- 대한치과턱관절기능교합학회지 22권 1호, 2006 -

악골폭경이 치근형 임플란트 인접골에서의 응력에 미치는 영향에 대한 유한요소해석적 연구

경북대학교 치과대학 보철학 교실

장지만 · 이규복 · 이청희 · 조광헌

Ⅰ. 서 론

매식된 임플란트가 구강내에서 지속적으로 기능하기 위해서는 식립 전후 각 시술단계를 걸쳐 여러 유관요소들에 대해 세심한 분석과 관리가 필요하며, 그 중요한 인자들로는 시술시의 임상술식, 임플란트 몸체 및 그 표면처리 기법, 저작계의 생역학적 특성과 관련한 상부 보철물의 설계, 환자 구강내의 생물학적 조건 등이 있다. 이러한 여러 인자들 중 임플란트 보철물 하중전달계의 생역학적 특성이 임플란트의 성공률 제고와 관련된 연구의 주요 주제가 되고 있는데, 이는 임플란트의 하중 지지기능을 유지하는데 있어서 가장 중요한 골의 거동과 직결된 인자가 응력이기 때문이다.[1-5)]

응력은 임플란트 인접골, 특히 경부골의 퇴축을 초래할 수 있다.[4-6)] 임플란트 고정체의 상부에 지대주와 보철물이 장착되어 임플란트가 하중을 지탱함에 따라 그 주위 골조직에는 다양한 응력장이 유도되며 이러한 기능적 또는 비기능적인 하중에 의한 응력의 크기와 빈도에 따라 골조직의 반응 양상이 달라질 수 있다.

치주인대가 있는 자연치와는 달리 결체 조직의 중간 개재 없이 임플란트와 골조직이 골유착되어 직접 접촉되어 있는 여건에서 임플란트 경부의 응력 집중은 피할 수 없다. 임플란트와 치조정의 치밀골이 만나는 부위인 경부 치밀골은 보철물로 부터 오는 하중이 가장 먼저 골조직으로 전달되는 부위이며 경부골의 생리학적 적응단계를 거치지 않은 초기의 임플란트의 경우 임플란트와 경부의 치밀골은 수직을 이루며 만나고 있어 응력 집중이 현저히 커진다. 이에 따라 이 부위에서의 응력집중으로 인한 과도한 응력은 골소실의 직접적인 원인이 된다. 특히 구강환경에 비교적 용이하게 노출되는 경부에서 미생물의 침착으로 인한 임플란트 주위염이 응력의 효과와 중첩되는 경우 골의 소실은 더욱 파괴적으로 가속화될 수도 있다.[7,8)]

임플란트 매식 환경의 기하학적 형태와 그 물성치의 차이로 인해 현재로서는 경부골에서의 응력집중 현상을 극적으로 해소하는 방안은 없어 보인다. 그러나 골응력 감소를 목적으로 임플란트의 형상설계, 소재 및 그 표면처리기법의 개선을 위한 노력이 꾸준히 진행되어 왔으며 그 중 상업적으로 성공을 거두고 있는 형상 중 하나가 Friadent사의 치근형 임플란트 모델이다. 치근형 임플란트는 자연치 치근의 삼차원적인 형상을 모방, 고정체 외형이 치관 쪽에서 굵고 치근단쪽으로 갈수록 단계적으로(stepwise) 가늘어지는 계단 원통형의 기본형상을 갖고 있다. 생역학적 관점에서 이러한 치근형 형상은 고정체가 연속적으로 가늘어지는 일반적인 고정체 형상에 비해 쐐기효과를 방지하는 한편 골 응력의 집중이 일어나는 경부에서 임플란트와 골 계면의 접촉면적을 증가시킴으로써 응력을 거시적으로 완화시키는 것을 목적으로 하고 있으며 유한요소해석이나 강도실험을 통한 최근의 연구결과는 이를 뒷받침하고 있다.[9,10)]

임상에서는 악골조건이 허용하는 범위 안에 최대 크기의 임플란트를 식립함으로써 응력 감소를 기대할 수 있다. 임플란트의 길이나 직경을 증가시킴으로써 임플란트와 골의 접촉면적을 가능한 한 증대시키는 것에 의해 그 만큼 응력을 감소시킬 수 있으며 이는 임상에서 활용할 수 있는 거의 유일한 방안이라 할 수 있다. 그러나 임플란트 크기의 증가는 악골의 형상과 해부학적 여건에 따라 제한될 수 밖에 없고, 또한 큰 임플란트의 식립시에는 골의 삭제량 역시 많아지는 등 응력의 증가요인도 될 수 있으므로 식립시의 기하학적 조건에 따라 응력의 관점에서 면밀한 분석이 필요할 것으로 보인다. 악골의 폭경은 임플란트 식립 위치에서 근원심 방향의 허용공간과 더불어 식립 가능한 직경의 임플란트를 결정하는 중요한 기하학적 제약인자가 되며, 특히 치조정 부위의 폭경과 윤곽(contour)은 임플란트 주위 경부골의 형상에 영향을 주어 응력분포에 미치는 영향이 클 것으로 보인다. 또 임플란트에 측방하중이 작용할 경우 경부골 외에도 기저골에 굽힘 응력이 작용하게 되는데, 이 경우 응력의 분포는 골의 폭경에 의해 영향을 받게 된다. 악골 폭경은 임플란트 주위의 골응력 분포에 직접적인 영향을 미치며 그 경향은 임상에 있어 중요한 고려사항이 될 것으로 보인다. 이에 따라 본 연구에서는 축대칭 유한요소 모델링을 이용하여 4.5mm 직경의 Frialit-2 임플란트가 식립된 악골의 폭경이 임플란트 인접골과 기저골에 유도하는 응력의 변화추이에 대해 분석하였다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 축대칭 유한요소 모델 (Axis symmetric FE Modelling)

직경 4.5mm, 길이 15mm의 임플란트 고정체가 식립된 악골 형상을 2차원 축대칭으로 모델링하였다(Fig. 1). 악골의 폭경은 최소 8mm부터 최대 13mm까지의 네 가지를 대상으로 하였다(Fig. 2).

Zarb는 임플란트 주위 골조직의 형태를 치밀골의 두께에 따라 네 가지 type으로 분류하였고 본 연구에서는 그 중 type II를 가정하였다. 치밀골의 두께는 0.75mm로 하였고, 임플란트와 골 계면 부위의 골조직은 경부를 제외하고는 모두 해면골로 이루어진다고 가정하였다. 성공적인 임플란트 계면주위에서 치밀골이 방사선적으로 관찰되기도 하지만 임플란트 나선부 계면의 응력이 높지 않고 그 분포가 비교적 균일하므로 계면 골조직을 해면골만 존재하는 것으로 가정하여도 응력분포에 미치는 영향은 크지 않을 것이다. 연조직의 경우 그 하중 분담률을 무시할 수 있으므로 해석 전반에 걸쳐 모델링에서 제외하였다.

모든 모델링과 해석에서는 PC용으로 출시된 EMRC사의 상용 code NISA II/Display III를 사용하였다. 치근형 임플란트, 특히 미세한 나사를 가진 임플란트와 그 주위골의 구조를 3차원적으로 정밀히 모델링하여 안정적으로 해석하기 위해서는 Engineering Work Station급의 하드웨어가 소요될 것이 보이나, 축대칭 모델링을 통하여 계산 정밀도에 지나친 손실 없이 2차원 문제로 축소시킬 수 있으므로 해석의 부담을 크게 줄일 수 있다. 한편, 임플란트를 2차원의 축대칭 형상으로 모델링하는 과정에서 3차원적인 고정체 나사를 2차원적 톱니(serrate)형으로 단순화시켰는데, 이는 응력 해석의 신뢰도에 큰 영향을 주지 않는다.

Mesh 모델은 NKTP type 34형 solid 요소(4각형 축대칭 요소, 요소당 절점수 8개)를 사용하였는데, NISA II에서는 solid 요소인 NKTP 34와 shell 요소인 NKTP 37 요소를 이용하여 축방향 대칭인 2차원 해석은 물론, 유사 3차원 해석을 할 수 있도록 하고 있다. 이 경우 축대칭 mesh 모델을 사용하여 축방향인 수직하중과 비축대칭형 하중, 즉 측방하중 굽힘모멘트 등의 하중조건에 대해 해석할 수 있다.[11,12]

수치해석의 오차를 감소시키기 위한 방안으로 대부분의 요소에 대해 종횡비는 5.0 이내로, 또 요소의 corner 각을 45~135범위로 제한하였으나 응력치가 중요하지 않은 부위에서 일부 이를 만족하지 못하였다. 응력의 변화가 비교적 급격할 것으로 예상되는 나사산 주위와 고정체의 첨

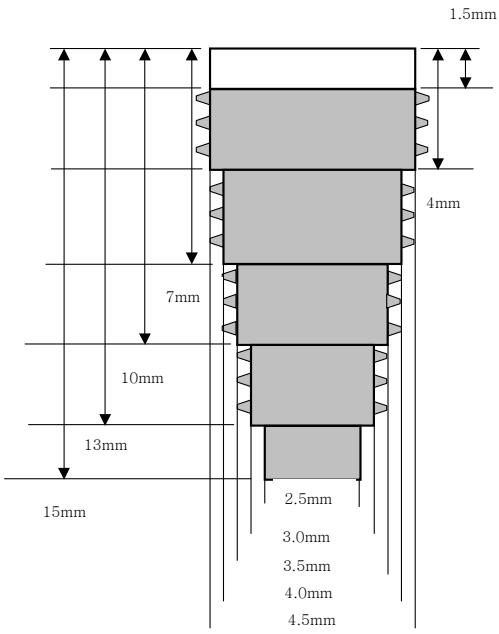


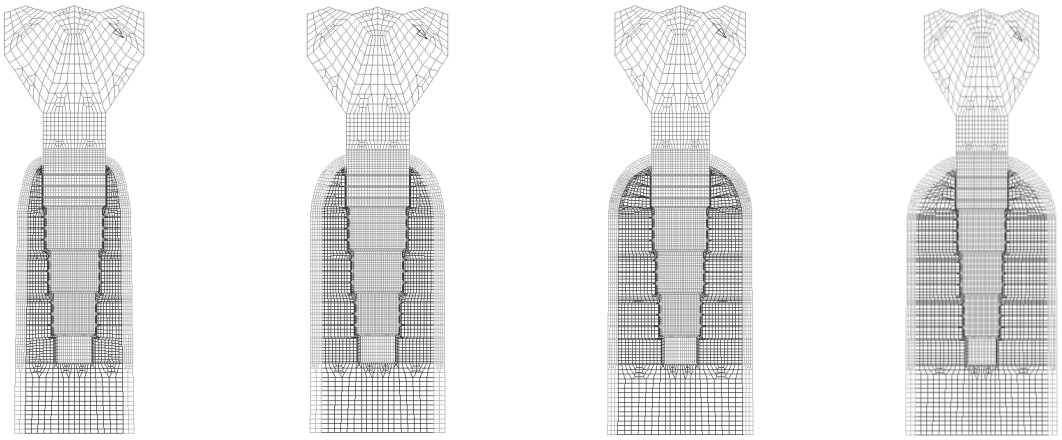
Fig. 1. Shape and dimensions for the Synchro type Frialit-2 implant D=4.5 mm, L=15mm

단부에서는 비교적 세분화된 mesh를 사용하였고, 응력의 변화가 비교적 완만할 것으로 예상되는 부위에서는 큰(coarse) mesh를 사용하여 계산량을 절감하고자 하였다(Fig. 2). 직경변화에 따라 차이가 있으나 대체로 각각의 mesh 모델에는 4000개 내외의 요소, 약 10000여개의 절점이 사용되었다.

유한요소 모델링에서 악골은 임플란트 고정체 길이의 1.5배 높이 정도를 모델링에 포함시켰다.

2. 재료 물성치

골은 2~30% 내외의 유기질 성분을 포함하고 있으므로 점탄성, 비선형적인 물성을 가진다. 또 일반적으로 등방 균질성으로 가정되고 있는 바와 달리[13-15] 골조직, 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 방향성



(a)bone thickness:8 mm (b)bone thickness:9.5 mm (c)bone thickness:11 mm (d)bone thickness:13 mm

Fig. 2. Schematic diagram for the cross sections of the several jaw with implants of diameter 4.5mm placed. Regardless of the thickness of the jaws, cortical bones are assumed of 0.8mm thickness unequivocally.

Table 1. 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 4)	95	0.3		-

을 가짐과 동시에 또한 비균질성을 갖는다. 이와 관련, Nicolella 등은 평균 변형률 0.15%인 골조직 내에서도 그 미세구조 수준에서는 3% 이상의 변형이 생길 수 있음을 발표하여 골의 비균질 특성을 수치적으로 보고하였다.[16] 골의 흡수 또는 재형성이 micron 단위의 미세 영역에서 발생하는 것을 감안하면, 응력에 대한 골의 이러한 적응반응에 대한 정량적인 예측을 위해서는 골의 비등방, 비균질 특성이 유한요소 모델링에 적용되어야 할 것이다. 그러나 골의 포괄적인 물성에 대한 실험적 측정이 사실상 불가능하고 정량적인 물성치 데이터는 아직 문헌에 보고되지 않고 있어 골의 물성치 데이타로는 불가피하게 가정치를 사용할 수밖에 없었다. 현재까지의 모든 수치해석 연구에서 골의 물성을 등방성, 선형 탄성적인 것으로 가정하였다. 골의 적응반응 예측에 있어서 이러한 골물성의 단순화로 인한 오차 정도는 알 수 없으나 해석 오차에 미치는 영향이 크지는 않을 것으로 판단된다. Lavernia 등[17]은 골을 균질체로 가정하여도 응력분포특성 결과에 별다른 영향이 없음을 보고한 바 있고 Borchers 등[8]은 등방균질을 가정하여 해석한 응력분포가 실험적으로 측정한 Rieger[18]의 결과와 유사함을 보고한 바 있다. 여러 선학들의 자료를 참조하여 본 연구에서 사용한 골 및 금속재료의 물성치를 나타내었다(Table 1). 금과 타이타늄에 대한 강도 및 항복응력 데이타는 본 연구에서 사용되지 않았다.

3. 하중조건 – 축대칭 및 비축대칭 하중

골응력의 크기를 해석하고 그 크기를 생리적 허용범위 이내로 억제시키기 위해서는 일차적으로 각개 임플란트에 전달되어 오는 하중의 크기를 바르게 예측하여야 한다. 단일 임플란트의 경우에서는 대합치로부터의 저작하중이 그대로 임플란트에 전달되고, 또한 교합점의 설정이 적절할 경우 협설 방향의 측방력이나 굽힘모멘트가 배제된 수직력만이 작용하는 것으로 가정할 수 있다. 그러나 두 개 이상의 지대주를 갖는 고정성 가공의치 형태의 수복물일 경우에는 각 임플란트가 분담하는 하중의 크기는 단순한 정역학적인 계산으로 산출할 수 없고 이 경우 각각의 임플란트에는 수직력외에도 측방력이나 경사력 및 모멘트가 유도되며 유한요소해석 등의 수치해석적인 방법을 활용하여야 하므로 그 계산이 복잡해진다. 그러나 본 연구에서는 임플란트 길이변화가 응력에 미치는 일반적 효과를 조사하기 위해서 수직하중 50N과 측방하중 20N 및 치축과 ^{o}45를 갖는 경사하중 50N의 세 가지 하중조건을 설정하였다. 상용저작하중이 15～50N임을 감안하면[7], 이보다 더 큰 하중조건에 대해 해석한 사례도 있으나[19-21], 단일 임플란트의 경우 수직하중 50N은 특별한 경우를 제외하면 장기간 동안의 반복저작하중으로는 최대치라 간주할 수 있다. 임플란트 치축에 평행한 수직력이 임플란트 중심부에 작용한다면 이는 축대칭형 하중으

로 모델링할 수 있다.

측방 하중은 저작력이 치축에 대해 경사각을 이루는 경우에 발생할 수 있는데, 이 경우에는 하중조건을 비축대칭 조건으로 모델링하여야 한다. 측방력은 그 위해의 정도가 크므로 임플란트 주위골의 응력해석에서 주의가 요구되는 하중요소이다. 이와 관련 박[12]은 Brånemark형 임플란트 주위골의 응력해석을 통하여 측방력의 경우 같은 크기의 수직력에 비해 약 20배 내외의 응력을 발생시킨다고 하였다. 본 연구에서 채택한 측방하중 20N은 50N의 저작력이 임플란트 축에 20~25내외로 경사진 경우, 임플란트가 경사지게 식립되는 경우, 또는 하악 편위운동의 경우에 생길 수 있다.

NISA II의 유한요소모델에서 NKTP 34 요소를 사용하는 경우 축대칭인 수직하중이나 비축대칭인 측방 하중 모두 harmonic 함수인 Fourier 급수를 이용하여 부여할 수 있다. 즉 임의의 측방 하중 Fx를 전개하면 아래와 같이 나타낼 수 있다.[11]

$$F_x = a_0 + \sum_{n=0}^{N} F_{xn} \cos n\Theta + \sum_{n=1}^{N} F_{xn} \sin n\Theta$$

여기서 Θ는 x축에서 기시하여 y축을 회전축으로 한 원주각을 나타낸다(Fig. 2). x축에 평행한 측방 하중은 cos항만을 사용하여 나타낼 수 있다. 이 경우 위 식에서의 상수항 a0=0, N=1, cos항의 계수 Fxn=1, sin항의 계수는 0으로 표시된다.

한편, y축에 평행한 축대칭 하중의 경우에는 위 식에서 첨자 x대신 y로 치환하여 표시할 수 있다. 즉, 축대칭하중에서는 상수항 a0=1이 되고 cos 및 sin항들의 계수 Fyn은 모두 0이 된다. 또, 경사하중은 수직하중과 측방하중을 같은 크기로 부여함으로써 모사할 수 있다.

축대칭 유한요소 mesh 모델에서 수직하중 및 측방하중은 모두 치관의 중앙점에서 약 1.5mm 떨어진 위치에 부여하였다(Fig. 2).

변위경계조건으로는 y축이 기저면을 지나는 중심 절점 위치에서는 Ux=Uy=0, 그 외의 절점에서는 Uy=0의 조건을 부여함으로써 악골의 기저면이 고정된 것으로 모사하였다.

Ⅲ. 연구성적

임플란트 경부골에서의 반복적인 응력집중과 결과적인 골의 소실은 임플란트의 소재, 형상 설계와 관계가 깊다. Frialit-2 임플란트는 고정체 외형이 치관 쪽에서 굵고 치근단 쪽으로 갈수록 단계적으로 가늘어지는 계단 원통형의 기본구조에 나사산을 부여하는 방식에 따라 모델이 다시 세분되고 있다. 나사산이 없는 Stepped cylinder형, 각 step에서 독립적으로 나사산이 있는 Stepped screw형, 각 계단에서 나사산의 피치 간격을 상호 조율한 Synchro형 등 3가지의 기본 형상이 있는데 고정체와 상부의 지대주는 내부육각방식으로 연결되고 있다. 이러한 독특한 설계 형상으로 인해 임플란트 도입 초기에 개발되어서 현재 상대적으로 오랜 임상적용기간을 가진 Brånemark형 임플란트에 비해 응력의 측면에서 장점이 있는 것으로 보고되고 있다.

임플란트에 있어서 측방하중이나 모멘트가 작용하면 수직하중의 경우보다 골조직에 더 큰 응

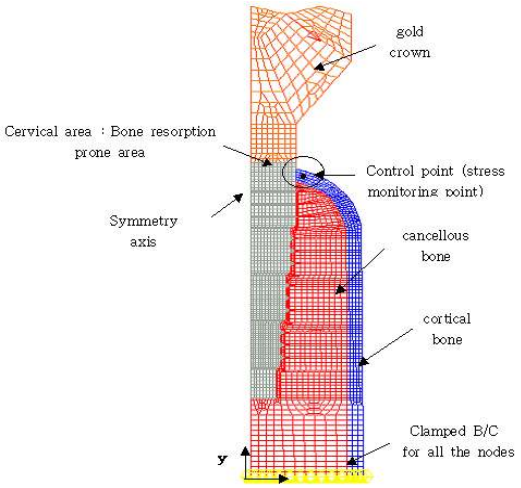


Fig. 3. Axis system and a typical axisymmetric finite element mesh model. (Frialit-2 Synchro D5.5/L15 dental implant and surrounding bones) Soft tissues are not included in the F.E. modeling for convenience and clarity.

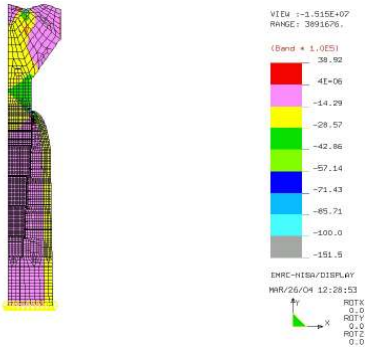


Fig. 4(a). Stress distribution around the D4.5/L 15 model placed in the jaw bone of 8mm thick subject to a vertical load of 50N at the top of the crown.

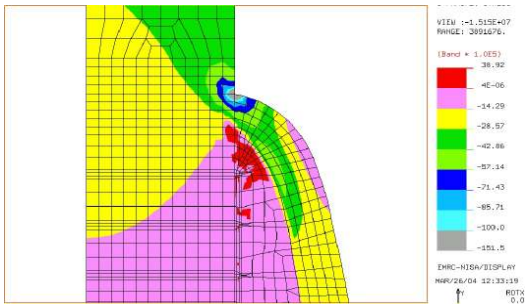


Fig. 4(b). Magnification of the cervical area in Fig. 4(a).
Max. compressive stress : −3.8Mpa

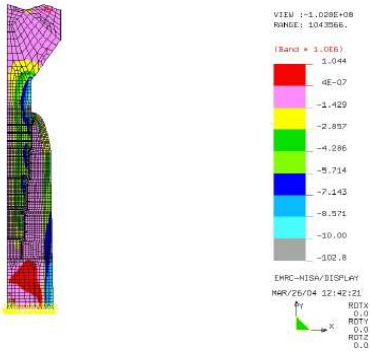


Fig. 4(c). Stress distribution around the D4.5/L 15 model placed in the jaw bone of 8mm thick subject to a lateral load of 20N at the top of the crown.

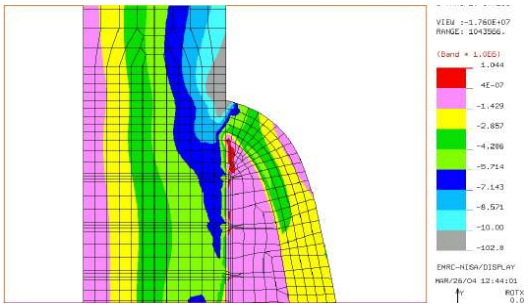


Fig. 4(d). Magnification of the cervical area in Fig. 4(c).
Max. compressive stress : −3.6 MPa

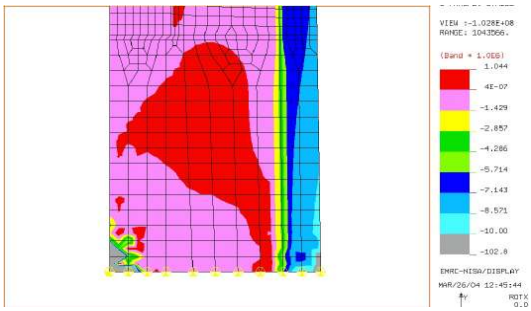


Fig. 4(e). Magnification of the apical area in Fig. 4(c).
Max. compressive stress : −9 Mpa

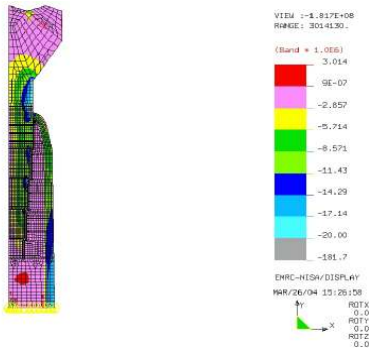


Fig. 4(f). Stress distribution around the D4.5/L15 model placed in the jaw bone of 8mm thick subject to an oblique load of 50N at the top of the crown.

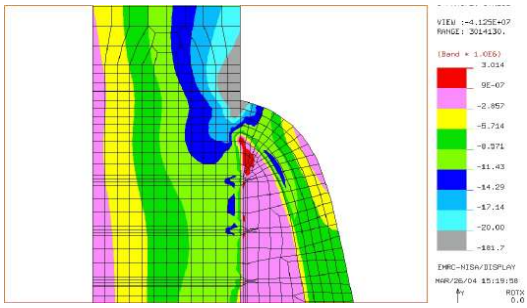


Fig. 4(g). Magnification of the cervical area in Fig. 4(f).
Max. compressive stress :−8.7 Mpa

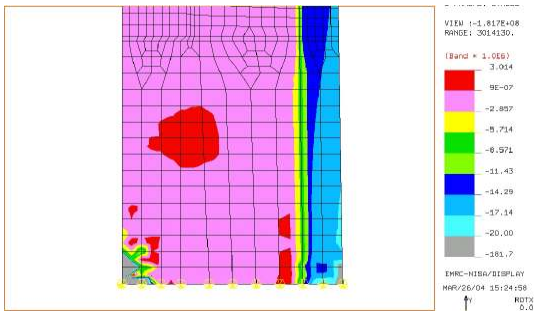


Fig. 4(h). Magnification of the apical area in Fig. 4(c).
Max. compressive stress : −18 Mpa

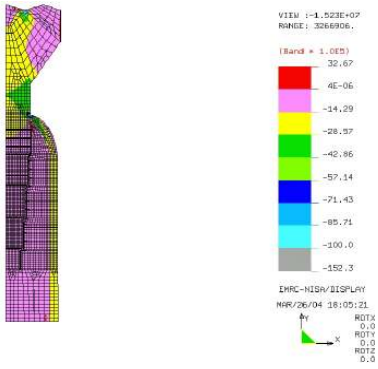


Fig. 5(a). Stress distribution around the D4.5/L 15 model placed in the jaw bone of 9.5mm thick subject to a vertical load of 50N at the top of the crown.

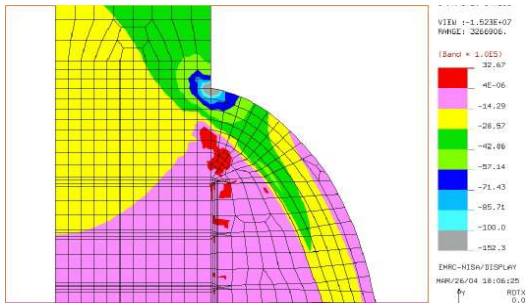


Fig. 5(b). Magnification of the cervical area in Fig. 5(a).
Max. compressive stress: −4.1 Mpa

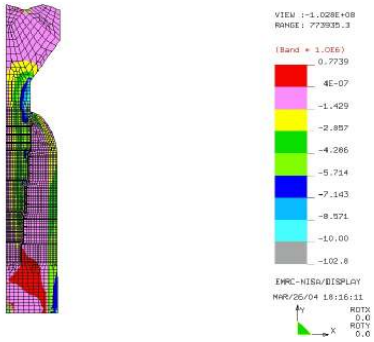


Fig. 5(c). Stress distribution around the D4.5/ L15 model placed in the jaw bone of 9.5mm thick subject to a lateral load of 20N at the top of the crown.

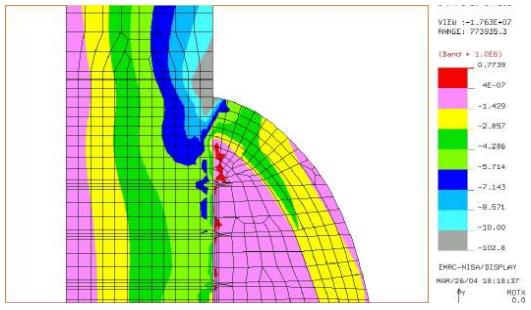


Fig. 5(d). Magnification of the cervical area in Fig. 5(c).
Max. compressive stress : −3.5 Mpa,

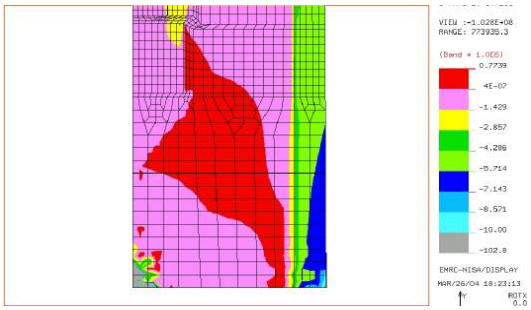


Fig. 5(e). Magnification of the apical area in Fig. 5(c).
Max. compressive stress: −7 Mpa

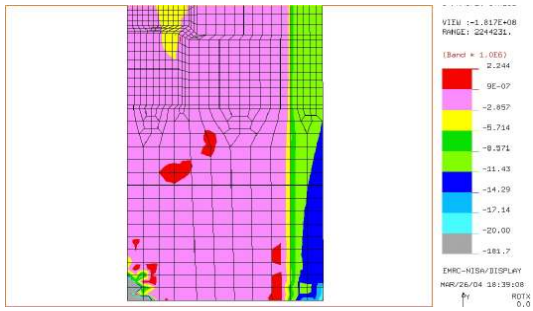


Fig. 5(h). Magnification of the cervical area in Fig. 5(f).
Max. compressive stress : −14 Mpa

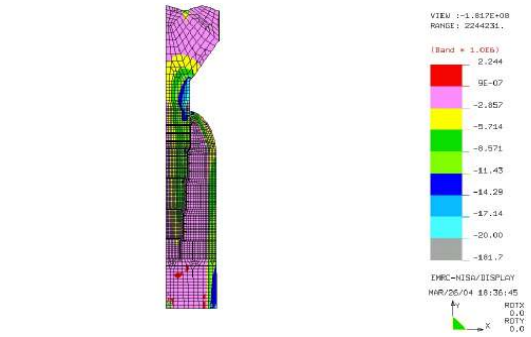


Fig. 5(f). Stress distribution around the D4.5/L 15 model placed in the jaw bone of 9.5mm thick subject to an oblique load of 50N at the top of the crown.

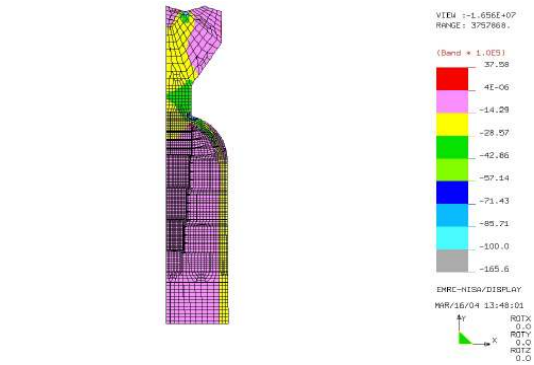


Fig. 6(a). Stress distribution around the D4.5/ L15 model placed in the jaw bone of 11mm thick subject to a vertical load of 50N at the top of the crown.

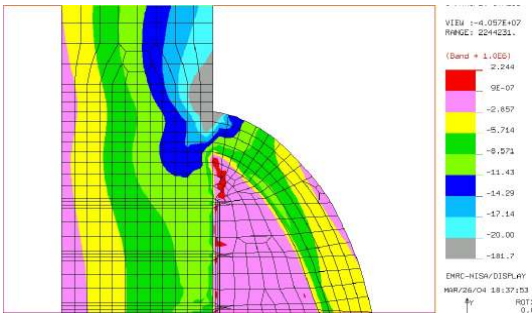


Fig. 5(g). Magnification of the cervical area in Fig. 5(f).
Max. compressive stress :−9 MPa

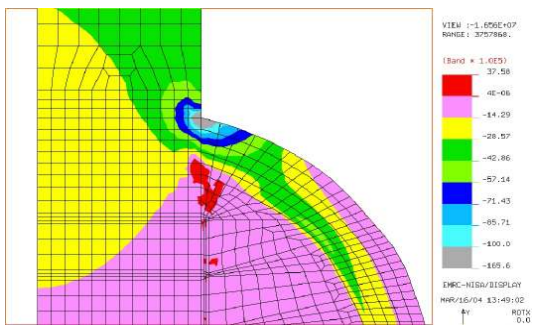


Fig. 6(b). Magnification of the cervical area in Fig. 6(a).
Max. compressive stress: −4.15 MPa

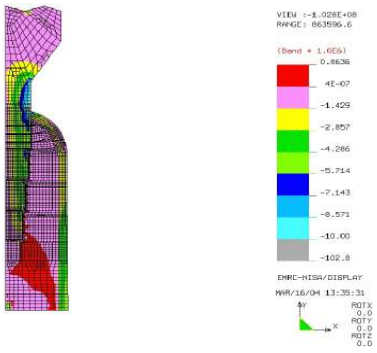


Fig. 6(c). Stress distribution around the D4.5/L15 model placed in the jaw bone of 11mm thick subject to a lateral load of 20N at the top of the crown

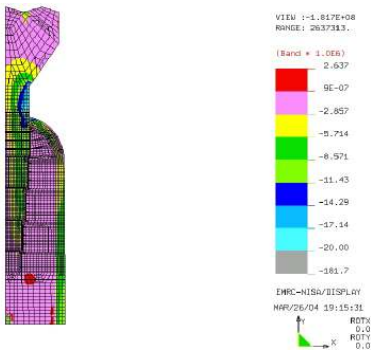


Fig. 6(f). Stress distribution around the D4.5/L15 model placed in the jaw bone of 11mm thick subject to an oblique load of 50N at the top of the crown.

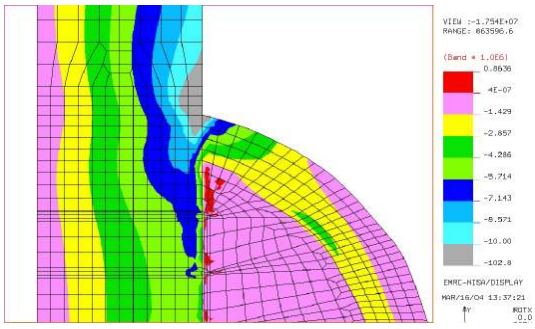


Fig. 6(d). Magnification of the cervical area in Fig. 6(c).
Max. compressive stress : −3.3 MPa

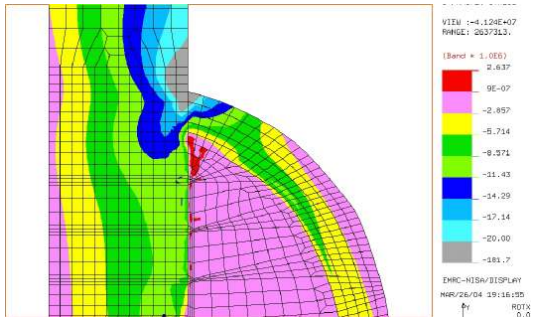


Fig. 6(g). Magnification of the cervical area in Fig. 6(f).
Max. compressive stress :−9 MPa

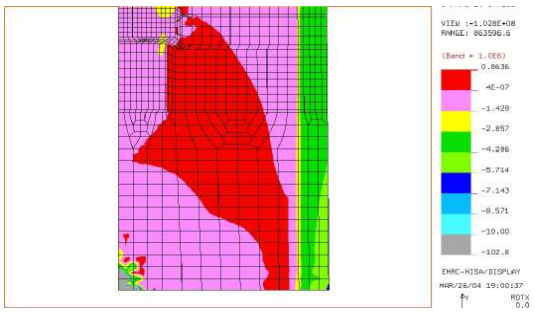


Fig. 6(e). Magnification of the apical area in Fig. 6(c).
Max. compressive stress: −4.8 Mpa



Fig. 6(h). Magnification of the cervical area in Fig. 6(f).
Max. compressive stress :−9.5 MPa

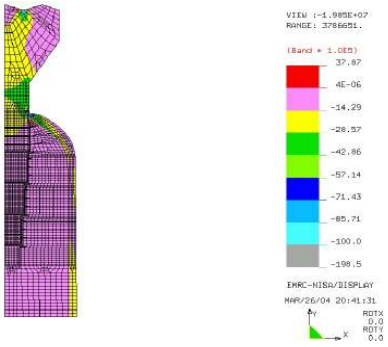


Fig. 7(a). Stress distribution around the D4.5/L 15 model placed in the jaw bone of 13mm thick subject to a vertical load of 50N at the top of the crown.

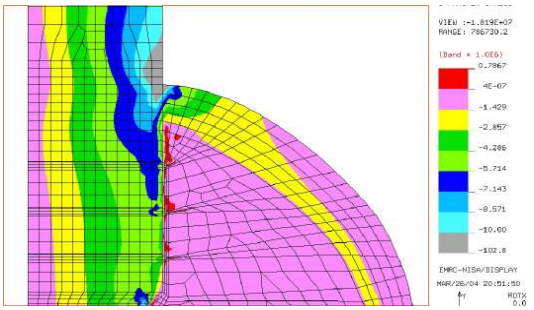


Fig. 7(d). Magnification of the cervical area in Fig. 7(c).
Max. compressive stress : −3.25 Mpa

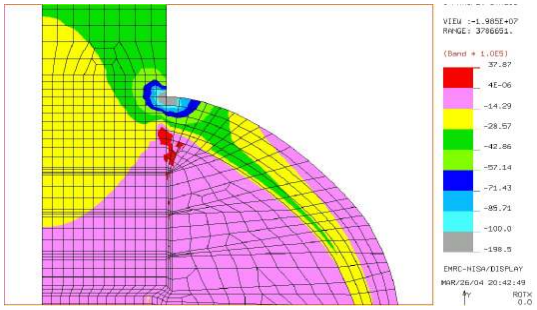


Fig. 7(b). Magnification of the cervical area in Fig. 7(a).
Max. compressive stress: −4.5 Mpa (cf: at base=−2.1 Mpa)

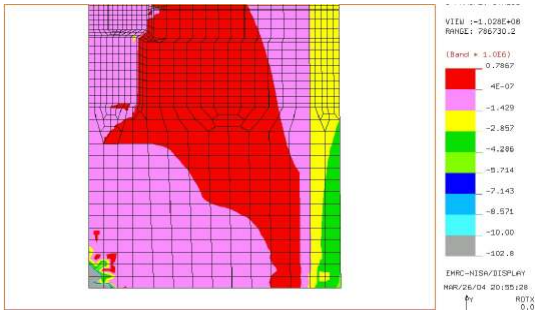


Fig. 7(e). Magnification of the cervical area in Fig. 7(c).
Max. compressive stress : −3.5 Mpa

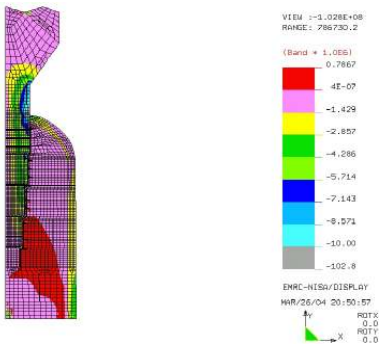


Fig. 7(c). Stress distribution around the D4.5/ L15 model placed in the jaw bone of 13mm thick subject to a lateral load of 20N at the top of the crown

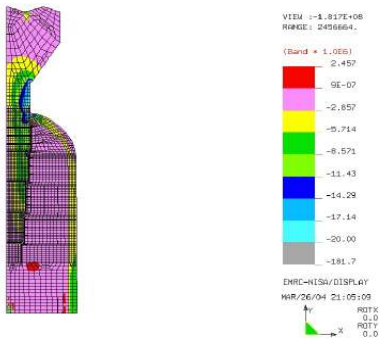


Fig. 7(f). Stress distribution around the D4.5/ L15 model placed in the jaw bone of 13mm thick subject to an oblique load of 50N at the top of the crown

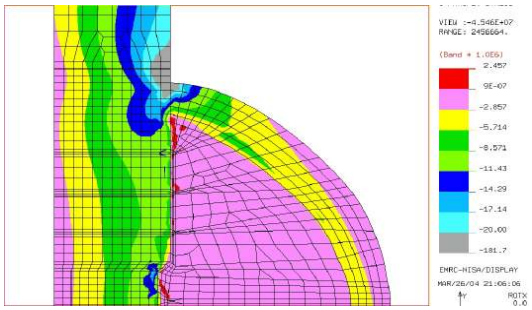


Fig. 7(g). Magnification of the cervical area in Fig. 7(f).
Max. compressive stress :−9 Mpa



Fig. 7(h). Magnification of the cervical area in Fig. 7(f).
Max. compressive stress :−6.5 MPa

력을 발생시키므로 이들에 유의할 필요가 있다. 박[12]은 Brånemark형 임플란트에 대한 유한요소 해석을 통해 100N의 수직하중은 골조직의 침착을 억제할 수 있는 3~4MPa의 응력을 치조골의 상단부에 초래하여 치조골의 장기적인 퇴축을 초래하는 원인인자로 작용할 수 있다고 하였으며 한편 측방 하중 25N은 7~8MPa의 응력을 발생시켜 같은 크기의 수직하중에 비해 8배 정도의 응력을 발생시킬 수 있음을 보였다. 임플란트에 굽힘 모멘트가 직접 작용하는 경우는 고정성 가공의치형의 상부 보철물이 있을 때이다.

구강조건의 범위 내에서 임플란트 식립각을 최적화하고 보철물의 적절한 교합 조정을 통해 측방 하중의 크기를 감소시키는 등 과도한 크기의 측방하중이 반복 작용하는 것을 일부분 예방할 수 있다. 이같이 등 악습관이 없고 저작시에 측방하중의 빈도가 높지 않다면 임플란트 주위골의 장기적 거동과 관련한 평가를 위해서는 축대칭형의 수직하중 조건을 위주로 해석을 수행하는 것이 더 용이할 것으로 보인다. 그러나 측방력이나 경사력은 골조직에 큰 응력을 유발하여 위해작용을 할 수 있으므로 주의하여야 하며 측방력이나 경사력의 경우 구조의 관성능률의 차이가 응력분포에 영향을 줄 것으로 예상되므로 수직하중의 경우보다 임플란트의 형상에 더 밀접하게 영향을 받을 수 있다.

골의 폭경이 8, 9.5, 11, 13mm인 경우에 대한 응력해석 결과를 Display III의 contour plot를 이용하여 나타내었다. (a),(b)는 수직하중 조건, (c),(d),(e)는 측방 하중조건, (f),(g),(h)는 경사력 조건에 대한 결과이다(Fig. 4~7).

모든 응력은 제 3 주응력으로 최대 압축 응력을 나타낸 것이며 치조골 소실과 가장 관련이 깊은 응력으로 생각되는 요소이다. 여러 선행 연구들에서는 응력평가를 위해 von Mises 응력을 채택하여 관찰하고 있다. 그러나 Tresca 응력과 더불어 von Mises 응력은 소성변형을 하는 금속재료의 항복조건 산출시 주로 사용되는바 전단응력에 기초한 등가응력으로 골의 거동에 대한 기준이 될 수 있음을 입증한 연구결과가 없다. 반면, 압축 또는 인장 등 수직 응력이 골 흡수에 관계됨을 보이는 결과들이 보고되고 있고[22-24], 교정 분야 등에서 압축응력에 의한 골의 흡수와 인장응력에 의한 골형성 관계가 치아이동에 임상적으로 응용되고 있으므로, 본 연구에서는 최대 압축응력을 나타내는 제 3 주응력을 응력해석 결과에 대한 평가치로 삼았다.

임플란트 경부의 피질골에 있어서 반경 약 0.2~0.3mm 내외로 응력이 매우 국소적으로 집중된 부위가 관찰된다. 이 부위에서 응력 집중은 응력이 실제로 여기에 집중되는 물리적 현상을 반영하기도 하지만, 물성치에 대한 선형화 가정에 의해 응력해석 결과는 실제의 응력 집중량보다 더욱 과장되어 나타난다. 즉 Fig.에서 보는 임플란트 경부의 응력집중에는 피질골의 탄성계수를 선형으로 단순화하여 단일값을 사용함에 따른

해석상의 오류(artifact)도 함께 포함된 것이다. 편의를 위해 단순화시킨 해석기법에 의해 유발되는 오류는 재료 물성의 선형화 가정 외에도 임플란트와 골 연결부의 기하학적 형상에 대한 단순화에 의해 생길 수 있다.

각 모델에서 임플란트가 골과 만나며 이루는 각도가 90에 가깝고 그 곡률 반경이 거의 0이므로 유한요소해석의 과정상 심각한 기하학적인 문제가 여기에서 생긴다(Fig. 1). 이런 문제점은 여기에 mesh를 세분화하는 방안으로는 해결될 수 없다. 이러한 실제보다 과도한 응력집중 현상을 방지하기 위해서는 정확한 비선형적 물성치를 사용하여야 할 것이며, 또한 경부 주위의 골의 기하학적 형상에 대한 보다 사실에 근접한 모델링이 필요할 것이다.

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 오차발생이 작은 부위의 응력값을 사용하는 것이 바람직할 것이다. 이에 따라 본 연구에서는 응력 평가를 위해 임플란트 계면으로부터 약 0.5mm 떨어진 피질골판의 중심점을 응력관찰점으로 하였다.

각 하중 조건하에서 악골폭경변화에 따른 응력해석 결과치를 각각 비교하였다(Fig. 8, 9, 10).

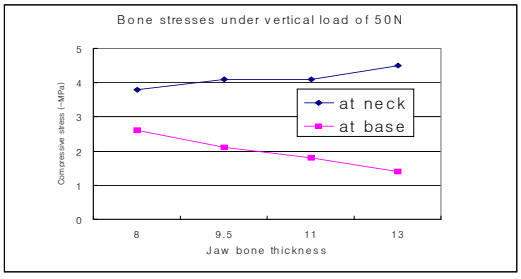


Fig. 8. Comparison of stress results under the vertical load of 50N as a function of the iaw bone thickness.

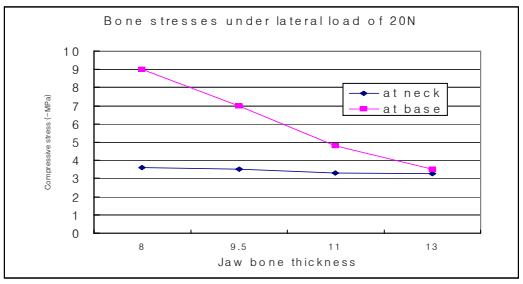


Fig. 9 Comparison of bone stress results under the lateral load of 20N as a function of the iaw bone thickness.

Ⅳ. 총괄 및 고안

골응력이 임플란트의 장기적 성공률에 영향을 미칠 수 있음은 지난 30여년간의 임상적, 생역학적 연구를 통해 밝혀진 사실이나, 응력과 골조직의 구체적인 반응에 관련해서 정교한 이론이 아직 정립된 것은 아니다. 따라서 어떠한 응력요소가 어느 정도의 크기와 빈도 수준에서 골의 파괴적 적응을 초래하는가 하는 문제를 밝히기 위해 골응력 해석의 결과를 임플란트 수명예측과 상부 보철물 설계에 대한 정량적인 지침으로 활용하기 위해서는 향후 보다 포괄적이고 적극적인 연구가 필요할 것으로 보인다.

본 연구에서는 구강의 임플란트 식립 조건이 응력에 미치는 영향을 개괄적으로 분석하기 위한 연구의 일환으로 다수의 선행 연구에서 무시되어 온 악골의 폭경 차이에 의한 효과를 조사해 보았다. 치근형 임플란트의 기본형인 직경

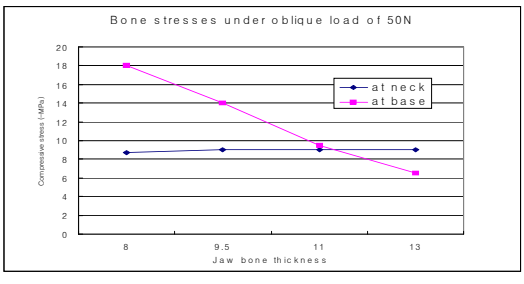


Fig. 10. Comparison of bone stress results under the oblique load of 20N as a function of the iaw bone thickness.

4.5mm, 길이 15mm의 임플란트를 식립할 때 악골의 폭경이 각각 8, 9.5, 11, 13mm인 경우에 대해 모델링 하였고 이 때 외력 조건으로는 수직력 50N, 경사력 50N, 측방력 20N의 경우를 설정하였다.

임상에서 직경 4.5mm의 임플란트가 식립되는 경우, 악골의 폭경은 특히 경부골에서 8mm 이상이 되는 경우보다는 그 이하가 되는 경우가 많다고 할 수 있다. 그러나 악골 폭경 8mm 이하 경우에서는 응력 해석의 실제적인 대상부위인 임플란트 경부골에서 골의 잔존 두께가 1mm 이내로 얇은 테이퍼 영역이 길어지게 되는데(Fig. 2(a)), 골의 테이퍼 형상은 응력 분포 특성에 큰 영향을 미칠 수 있다. 또한 폭경 8mm 이하 악골에서는 치근 방향의 테이퍼를 갖는 임플란트 경부골의 임상적 형상을 근사하게 모델링에 반영하기 어려운 측면도 있다. 따라서 본 연구에서는 임플란트 경부골의 3차원적 형상효과가 응력 분포에 주는 영향을 가급적 배제하고 경부골의 형상 모델링에 대한 어려움을 피하기 위해 8mm 이상 폭경의 악골을 연구 대상으로 하였다. 본 연구에서는 경부골의 테이퍼 형상은 DISPLAY III의 spline 기능을 사용하여 모델링하였다.

수직하중 조건하에서 임플란트 주위 전역에서의 응력분포를 나타내어 보면 특히 경부골에서 응력이 집중되는 것을 관찰할 수 있다(Fig. 4(a)). 또한 경부 주위골에서의 응력을 확대하여 관찰해보면 경부골 반경 약 0.3～0.4mm 내에 응력이 극히 집중되어 있는 형상을 보여준다(Fig. 4(b)). 이러한 응력의 집중은 향후 일어날 국부적인 골의 흡수 영역을 정성적으로 나타내는 것으로 볼 수 있다.

측방력 20N 하중조건에서의 응력 분포를 각각 전영역, 경부골, 임플란트 근단 부위의 피질골에 대해 나타냈을 경우에 수직력과는 달리 임플란트 주위골에 굽힘모멘트가 발생되므로 경부골에서는 물론 측방의 피질골에서도 큰 응력이 유도된다(Fig. 4(c),(d),(e)). 축대칭 모델에서 이러한 굽힘 응력은 골의 높이가 커질수록 증가되지만, 이는 모델링 기법에 따른 오류가 포함된 것으로 3차원 구조를 갖는 실제의 악골 조건에서는 이전의 분포와는 달라질 것이다. 그러나 Fig. 4(c),(d),(e)의 응력은 악골 폭경에 따른 응력의 차이를 정성적으로 상대평가하는데 있어서는 유용하게 활용할 수 있을 것으로 판단된다. 응력은 임플란트 경부골에서도 집중되지만 그 범위는 매우 국부적으로 제한되어 있으며 응력 관찰점에서는 3.6MPa 정도의 응력이 유도되는데 비해 측방의 피질골에서의 응력은 넓은 범위에서 9MPa 내외의 높은 응력이 발생하는 것을 볼 수 있다(Fig. 4(c),(d),(e)). 이를 단순히 해석하면 8mm 내외의 좁은 악골에서 측방력 하에서는 측방 피질골이 취약부위라는 것을 시사하는 것으로 이해할 수 있다. 그러나 피질골의 최대압축강도는 140MPa 이상이다(Table 1). 또한 L. Borchers 등[8]이 주장하는 생리적 허용 응력이 25MPa 정도인 것을 감안하면 측방력이 반복 빈도가 낮은 정하중 형태로 작용한다면 악골의 강도는 충분한 것으로 평가될 수 있다.

경사력 50N 조건에 대한 결과를 보면 임플란트가 이상적으로 식립되고 또한 교합조정이 적절히 이루어진 상황이라면 임플란트 보철물의 치관에 상용 수직 교합력의 크기에 해당하는 50N의 경사각이 작용하는 경우는 흔하지 않다는 것을 보여준다(Fig. 4(f),(g),(h)). 그러나 악골의 조건에 따라 임플란트의 식립각이 교합력과 협설 방향 및 근원심 방향의 경사를 가질 수 있으므로 임상적으로는 경사각 45°를 갖는 경우를 완전히 배제할 수 없을 것으로 보인다. 이 경우 경부 및 측방 피질골의 응력은 대단히 높은 수준이라 여겨진다. Hassler 등[23]에 의하면 토끼의 경우 골조직의 침착을 억제할 수 있는 압축응력 수준은 3-4MPa이다. 인체의 골조직에 대한 신뢰성이 인정되는 측정결과가 아직 없으므로 본 연구에서 인체 골조직의 경우 토끼의 경우와 유사한 생리적 허용 응력 수준을 갖는다고 가정한다면 축대칭 모델링에 의한 오류가 의심되는 측방 피질골의 경우를 논외로 하더라도 경부골의 응력 8.7MPa는 골의 재형성을 억제하고 흡수를 조장할 수 있는 충분한 크기의 응력이다.

Fig. 5와 Fig. 6, Fig. 7은 악골 폭경이 각각 9.5, 11, 13mm인 경우에 대한 결과로 응력 크기에 차

이가 있으나 대체로 악골 폭경 8mm의 경우와 유사한 결과를 보여준다.

수직력하에서 경부골의 응력은 악골 폭경이 증가할수록 감소하지 않고 역으로 커지는 경향을 보여준다(Fig. 8). 이는 전술한 바 경부골의 테이퍼 효과로 악골 폭경이 좁아질수록 경부골의 테이퍼가 현저하여 임플란트로부터 골조직으로의 하중전달이 점진적으로 일어나기 때문인 것으로 이해된다. 특히 Fig. 2에서 보는바와 같이 경부골의 테이퍼 효과가 거의 없는 악골의 폭경 13mm의 경우에는 경부골의 응력집중효과가 현저히 커지는 것을 알 수 있다.

측방력 20N 조건에서 악골의 폭경변화에 따른 응력해석 결과를 나타내었다(Fig. 9). 망상골과 이를 둘러싼 피질골이 이루는 샌드위치 구조로 인해 악골 폭경이 증가할수록 악골의 관성능률이 정비례하여 증가될 것이므로 응력도 선형적으로 감소되는 것을 관찰할 수 있다. 이 경우 경부골에서의 응력은 악골 폭경의 변화에 거의 영향을 받지 않음을 볼 수 있다. 구강 악습관이 없으면 측방력 20N은 반복적으로 작용하지는 않을 것이다.

경사력 50N 조건에서 응력해석 결과를 나타낸 것이다(Fig. 10). 응력 크기에서 차이가 있으나 응력의 증감 추이의 경향은 측방력 조건에서와 유사한 것을 관찰할 수 있다. 이는 측방력이 응력에 미치는 영향이 수직력에 비해 월등히 우세하기 때문이다. 따라서 경부골에서의 응력은 이 경우에도 악골 폭경의 변화에 거의 영향을 받지 않음을 볼 수 있다. 한편 향후 보다 정확한 3차원 모델링으로 확인하여야 할 것으로 판단되지만, 경부골과 측방 피질골에서의 응력이 악골 폭경 11mm 경우에서 유사함을 알 수 있다. 경사력이 주하중으로 작용하는 경우 측방 피질골의 응력이 경부골의 응력보다 커지므로 경부골의흡수는 물론 악골 강도 측면에서도 평가가 필요하다는 점을 시사한다.

V. 결 론

본 연구에서는 구강의 임플란트 식립 조건이 응력에 미치는 영향을 분석하기 위하여 악골의 폭경 차이가 골응력에 미치는 효과를 조사해 보았다. 치근형 임플란트의 기본형인 직경 4.5mm, 길이 15mm의 임플란트를 식립할 때 악골의 폭경이 각각 8, 9.5, 11, 13mm인 경우에 대해 축대칭으로 모델링 하였고 이 때 외력 조건으로는 수직력 50N, 측방력 20N, 경사력 50N의 경우를 설정하여 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 수직력 하에서 경부골의 응력은 악골 폭경이 증가할수록 감소하지 않고 역으로 커지는 경향을 가졌다. 이는 악골 폭경이 좁아질수록 경부골의 테이퍼가 현저하여 임플란트로 부터 골조직으로의 하중전달이 점진적으로 일어나기 때문인 것으로 평가되었다. 이에 따라 경부골의 테이퍼가 상대적으로 큰 악골 폭경 8mm경우에서 경부골의 응력이 가장 낮았고 반대로 경부골의 테이퍼 효과가 거의 없는 악골의 폭경 13mm의 경우에는 경부골의 응력집중효과가 현저히 커졌다.
2. 측방력에 의한 응력은 악골의 샌드위치 구조로 인해 그 폭경에 정비례하는 악골의 관성능률에 따라 선형적으로 감소되는 것을 관찰하였으며, 경부골에서의 응력은 악골 폭경의 변화에 거의 영향을 받지 않았다. 측방력하에서 응력은 임플란트 경부골에서 집중되었지만 그 범위는 매우 국부적으로 제한되었으며 20N 하중조건에서 폭경 8mm의 악골에서 응력은 그 경부 관찰점에서 3.6MPa 정도의 응력이 유도되는데 비해 측방의 피질골에서의 응력은 넓은 범위에서 9MPa 내외의 높은 응력이 발생하였다. 피질골의 최대압축강도와 L. Borchers 등이 주장하는 생리적 허용 응력 25MPa를 감안하면 측방력이 반복 빈도가 낮은 정하중 형태로 작용한다면 악골의 강도는 충분한 것으로 평가되었다.
3. 경사력 50N 조건에서 응력의 증감 추이의 경향은 측방력 조건에서와 유사하였다. 경부골과 측방 피질골에서의 응력이 악골 폭경 11mm 경우에서 유사하였다. 이는 경사력이 주하중으로 작용하는 경우 측방 피질골의 응

력이 경부골의 응력보다 커지므로 경부골의 흡수는 물론 악골 강도 측면에서도 평가가 필요하다는 점을 시사하였으며, 악골의 합당한 폭경 조건에 따라 임플란트의 식립각 및 하중 방향의 범위가 존재할 수 있음을 보여주었다.

참 고 문 헌

1. Brunski J.B., Puleo D.A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants : Current status and future developments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(1):15-46.
2. Lindquist L.W., Rockler B. and Carlsson G.E. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue－integrated prostheses. J Prosthet Dent 1988;59:59-63.
3. Moon Byounghwa and Yang Jaeho. A study on the stress analysis of three root-form implants with finite element analysis. J Korean Acad of Implant Dentistry 1992;12(1):116-128.
4. Eun-sue Jung, Kwang-hun Jo and Cheong-hee Lee. A finite element stress analysis of the bone around implant following cervical bone resorption. J Korean Acad of Implant Dentistry 2003;22(1):38-47.
5. LeGeros R.Z. and Craig R.G. Strategies to affect bone remodelling. J Bone Miner Res 1993;8:583-596.
6. Jong-woo Lee, Cheong-hee Lee and Kwang-hun Jo. Finite element analysis of the stress distribution with load transfer characteristics of the implant/bone interface. J Korean Acad of Implant Dentistry 2003;22(1):48-56.
7. Papavasiliou G., Kamposiora P. and Bayne S.C. 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;76(6):633-640.
8. Borchers L. and Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dental Res 1983;62:155-159.
9. Jung-yoel Lim, Cheong-hee Lee and Kwang-hun Jo Finite element analysis of the stress distribution with load transfer characteristics of the implant/bone interface. J Korean Acad of Implant Dentistry 2003;22 (1):24-36.
10. Lennart Möllerstern, Paul Lockowandt and Lars-Åke Lindén. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems :An in vitro rest. J Prosthe Dent 1997;78(6):582-591.
11. NISA II / DISPLAY III User's Manuel, Engineering Mechanics Research Corporation (EMRC)
12. Do-young Park, Cheong-hee Lee and Kwang-hun Jo. Three dimensional stress analysis around osseointegrated Brånemark implant system using an axisymmetric modelling approach. J Korean Acad of Stomatognathic Function and Occlusion 2002;18(1):21-30.
13. Kinni M.E., Hokama S.N. and Caputo A.A. Force transfer by osseointegration implant device. Int J oral maxillofac implants 1987;2(1):11-14.
14. Cook S.D., Weinstein A.M. and Klawitter J.J. A three dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. J Dent Res 1982;61:25-29.
15. 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 Acad Prostho 2000;38(4):526-542.
16. Nicolella D.P., Lankford J., Jepsen K., Davy D.T. Correlation of physical damage development with microstructure and strain localization in bone. : Chandran K.B., Vendervy R. Jr., Hefzy M.S. (eds). 1997 Bioengineering Conference. New York : ASME. 1997;37:311-312.
17. Lavernia C.J., Cook S.D., Weinstein A.M. and Klawitter J.J. An analysis of stress in dental implant system. J Biomech 1981;14(8):555-560.
18. Rieger M.R., Mayberry M. and Brose M.O. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990;63(6):671-676.
19. Atmaram G.H. and Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. J Dent Res. 1981;60:873-877.
20. Chamay A. and Tschantz P. Mechanical influences in bone remodelling. Experimental research on Wolff's law. J Biomech 1972;5(2):173-180.
21. Jung-hee Kim, Kwang-hun Jo and Cheong-hee Lee. A study of the stress distribution on the second abutment and supporting tissues in fixed partial denture using three dimensional finite element

analysis method. J Korean Acad Prostho 2000;38(5): 675-894.
22. Hassler C.R., RybickiE.F., Cummings K.D. and Clark L.C. Quantification of compressive stresses and its effects on bone remodelling, Bull. hosp. Bone Joint Res 1977;38(2):90-93.
23. Hassler C.R., Rybicki E.F., Cummings K.D. and Clark L.C. Quantification of bone stresses during remodelling. J Biomech 1980;13(2):185-190.
24. Adell R., Lekholm U. and Rockler B. A 15 year study of osseointegrated implants in edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10(6):387-416.

Reprint request to : Dr. Kwang-hun Jo,
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University. 188-1 Samduk-dong 2Ga, Jung-gu, Daegu, 700-412, Korea. khjo@mail.knu.ac.kr

ABSTRACT

Finite Element Approach to Investigate the Influence of the Jaw Bone Dimension on the Stress Around the Root Analogue Dental Implant

Ji-Man Jang, D.D.S., M.S.D., Kyu-bok Lee, D.D.S., M.S.D., Cheong-Hee Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Kwang-Hun Jo, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, Graduate School, Kyungpook University

Purpose: The purpose of this study was to investigate the influences of the jaw dimension on the bone stress. Materials and Methods: Root analogue implant of Frialit-2 Synchro model in the jaw bone of various thickness from 8mm to 13mm were modelled axisymmetrically for a series of finite element analyses. As load conditions, non-axisymmetric lateral load of 20N and an oblique load of 50N, as well as an axisymmetric vertical load of 50N were taken into consideration.

Results: The cervical area of implant under the axisymmetric load and the base cortical bone under the non axisymmetric load condition were the areas of main concern where the higher level of stress were likely to be obtained.

Conclusion: The results indicated that at the two concerned areas drastically different stress distribution could take place as a function of the load conditions. Under the vertical load, the lower level of stress was observed for the narrow jaw bone at the cervical cortical bone whereas stress at the base cortical bone remained virtually unchanged. Under the non axisymmetric load condition, however, the stress at the base cortical bone increased very rapidly as the jaw bone width increased without inducing any significant change in the stress level at the cervical area.

Key words: axisymmetric, finite element analysis, Frialit-2 Synchro model, jaw bone dimension