

임플란트와 경부골이 이루는 각도가 치경부 응력 발생에 미치는 영향

경북대학교 치과대학 치과보철학교실

조성범 · 이규복 · 조광현

I. 서 론

임플란트를 이용한 보철물의 장기적 예후를 보장하기 위해서는 임플란트 지지골과 보철물의 하중 지지 한계 내에서 응력의 적절한 분산이 요구된다. 하지만 임플란트 경부골은 보철물에 작용하는 저작압이 골조직으로 전달되는 기시점으로 응력집중이 생기는 한편, 물리적, 생물학적 자극에 취약한 부위이다. 이전의 많은 생역학적 연구들을 통해 이 부위는 임플란트의 크기나 종류^{1,2)}, 골/임플란트의 계면 조건^{3,4)}, 악골 폭경⁵⁾ 등의 조건과 무관하게 항상 응력집중이 일어나는 것으로 보고되어 왔다. 다른 연구에서는 치조골에 식립되는 임플란트의 각도가 증가할수록 임플란트 경부골의 응력이 증가하는 것을 보였다.⁶⁾ 임상환경에서도 임플란트 실패의 주요 원인이 되는 골흡수는 대부분 경부골에서 기시되므로 임플란트의 생역학적 평가는 경부골 응력에 초점을 두어야 할 것이다.

임플란트의 응력 집중 분산과 골유착의 증진을 위해 임플란트의 외형, 크기, 표면처리 공정 등을 달리 한 수많은 임플란트가 시판되고 있다. 그 중에서 국내외로 비교적 널리 사용되는 제품으로 Straumann사의 ITI 임플란트가 있다.

ITI 임플란트는 SLA 표면처리와 함께 8°의 morse taper의 내부육각구조, 1.2mm pitch, 0.3mm 높이의 나사산이라는 특징을 가지고 있다.

임플란트 경부를 둘러싸는 치밀골판은 하부의 해

면골에 비해 10배 내외 크기의 탄성계수를 갖는 물성적 특성과 임플란트 식립으로 인한 구조의 연속성이 훼손되는 기하학적 특성으로 인해 응력집중을 피할 수 없다. 그러나 경부골의 응력은 임플란트와 골의 형상 및 물성에 의해 결정되는 함수이므로 골과 임플란트 양자의 상호관계에는 응력을 최소화하는 조합이 반드시 존재할 것이므로 이를 찾아서 임상환경에 적용하려는 노력이 필요할 것이다. 이에 따라 본 연구에서는 악골의 치조정 형상이 경부골 응력에 미치는 영향을 조사하였다. 경부골의 기하학적 형상 변수를 ITI 임플란트 장축과 치조정 피질골이 이루는 각도로 설정하고, 그 각도 변화가 경부골 응력분포에 미치는 효과를 조사하였다.

II. 재료 및 방법

1. 축대칭 유한요소 모델 (Axis symmetric FE Modelling)

Fig. 1은 직경 4.1mm, 길이 10mm의 표준형 ITI 임플란트가 식립된 악골 형상에 대한 전형적인 축대칭 유한요소 mesh를 나타내고 있다. 임플란트 장축과 치조정의 치밀골판이 이루는 각도를 45°, 60°, 75°, 90°의 4가지로 분류하여 각각 model 1, model 2, model 3, model 4로 지정하였다(Table I). 각 model 별 유한요소 mesh는 Fig. 2에 나타난다.

임플란트 경부골은 임플란트 장축과 근원심으로는

90° 를 이루며, 협설 방향에서는 경사각을 갖는다. 본 연구에서는 이러한 3차원 형상을 축대칭 모델링에 적절히 반영하기 위해 근원심 방향과 협설 방향의 임의 단면으로부터 가상적인 평균 곡률을 추론하였고, 이를 spline 곡선에 반영하여 굴곡 없이 자연스런 형상이 되도록 모델링하였다. 모든 모델링과 해석에서는 PC용으로 출시된 EMRC사의 상용 code NISA II/Display III를 사용하였다.²¹⁾ 나사 크기가 작은 ITI 임플란트와 3차원 형상의 악골 구조를 응력분포해석에 실제적으로 반영하기 위해서는 3차원 모델링이 필요하겠으나, 축대칭 모델링을 통하여 계산정밀도에 지나친 손실 없이 2차원 문제로 축소시킬 수 있으므로 해석의 부담을 줄일 수 있다.

좁은 폭경의 악골에서 테이퍼 효과에 의한 경부골의 응력감소가 관찰된 것으로 보고한 장¹⁾의 연구를 참조하여, 본 연구의 축대칭 모델에서 악골 폭경은 임플란트 첫 번째 나사부위에서 6.5mm로 하였고, 근첨부로 가면서 약간씩 증가하는 형상으로 모델링하였다.

골질은 치밀골과 해면골의 두께와 밀도에 의해 분류되며, 임플란트 선정시 골질에 합당하도록 임플란트 사양, 식립 위치, 개수를 결정하는 것이 필요하다. 본 연구에서는 Zarb²⁰⁾의 분류 중 type II 골을 가정하였고, 치밀골의 두께는 0.75mm로 설정하였다. 연조직은 그 하중분담률을 무시할 수 있으므로 해석 전반에 걸쳐 모델링에서 제외되었다.

유한요소 Mesh는 NISA II의 NKTP type 34형 solid 요소(4각형 axisymmetric 요소, 요소당 절점수 8개)를 사용하였다. NISA II에서는 solid 요소인 NKTP 34 와 shell 요소인 NKTP 37 요소를 이용하여 축방향 대칭인 2차원 해석은 물론, 유사 3차원 해석(pseudo 3-dimensional analysis)이 가능하다. 이 경우 축대칭 mesh 모델을 사용하여 축방향인 수직 하중과 비축대칭형 하중, 즉 축방하중 굽힘모멘트 등의 하중조건에 대해 해석할 수 있다.^{2,21)}

수치해석의 오차를 감소시키기 위한 방안으로 대부분의 요소에 대해 종횡비(aspect ratio)는 5.0 이내로, 또 요소의 corner 각을 45~135° 범위로 제한하였으나 일부에서 이를 만족하지 못하였다. 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 절감하였다(Fig. 1). 모델별로 차이가 있으나 대체로 각 모델의 mesh에는 2,100개 내외의 요소, 약 6,400개의 절점이 사용되었다.

유한요소 모델링에서 악골은 임플란트 고정체 길이의 1.5배 높이 정도로 모델링에 포함시켰다. 본 연구의 결과에서 관찰되듯이 임플란트 첨단부 주위 골에서의 응력은 크지 않으므로 mesh 모델에서 이 정도의 악골을 포함시키면 충분한 것으로 평가된다.

Table I. Four models representing different contact angles

Model No.	Angles between the alveolar crest bone and the implant
1	45 Deg.
2	60 Deg.
3	75 Deg.
4	90 Deg.

Table II. 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)	-

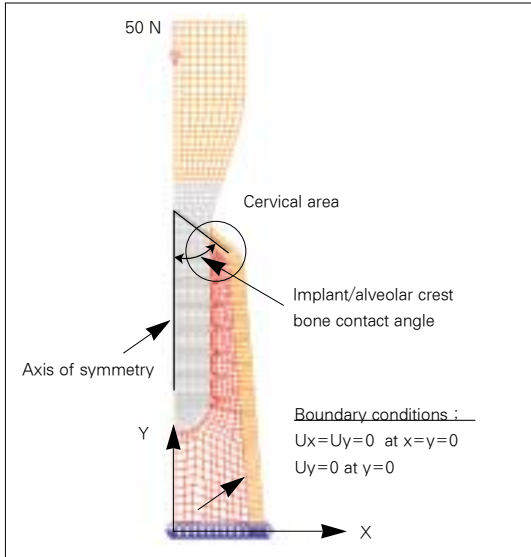


Fig. 1. Coordinate system and typical axisymmetric finite element model of a standard ITI implant subject to 50N vertical load. Soft tissues are not included in the f. e. model. Shape of the cervical bone is modeled according to the angle between the alveolar crest and the implant.

임플란트 경부 피질골에 있어서 반경 약 0.2~0.4mm 내외의 국소적인 응력 집중 부위가 관찰되는데, 이러한 국소적 응력 집중은 실제적인 물리적 현상을 반영하기도 하지만, 선형해석에 의한 오류 (artifact)도 함께 포함된 것이라 볼 수 있다. 따라서 응력집중부위의 응력값은 신뢰성이 떨어지므로, 혼동을 피하기 위해서는 각 모델 간의 상대적인 응력값을 정성적으로 비교하거나, 혹은 과도한 응력집중 부위에서 약간 떨어진 위치, 즉 선형 모델링에 의한 오차발생이 작은 부위의 응력값을 사용하는 것이 바람직할 것이다. 이에 따라 본 연구에서는 응력 평가를 위해 골/임플란트 계면으로부터 약 0.4mm 떨어진 피질골판의 중심점을 응력관찰점(stress monitoring point)으로 사용하였다.

2. 재료 물성치 (Material properties)

골은 2~30% 내외의 유기질 성분을 포함하고 있으므로 점탄성, 비선형적인 물성을 가진다. 일반적으로 등방 균질성으로 가정되고 있는 바와 달리^{18,19)} 골

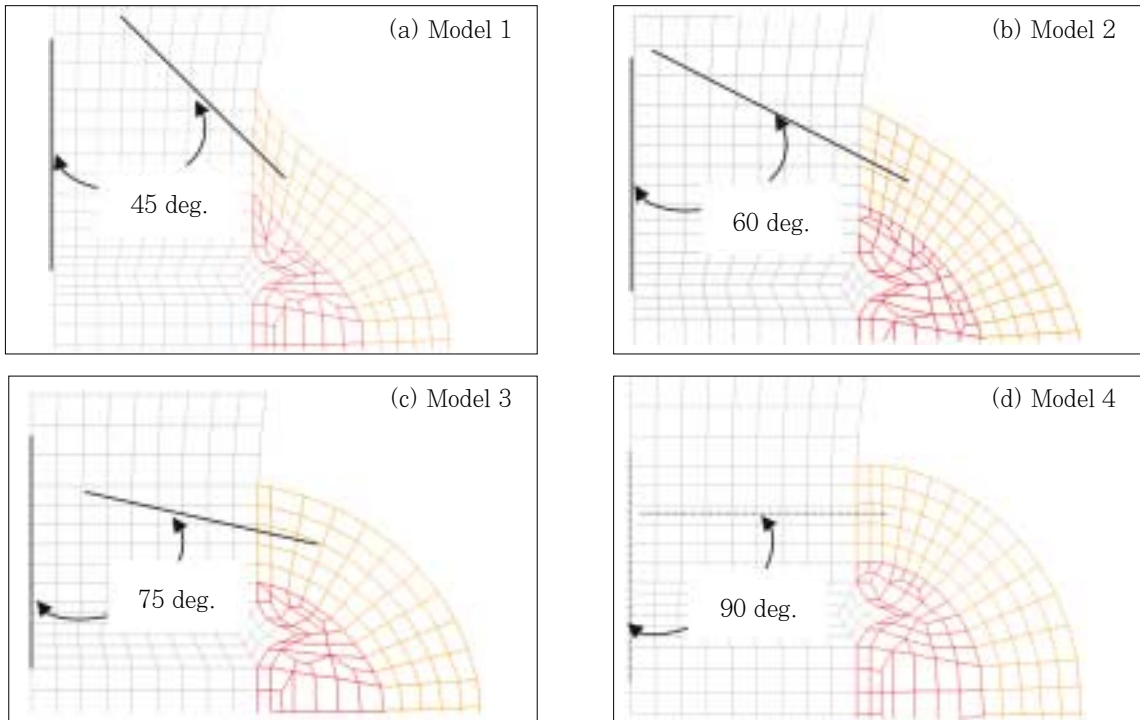


Fig. 2. Finite element meshes of the cervical area of four models.

조직, 특히 임플란트 주위의 골조직은 비등방성 특성을 가질 것으로 보이는데, 이는 골의 재형성(remodelling) 과정이 응력에 영향을 받기 때문이다. 역학적으로 중요한 임플란트와 계면을 형성하는 골의 경우, 그 물성은 방향성을 가짐과 동시에 또한 비균질성을 갖는다. 이와 관련, Asaoka 등⁷⁾은 골의 이방성 물성을 고려하여 유한요소해석을 수행한 결과 등방성 모델링의 경우보다 골응력이 대단히 증가하는 것을 보고하였고, Nicoletta 등⁸⁾은 평균스트레인(nominal strain) 0.15% 인 골조직 내에서도 그 미세구조(micro-structure) 수준에서는 3% 이상의 스트레인이 생길 수 있음을 발표하여 골의 비균질 특성을 수치적으로 보고하였다. 골의 흡수 또는 재형성이 micron 단위의 미세 영역에서 발생하는 것을 감안하면 골의 이러한 적응반응에 대한 정량적인 예측을 위해서는 골의 비등방, 비균질 특성이 유한요소 모델링에 적용되어야 할 것이다. 하지만 골의 포괄적인 물성에 대한 실험적 측정이 사실상 불가능하고 정량적인 물성치 데이터가 아직 문헌에 보고되지 않고 있어 현재로서는 불가피하게 골물성치 데이터로 가정치를 사용할 수밖에 없다. 이러한 단순화가 응력해석결과에 미치는 영향과 오차 정도는 알 수 없으나, 경부골 응력 결과치에 미치는 영향은 크지 않을 것으로 판단된다. Table II에는 여러 선행들의 자료를 참조하여 본 연구에서 사용한 골 및 금속재료의 물성치를 나타내고 있다.

3. 하중 및 경계조건

단일 임플란트의 경우에는 대합치로부터의 저작하중이 그대로 임플란트에 전달되고, 또한 교합점의 설정이 적절한 경우 협설 방향의 측방력이나 굽힘모멘트가 배제된 수직력만이 작용하는 것으로 가정할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 임플란트 장축에 평행한 수직하중 50N을 하중조건으로 설정하였다. 상용저작하중(occlusal load at normal masticatory function)이 15~50N임을 감안하면⁹⁾, 이보다 큰 하중조건에 대해 해석한 사례도 있으나^{10,11,19)} 수직하중 50N은 특별한 경우를 제외하고 장기간 동안의 반복저작하중으로는 최대치라 간주할 수 있다. 임플란트 치축에 평행한 수직력이 임플란트 중심부에 작용한

다면 이것을 축대칭형 하중으로 모델링할 수 있다.

Fig. 1의 축대칭 유한요소 mesh 모델에 보이는 바와 같이 수직하중을 치관의 중앙점에서 약 1.5mm 떨어진 위치에 부여하였다. 변위경계조건으로 y축이 기저면을 지나는 중심 절점 위치에서는 $U_x=U_y=0$, 그 외의 절점에서는 $U_y=0$ 의 조건을 부여함으로써 악골의 기저면이 고정된 것으로 모사하였다.

ITI 임플란트는 SLA 기법으로 골/임플란트 계면에서의 거칠기와 표면적을 증가시키는 것으로 골유착의 초기안정을 도모하고 있다. 이 경우 골/임플란트 계면의 기계적 결합(mechanical interlocking)이 잘 이루어지고, 응력전달이 마찰에 의한 소실 없이 완전히 일어나는 것으로 가정하여도 무리가 없을 것으로 사료되어, 본 연구에서는 골/임플란트 계면에서 미끄러짐이 없는 완전결합을 이루는 것으로 가정하였다.

III. 성 적

Fig. 3~6은 수직하중 50N의 조건하에 발생하는 임플란트 주위골의 응력 해석 결과를 나타낸 것이다. 각 Fig.의 (a)는 50N 수직하중 하에서의 전체 모델의 응력분포이며, (b)는 응력 집중이 관찰되는 경부골 주위를 확대시켜 나타낸 것이다. 응력은 최대 압축응력을 나타내는 제 3 주응력(principal stress III)으로, 본 연구에서는 이를 골응력의 평가를 위한 기준으로 사용하였다.

응력관찰점에서 측정된 model 1, model 2, model 3, model 4에서의 응력값은 각각 1.43Mpa, 1.48Mpa, 1.42Mpa, 1.40Mpa로 나타났다.

Fig. 7에서는 Fig. 3~6까지의 응력 결과를 직접 비교하여 나타내었다. 각 응력값은 각 모델의 응력관찰점(stress reading point)에서 계산된 응력을 Display III의 stress band에서 읽은 값이다.

IV. 고 찰

임플란트 주위골의 응력은 임플란트의 장기적 성공률에 영향을 미칠 수 있으며, 경부 치밀골에서 가장 큰 응력이 유도되는 것은 과거의 생역학적 연구

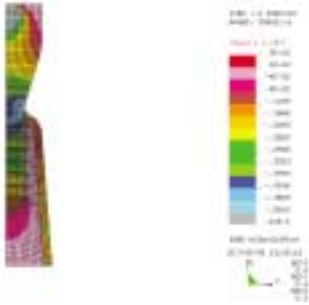


Fig. 3(a). Maximum compressive stresses in Model 1 (Implant/alveolar crest bone contact angle: 45 Deg.).

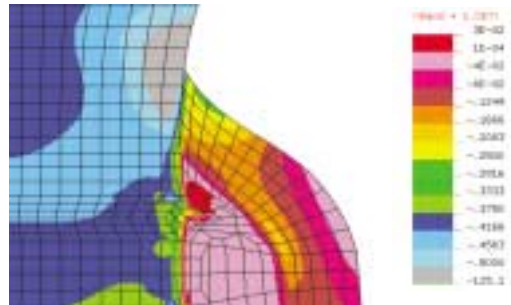


Fig. 3(b). Magnification of the cervical area shown in Fig. 3(a).

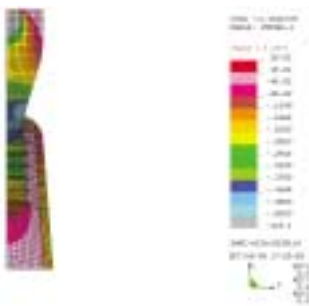


Fig. 4(a). Maximum compressive stresses in Model 2 (Implant/alveolar crest bone contact angle: 60 Deg.).

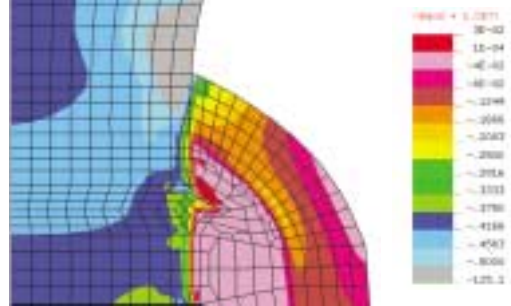


Fig. 4(b). Magnification of the cervical area shown in Fig. 4(a).

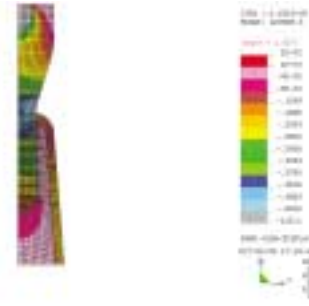


Fig. 5(a). Maximum compressive stresses in Model 3 (Implant/alveolar crest bone contact angle: 75 Deg.).

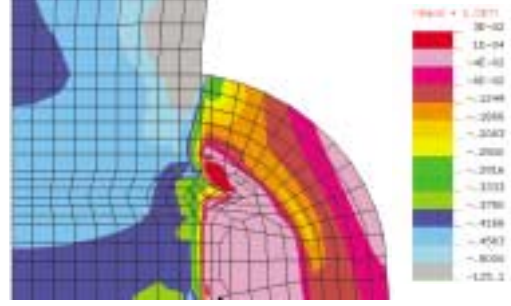


Fig. 5(b). Magnification of the cervical area shown in Fig. 5(a).

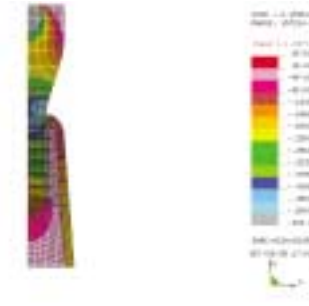


Fig. 6(a). Maximum compressive stresses in Model 4 (Implant/alveolar crest bone contact angle: 90 Deg.).

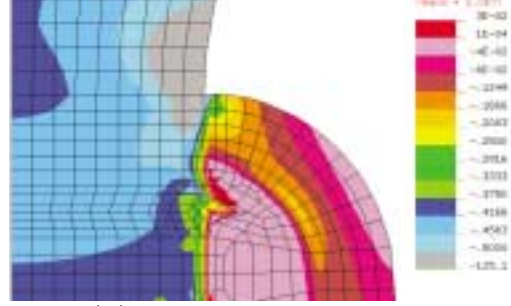


Fig. 6(b). Magnification of the cervical area shown in Fig. 6(a).

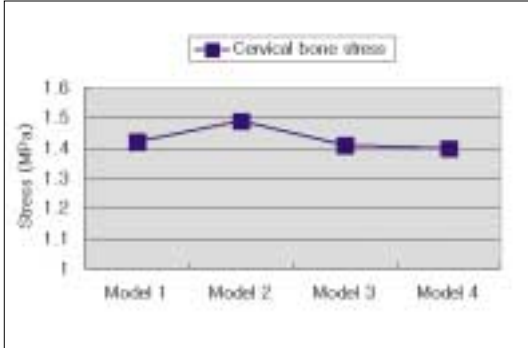


Fig. 7. Stress at the cervical cortical bone. Four models are based on the implant/ alveolar crest bone contact angles (Model 1: 45deg., Model 2: 60deg., Model 3: 75deg., Model 4: 90deg.).

를 통해 밝혀진 주지의 사실이다. 그러나 경부골의 응력과 골조직의 구체적인 반응에 대해 정립된 이론이 아직 없으며, 어느 정도의 크기(threshold)와 빈도가 임플란트의 실패를 초래하는가를 밝혀내기 위해서는 아직도 많은 연구가 필요할 것이다. 현재로서는 골응력, 특히 경부골의 응력이 가능한 낮게 유도되는 생역학적 조건을 찾아내는 것이 필요하고 이를 임상에 응용할 수 있는 것이 중요할 것이다.

경부골 응력의 감소를 위해서는 일차적으로 임플란트의 표면적을 크게 하는 것이 바람직하며, 그 일환으로 해부학적 환경이 허용하는 범위에서 가급적 길고 직경이 큰 임플란트를 사용하는 것이 요망된다. 특히 직경이 크면, 임플란트 면적 증대로 인한 산술적인 응력 감소의 효과가 있다.⁵⁾

임플란트 경부골에서의 반복적인 응력집중과 그로 인한 골의 소실은 임플란트의 소재와 형상 설계와 관계가 깊다. 장¹⁾은 악골 폭경의 변화에 따른 경부골 응력의 변화추이를 조사하여 악골 형상, 특히 악골의 테이퍼 효과가 경부골 응력크기에 영향을 많이 줄 수 있음을 보고하였다. ITI 임플란트는 실린더 형상으로 자체의 테이퍼가 없으나, 악골 폭경에 적합한 크기의 임플란트를 선정함으로써 임플란트 식립 이후의 악골 테이퍼 효과를 활용할 수 있다.

수직 하중의 크기 조건으로는 50N 정도가 적절한 것으로 보인다. Richter¹²⁾는 특수하게 제작된 load cell을 구치부위에 식립된 임플란트 상부에 장착하여

하중을 구강내에서 직접 측정하였으며, 소구치나 구치부에 식립된 임플란트 모두 clenching시 50N의 하중이 작용하는 것으로 보고하고 있다. 이에 앞서 Anderson^{13,14)}은 자연치에 작용하는 저작력이 대체로 15~50N의 범위 내에 있다고 하였다. 측방력이 작용하면 굽힘모멘트가 유도되어 골응력이 증가되므로 수직력에 비해 더욱 큰 위해 요인이 될 수 있다. 박²⁾은 Brånemark 형 임플란트 주위골의 응력해석을 통하여 측방력의 경우, 같은 크기의 수직력에 비해 5~20배까지 응력을 증가시킬 수 있음을 보였다. 그러나 임플란트 식립 방향을 최적화하고 적절한 교합 설정을 통해 과도한 측방력이 작용하는 것을 예방할 수 있으므로 수직하중 조건에 대한 해석결과도 중요한 평가기준이 될 수 있다. Amtmann¹⁵⁾에 따르면 임플란트 주위골의 장기적 거동에 미치는 영향은 하중의 크기보다 반복빈도가 중요하고, 측방력 작용 가능성을 최소한으로 억제하여 그 작용 빈도를 낮출 수 있으므로 응력의 평가를 측방향의 수직하중 조건 위주로 해석하는 것이 타당한 것으로 사료된다.

본 연구에서는 경부골의 기하학적 형상 변수를 임플란트 장축과 치조정 피질골이 이루는 각도로 설정하고, 그 각도 변화가 경부골 응력분포에 미치는 효과를 조사하였다. 악골 폭경을 6.5mm로 설정하여, 직경 4.1mm의 standard형 ITI 임플란트 주위골에 테이퍼 효과가 발생하도록 하고, 이 경우 치조정의 형상이 경부골 응력분포에 미치는 영향을 분석하기 위하여 임플란트와 치조정 피질골과의 접촉각 크기에 따라 4가지 모델로 구분하여 응력해석을 수행하였다.

수직하중 조건하에서 임플란트 주위 전역에서의 응력분포를 나타낸 Fig. 3~6의 (a)에서 볼 수 있는 바와 같이 경부골의 형상에 무관하게 경부골 반경 약 0.2~0.4mm 내에 응력이 극히 집중되어 있는 형상을 관찰할 수 있다. 이 부위를 확대한 Fig. 3~6의 (b)와 Fig. 7에서 보는 바와 같이 경부골 형상 차이가 응력값에 미치는 영향이 사실상 없음을 알 수 있다. 임플란트의 제원과 응력관찰점의 위치 차이로 단순 비교할 수는 없지만 응력값이 약 1.5MPa 이하로 타 연구에서 보고한 값들보다 많이 낮은 것을 알 수 있다.^{1,5)} 이러한 응력감소 효과는 경부골의 응력에 집중이 있기는 하지만 경부골 폭경이 6.5mm로 작아 이

에 따른 테이퍼 효과가 더욱 중요하게 작용하게 된 것으로 추론된다. 장¹⁾은 악골 폭경이 좁아질수록 경부골의 테이퍼 효과가 현저히 나타나며, 이는 임플란트에서 골조직으로의 하중전달이 점진적으로 일어나기 때문이라고 하였다.

응력에 대한 악골의 반응과 관련하여 신뢰성이 인정되는 측정결과가 아직 보고되지 않고 있으나 Hassler 등¹⁷⁾이 토끼실험을 통해 얻은 데이터를 참조하면 골침착을 억제할 수 있는 압축응력은 3~4MPa이다. 이를 감안하면 수직력 50N 하에서는 경부 치밀골의 퇴축은 일어나지 않을 것으로 예상할 수 있다. 그러나 임플란트에는 수직력 외에도 측방력이 작용할 수 있고, 이 경우 수직력에서 보다 5~20배의 응력이 발생할 수 있으며 이는 골의 재형성을 억제하고 흡수를 조장할 수 있는 충분한 크기의 응력이 될 수 있다.

V. 결 론

악골의 외형이 임플란트 주위 골응력에 미치는 영향을 포괄적으로 분석하기 위한 연구의 일환으로, 본 연구에서는 직경 4.1mm 표준형 ITI 임플란트가 식립된 주변 치조정 형상이 이 부위의 응력에 미치는 영향을 조사하였다. 경부골의 기하학적 형상 변수를 임플란트 장축과 치조정 피질골이 이루는 각도로 설정하고, 그 각도가 45°, 60°, 75° 및 90° 를 가지는 4가지 경우에 대하여 유한요소해석을 수행하였다. 본 연구에서 얻은 결과의 범위 안에서 아래와 같은 결론을 도출하였다.

- 50N의 수직력 하에서 임플란트 장축과 치조정 피질골이 이루는 각도와 무관하게 항상 경부골의 응력은 반경 0.2~0.4mm의 경부 피질골에서 집중되었다.
- 경부 피질골에서의 응력수준은 임플란트 장축과 치조정 피질골이 이루는 각도 변화와 무관하게 1.4~1.5MPa의 일정한 범위 내에 있었다.

한편 이상의 결론은 축대칭 모델링 기법에 의한 오차를 내포하는 해석결과이므로 향후 보다 정확한 3차원 모델링을 통해 확인할 필요가 있을 것이다.

참고문헌

1. Chang JM. Finite Element Approach to Investigate the Influence of the Jaw Bone Dimension on the Stresses Around the Root Analogue Dental Implant. MD thesis Department of Dentistry, Kyungpook Nat Univ 2004.
2. Park DY, Lee CH, Jo KH. Three dimensional Stress Analysis Around Osseointegrated Brånemark Implant System Using An Axisymmetric Modelling Approach. J Korean Academy of Stomatognathic Function and Occlusion 2002;18:21-30.
3. Lee JW, Lee CH, Jo KH. Finite element analysis of the stress distribution with load transfer characteristic of the implant/bone interface. J Korean Academy Implant Dentistry 2003;22:48-56.
4. Lee SH, Jo KH. Stress analysis with nonlinear modelling of the load transfer characteristic across the osseointegration interfaces of dental implant. J Korean Academy Prosthet 2004;42:267-79.
5. Kum YJ. Finite Element Analysis of the Influences of the Implant Diameter on the Cortical Bone Stresses. J Korean Academy Oral Maxillofac Implantology 2005;9:42-63.
6. Lee JH, Kim CW, Kim YS. A comparison of load transfer in screw-and cement-retained implant fixed partial denture design. J Korean Academy Prosthet 2001; 39:125-45.
7. Asaoka K, Kuwayama N, Okuno O, Miura I. Mechanical properties and biomechanical compatibility of porous titanium for dental implants. J Biomed Mater Res 1985 Jul-Aug;19(6):699-713.
8. 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 (edi) : 1997 Bioengineering Conference, New York : ASME, 1997;37:311-2.
9. Papavasiliou G, Kamposiora P, 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(6): 633-40.
 10. Lennart Möllerstern, Paul Lockowandt and Lars-Åke Lindén. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro rest. *J Prosthet Dent* 1997;78(6):582-91.
 11. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63(6):671-6.
 12. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 Jan-Feb;10(1):99-108.
 13. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. I. *J Dent Res* 1956;35:664-70.
 14. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. II. *J Dent Res* 1956;35:671-3.
 15. Amtmann E. The distribution of the breaking strength in the femur. *J Biomech* 1968;1:271-7.
 16. Kinni ME, Hokama SN, Capto AA. Force transfer by osseointegration implant device. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2(1):11-4.
 17. Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD, Clark LC. Quantification of bone stresses during remodelling. *J Biomech* 1980;13: 185-90.
 18. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982;61:25-9.
 19. Han Chonghun, Chun HungJae, Jung Sinyoung, Hei Seongjoo, Choi Yongchang, Chun Chongpyung, Ku Young, Rue Inchul, Kim Myungho. Studies of osseointegrated implant-models on stress distribution. *J Korean Academy Prosthet* 2000;38(4):526-42.
 20. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds) : *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*, Chicago. Quintessence 1985:199-209.
 21. NISA II / DISPLAY III User's Manuel, Engineering Mechanics Research Corporation (EMRC).

Reprint request to:

Sung-Bum Cho, D.D.S., M.S.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University
50 Samduk-dong, Jung-gu, Daegu, 700-721, Korea

ABSTRACT

AN EVALUATION OF ANGLES BETWEEN THE ALVEOLAR CREST BONE AND THE IMPLANT EFFECT ON THE IMPLANT CRESTAL AREA INDUCED STRESSES USING A FINITE ELEMENT METHOD

Sung-Bum Cho, D.D.S., M.S., Kyu-Bok Lee, D.D.S., M.S.,
Kwang-Hun Jo, D.D.S., M.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University

Statement of problem: Main consideration was given to the stresses at the site of implant entry into the cortical bone at the alveolar crest. As a suspectible factor affecting the occurrence of stress concentrations, the contact angle between the implant and the alveolar crest bone was addressed.

Purpose: The purpose of this study is to evaluate angles between the alveolar crest bone and the implant effect on the implant crestal area induced stresses using a finite element method.

Material and methods: Cylindrically shaped, standard size ITI implants entering into alveolar crest with four different contact angles of 0, 15, 30, and 45 deg. with the long axis of the implant were axisymmetrically modelled. Alterations of stresses around the implants were computed and compared at the cervical cortical bone.

Results and conclusion: The results demonstrated that regardless of the difference of the implant/alveolar crest bone contact angles, stress concentration occurred at the cervical bone and the angle differences led to insignificant variations in stress level.

Key words : Cortical bone contour, ITI implant, Axisymmetric modelling