 국내외에서 개발되어 임상에 사용되고 있다. 그 중에서 많이 사용되고 있는 임플란트 시스템 중 하나가 Straumann 사의 ITI 임플란트이다.

ITI 임플란트는 1970년대 초 스위스 Straumann사에서 개발된 이래 30여 년간 형태와 표면처리 방식의 변화가 이루어져, 현재에는 원통형 외형과 작고 넓은 피치의 나사산, SLA 표면 등으로 대표되는 특별한 형상으로 귀착되었다. 이 시스템은 외부육각 방식으로 장축방향의 테이퍼와 비교적 큰 나사산을 갖는 Branemark 임플란트에 대비된 설계형태로, ITI 임플란트는 8도의 morse taper가 있는 내부육각 방식으로 장축방향의 원통형 형상에 1.2 mm 피치 0.3 mm 높이의 나사산을 가지며 표면처리는 SLA방식이다.

본 연구에서는 골/임플란트 계면에서 골유착의 정도가 ITI 임플란트의 경부골 응력에 미치는 영향에 대해 조사하였다. ITI 임플란트의 기본 모델중 하나인 직경 4.1 mm 길이 10 mm의 Solid 임플란트를 식립하고, 골유착이 진행되는 과정을 5단계로 나누어 실험하였다. 실험내용은 계면의 물성을 변경시키는 방법으로 골유착의 진행과정을 모사하여 경부 피질골의 응력에 미치는 영향과 그 변화추이에 대해 조사하였다.

## II. 재료 및 방법

### 1. 축대칭 유한요소 모델 (Axis symmetric FE Modelling)

Fig. 1(a)는 본 연구에서 모델로 채택한 ITI의 직경 4.1 mm 길이 10 mm의 표준형 임플란트 고정체이다. 임플란트가 식립된 악골을 Fig. 1(b)에 나타낸 바와 같이 2차원 축대칭으로 모델링 하였다. 악골 폭경은 첫 번째 나사부위에서 6.2 mm이고 하방으로 갈수록 약간 증가한다. 악골의 폭경은 임플란트 주위 골의 응력분포에 중요한 영향을 미치므로 응력상태를 가급적 정확하게 재현하기 위해서는 임플란트 식립 위치의 악골 기하학적 조건을 실제 형상에 부합하게 설정하는 것이 중요하다. ITI Solid형 임플란트에 대해서, 제조사에서는 악골 폭경이 6.2 mm를 경계로 하여 임플란트 직경을 선정하도록 추천하고 있다. 식립 위치에서 악골 폭경 6.2 mm 이내인 경우 4.1 mm 이하 직경의 임플란트를, 광폭의 4.8 mm 직경 임플란트의 경우 악골 폭경 6.2 mm 이상인 경우에만 사용하도록 추천하고 있다. 한편 응력 측면에서 중요한 임플란트 경부골은 spline 곡선을 이용하여 굴곡없이 자연스런 곡면형상이 되도록 모델링 하였다.

악골을 구성하는 치밀골의 두께와 밀도, 또한 해면골의 두께와 밀도는 임플란트 주위의 응력에 직접적인 영향을 미치게 되므로 임플란트 선정시 골을 고려하여 그에 합당하도록 임플란트 사양, 식립 위치, 개수를 종합하여 결정하는 것이 필요하다. Zarb<sup>6)</sup>는 임플란트 주위 골조직의 형태는 치밀골의 두께에 따라 4가지 type으로 분류하였고 본 연구에서는 그 중 type II를 가정하였다. 이 경우 치밀골의 두께는 0.75 mm 내외이다. 골/임플란트 계면 부위의 골조직은 경부를 제외하고는 모두 해면골(cancellous bone)로 이루어진다고 가정하였다.

유한요소 모델링과 해석에는 PC용으로 출시된 EMRC사의 상용 code NISA II/Display III가 사용되었다<sup>7)</sup>. 임플란트의 치수 데이터는 도면이나 임플란트 각 부위의 상세한 치수가 기록된 자료를 구할 수 없어서 임플란트 자체와 ITI 사의 catalog에서 직접 측정하여 모델링에 사용하였다. 한편, 임플란트

를 2차원의 축대칭 형상으로 모델링하는 과정에서, 3차원적인 고정체 나사를 2차원적 톱니(serrate)형으로 단순화 시켰는데, 이는 응력 해석의 신뢰도에 큰 영향을 주지 않을 것으로 판단된다.

Mesh 모델은 NKTP type 3형 solid 요소(4각형 axisymmetric 요소, 요소당 절점수 8개)를 사용하였다. 본 연구에서는 임플란트 장축과 평행한 축방향 하중만을 하중조건으로 고려하고 있으므로 NKTP type 3형 요소를 사용하여 간편하게 해석할 수 있다. 한편 NISA II에서는 solid 요소인 NKTP 34와 shell 요소인 NKTP 37 요소를 이용하여 축방향 대칭인 2차원 해석이나 유사 3차원 해석(pseudo 3-dimensional analysis)을 할 수 있도록 하고 있다<sup>7)</sup>.

수치해석의 오차를 감소시키기 위한 방안으로 대부분의 요소에 대해 종횡비(aspect ratio)는 5.0 이내로, 또 요소의 corner 각을 45 - 135 범위로 제한하였으나 응력치가 중요하지 않은 부위에서 일부 이를 만족하지 못하였다. Fig. 2에서 보는바와 같이 응력의 변화가 비교적 급격할 것으로 예상되는 나사산 주위와 고정체의 첨단부(apex)에서는 비교적 세분화된 mesh를 사용하였고, 응력의 변화가 비교적 완만할 것으로 예상되는 부위에서는 큰(coarse) mesh를 사용하여 계산량을 절감하고자 하였다. 전체 모델에 약 2200개의 내외의 요소, 약 6500개의 절점이 사용되었으며, 악골은 임플란트 고정체 길이의 약 1.5 배 높이로 mesh 모델에 포함시켰다.

### 2. 물성 모델 (Material properties)

Table I에는 여러 선학들의 자료를 참조하여 본 연구에서 사용한 골 및 금속재료의 물성치를 나타내었다. Table I의 골 물성은 골/임플란트 계면으로부터 200-300  $\mu\text{m}$  이상 떨어진 부위, 즉 골 본체 조직의 물성을 의미한다.

임플란트 식립 이후 골/임플란트 계면에서 골유착이 이루어지는 과정 중의 물성변화를 모사하기 위하여 Fig. 1(b)에 나타낸 두께 200-300 micron의 계면골 조직 물성은 5단계로 나누어 모델링하였으며 이를 Table II에 나타내었다. 1단계(stage I)는 임플란트 식립 직후를 모사한 것으로 피질골과 해면골 계면에서 골유착이 각각 1%와 10%정도 진행된 경우

**Table I.** Mechanical properties (bone and implant materials)

Material	Young Modulus (GPa)	Poisson ratio	Strength (MPa)	Tensile yield stress (MPa)
Titanium	102.2	0.35	-	-
Cortical bone	13.7	0.3	72-76 (tensile) 140-170 (compressive)	60
Cancellous bone	1.37	0.3	22-28 (tensile)	-
Gold (type IV)	95	0.3	-	-

를 상정한 것이다. 2, 3단계는 골유착이 더 진행되어 피질골 계면에서는 각각 10%와 50%, 해면골 계면에서는 50%와 100%의 골유착이 진행된 중간단계를 모사한 것이며, 4단계에서는 피질골과 해면골 계면에서 모두 100%의 골유착이 일어난 경우이다. 5단계 해면골 계면에서 응력전달의 영향으로 골유착 또는 골개형이 더욱 진행되어 그 물성이 해면골 본체의 5배, 피질골 물성의 50%에 달하게 되는 경우를 모사한 것이다. 흔히 않지만 성공적인 임플란트 주위 계면골에서 치조골과 유사한 정도의 밀도가 방사선적으로 관찰되기도 한다.

연조직의 경우는 그 하중분담률을 무시할 수 있으므로 해석 전반에 걸쳐 모델링에서 제외하였다.

골은 무게비 2-30%내외의 유기질 성분을 포함하고 있으므로 점탄성, 비선형적인 물성을 가진다. 일반적으로 등방 균질성으로 가정되고 있는 바와 달리<sup>8-11)</sup> 골조직, 특히 응력 분포가 악골 본체의 경우와는 판이하게 다른 골/임플란트 계면의 골조직은 골개형으로 인해 비균질, 이방성을 가질 것으로 보이며 따라서 선형, 등방균질성을 가정하여 얻은 응력 해석 결과는 실제 여건과 차이가 있을 수 있다. Nicoletta 등<sup>12)</sup>은 평균스트레인(nominal strain)이 0.15%정도 작용하는 골조직 내에서도 그 미세구조(micro-structure) 수준에서는 3%이상의 스트레인이 생길 수 있음을 발표하여 골의 비균질 특성으로 인한 효과를 수치적으로 보고하였다. 이를 물성모델에 반영하기 위하여 고 등<sup>13)</sup>은 주로 섬유강화복합재의 물성모델링에 사용되는 균질화기법을 응용하여 해면골의 다공질구조에 의한 비균질 물성을 모사하여 응력이 등방균질성을 가정한 경우에 비해 더 크게 작용할 수 있음을 보였다. 골의 흡수 또는 재형성이  $\mu\text{m}$ 단위의 미세 영역에서 발생하는 것을 감안하여

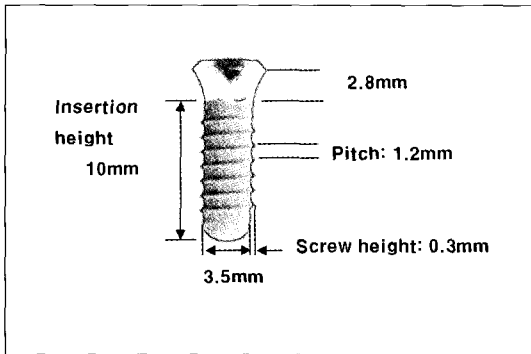
응력에 대한 골의 적응반응에 대한 정량적인 예측을 위해서는 골의 비등방, 비균질 특성이 유한요소 모델링에 적용되어야 할 것이지만 골의 포괄적인 물성에 대한 실험적 측정이 사실상 불가능하고, 정량적인 물성치 데이터는 아직 문헌에 보고되지 않고 있어 현재로서는 골물성치는 불가피하게 가정치를 사용할 수밖에 없다는 한계가 있다. 따라서 대부분 수치해석 연구에서는 골물성을 등방성, 선형탄성적인 것으로 가정하고 있다. 이러한 단순화의 결과가 미치는 골의 적응반응 예측에 있어서의 오차 정도는 알 수 없으나 해석 오차에 미치는 영향이 크지는 않다는 연구결과도 있다. Lavermia 등<sup>14)</sup>은 골을 균질체로 가정하여도 응력분포특성 결과에 별다른 영향이 없음을 보고한 바 있고, Borchers 등<sup>9)</sup>은 등방균질을 가정하여 해석한 응력분포가 실험적으로 측정된 Rieger<sup>15)</sup>의 결과와 유사함을 보고한 바 있다. 이에 본 연구에서도 골물성을 등방균질성으로 가정하였으며 Table II에서는 위에서 설명한 골/임플란트 계면에서 전개되는 5단계의 물성변화를 나타내었다.

### 3. 하중조건 및 경계조건

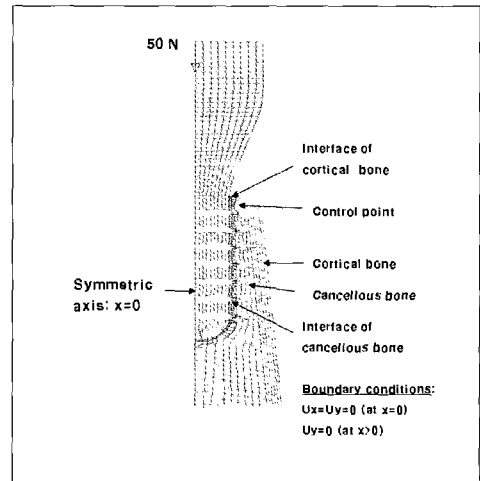
골응력의 크기를 해석하고 그것을 생리적 허용범위 이내로 억제시키기 위해서는 일차적으로 각각의 임플란트에 전달되어 오는 하중의 크기를 바르게 예측하여야 한다. 단일 임플란트의 경우에서는 대합치로부터 오는 저작하중이 그대로 임플란트에 전달되고, 또한 교합 설정이 적절할 경우 협설 방향의 측방력이나 굽힘모멘트가 배제된 수직력만이 작용하는 것으로 가정할 수 있다. 그러나 2개 이상의 지대주를 갖는 연속가공(bridge) 보철물일 경우에는 각 임플란트가 분담하는 하중의 크기는 단순한 정역학적인 계

**Table II.** Mechanical properties of the bone/implant interface tissues as a function of the osseointegration stage

stage	Interface of cortical bone		Interface of cancellous bone	
	Modulus(GPa)	Poisson ratio	Modulus(GPa)	Poisson ratio
stage I	0.137	0.3	0.137	0.3
stage II	1.37	0.3	0.685	0.3
stage III	6.85	0.3	1.37	0.3
stage IV	13.7	0.3	1.37	0.3
stage V	13.7	0.3	6.85	0.3



**Fig. 1(a)** Solid type ITI implant (dia. 4.1 mm, insertion length 10 mm) and design.



**Fig. 1(b)** Axisymmetric finite element modeling for the ITI implant subject to the vertical load of 50N. Non-structural soft tissues are not included in the model. Control point: Mid of the cortical bone 0.5 mm from the outer surface of the implant fixture.

산으로 산출할 수 없으며, 각각의 임플란트에는 수직력외에도 측방력이나 모멘트가 유도되므로 유한요소해석적 방법이 동원되어야 한다. 임플란트 등 각 구조요소의 분담하중은 상부 보철물의 재질과 삼차원적 형상, 각 지대주를 지지하는 골의 양과 물성 등이 연계된 복잡한 함수이기 때문이다. 이같이 다중하중경로를 가진 경우 각 구조에 합당한 하중조건을 부여하기 위해서는 복잡한 3차원 유한요소모델이 필수적이다.

단일 임플란트의 경우에도 하중조건 산출이 간단하지는 않다. 임플란트 하중은 저작근의 등장수축에 의한 하중이므로, 역시 주위의 치아와의 역학적

계에 따라 임플란트 하중이 결정된다. 저작력의 작용방향 역시 수직력과 측방하중 등이 중첩되어 작용할 수도 있으며 구강조건과 연구자의 관점에 따라 하중조건이 다양해 질 수 있다.

본 연구에서는 임플란트 하중조건에 대한 신뢰성 있는 데이터를 얻기 위해 Richter 등<sup>16)</sup>이 소구치 부위에서 임플란트에 load cell을 부착하여 측정된 하중값을 참조하여 수직하중 조건을 50N으로 설정하였다. Papavasiliou 등<sup>17)</sup>의 측정결과에서 상용저작하중(occlusal load at normal masticatory function)이 15~50N임을 감안하면 단일 임플란트의 경우 수직하중은 50 N은 특별한 경우를 제외하면 장기간 동안

의 반복저작하중으로는 최대치라 간주할 수 있는 것으로 생각된다. 임플란트 장축에 평형한 수직력이 임플란트 중심부에 작용한다면 이는 축대칭형 하중으로 모델링할 수 있다.

Fig. 1(b)는 축대칭 유한요소 mesh 모델을 보이고 있다. 그림에서 나타낸 바, 50N 수직하중은 치관의 중앙점 위치에 부여하였다. 변위(displacement) 경계 조건으로는 y 축이 기저면을 지나는 중심 절점 위치에서는  $U_x=U_y=0$ , 그 외의 절점에서는  $U_y=0$  의 조건을 부여함으로써 악골의 기저면이 고정된 것으로 모사하였다.

### III. 성 적

Fig. 2~6은 각각 임플란트 식립 후 골/임플란트 계면에서 점차 일어나는 골유착의 진행 정도에 따라 단계별로 해석한 응력분포이며 해석된 응력결과를 Display III의 contour plot를 이용, band plot로 나타낸 것이다. 각 Fig.의 (a)는 전체모델에서의 응력, (b)는 경부골의 응력을 확대하여 나타낸 것이다.

모든 응력은 제 3 주응력(principal stress III)으로 최대 압축 응력을 나타낸 것이며 치조골 소실과 가장 관련이 깊은 응력으로 사료되는 응력 요소이다. 여러 선행 연구들에서는 응력평가를 위해 von Mises 응력을 채택하여 관찰하고 있다. 그러나 Tresca 응력과 더불어 von Mises 응력은 소성변형을 하는 금속

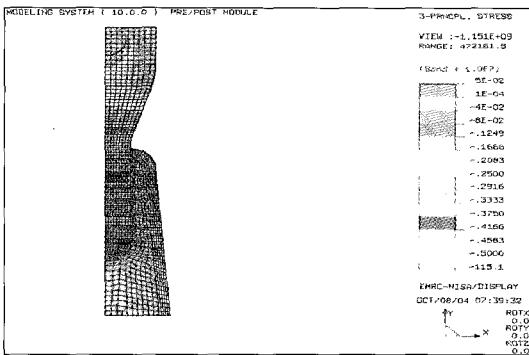
재료의 항복조건 산출시 주로 사용되는 전단 응력에 기초한 등가응력으로, 골의 거동 예측을 위한 기준이 될 수 있음을 입증한 연구결과가 없다. 반면, 압축 또는 인장 등 수직 응력이 골흡수에 관계됨을 보이는 결과들이 보고되고 있고, 교정 분야 등에서 압축응력에 의한 골의 흡수와 인장응력에 의한 골형성 관계가 치아이동에 임상적으로 응용되고 있으므로, 본 연구에서는 최대 압축응력을 나타내는 제 3 주응력을 응력 평가 요소로 삼았다.

한편 골유착의 진행 정도에 따른 응력의 비교평가를 위한 응력 수치를 읽기 위해 임플란트 계면으로부터 약 0.5 mm 떨어진 피질골판의 중심점을 응력 관찰점(stress monitoring point)으로 설정하였다.

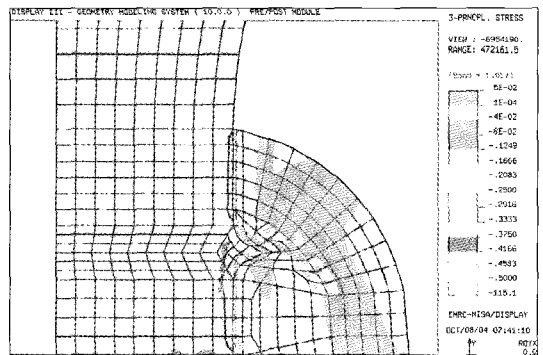
Fig. 2는 식립 초기 골/임플란트 계면의 골유착이 충분히 형성되기 이전 상황에서 수직하중 50N이 작용하는 경우를 나타내며 경부골에서 응력집중이 없는 것이 관찰된다.

Fig. 3은 2단계로 피질골 계면에서는 10%의 골유착이, 해면골 계면에서는 50%의 골유착이 일어난 경우 경부 피질골의 응력집중은 없으며 응력관찰점 응력도 이전 단계와 사실상 변화가 없다.

Fig. 4는 피질골 계면에서는 50%의 골유착이, 해면골 계면에서는 100%의 골유착이 일어난 3단계의 결과를 나타낸 것이다. 하중전달이 피질골로 더 일어나게 되어 응력이 증가될 뿐 아니라 응력집중의 효과도 함께 일어남을 관찰할 수 있다.



**Fig. 2(a)** Stress distribution around the ITI implant placed in the jaw bone of 6.2 mm thick subject to a vertical load of 50N at the top center of the crown. (stage I)



**Fig. 2(b)** Magnification of the cervical area in Fig. 2(a). Max. compressive stress : 0.75 MPa.

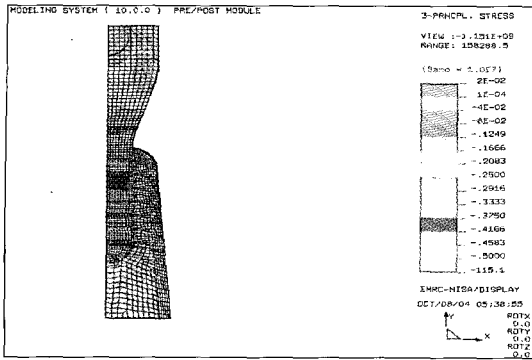


Fig. 3(a) Stress distribution for the stage II.

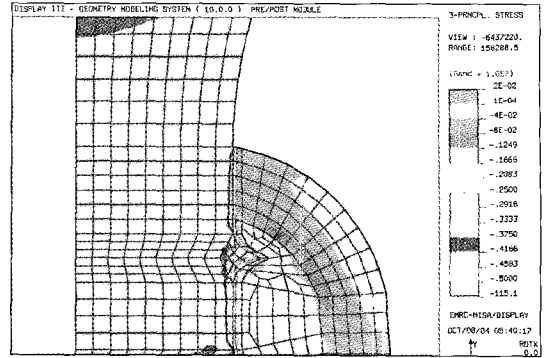


Fig. 3(b) Magnification of the cervical area in Fig. 3(a). Max. compressive stress : 0.65 MPa.

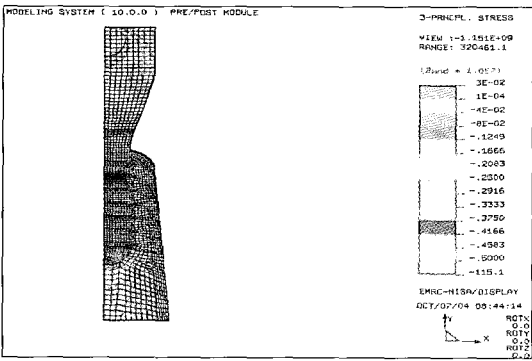


Fig. 4(a) Stress distribution for the stage III.

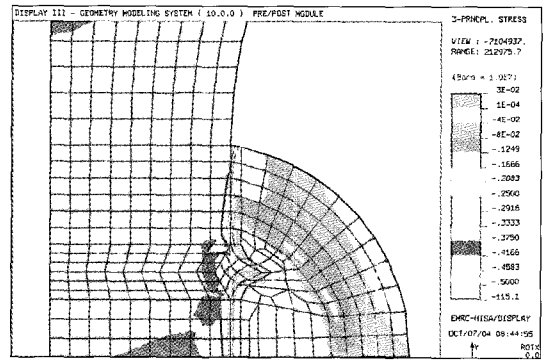


Fig. 4(b) Magnification of the cervical area in Fig. 4(a). Max. compressive stress : 1.0 MPa.

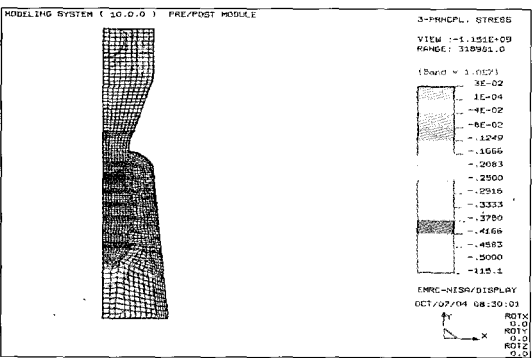


Fig. 5(a) Stress distribution for the stage IV.

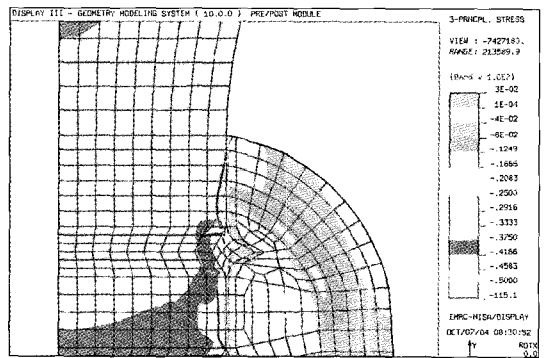


Fig. 5(b) Magnification of the cervical area in Fig. 5(a). Max. compressive stress : 1.08MPa.

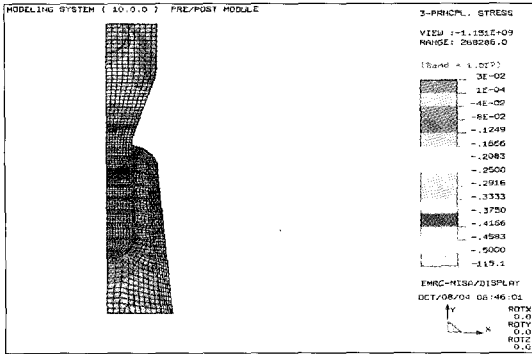


Fig. 6(a) Stress distribution for the stage V.

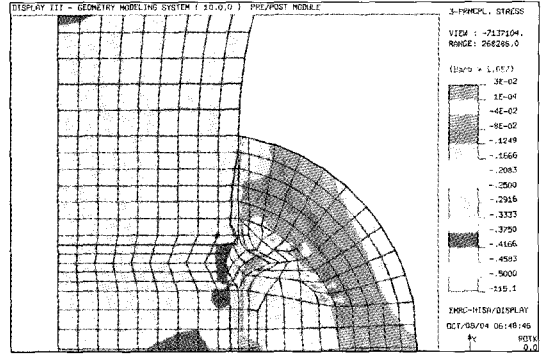


Fig. 6(b) Magnification of the cervical area in Fig. 6(a). Max. compressive stress : 0.9MPa.

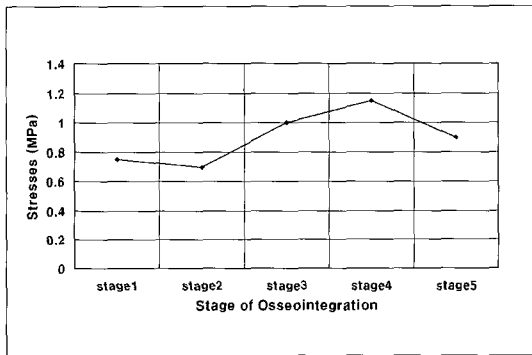


Fig. 7 Evolution of the bone stresses at the neck area with the course of the osseointegration process.

Fig. 5는 4단계의 결과를 나타낸 것으로 피질골 및 해면골 계면에서 각각 100%의 골유착이 일어나 계면골의 물성이 피질골이나 해면골 본체의 물성을 완전히 회복한 경우이다. 응력집중이 생기는 영역이 이전 단계보다 약간 확장된 것이 관찰되며 응력 크기도 3단계보다 20%정도 증가하는 것이 관찰된다.

Fig. 6은 5단계로 해면골 계면에서만 골유착이 더 진행되어 그 물성이 해면골 본체의 5배에 달하게 되는 경우에 대한 해석결과이다. 경부 치밀골의 응력이 감소되는 효과가 있는 것이 관찰된다.

Fig. 7은 수직하중 50N 조건에서 경부골의 응력관찰점에서 읽은 응력치의 변화추이를 종합하여 나타낸 것이다. 응력 크기에서 큰 차이는 없으나 골/임플란트 계면의 골유착이 진행되어 감에 따라 경부골의 응력도 증가하는 추세가 관찰된다.

#### IV. 고 찰

본 연구에서는 Solid 형 ITI 임플란트의 생역학적 특성을 개괄적으로 분석하기 위한 연구의 일환으로, 지금까지의 연구에서는 간과되어온 골유착이 진행 중인 상태에서의 경부 응력 분포를 조사해 보았다. 직경 4.1 mm의 ITI 임플란트가 악골 폭경 6.2 mm 인 소구치 부위에 식립되는 경우를 축대칭으로 모델링하였다.

임플란트 경부골의 반복적인 응력 집중과 결과적인 골소실은 임플란트 경부 형상, 소재와도 관계가 깊으며 골의 형상과도 관련이 크다. 응력은 임플란트와 경부골의 형상조건과 상호 조화에 의존하며 여기에는 경부골 폭경, 골소실에 따른 경부골의 형상 변화, 임플란트의 길이 및 직경 등의 변수가 서로 연계되어 있다. Fig. 1(a)에서 보는 바와 같이 Solid 형 ITI 임플란트는 전체형상이 원통형으로 치근단의 반구형 부위를 제외하면 전체 길이에서 그 직경의 변화가 없다. 이는 대개의 임플란트가 치관 쪽에서 굽고 치근단 쪽으로 갈수록 가늘어지는 테이퍼 형이 주류를 이루는 것을 감안하면 이례적인 설계형상을 가진다고 할 수 있다. 나사산도 1.2 mm 피치에 높이 0.3 mm의 형상을 가져 타 임플란트의 경우와 비교하면 상대적으로 작다. 따라서 외형만으로 평가할 때 상대적으로 큰 나사산과 장축방향의 테이퍼를 가진 Branemark형 임플란트에 비해 ITI 임플란트는 역학적으로 불리한 점이 있어 보인다. 한 등<sup>18)</sup>은 나사산 설계가 다른 임플란트 형상에 따라 골응력을

비교한 연구를 통하여 나사산 크기가 크고 사각형 형상을 가진 경우가 더 우수한 응력 분포 특성을 갖는다고 하였다.

그러나 장축방향의 테이퍼, 나사산의 설계 등으로 특성 지워지는 임플란트의 외형조건은 그 자체로서는 생역학적 우열을 비교하기 어렵다. 임플란트가 초래하는 골응력의 분포나 크기는 결국은 임플란트/골 계면의 골유착 특성에 의해 결정적으로 좌우되기 때문이다. 임플란트 외형에 따라 drilling 방식에 의한 골손상이나 초기고정(press fit) 상태 등의 조건이 달라질 수 있고 고정체 표면처리방식의 차이에 따라서 골유착의 속도나 유착 정도가 차이를 보일 수 있으므로 응력 해석에 있어서 이들 변수에 따른 계면의 골유착 특성이 모델링에 반영되어야 의미 있는 결과를 얻을 수 있을 것이다. 외과적 술식의 난이도나 표면특성이 골유착 결과에 미치는 영향을 무시하고 단순히 외형적인 형상만을 비교한다면 임상적 관찰과 상반된 결과를 초래할 수도 있다. 이런 측면에서 기존의 생역학적 연구에서 골유착 정도의 차이와 이에 따른 계면골의 물성차이를 모델링에 반영하지 못한 점은 향후 개선되어야 할 점으로 보인다.

임플란트 하중은 장축에 평행한 수직하중이 가장 중요하다. 측방하중은 저작력이 치축에 대해 경사각을 이루는 경우에 발생할 수 있고 이 경우 굽힘 모멘트에 의해 골응력이 증가되므로 그 위해 정도가 수직하중의 경우에 비해 월등히 크다. 박 등<sup>19)</sup>은 Branemark 형 임플란트 주위골의 응력해석을 통하여 측방력의 경우 같은 크기의 수직력에 비해 약 20배 까지 응력을 증가시킬 수 있다고 하였다. 그러나 구강조건 범위 내에서 임플란트 식립각을 최적화하고 보철물의 적절한 교합 조절을 통해 측방 하중의 크기를 감소시키는 등 과도한 크기의 측방하중이 반복 작용하는 것은 사전에 일정부분 예방될 수 있다. 이 같이 등 악습관이 없고 저작 시에 측방 하중의 빈도가 높지 않다면 임플란트 주위골의 장기적 거동과 관련한 평가를 위해서는 축대칭형의 수직하중 조건을 위주로 해석을 수행하는 것이 더 타당할 것으로 보인다. 한편 측방력이나 경사력의 경우 구조의 관성능률의 차이가 응력분포에 영향을 줄 것이므로 수직하중의 경우보다 임플란트의 형상에 더 밀접하게 영향을 받을 수 있다.

응력부하의 방식 역시 골 개형에 영향을 미치며 정적 하중보다는 반복하중이 더 중요하다. Amtmann<sup>20)</sup>에 따르면 크기가 같은 수준의 응력이라면 정하중보다는 반복하중이 골흡수를 더 촉진한다. 반대의 경우도 마찬가지이다. 정하중이 골 침착에 큰 영향을 못 주는 반면 간헐적인 방법으로 하중을 작용시키거나 골변형(intermittent deformation)을 시키면 골침착을 유도하는 효과가 크다고 하였다.

Fig. 2(a)에서는 식립 초기 골/임플란트 계면의 골유착이 충분히 형성되기 이전 상황에서 수직하중 50N이 작용하는 경우 임플란트 주위 전역에서의 응력분포를 나타내었으며 Fig. 2(b)에서 Fig. 2(a)의 경부골의 응력분포를 확대하여 나타내었다. 이 단계에서는 경부골에서 응력집중이 없는 것을 관찰할 수 있는데 이는 경부 치밀골과 임플란트 계면의 골유착이 해면골에 비해 상대적으로 미성숙되어 하중전달이 치밀골 계면으로 덜 일어나기 때문이다. 즉 이 경우의 골/임플란트 하중전달은 오히려 그 하부 해면골 계면에서 주로 이루어지므로 응력은 임플란트 전 길이에 걸쳐 비교적 균일한 분포를 이룬다. 이 단계의 골유착 상태에서 본격적인 저작력이 작용하는 예가 임상에서 많지는 않겠으나 근래에는 식립 당일 보철물이 장착되는 경우도 있으므로 배제할 수는 없다.

1 단계에서 응력관찰점의 최대 응력크기는 0.75 MPa이다. 또한 특별히 응력 집중이 일어나는 부위가 없이 전체적으로 1 MPa 이하의 응력분포를 보이므로 향후 국부적인 골흡수는 일어날 가능성은 크지 않을 것으로 보인다. 따라서 응력의 측면만을 고려하면 식립후 경과기간이 짧거나 혹은 식립 당일 보철물이 장착되더라도 골흡수 등의 부작용은 크지 않을 것으로 예측할 수 있다.

Fig. 3(a), (b)는 2단계로 피질골 계면에서는 10%의 골유착이, 해면골 계면에서는 50%의 골유착이 일어난 경우이며, Fig. 4(a), (b)는 피질골 계면에서는 50%의 골유착이, 해면골 계면에서는 100%의 골유착이 일어난 3단계의 결과를 나타낸 것이다. 피질골의 혈관 밀도가 해면골에 비해 낮고, 식립시의 손상(trauma)의 정도는 역으로 피질골에 생길 가능성이 더 크므로 골유착의 속도와 정도가 다를 것으로 가정하는 것이 타당해 보인다. Fig. 3(a), (b) 경우



에도 경부 피질골의 응력집중은 없으며 응력관찰점 응력도 이전 단계와 사실상 변화가 없다.

그러나 Fig. 4(a), (b)에서 보는 바와 같이 피질골 계면에서 골유착이 50%정도로 더욱 진행되어 하중 전달이 피질골로 더 일어나게 되면 응력이 증가될 뿐 아니라 응력집중의 효과도 함께 일어남을 볼 수 있다. 경부 피질골의 응력크기가 1MPa 정도로, 비록 응력집중 정도가 크지는 않고 이러한 응력집중의 임상적 의미는 알 수 없지만 경부 0.2-0.3 mm 영역에서 뚜렷한 응력집중을 관찰할 수 있다. 그러나 이 부위에서 응력집중은 응력이 실제로 여기에 집중되는 물리적 현상을 반영하기도 하지만 골물성의 선형탄성 가정에 의해 실제의 응력 집중량보다 더욱 과장되어 나타난 것이다. 즉 응력의 band plot 에서 보는 임플란트 경부의 응력 집중에는 피질골의 탄성계수를 선형으로 단순화한 데 따른 모델링 오류(artifact)도 함께 포함된 것이다. 편의를 위해 단순화한 해석과정에 의해 유발되는 오류는 재료 물성의 선형화 가정 외에도 골/임플란트 연결부의 기하학적 형상을 단순화시킨 원인에 의해 생길 수 있다. 그러나 이러한 국소적 응력집중 경향은 이전의 타 연구들에서 관찰되는 응력집중의 정도에 비해 크게 완화된 것이다<sup>5,18,19</sup>. 타 모델의 경우 임플란트가 골과 만나며 이루는 각도가 90도에 가깝고 그 곡률 반경은 거의 0 이어서 유한요소모델의 수치해석 과정상 기하학적 인 단순화(singularity) 문제가 생기는 데 따른 것이며 mesh를 세분화하는 방안으로는 문제를 해결될 수 없다. 실제보다 과도한 응력집중 현상의 오류를 방지하기 위해서는 측정에 근거한 정확한 비선형적 물성치를 사용하여야 할 것이며 또한 경부 주위골의 기하학적 형상에 대한 보다 사실에 근접한 모델링이 필요할 것이다. 또한 선형해석으로 구한 집중된 응력값은 신뢰성이 떨어지므로 혼동을 피하기 위해서는 각 모델간의 상대적인 응력값을 정성적으로 비교하거나, 혹은 과도한 응력 집중부위에서 약간 떨어진 위치, 즉 선형 모델링에 의한 오차가 비교적 작은 부위의 응력값을 사용하는 것이 바람직할 것이다. 그러나 본 연구에서는 악골 폭경을 임상의 식립조건과 유사하게 6.2 mm로 설정하였고 spline 곡선을 이용, 경부골의 자연스런 양형 테이퍼 형상(contour)을

적용함을 통해서 선형모델링에 따른 응력집중의 오류를 현저히 감소시킬 수 있었다.

Fig. 5(a), (b)는 4단계의 결과를 나타낸 바, 피질골 및 해면골 계면에서 각각 100%의 골유착이 일어나 계면골의 물성이 피질골이나 해면골 본체의 물성을 완전히 회복한 경우이다. 응력집중이 생기는 영역이 이전 단계보다 약간 확장된 것이 관찰되며 응력 크기도 3단계보다 20%정도 증가한 것을 알 수 있다. 그러나 4단계에서 가정된 임플란트 재질이나 표면처리 기법의 개발로 골/임플란트 계면의 골유착 수준에 개선이 이루어져 온 것으로 판단되지만 임상에서 골유착이 100% 일어나는 경우는 흔하지 않을 것이다. Cabrini 등<sup>20</sup>은 Zirconium implants를 실험동물인 rats의 tibia에 이식하고 14일후와 30일후에 실험동물을 희생하여 관찰한 결과 direct bone to implant가 14일후에는 80%, 30일후는 91%를 보였으며, 최근의 Sahin 등<sup>22</sup>의 연구에 따르면 골유착 달성율은 약 70%내외이다.

Fig. 6(a), (b)는 5단계로 해면골 계면에서만 골유착이 더 진행되어 그 물성이 해면골 본체의 5배에 달하게 되는 경우에 대한 해석결과이다. 이는 이상적으로 골유착이 일어난 경우를 상정한 경우이지만, 성공적인 임플란트 주위 계면골에서 치조골과 유사한 정도의 밀도가 방사선적으로 관찰되기도 하므로 비현실적인 경우로 배제할 수는 없다. 해면골 계면의 골유착 증가로 해면골의 하중분담이 다시 커지게 된 결과로 경부치밀골의 응력이 감소되는 효과가 있는 것이 관찰된다.

Fig. 7에서는 수직하중 50N 조건에서 경부골의 응력관찰점에서 읽은 응력치의 변화추이를 종합하여 나타낸 것이다. 응력 크기에서 큰 차이는 없으나 골/임플란트 계면의 골유착이 진행되어 감에 따라 경부골의 응력도 증가하는 추세임을 보이고 있다. 그러나 응력 크기 자체는 유사한 크기의 Branemark 임플란트<sup>®</sup>나 Frialit-2 임플란트<sup>®</sup>를 대상으로 해석한 선학들의 결과에 비해 상대적으로 작다. 그러나 이는 경부골의 형상이나 폭경의 차이에 기인하는 바가 크기 때문에 임플란트 자체의 우열을 판단하는 기준은 될 수 없다고 생각된다.

본 연구에서는 ITI 임플란트의 임상적 생역학적 특성을 분석하기 위한 노력의 일환으로 골/임플란트 계면에서의 골유착의 정도가 ITI 임플란트의 경부골 응력에 미치는 영향에 대해 조사하였다. ITI solid 임플란트의 기본 모델인 직경 4.1 mm 길이 10 mm의 임플란트가 type II 골질의 6.2 mm 폭경 악골에 식립된 경우에 대해서 골유착이 진행되는 과정을 5단계로 나누어 계면의 물성을 변경시키는 방법으로 골유착의 진행과정을 모사하였으며 경부 피질골의 응력에 미치는 영향과 그 변화추이에 대해 조사하였다. 본 연구에서 얻은 결과의 범위 안에서 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 수직력 50N 하에서 경부 피질골의 응력은 골/임플란트 계면에서의 골유착의 정도에 따라 0.6-1.2 MPa 의 편차를 보였다. 경부골 응력은 임플란트 경부의 피질골 계면과 그 이하의 해면골 계면에서의 물성 차이가 클수록 높아졌다.
2. 수직하중 50N 하에서 경부피질골의 응력은 0.6-1.2 MPa로 동일크기의 수직하중을 받는 비슷한 크기의 타 임플란트 시스템 주위골 응력 3-4MPa에 비하여 현저하게 낮았다. 응력특성은 ITI 임플란트의 형상적 특성의 결과라기보다 악골 폭경과 경부골의 contour의 특성인 것으로 평가된다.
3. 본 연구에서는 골유착이 이루어지는 전체 단계중에 응력의 특이한 집중현상은 관찰되지 않았고 골유착의 정도에 따라 경부 피질골의 응력의 편차가 있지만 그 크기는 골개형에 큰 영향을 주지 않는 수준으로 평가되었다. 따라서 임플란트 식립 직후 보철물을 장착하여 저작력이 작용하더라도 측방하중의 발생을 적절히 억제하면 응력 분배가 발생하지 않을 것으로 추론되었다.

한편, 임플란트 식립 즉시 하중부하에 따른 생역학적 평가를 위해서는 본 연구에서 모델링한 계면골의 골유착 과정에 더하여 임플란트 식립 직후 단계 즉, 골유착 개시 이전 골/임플란트 계면에서 접촉마찰력(press fit)에 의해 고정이 이루어지는 단계에서의 응력해석이 더 필요할 것으로 평가된다.

1. Branemark PI, Breine U, Lindstrom J, Adell R, Hansson BO, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:31-100.
2. LeGeros RZ and Craig RG. Strategies to affect bone remodelling. *J Bone Miner Res* 1993;8:583-593.
3. Chamay A and Tschantz P. Mechanical influences in bone remodelling. Experimental research on Wolff's law. *J Biomech* 1972;5:173-80.
4. Lindquist LW, Rockler B and Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;59:59-63.
5. Eunsu J, Kwanghun J and Cheonghee L. A finite element stress analysis of the bone around implant following cervical bone resorption. *J Korean Academy of Implant Dentistry* 2003;22:38-47.
6. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (edi) : *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago : Quintessence 1985:199-209.
7. NISA II / DISPLAY III User's Manuel, Engineering Mechanics Research Corporation (EMRC).
8. Byounghwa M and Jaeho Y. A study on the stress analysis of three root-form implants with finite element analysis. *J Korean Academy of Implant Dentistry* 1992;12:116-128.
9. Borchers L and Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development.

- J Dent Res 1983;62:155-159.
10. Kinni ME, Hokama SN and Capto AA. Force transfer by osseointegration implant device. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:11-14.
  11. Cook SD, Weinstein AM and Klawitter JJ. A three dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982;61:25-29.
  12. Nicolella DP, Lankford J, Jepsen K, Davy DT. Correlation of physical damage development with microstructure and strain localization in bone. In: Chandran KB, Vendervy R Jr, Hefzy MS (eds) : 1997 Bioengineering Conference. New York : ASME 1997;37:311-312.
  13. Chulsu K, Mansup L, Kuiwon C. Improved stress analyses of dental implant system by homogenization technique. *J Korean Academy of Periodontology* 1997;27:263-290.
  14. Lavernia CJ, Cook SD, Weinstein AM and Klawitter JJ. 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. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1995;10: 99-108.
  17. Papavasiliou G, Kamposiora P and Bayne SC. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;67:633-640.
  18. Chonghun H, HungJae C, Sinyoung J, Seongjoo H, Yongchang C, Chongpyung C, Young K, Inchul R, Myungho K. Studies of osseointegrated implant-models on stress distribution. *J Korean Academy Prosthodontics* 2000;38:526-542.
  19. Doyung P, Cheonghee L and Kwanghun J. Three dimensional stress analysis around osseointegrated Branemark implant system using an axisymmetric modelling approach. *J of Korean Academy of Stomatognathic Function and Occlusion* 2002;18:21-30.
  20. Amtmann E. The distribution of the breaking strength in the femur. *J Biomech* 1968;1:271-277.
  21. Cabrini RL, Gugliemotti MB, Almagro JC. Histomorphometry of initial bone healing around Zirconium implants in rats. *Implant Dent* 1993;2:264-267.
  22. Sahin S, Akagawa Y, Wadamoyo M, Sato Y. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant II: A morphometric evaluation after three months of loading. *J Prosthet Dent* 1996;76:242-252.

---

**Reprint request to:**

**Kwang-Hun Jo**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University  
 Samduck 2-ga, Jung-gu, Daegu, 700-721, Korea  
 khjo@knu.ac.kr

ABSTRACT

FINITE ELEMENT APPROACH TO INVESTIGATE THE INFLUENCE OF THE DESIGN CONFIGURATION OF THE ITI SOLID IMPLANT ON THE BONE STRESSES DURING THE OSSEOINTEGRATION PROCESS

Sang-Bum Cha, D.D.S, M.S.D, Kyu-Bok Lee, D.D.S, M.S.D,

Kwang-Hun Jo, D.D.S, M.S.D, Ph.D

*Major in Prosthodontics*

*Department of Dentistry, Kyungpook National University*

**Statement of problem:** Standard type of ITI solid implant model in the 6.2mm thick jaw bone was axisymmetrically modelled for finite element stress analyses.

**Purpose:** Primary objective was to investigate the influences of the characteristic design configuration of the ITI solid implant model on the bone stress with the course of osseointegration process at the bone/implant interfaces. To simulate the characteristics of the osseointegration process, five different stages of the bone/implant interface model were implemented. As load conditions, vertical load of 50N was taken into consideration. Bone at the cervical region of implant was the areas of concern where the higher level of stress were likely to take place.

**Results:** The results indicated that rather slightly different stress level could be obtained as a function of the osseointegration conditions.

**Conclusion:** Under vertical load, the lower level of stress was observed at the cervical cortical bone in the initial and final stages of osseointegration. Relatively higher stress level, however, was observed during the transitional stages where the osseointegration at the cancellous bone interface were yet to fully develop.

---

**Key words :** ITI solid implant, Osseointegration process, Axisymmetrical model