

# XiVE<sup>®</sup> 임플란트 시스템에서 고정체보다 작은 직경의 지대주 장착이 경부 피질골 응력에 미치는 효과에 대한 유한요소해석적 연구

경북대학교 치과대학 보철학교실\*, 미주치과, 대구광역시\*\*

유원재\*\* · 이규복\*

## I. 서 론

임플란트 경부골에서 관찰되는 골퇴축의 주요 원인의 하나로 이 부위에서 생기는 응력 집중 현상이 있다.<sup>1,2)</sup> 임상적으로 성공을 거두고 있는 여러 임플란트 시스템에 있어서도 경부 치밀골에 집중되는 응력 문제는 아직 완전히 해결되지 못하고 있으며, 결과적으로 골퇴축은 그 시기와 정도의 문제일 뿐 대부분의 임플란트 시술 증례에서 관찰되고 있다.

경부골의 퇴축이 반드시 임플란트의 실패로 귀결되지는 않는다. 오히려 점진적인 경부골의 퇴축은 이 부위의 높은 응력상태에 대응하는 생체의 효과적인 적응기전으로 이해되고 있다. 정 등<sup>3)</sup>과 Kitamura 등<sup>4)</sup>은 각각 2차원 축대칭 유한요소모델과 3차원 유한요소해석을 통해 임상에서 자주 관찰되는 경부골의 접시(saucer)형상 퇴축이 상당한 응력 감소 효과가 있음을 수치 해석적으로 입증하여 보고한 바 있다.

그러나, 경부골 퇴축은 골낭(pocket)을 형성하여 장기적으로 치주병변을 일으킬 수 있으며, 임플란트 지지조직 면적을 감소시키므로 치관/치근 비을 감소, 임플란트의 기능 저하, 보철 실패의 원인이 될 개연성이 항상 존재한다. 한 임플란트의 하중지지 능력 저하는 다른 지대치나 임플란트에 추가적인 하중분담을 야기하므로 이차적인 응력집중과 궁극적

으로 보철치료의 실패를 초래할 수 있다. 따라서 경부골 퇴축의 주요원인으로 간주되는 응력집중 문제는 임플란트 시술의 성공률이 90%를 상회하는 현재에도 여전히 치과 임플란트 분야에서 해결이 필요한 주요과제 중 하나로 남아있다.

골응력 감소를 위해 임상에서 사용가능한 방법으로, 현실적인 제약이 따르지만 주어진 골 조건 하에서 가급적 큰 사이즈, 가급적 많은 개수의 임플란트를 식립하면 하중이 분산되어 생역학적으로 유리하다. 또 다른 방법으로는 임플란트 시스템이나 조립 부품의 선정시 생역학적 측면을 고려하여 행하는 것이다. 경부 치밀골에 발생하는 응력집중 현상에는 경부골의 형상과 임플란트 경부구조의 설계형상이 주요한 영향인자가 되므로, 임플란트 식립 부위 골형상을 면밀히 평가하여 생역학적으로 합당한 임플란트 시스템을 선정하면 유해 응력을 사전에 예방하는데 도움이 될 수 있을 것이다. 또 지대주 등 조립 부품의 선택시 골응력을 감소시킬 수 부품 조합을 활용하는 방안을 고려할 수도 있다. 특히 임상에서 고정체/지대주 결합은 구강환경에 따라 여러 조합으로 조립될 수 있으므로 우선 이와 관련하여 골응력의 감소 가능성을 평가해보는 것도 바람직할 것으로 사료된다. 최근 정 등<sup>5)</sup>은 임플란트 고정체보다 작은 사이즈의 지대주 체결로 경부골 응력의 감소 가능성

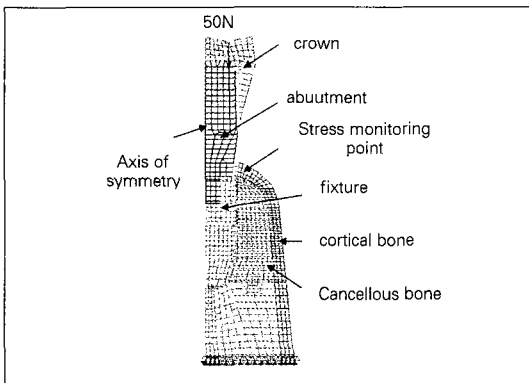
\* 이 논문은 2003년도 경북대학교학술진흥연구비에 의하여 연구되었음.

을 보여, 임상적 관점에서 경부골 응력집중에 대처할 수 있는 한 가지 방안으로 제시하였다.

그러나 정 등<sup>5)</sup>은 골과 임플란트가 수직으로 만나는 해석모델을 채택하고 있어서 악골의 근원심 방향의 형상에 중점을 두었으므로 임플란트의 협설측 단면에서 볼 수 있는 경부골 테이퍼 형상의 영향이 배제되고 있다. Akagawa 등<sup>6)</sup>이 유한요소해석을 통해 보인바 근원심(mesio-distal) 방향과 협설(buccolingual)방향의 응력집중 경향에 차이가 있으며 경부골의 테이퍼 또는 양형 곡면 형상은 이 부위의 응력 분산에 영향을 미칠 수 있으므로 그 효과를 포함시켜 보다 면밀히 조사해 볼 필요가 있는 것으로 사료된다. 이에 본 연구에서는 XiVE<sup>®</sup> 임플란트 시스템(FRIADENT GmbH, Mannheim, Germany)에서 고정체보다 작은 사이즈의 지대주가 실제 체결이 가능한 몇 가지 조합으로 조립되는 경우에 대해, 임플란트 경부골 곡면 효과를 축대칭 모델링에 포함시켜 응력분포를 조사하여 그 결과를 보고하는 바이다.

## II. 재료 및 방법

Fig. 1은 본 연구에서 사용한 축대칭 유한요소 mesh 모델이다. 모델의 임플란트 경부골 곡면형상



**Fig. 1.** An axisymmetric finite element modeling for an XiVE<sup>®</sup> implant and surrounding alveolar bones subject to a vertical occlusal load of 50N. A combination of 5.5mm dia. fixture and 4.5mm dia. abutment. (Model 3(b)) Soft tissues are not included in the finite element modeling.

은 악골에 식립된 임플란트의 근원심 방향과 협설측 단면에서 관찰될 수 있는 곡률의 가상적인 평균을 추정하여 모델에 반영시킨 것이다.

임플란트 고정체는 XiVE<sup>®</sup>로 외형이 치근외형과 유사하게 치관 2/3은 2단의 원통형상을 가지고 그 아래 근침 1/3은 테이퍼 구조이며 외부에 0.85mm 피치로 나사산을 가진다. 나사 높이는 고정체의 치관 1/3에서는 0.18mm, 그 하방에서는 0.85mm이며 근침 1/3에는 self tapping을 위한 홈(cutout)이 형성되어 있다. 고정체와 지대주의 직경은 3.4, 3.8, 4.5, 5.5mm의 4가지가 출시된다. 현재 출시되는 형상은, 3.4, 3.8mm 고정체의 경우 같은 사이즈 지대주만 체결이 가능하다. 그러나 4.5와 5.5mm 고정체의 경우 3.4mm 지대주를 제외한 작은 직경의 지대주 체결이 가능하도록 설계되어 있다.<sup>7)</sup>

또한, XiVE<sup>®</sup>의 경우 FRIALIT<sup>®</sup>-2의 보철을 위한 상부 구성요소 시스템을 그대로 이용하는 관계로 고정체 수준의 인상채득시 FRIALIT<sup>®</sup>-2 Implant analog를 사용할 수 밖에 없는데, 이때 XiVE<sup>®</sup> 고정체의 윗면에는 없는 돌출부가 4.5와 5.5mm analog에는 존재하므로 이 경우 MP abutment의 체결 후 지대주 수준의 인상채득이 필요하다.

본 연구에서 해석 대상으로 선정한 고정체는 11mm 길이의 XiVE<sup>®</sup>(subgingival)로 그 직경은 Table I에 나타낸 바와 같이 8 가지 조합으로 고정체/지대주의 조립이 이루어지는 것을 가정하였다. 단, 3.8mm 이상의 지대주가 같거나 더 큰 사이즈의 고정체에 대한 조립이 가능한 반면, 3.4mm 지대주는 같은 규격의 고정체에만 체결될 수 있고 큰 사이즈 고정체에는 조립이 허용되지 않지만 비교 연구를 위해 해석에 포함시켰다.

한편 모든 모델에서 상부 보철물(crown)의 높이는 10mm로 하였다. 상부 보철물 높이는 측방하중이 작용하는 경우 그 의미가 크지만 수직하중 단독으로 작용하는 경우 응력에 미치는 효과는 미미할 것으로 사료된다.

악골 폭경은 응력에 중요한 영향을 미치므로 임플란트 식립 위치의 악골 기하학적 조건을 실제 형상에 부합하게 설정하는 것이 응력 상태를 가급적 정확하게 재현하기 위해서 중요하다.<sup>8)</sup> 이에 본 연구에서는 악골 폭경 차이가 응력에 미치는 영향을 배제시키기 위해 악골 폭경을 임플란트 직경에 따라 변

화시켰다. 즉, Table I의 모든 모델에서 임플란트 외측면과 악골의 외측표면과의 거리가 동일하게 되도록 하였다. 폭경은 첫 번째 나사부위에서 3.1 mm이고 하방으로 갈수록 약간 증가한다. 제조사에서는 악골 조건에 따라 식립 가능한 XiVE® 임플란트 사이즈에 대해 구체적인 제한을 하지 않고 있지만 임플란트 외측면에서 최소한 3mm 두께 정도의 골이 있는 것이 바람직하다. 골질은 Zarb 분류 방식<sup>9)</sup>의 type II를 가정하였으며 치밀 골판 두께는 0.75 mm로 설정하였다.

모든 유한요소 모델링과 해석에는 PC용으로 출시된 NISA II/Display III (EMRC, USA)를 사용하였고,<sup>10)</sup> 임플란트 및 지대주의 치수 데이터는 Dentsply사의 catalog를 참조하였으며, 누락된 치수는 catalog에서 직접 측정하여 사용하였다. 유한요소 mesh 모델은 모두 NKTP Type 3형 solid 요소(4각형 axisymmetric 요소, 요소당 절점수 8개)를 사용하였다.

**Table I.** Implant fixture/abutment combinations for analyses

Fixture dia.	Abutment dia.	Model No.
3.8mm	3.8mm	1(a)
	3.4mm	1(b)
4.5mm	4.5mm	2(a)
	3.8mm	2(b)
	5.5mm	3(a)
5.5mm	4.5mm	3(b)
	3.8mm	3(c)
	3.4mm	3(d)

**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)	-
Gold (type IV)	95	0.3	-	-

수치해석의 오차를 감소시키기 위한 방안으로 대부분의 요소에 대해 종횡비(aspect ratio)는 5.0 이내로, 또 요소의 corner 각을 45 - 135 도 범위로 제한하였으나 일부 부위에서는 만족하지 못하였다. 모델별 차이가 있지만 축대칭 유한요소 모델은 대체로 약 1000개의 요소와 약 3200개의 절점으로 구성되었다.

## 2. 물성 모델 (Material properties)

Table II에는 선학들의 자료를 참조하여 본 연구에서 사용한 골 및 금속재료의 물성치를 나타내었다. 치밀골과 해면골의 골유착 계면골의 물성은 본체골(bone body)과 같은 물성을 가지는 것으로 가정하였다.

골은 선형탄성, 등방 균질체로 가정하였다. 골은 다공성의 비균질체이고 무게비 2-30%의 유기질과 체액이 함유되어 점탄성 물성을 가진다. 골의 흡수나 재형성이 micron 단위의 미세 영역에서 발생하는 것을 고려하면 응력의 정량적 분석을 위해서는 골의 비균질성 역시 유한요소 모델링에 반영되어야 타당할 것이다. 또한 골개형으로 이방성(anisotropy) 특성을 가질 것이므로 선형탄성, 등방 균질성을 가정하여 해석한 결과는 실제와 차이가 있을 것이지만 골 특성이 모두 반영된 물성 데이터가 아직 문헌에 보고되지 않고 있으므로 불가피하게 골물성을 단순화시킬 수밖에 없다. 이러한 단순화의 결과가 응력과 골반응의 예측에 미치는 오차 정도는 밝혀져 있지 않지만 Lavernia 등<sup>11)</sup>은 골을 균질체로 가정하여도 응력분포특성 결과에 별다른 영향이 없음을 보고한 바 있다.

### 3. 하중조건 및 경계조건

임플란트에 작용하는 수직하중은 50N으로 설정하였다. Fig. 1은 축대칭 유한요소 mesh 모델을 보이고 있다. Fig. 1에서 나타난 것처럼 하중은 치관 중앙점 위치에 부여하였고, 변위 경계조건으로 임플란트 길이 보다 1.5배 떨어진 바닥면에서  $U_y=0$  조건으로, 중심축에서는  $U_x=U_y=0$  조건으로 고정시켰다. 여기서 x는 축대칭 모델의 반지름 방향이며 y는 수직축과 평행한 방향이다.

### 4. 응력 관찰점

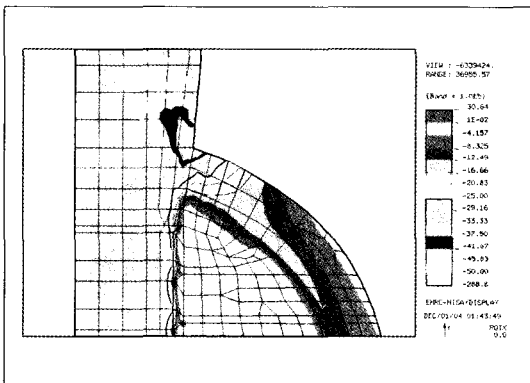
고정체/지대주 직경의 조합을 달리한 Table I의 각각의 모델에서, 경부 치밀골 응력을 대상으로 하여 응력에 대한 상호비교를 하였다. 이를 위해 각 모델에서 임플란트 계면으로부터 0.5mm 떨어진 피질골판의 중심점을 응력관찰점(stress monitoring point)으로 설정하였다.

## III. 성 적

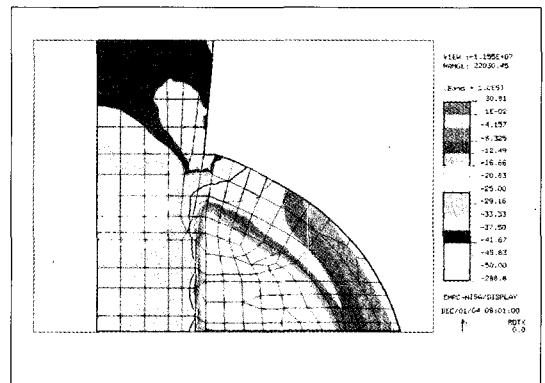
Fig. 2-4는 Table I의 각 모델별 응력해석 결과를 Display III의 contour를 이용하여 나타낸 것이다. 모든 응력 결과는 최대압축응력을 의미하는 제3주응력

(principal stress III)으로 치조골,소실과 가장 관련이 깊은 응력으로 사료되는 응력 요소이다. 여러 선행 연구들에서는 응력 평가를 위해 von Mises 응력을 채택하여 관찰하고 있다.<sup>12,13)</sup> 그러나 von Mises 응력은 소성변형을 하는 금속재료의 항복 개시, 판단에 사용되는 전단 응력(shear stress)에 기초한 등가응력(equivalent stress)으로, 골거동 예측을 위한 기준이 될 수 있음을 입증한 연구결과가 없다. 그러나 압축 또는 인장 등 수직 응력(normal stress)이 골흡수에 관계됨을 보이는 결과들이 보고되고 있고, 치과 교정 분야 등에서 압축응력에 의한 골흡수와 인장응력에 의한 골형성 관계가 치아이동에 임상적으로 응용되고 있으므로, 경부골 퇴축과 관련된 응력분석을 위해서는 최대 압축응력을 나타내는 제3주응력을 응력 평가 요소로 삼는 것이 더 타당해 보인다.

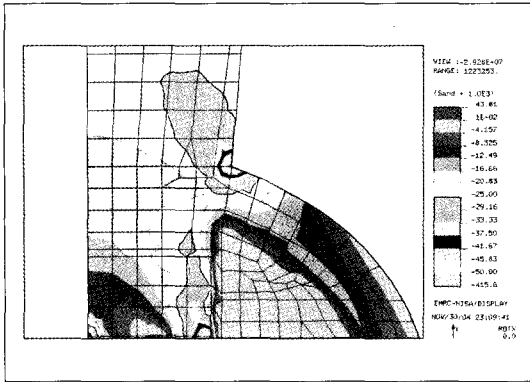
한편 경부 피질골의 응력관찰점(stress monitoring point)에서 산출된 응력을 읽어 모델별 골응력의 차이를 Fig. 5에 나타내었다. Fig. 5는 50N 수직하중 조건 하에서 3.8, 4.5, 5.5mm의 고정체에 같은 사이즈의 지대주가 체결되는 경우와 1단계씩 낮은 사이즈 즉, 3.4, 3.8, 4.5mm의 지대주가 체결된 경우의 경부골 응력의 변화를 비교한 것이며, Fig. 6은 5.5mm 고정체에 3.4, 3.8, 4.5, 5.5mm 지대주를 체결한 경우 경부골 응력의 변화추이를 나타낸 것이다.



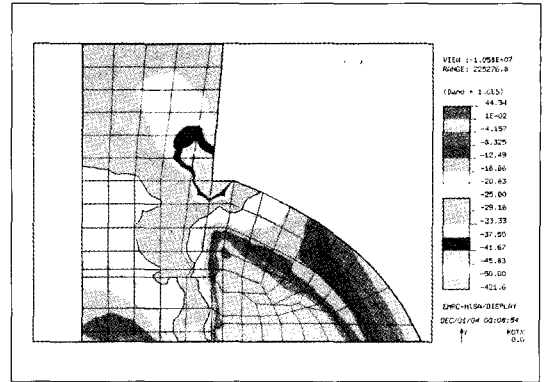
**Fig. 2(a).** Stress distribution across the cervical area of Model 1(a), i.e. XiVE® 3.8mm fixture with 3.8mm abutment. Stress at the control point = 1.85 MPa.



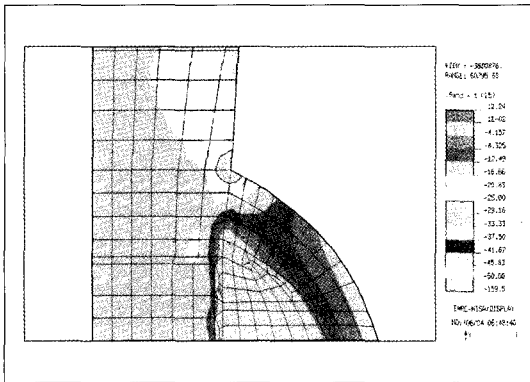
**Fig. 2(b).** Stress distribution across the cervical area of Model 1(b), i.e. XiVE® 3.8mm fixture with 3.4mm abutment. Stress at the control point = 1.75 MPa.



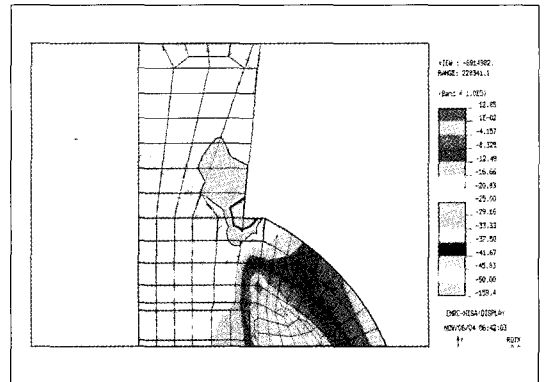
**Fig. 3(a).** Stress distribution across the cervical area of Model 2(a), i.e. XiVE<sup>®</sup> 4.5mm fixture with 4.5mm abutment. Stress at the control point = 1.7 MPa



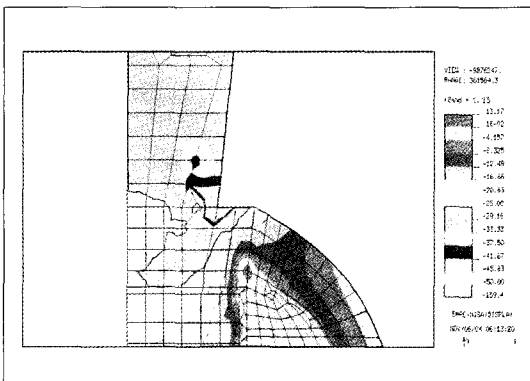
**Fig. 3(b).** Stress distribution across the cervical area of Model 2(b), i.e. XiVE<sup>®</sup> 4.5mm fixture with 3.8mm abutment. Stress at the control point = 1.6 MPa.



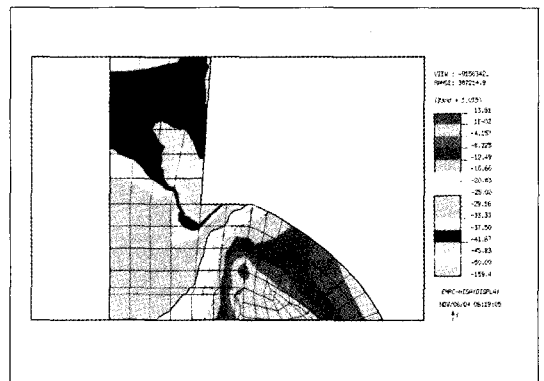
**Fig. 4(a).** Stress distribution across the cervical area of Model 3(a), i.e. XiVE<sup>®</sup> 5.5mm fixture with 5.5mm abutment. Stress at the control point = 1.12 MPa



**Fig. 4(b).** Stress distribution across the cervical area of Model 3(b), i.e. XiVE<sup>®</sup> 5.5mm fixture with 4.5mm abutment. Stress at the control point = 1.1 MPa



**Fig. 4(c).** Stress distribution across the cervical area of Model 3(c), i.e. XiVE<sup>®</sup> 5.5mm fixture with 3.8mm abutment. Stress at the control point = 1.0 MPa



**Fig. 4(d).** Stress distribution across the cervical area of Model 3(d), i.e. XiVE<sup>®</sup> 5.5mm fixture with 3.4mm abutment. Stress at the control point = 1.0 MPa

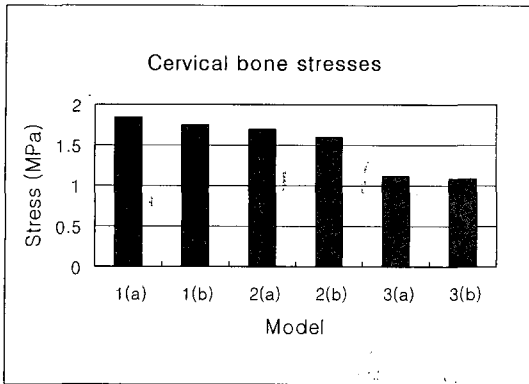


Fig. 5. Changes in the cervical bone stresses as a result of downsizing of the abutment by one step.

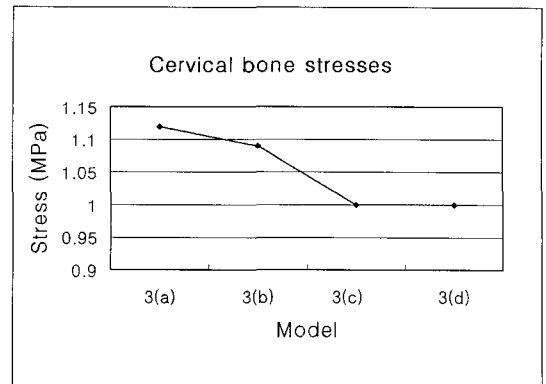


Fig. 6. Comparison of the cervical stresses as a function of abutment diameter. (fixture diameter=5.5mm)

#### IV. 고 찰

보철물의 생역학적 안전을 기하기 위해서는 보철물과 악골에 하중이 적절히 분산되도록 하여야 하며, 또한 하중이 특정부위에 과도하게 집중되지 않도록 설계하여야 한다. 치주인대 같은 응력 완화기구가 결여된 임플란트 지지 보철의 경우 하중 분배의 필요성이 더욱 절실하다. 이 경우 상부 보철물로부터 각각의 임플란트에 전달되는 하중이 생리적으로 허용되는 범위 이내가 되도록 적절히 관리되어야 할 것이다. 임플란트를 통해 골조직의 국소 부위에 전달되는 하중이나 응력이 과도한 경우 골의 장, 단기적 거동에 악영향을 미칠 수 있고 결과적으로 임플란트 경부 치밀골 퇴축이나 극단적으로는 임플란트/골 계면의 골유착이 훼손될 수 있다.<sup>14)</sup> 그러므로 특히 임플란트지지 보철물의 경우 하중과 응력 문제를 더욱 체계적으로 해석하고 감시하는 것이 필요하다.

여러 부품의 결합으로 이루어진 복합구조물에서 생기는 일반적인 현상과 마찬가지로 임플란트 시스템의 경우도 파절이나 과도한 변형은 각 부품간의 연결구조에서 많이 발생하며, 그 배경에는 응력의 집중과 반복에 의한 금속 피로(fatigue) 현상이 있다. 나사(screw) 등 임플란트 부품의 파절이나 풀림 등 기계적 문제는 임플란트 개발자가 설계형상과 합금물성의 개선을 통해 대처하여야 하겠으나, 임플란트 보철을 설계하고 시술의 최종 책임을 지는 임상가로

서는 사용하는 임플란트 시스템과 각 구성품들의 생역학적 특성을 이해하고 관련된 임상측면의 데이터베이스를 축적하여야 할 것이다.

본 연구에서는 임상에서 경부골 응력을 완화시키는 가능성의 하나로 임플란트/지대주 직경 차이가 골응력에 미치는 영향을 조사하였다. XiVE® 임플란트 시스템에서 고정체보다 작은 사이즈의 지대주가 체결이 가능한 몇 가지 조합으로 조립되는 경우 대해 축대칭 유한요소 모델을 통해 분석하였다.

Fig. 2 (a), (b)는 동일한 3.8mm 고정체에 각각 3.8mm의 지대주와 한 사이즈 낮은 3.4mm 지대주가 체결된 경우, 수직하중 50N하에서 경부골의 응력 분포를 나타낸 것이다. 근침부를 포함한 전체 임플란트 주위골의 응력은 대체로 균일한 분포를 이루며 응력이 상대적으로 미미하여 응력집중이 일어나는 경부골 주위만을 확대하여 나타내었다. 각각의 경우 경부골 응력은 각각 1.85MPa와 1.75MPa로 약 5% 내외의 차이가 있음을 볼 수 있다.

수직력 50N 하에서 4mm 직경을 갖는 정등의 모델에서 경부골 응력이 대체로 1MPa 미만인 것과 비교하면 경부골에 응력이 더 크지만, 임플란트 사양과 경부골 형상이 다르므로 직접 비교할 수는 없다. 그러나 지대주 직경감소에 따른 응력 감소율은 5% 내외로 정등의 결과와 대체로 유사한 경향을 보이고 있다.

Fig. 3(a), (b)는 4.5mm 고정체에 각각 4.5mm의 지대주와 한 사이즈 낮은 3.8mm 지대주가 체결된

경우이다. 응력은 각각 1.71MPa와 1.6MPa로 역시 약 5% 내외의 차이가 있다. 또한 Fig. 4(a), (b)는 5.5mm 고정체에 5.5, 4.5mm 지대주를 체결한 경우이며 응력은 각각 1.12MPa와 1.1MPa이다.

한편 Fig. 4의 (c), (d)는 5.5mm 고정체에 각각 3.8, 3.4mm 지대주가 장착된 경우의 해석결과이다. 양자 모두 경부골 응력은 1MPa 정도로 Fig. 4(a), (b)에 비해 경부골에서 추가적인 응력의 감소가 관찰된다.

응력은 임플란트와 골조직간에 일어나는 하중전달의 결과이며 임플란트의 재질, 크기와 형상, 임플란트/골 계면의 특성 및 하중 유형과 골의 상태 등 여러 변수에 의해 그 성격이 좌우된다. 응력은 임플란트 지지에 중요한 임플란트 주위골의 골개형(bone remodeling)에 영향을 주므로<sup>15,16)</sup> 임플란트 시술의 장기적 성공과 관련이 크므로 임플란트 주위골의 응력 문제는 치과용 임플란트 개발이래 연구의 주요대상이 되어왔으나 응력과 골반응과의 상호관계 문제는 단순하지 않다. 유한요소해석을 통해 산출된 응력값의 의미에 대한 평가를 위해서는 사용된 수치모델의 한계와 오차에 대한 이해가 필요하다. 균질, 등방성 선형탄성의 가정으로 계산된 골응력 자체에 오차가 포함되어 있으며, 또한 비록 둔각이지만 임플란트와 골이 만나는 경부골과 지대주와 고정체가 직각으로 만나는 위치에서는 수학적인 singularity 문제가 있으므로 응력값의 신뢰도가 떨어진다.

Frost<sup>17)</sup>는 400-3500 microstrain( $\times 10^{-6}$ ) 영역에서 골개형이 촉진되며 200 microstrain 이하에서는 불사용퇴축(disuse atrophy), 3500 micro-strains 이상에서는 병적 흡수가 일어난다고 하였다. 이 기준을 바로 적용하면 치밀골에서는 2.7MPa, 해면골에서는 0.27MPa가 불사용 퇴축의 기시점이 된다. 반면 병적 흡수의 기시점이 되는 응력은 치밀골에서 48MPa와 해면골 4.8MPa이고 그 사이는 대체로 골개형이 일어나는 영역이다. 그러나 골흡수나 생성의 기시점이 되는 응력수준이 신체 부위에 따라 다르며, 치조골의 경우 악골 전, 후방 치열부에서도 같다는 증거가 없다.<sup>18)</sup> 응력의 작용 혹은 반복정도에 따라서 골개형을 자극하는 응력수준이 다를 것이며 환자의존성도 크기 때문이다. 따라서 Fig. 2, 3, 4에서 관찰되는 바, 1-2MPa 수준의 골응력이 불사용 퇴축을 일으키는 영역이라 단언하기 어렵고 동시에 지

대주 사이즈 감소에 따른 0.1MPa 내외의 응력 완화에 대한 정량적인 평가는 내리기 어렵다. 그러나 Frost 기준을 보수적으로 참조하더라도 1-2MPa 응력 수준은 크지 않으며, 동시에 지대주 사이즈 감소에 따른 응력 감소분 0.1MPa는 전체 응력수준의 5-6% 정도이기 때문에 특별한 생역학적 의미를 기대하기는 어려운 것으로 사료된다.

그러나 보철물이 여러 임플란트에 의해 지지되거나 혹은 임플란트 식립 방향이 부적절하여 임플란트에 측방하중이나 굽힘 모멘트가 전달되면 경부골 응력이 4-20배까지도 커질 수 있으므로<sup>19)</sup> 이러한 경우에는 5% 내외의 응력 감소도 생역학적 의미를 가질 수 있을 것으로 사료된다.

Fig. 2-4의 모든 결과에서 공통적으로 관찰되는 사실은, 응력의 집중이 경부골과 지대주/고정체의 결합부위에서만 발생한다는 점이다. 즉, 지대주/고정체의 직경이 동일한 경우 경부골 부위에 국한되어 집중되는 응력이, 지대주 사이즈가 작아져 지대주와 고정체 연결부에 90도 꺾이는 부위가 생기면 상당부분의 응력이 이곳에서 집중되며, 그 결과 경부골의 응력은 일정부분 완화되고 있다.

Fig. 2, 3, 4의 (b)에서 고정체와 지대주가 직각을 이루며 만나는 곳에서 응력집중이 일어나는 것을 관찰할 수 있다. 고정체와 지대주가 탄성계수가 같은 티타늄 재질로 이루어져도 기하학적 형상이 급격하게 변하고 있으므로 심각한 응력 집중이 일어나며 고정체와 골이 만나는 경부골에서는 재질이 바뀌지만 골의 형상변화가 완만하므로 응력집중이 덜 생기는 것을 볼 수 있다.

응력의 집중은 하중경로 상에서 구조의 강성(structural rigidity)이 급격한 변화되는 곳에 발생한다. 강성은 재료물성과 형상의 함수이므로, 응력집중 완화하기 위해서는 재질과 형상의 연속성을 유지하며 급격한 변화를 억제시켜야 한다. 그러나 임플란트 보철에서 보는바와 같이 상부 보철물로부터 지대주, 고정체, 골조직으로 이어지는 하중경로에 있어서 재질과 형상 변화는 어쩔 수 없으므로 응력집중도 사실상 불가피하다. 다만 하중경로를 구성하는 각 요소의 특성을 면밀히 분석하여 응력집중을 최소화시키는데 주력하여야 할 것이다. 지대주 사이즈 감소를 통해 크지는 않지만 경부골 응력을 완화시킬 수 있으므로, 보철 설계나 골조건에 따라 불리한 하

중이 작용하게 되는 경우 등, 증례를 선택하여 시도 해 볼 가치는 있을 것으로 보인다.

## V. 결 론

본/연구에서는 임플란트 시스템에서 고정체보다 작은 사이즈의 지대주가 조립되는 경우에 대해 응력 분포를 조사하였다. 길이 11mm XiVE® 고정체가 식립된 악골 형상을 2차원 축대칭 모델링을 통해 임플란트 경부골의 형상을 가급적 사실적으로 모델링하였다. 고정체 직경이 3.8, 4.5, 5.5mm인 경우에 대해 동일한 직경의 지대주와 1단계 낮은 사이즈 지대주가 체결되는 경우에 대해 조사하였으며, 5.5mm 고정체의 경우 3.4, 3.8, 4.5, 5.5mm의 지대주가 각각 조립된 경우에 대해 해석하여 경부골 응력을 비교하였다. 본 연구에서 얻은 결과의 범위 안에서 아래와 같은 결과를 도출하였다.

1. 지대주와 고정체 사이즈가 같은 모든 모델에서 경부 피질골에 응력이 집중하였으며 응력은 수직력 50N 하에서 고정체 사이즈 변화에 따라 1-1.85MPa의 크기를 보였다.
2. 경부 피질골의 응력집중을 완전히 해소할 수는 없었으나, 고정체보다 작은 사이즈의 지대주를 장착함으로써 경부골의 응력이 감소되는 효과가 있었다.
3. 수직력 50N 하에서 고정체보다 1단계 작은 직경의 지대주를 장착하면 같은 규격의 지대주를 장착한 경우보다 0.1MPa (5%) 감소하였으며 응력감소비율은 고정체 직경에 따라 큰 편차가 없었다. 그러나 이러한 수준의 응력 완화에 대한 생역학적 의미를 부여하기는 어려울 것으로 평가되었다.

## 참고문헌

1. Brunski JB, Puleo DA. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:15-46.
2. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a

- porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:351-9.
3. Jung ES, Jo KH and Lee CH. A finite element stress analysis of the bone around implant following cervical bone resorption. *J Korean Academy of Implant Dentistry* 2003;22:38-47.
4. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:401-12.
5. Jung JW, Lee CH. The effect of the difference of the implant fixture and abutment diameter for stress distribution. *J Korean Academy of Prosthodontics* 2004;42:583-596.
6. Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2003;30:41-5.
7. XiVE® Manual: The System. Dentsply, Mannheim/Germany.
8. Chang JM. Finite Element Approach to Investigate the Influence of the Jaw Bone Dimension on the Stresses Around the Root Analogue Dental Implant. MSD thesis, Department of Dentistry, Kyungpook Nat Univ 2004.
9. Zarb GA, Lekholm U. Patient selection and preparation. In Branemark PI, Zarb GA and Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago : Quintessence Pub C. Inc. 1985:199-209.
10. NISA II / DISPLAY III User's Manuel. Engineering Mechanics Research Corporation (EMRC). Troy, Michigan, USA.
11. Lavernia CJ, Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. An analysis of stresses in a



- dental implant system. *J Biomech* 1981; 14:555-560.
12. 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;67:633-640.
  13. Han CH, Chun HJ, Jung SY, Heo SJ, Choi YC, Chung CP et al. Studies of osseointegrated implant-models on stress distribution. *J Korean Academy Protho* 2000; 38:526-542.
  14. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV. Mechanical loading of Brånemark implant affects interfacial bone remodeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-60.
  15. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11: 351-9.
  16. Van Rietbergen B, Huiskes R, Weinans H, Sumner DR, Turner TM, Galante JO. The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems. *J Biomech* 1993;26:369-82.
  17. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;64:175-88.
  18. Currey J. *The mechanical adaptations of bones*. Princeton University Press 1984.
  19. Park DY. *Three dimensional Stress Analysis Around Osseointegrated Branemark Implant System Using An Axisymmetric Modelling Approach*. MSD Thesis, Department of dentistry, Kyungpook Nat Univ 2001.

---

**Reprint request to:**

**Kyu-Bok Lee**, D.D.S., M.S.D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University  
 2-188-1, Samduk-Dong, Jung-Gu, Daegu, 700-412, Korea  
 kblee@knu.ac.kr

ABSTRACT

FINITE ELEMENT EVALUATION OF THE EFFECT OF DIFFERENCES  
IN THE ABUTMENT AND THE FIXTURE DIAMETERS ON  
THE CERVICAL BONE STRESSES

Wonjae Yu, D.D.S., M.S., Ph.D.\*\*, Kyu-Bok Lee, D.D.S., M.S.D.\*

*Miju Dental Clinic, Daegu, Korea\*\**

*Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University\**

**Statement of problem.** Higher stresses at the cervical bone around dental implants have been seen as a primary cause of the bone resorption at the site.

**Purpose:** To determine the possibility of stress reduction by assembly of different abutment and implant in diameters.

**Material and methods.** Abutments of several different diameters assembled on the top of XiVE® implants were axisymmetrically modeled for a series of finite element analyses. Abutments of 3.4, 3.8, 4.5, and 5.5 mm diameters were assumed to be sit on implants of the same or bigger diameters. All the abutments with an exception of 3.4mm dia. are technically possible to be assembled on bigger implants. Main consideration was given to the stresses at the cervical cortical bone induced by loads of parallel to the implant axis.

**Results and conclusions.**

1. Higher stresses were observed at the cervical area of all the models of the same diameters of abutment and fixture. The peak stresses, which were shown to be a function of the fixture diameter, were from 1-1.85MPa.
2. Difference in the diameters of the abutments and the implants actually reduced the cervical bone stresses.
3. Downsizing of the abutment by one step resulted in 0.1MPa (5%) reduction of the stresses. In light of the relatively lower bone stress, however, this amount of stress reduction was decided to be biomechanically insignificant.

---

**Key words :** XiVE® implant, Abutment diameter, Fixture diameter, Cervical bone stress