회귀분석법에 의한 임플란트 경부골 응력의 정량적 분석에 대한 연구

경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

김우식·조광헌·이규복

경부골 최대응력을 안정적으로 산출하기 위해서, 경부 디자인 형상이 비교적 단순한 메가젠 임플란트 모델을 대상으로, 유한요소 모델링을 통하여 경부골의 응력분포를 계산하였다. 그리고 산출된 응력분포를 회귀분석법으로 통계 처리하여 응력 집중점의 응력을 정량화 하였다. 결과는 모든 모델에서 경부골 응력은 치밀골 외면에 집중되었으며, 그 범위는 0.5mm 이내였다. 회귀분석법을 활용하기 위해서는 mesh 정밀도가 높아야 했으며, 이 경우 특이점의 최대 응력을 안정적으로 산출 할 수 있었다.

주요 단어: 유한요소분석, 임플란트 경부골 응력, 회귀분석 (대한치과턱관절기능교합학회지 2008:24(3):299-310)

서 론

치주인대와 같은 완충장치가 없이 골유착을 매개로 골과 직접 접촉되어 있는 치과용 임플란트의 경우 경부골에 과도한 응력이 발생한다. 임플란트와 치조정 치밀골이 만나는 경부골은 상부 보철물로부터 오는 기능력이 가장 먼저 골조직으로 전달되는 부위이며, 응력 완화를 위한 생역학적 적응단계를 거치지 않은 식립초기 임플란트의 경우 임플란트와 수직을 이루며 만나고 있어, 이러한 기하학적 조건, 즉 노치(notch)에 의한 특이점(singularity) 형성에 의해 일정 수준의 응력집중을 피할 수 없다.[1,2] 응력집중에 따른 과도한 골응력은 골개형을 거치며 골소실, 즉 변연골 퇴축으로 이어질 수 있다. 구강 환경에 비교적 용이하게 노출되는 임플란트 경부에서 미생물의 침착으로 인한 임플란트 주위염이 응력의 효과와 중첩되면 골소실은 더욱 파괴적으로 가속화될 것이다.[3,4]

임플란트 경부골의 특이점의 또 다른 문제는 이로 인해 골응력의 정량적인 분석을 어렵게 하는 것이다. 아직 치조골의 점탄성/비선형 물성에 대한 신뢰성 있는 데이터가 문헌상에 보고되지 않아서 임플란트/골 복합체에 대한 대부분의 생역학적 분석이 선형탄성이론에 근거하여 수행되고 있는데 비해, 선형탄성모델에서 특이점 응력은 수렴하지 않고 무한대로 발산하기 때문에 그 값을 규정하기 어려울 뿐만 아니라, 유한요소해

교신저자: 이규복
경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실
대구 광역시 중구 삼덕동 2가 188-1번지, 700-412, 대한민국
팩스: 053-427-0778
이메일: kblee@knu.ac.kr
원고접수일: 2008년 6월 21일, 원고수정일: 2008년 8월 3일, 원고채택일: 2008년 9월 25일

석에서 그 산출 값은 모델의 mesh 디자인에 따라 변하는, 즉 mesh 의존적인 특징을 갖기 때문이다.[5,6]

Bozkaya 등[7]은 유한요소 모델링시 경부골의 응력집중문제에 대처하는 방안으로 이 부위에 요소(element)의 사이즈를 작게 한 fine mesh 모델링 방법을 제안하였으나 이는 적절한 해결방법이 될 수 없다. 특이점의 속성상 그 부위에서 응력은 mesh 정밀도에 비례하여 증가하게 되기 때문이다.

선형탄성해석에서 경부골의 특이점 문제를 피할 수 없다면, 응력 해석 결과에 대한 비교 측면에서 경부골 부위의 mesh 디자인, 특히 요소 사이즈의 관리가 매우 중요하다. 현실적으로 해석된 응력 결과치가 수렴 하지는 않더라도, 여러 비교 해석군에서 요소 사이즈가 유사하도록 모델링하였다면 응력결과에 대한 상대적 비교는 가능하기 때문이다. 그러나 이 문제도 간단하지 않다. 치과용 임플란트는 사이즈가 수 mm 정도이고 표면에 나선형으로 가공된 나사는 0.2 ~ 0.4mm 크기의 매우 작은 치수이다. 또 임플란트/골 복합체는 3차원 형상을 가지므로 이를 수작업으로 mesh 모델화하는 것은 많은 시간과 노력을 요하는 작업이기 때문이다. 따라서 대부분의 경우에는 전처리(pre-processor) 프로그램의 automesh 기능을 사용하게 되는데 이 단계에서 요소 사이즈 등 중요한 mesh 특성이 automesh 기능에 내장된 알고리즘에 의해 자동적으로 결정되므로 사용자에 의한 관리는 제한적일 수밖에 없다. 그러므로 기하학적 형상이나 사이즈가 다양하게 다른 여러 해석군 간에는 그 mesh 특성에 차이가 날 수 있고, 그 차이는 경부설계형상, 직경, 나사산 형상 등 임플란트의 디자인 변수가 다른 해석군에서, 또한 식립각이나 식립 깊이가 달라 경부골 부위에서 임플란트/골 복합체의 기하학적 형상에 차이가 있는 경우 이부위의 응력 산출 오차와 결과적인 평가 오류의 주요한 원인이 될 수 있다.

임플란트/골 복합체의 유한요소해석 결과에 대한 신뢰도를 높이기 위해서는 응력집중 부위 응력에 대한 평가가 정량적이고 신뢰할 수 있어야 할 것이다. 이를 위해서는 우선 선형탄성해석 시 유한요소 mesh 특성에 따라 달리 산출되는 경부골의 최대응력 값을 결정하는 기법이 확립되어야 할 것이다. 이에, 본 연구에서는 경부골 최대응력 값을 안정적으로 산출하는 방법으로서 회귀분석법(regression analysis)의 사용 타당성을 조사하였다.

재료 및 방법

1. 축대칭 유한요소 모델

Fig. 1에서 나타난 바와 같이 임플란트가 치조골에 수직으로 매식되어 있는 경우를 상정하였다. 본 연구에 사용된 임플란트 모델은 Megagen 사의 submerge형 고정체인 EZ plus system이다. 티타늄 (cp Ti, Grade 4) 재질로 제작되고 길이에 따라 직경 변화가 없는 원통형 몸체를 가지며 끝단부에 cutting edge가 가공되어 있다. 골내에 매식되는 몸체부는 직경 4.1mm 길이 9.6mm인 표준(regular type)형이며 나사는 높이 0.35mm, 피치 0.6mm이다. 해석에 사용된 임플란트/치조골 복합체의 기하학적 치수는 Fig. 1에 나타낸 바와 같다.

일련의 유한요소해석을 위해서 Fig. 2에 나타낸 것과 같이 임플란트/악골 복합체를 2차원 축대칭으로 모델링 하였다. 모든 유한요소모델에는 임플란트 고정체 높이의 약 1.5배인 15mm 높이의 치조골을 포함시켜 임플란트를 지지하는 충분한 골량이 모델을 구성할 수 있도록 하였다. 피질골판의 두께는 1mm로 가정하였고 치조골정의 폭경은 첫째 나사 위치에서 10 mm로 설정 하였다 (Fig. 1).

유한요소 mesh 모델의 차이가 경부치조골의 응력집중 값에 미치는 영향을 조사하기 위해서 응력이 집중되는 위치, 즉 임플란트 외벽으로부터 1mm 범위내의 경부 치밀골 부위에 요소 크기

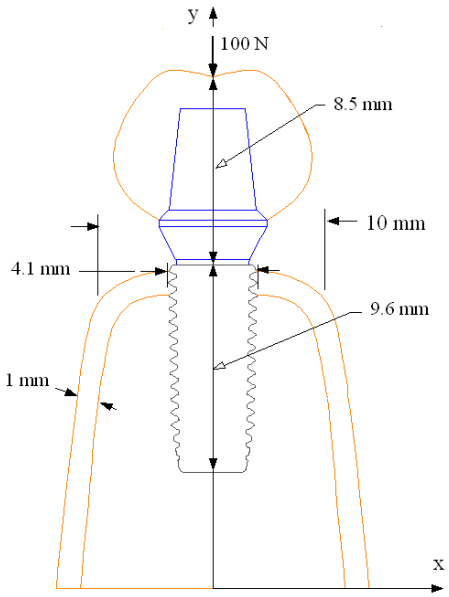

Fig. 1. Schematic diagram for an EZ plus implant and alveolar bone complex shown together with the axis system and important geometric dimensions.

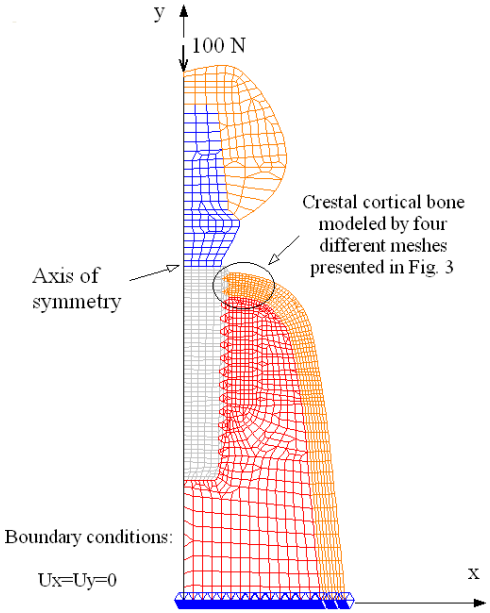

Fig. 2. Axisymmetric finite element model.

를 4가지로 달리하여 모델링하였으며, 각각을 mesh_1, mesh_2, mesh_3, mesh_4 로 명명하였다. Fig. 3에서 보는 바와 같이 각 모델에서 경부 요소크기는 각각 0.3mm, 0.15mm, 0.075mm, 0.038mm로, 그 상대 비율은 8 : 4 : 2 : 1이다. 모든 모델에서, 경부골을 제외한 다른 부위에는 동일한 mesh로 구성되어 있다.

각 모델에는 골 응력의 상호 비교를 용이하게 하기 위해서, 또한 회귀분석을 실시하기 위해 Fig. 3에서 보인 바와 같이 6군데 절점상에 응력관찰점을 설정하였다. 경부 치밀골 외면에 위치시킨 응력관찰점(C1, C2, C3, C4, C5, C6)은 상호간에 균일하게 0.15mm 간격을 가지며, C1은 임플란트 외벽과 골이 접촉하는 S점, 즉 특이점으로부터 역시 0.15mm 떨어진 위치이다. 경부골의 mesh 차이에 무관하게 모든 모델에서 응력관찰점의 공간적 위치는 동일하다.

유한요소모델링과 해석을 위해 PC용으로 출시된 EMRC사의 상용 프로그램인 NISA II/Display III를 사용하였다. 3차원 형상의 나사를 갖는 임플란트를 2차원의 축대칭 형상으로 모델링하는 과정에서 나사를 2차원적 톱니형으로 단순화 시켰는데 이는 응력 해석의 신뢰도에 큰 영향을 주지 않는다.

유한요소모델링에 사용된 요소는 NKTP type 34형 solid 요소(4각형axisymmetric 요소, 요소당 절점수 8개) 이었다. 하중조건으로 임플란트 중심위치에서 임플란트 장축에 평행한 방향으로 100N의 힘을 작용하게 하였으며, 치조골의 기저면에서 모든 절점을 고정하여 변위경계조건을 형성하였다. NISA II 프로그램은 solid 요소인 NKTP 34와 shell 요소인 NKTP 37 요소를 이용하여 기하학적으로 축대칭인 모델에 비축대칭 하중이 작용하는 유사 3차원 (pseudo 3-dimensional) 모델링을 허용한다. 본 연구에서는 수직하중만을 부여하였으나 NKTP type 34형 solid 요소로

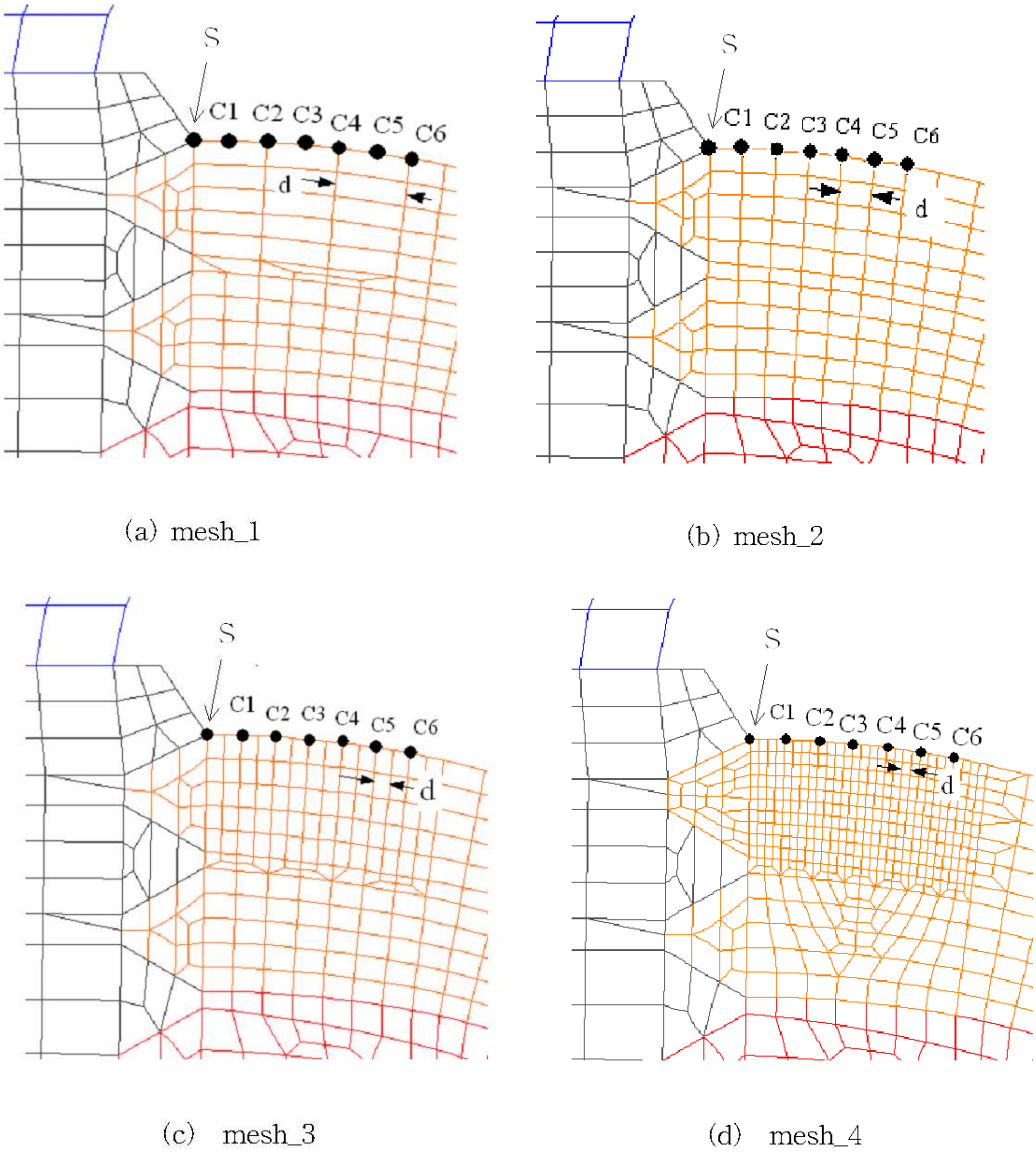

Fig. 3. Finite element meshes of 4 models magnified for cervical regions: (a) d=0.3mm, (b) d=0.15mm, (c) d=0.075mm, (d) d=0.038mm. In each of the four mesh models, six stress monitoring points (C1 to C6) were assigned at the exact same geometrical points with the interval of 0.15mm. For computational efficiency soft tissues are not included in the entire f.e. analysis.

Table Ⅰ. Material properties of bone and titanium[3,9]

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		-

구성된 모델은 필요시 경사력 조건도 부여하여 해석할 수 있다.[8]

티타늄 합금과 피질골 및 해면골 모두에 대해서 등방 균질성을 가정하였고, 선형탄성이론에 근거하여 해석하였다. Table Ⅰ에서는 본 연구에서 사용된 재료물성 데이터를 보여주고 있다.

2. 하중 및 경계조건

본 연구에서는 임플란트 장축에 평행한 수직하중 100N을 하중조건으로 설정하였다. 임플란트 치축에 평형한 수직력이 임플란트 중심부에 작용한다면 이는 축대칭형 하중으로 모델링할 수 있다.

Fig. 2의 축대칭 유한요소 mesh 모델에서 보는 바와 같이 수직하중은 치관의 중앙점에 부여하였다. 변위 경계조건으로는 기저면 상의 모든 절점에서는 Ux=Uy=0 조건을 부여하여, 악골의 기저면이 고정된 것으로 모사하였다.

골/임플란트 계면은 골유착이 이루어져 기계적 결합이 안정적으로 형성되어 응력전달이 마찰에 의한 소실이 없는, 즉 완전결합을 가정하였다.

3. 회귀분석

선형탄성해석으로 특이점 문제로 인해 응력계산이 불가능한 경부골 최대응력을 회귀분석 방법으로 산출하였다.

경부골 응력분포는, 임플란트/골계면의 특이점에서 가장 크고 임플란트 외벽으로부터 떨어진 거리에 비례하여 급격히 감소하는 특성을 가지는데 이와 같은 응력분포경향으로부터 최대응력은 임플란트/골 계면에서 발생될 것으로 추정할 수 있다. 본 연구에서는 응력의 거리에 따른 역비례관계를 이차 함수로 가정하였고, 6개의 응력관찰점에서 출력된 절점응력 값들로부터 SPSS WIN 12.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA) program을 사용하여 회귀분석을 실시하였다.

결 과

경부골에서 요소 크기를 달리한, 즉 mesh가 다른 4 종류 모델에 대하여 100N의 수직하중이 작용하는 조건에 대해 해석된 결과를 응력집중이 일어나는 경부골의 부위를 확대하여 Fig. 4, 5, 6 및 7에 각각 나타내었다. 해석 및 평가에 사용된 응력은 제 3 주응력으로 최대 압축 응력을 나타낸 것이며 치조골 소실과 가장 관련이 깊은 응력으로 사료되는 응력 요소이다.

Fig. 4 ~ 7의 응력분포도에서 관찰되는 바와 같이, 각 모델의 요소 크기의 큰 차이에도 불구하고 경부골 응력분포 경향은 유의한 차이가 없어 보인다. 그러나 Fig. 8에서 보는 바와 같이 절점 S에서 생기는 최대응력 값은 요소 크기가 작아

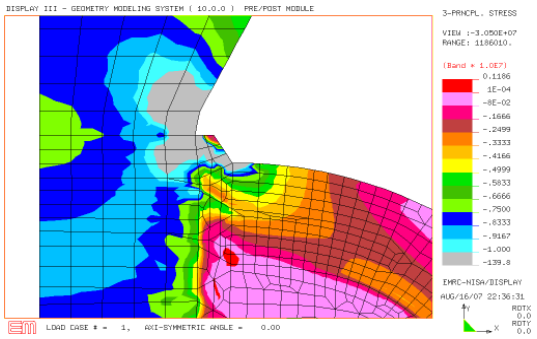

Fig. 4. Maximum compressive stresses in mesh_1 model subject to 100N vertical load.

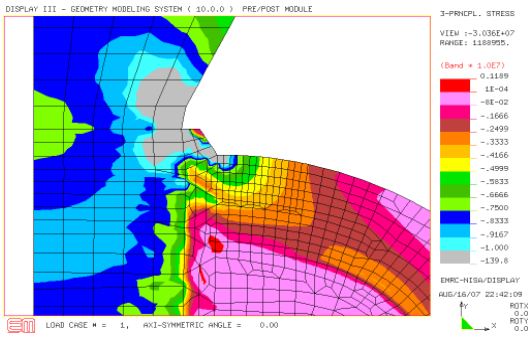

Fig. 6. Maximum compressive stresses in mesh_3 model subject to 100N vertical load.

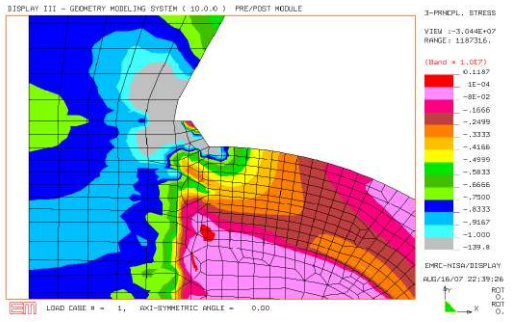

Fig. 5. Maximum compressive stresses in mesh_2 model subject to 100N vertical load.

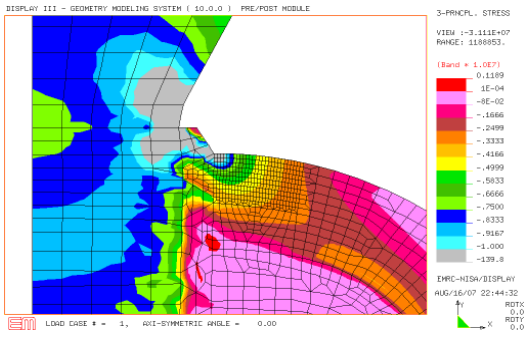

Fig. 7. Maximum compressive stresses in mesh_4 model subject to 100N vertical load.

질수록, 즉 fine mesh가 사용될수록 크게 산출되고 있다. 전형적인 특이점의 응력특성을 나타낸다. 요소 사이즈를 더 줄이면 응력은 더욱 증가할 것이며 극단적으로 요소 크기가 무한히 작아지면 응력은 무한대로 발산(diverge)하게 될 것이다.

경부의 응력집중 부위는 2군데에서 관찰된다. 임플란트의 지대중하 고정체가 만나는 부위와 임플란트와 골의 접촉이 개시되는 노치부위이다. 두 군데 모두 구조 강성의 급격한 변화로 인하여 특이점이 형성된 곳이다.

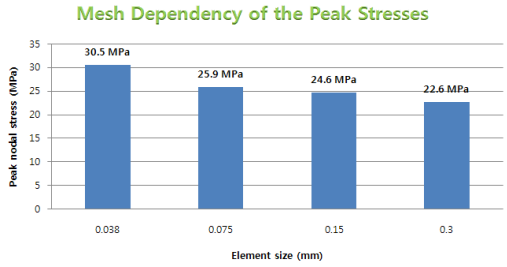

Fig. 8. Comparison of the peak stresses recorded at 'S' points in each of the four mesh models.

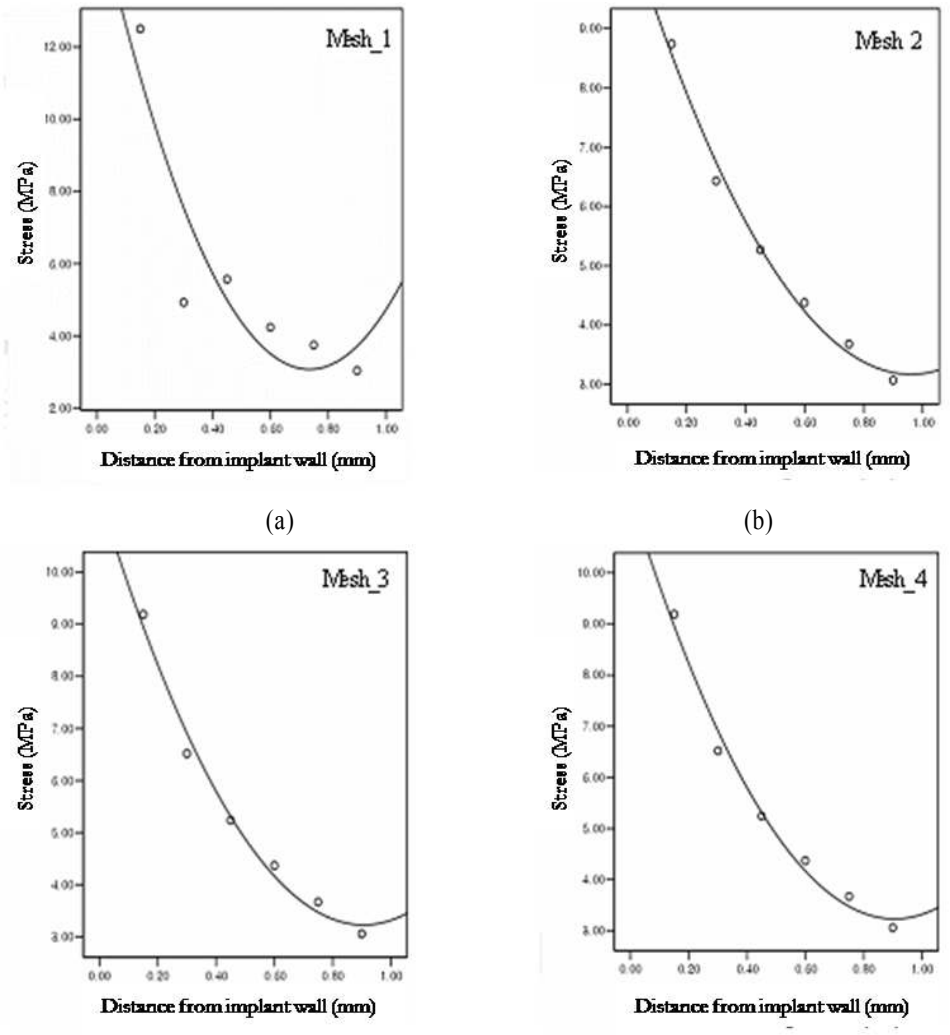

Fig. 9. Results of the regression analyses conducted for the four different mesh models with the use of a quadratic function.

Table Ⅱ. Calculated nodal stresses (principal stress III, unit: MPa)

Model	Locations						
	S	C1	C2	C3	C4	C5	C6
Mesh_1	22.6	12.5	4.93	5.57	4.24	3.75	3.04
Mesh_2	24.6	8.74	6.43	5.27	4.38	3.68	3.07
Mesh_3	25.9	9.26	6.59	5.27	4.38	3.68	3.07
Mesh_4	30.5	9.19	6.52	5.24	4.37	3.67	3.06

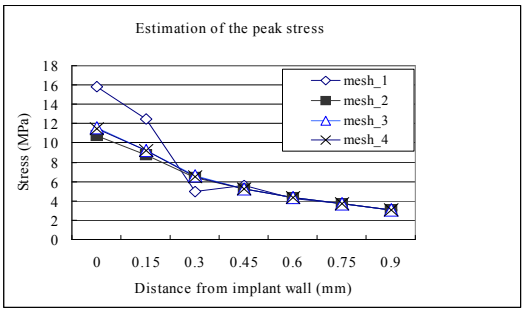

Fig. 10. Comparison of the peak stresses recorded at the sharp notch ('S' points in Fig. 3) in each of the four mesh models.

Table Ⅱ에는 4개 모델의 응력관찰점에서 각각 산출된 응력을 제시하였다. Fig. 9는 이를 토대로 2차함수를 사용하여 회귀 분석한 결과를 각각 나타내었으며, Fig. 10에서는 이를 비교하여 나타내었다. Fig. 9 및 Fig. 10에서, 임플란트로부터 떨어진 거리가 0인 점에서의 응력이 회귀분석으로 재처리된 경부골의 최대 응력이다.

고 찰

치아의 치관부에 작용하는 교합력, 저작압 등의 기능력은 임플란트 몸체와 나사산을 통하여 하부의 골로 전달, 분산되는데 힘분산이 이루어지는 양상이 임플란트와 골내의 응력분포 형태를 결정짓는다. 힘분산 특성은 임플란트와 골이라는 두 요소의 구조강성 변화에 의해 결정된다. 구조강성은 재질의 탄성율(E)과 형상 즉, 단면치수의 함수이다. 임플란트 경부가 골을 만나는 위치에서는 임플란트와 골 사이에 노치가 형성되는 동시에 임플란트/골 복합체의 구조강성이 급격하게 변화하여 기하학적 특이점이 만들어진다. 그 결과 심각한 응력집중이 발생되는데[10,11] 이는 노치선단에 국한되는 작은 영역에서 상대적으로 큰 양의 하중이 임플란트로부터 골로 전달된다는 것을 의미하며 이에 따라 극히 높은 응력이 유도된다. 임플란트는 골에 식립될 때 이 같은 노치형성이 불가피하므로 경부골의 응력집중은 피할 수 없는 현상이라 할 수 있다.

임플란트와 골 사이의 계면에서 골유착이 일어나는 조건을 가정하여 해석한 대부분의 이전 연구들에서 경부 피질골에서의 응력 집중이 보고되었으며, 이는 임플란트의 종류, 사이즈, 나사산 설계 등의 차이에 관계없이, 또한 골질이나 골량에도 관계없이 일관되게 관찰되는 현상이다.[12-17] 그러나 응력집중의 정도는 임플란트 설계변수와 골조건에 따라 차이가 있었다.[14-17] 특히 응력은 임플란트의 직경차이에 따라 변화가 컸으며, 임플란트 크기나 종류에 무관하게 임플란트 직경의 중요성이 강조되고 있다. 일례로, Petrie와 Williams[14]는 응력에 대한 임플란트 사이즈의 영향을 조사하여, 직경이 크면 피질골의 응력이 감소되었으나 임플란트의 길이는 피질골

응력에 유의할만한 영향을 미치지 못함을 보고하였다. 골응력에 대한 영향에 있어서 길이보다 직경이 미치는 영향이 더 크다는 것이 많은 연구에서 일관되게 보고되고 있다.[14,16,18)]

Fig. 4~7에서 보는 바와 같이 골응력은 특이점 부위 0.4~0.5mm 이내의 국소부위에 집중되고 하방의 해면골 등 그 이외부분에서는 크기가 미미하다. 경부골에서 요소 크기 차이에 따라 특이점 절점응력에 차이가 생기는 것은 Fig. 8에서 보는 바와 같다. Fig. 8에서 보인 바와 같이 요소크기가 작을수록 특이점 절점응력이 커지는 것은 선형탄성해석의 오류(artifact), 즉 골의 비선형 물성을 해석에 반영하지 못한데 따른 결과이다. 이 같은 해석모델에서는 특이점 부위 응력이 실제보다 과도하게 높이 산출되며 그 값 또한 mesh 특성에 따라 변하므로 해석결과의 신뢰도가 낮아지게 된다. 이 경우 유한요소 해석시 사용한 mesh의 특성에 대한 고려 없이 요소응력나 절점응력의 최대치를 최대응력으로 간주하는 것은 분석에 중요한 오류를 줄 위험이 있다.

응력은 단위면적에 작용하는 힘이므로, 같은 힘이 작용할 때 골/임플란트 계면의 면적이 커지면 이론적으로 골응력은 당연히 면적에 비례하여 감소하여야 한다. 그러나 경부골의 응력이 임플란트 표면적의 산술적 크기에 바로 비례하여 감소하지는 않으므로 응력의 예측에 어려움이 있었다.[14,15,16,19)] 최근, Petrie와 Williams[14)]는 경부직경이 3.5mm와 6mm인 임플란트에 대한 유한요소해석으로 경부골의 최대응력(maximum shear stress)의 비가 3.5배 정도임을 보고하였다. 이같이 경부피질골 응력감소가 임플란트 직경증가 또는 결과적인 표면적 증가에 선형적으로 비례하지 않음은 마이크로 임플란트의 경우에도 유사하게 관찰되었다. 임 등[20)]은 마이크로 임플란트가 직경 1.2, 1.6, 2.0mm이고 길이는 6mm로 동일한 3가지 경우에 대해서 200gm의 측방력을 받는 조건에 대한 유한요소해석을 통해 피질골의 최대 응력값(von-Mises 응력)이 각각 30.9, 11.5, 4.5MPa이라고 보고하였다. 그러나 이들의 분석에는 해석모델별 유한요소 mesh의 특성이 응력집중부의 최대응력 값에 미치는 영향은 고려되지 않았으므로 신뢰성에 의문이 있어 보인다.

임플란트/골에 대한 생역학적 연구에서 임플란트 경부골의 최대응력을 결정하는데 있어 일차적으로 유한요소 mesh 특성이 이에 미치는 영향을 최소화하는 기법을 갖추는 것이 매우 중요하다. 이를 위해 회귀분석 방법의 사용을 보고하였으며 이를 통해 노치선단의 절점에서 응력을 직접 출력하지 않고 주위의 응력분포양태, 즉 응력관찰점에서의 출력치로부터 노치선단의 응력을 통계적으로 추정하게 되므로 노치선단부의 mesh 영향을 사실상 배제할 수 있다고 하였다.[11)] 본 연구에서는 실제로 요소크기를 4가지로 달리하여 회귀분석방법으로 최대응력을 안정적으로 추정할 수 있는지를 조사하였다.

피질골 판에서 응력은, 임플란트/골 계면에서 떨어진 거리를 r이라할 때, r=0인 특이점에서 최대응력이 극값을 가지며 r이 증가함에 따라 그 값이 감소한다. Fig. 9에서 보인 바와 같이 본 연구에서는 거리에 따른 응력크기를 2차함수로 가정하여 회귀분석을 각각 실시하였으며, 이로부터 Fig. 10에 나타낸 바와 같이 임플란트로부터 떨어진 거리가 0인 특이점의 응력을 산출하였다.

Fig. 9(a) 및 Fig. 10에서 보는 바와 같이 요소크기가 0.3mm로 가장 큰 mesh_1 모델에서는 경부골의 응력분포가 다른 3가지 모델과 그 경향의 차이가 크게 관찰되었다. 이는 mesh_1에서는 유한요소 크기가 나사산 높이와 유사한 수치인데 비해, 응력은 반경 0.5mm 이내의 좁은 공간에서 급격히 변화하고 있으므로, 응력분포의 변화(gradient)정도를 충분히 해석결과에 반영될 정도로 mesh가 정밀하지 않았음을 의미한다. 반면, mesh_1에서도 응력집중부위 밖에서는 (r>0.5mm) 다른 세 모델과 유사한 응력이 산출되었다.

Mesh_1을 제외한 다른 3가지 모델에서는 응력변화가 급격한 특이점 주위 영역에서 요소크기가 그 영역크기의 1/3 보다 작았고 이 경우 3가지 모델 모두에서 특이점 부위에서 응력분포가 동

일하게 관찰되었으며 모델별 요소 크기 차이에도 불구하고 회귀분석결과 특이점 응력이 거의 동일하게 계산되었다. 이는 유한요소 mesh의 정밀도가 응력분포를 적절히 반영해낼 정도로 높다면 그 요소 크기에 무관하게 회귀분석방법으로 최대응력을 안정적으로 산출할 수 있음을 입증한다.

결 론

본 연구에서는 회귀분석법을 사용하여 특이점 주위의 mesh 특성(요소 크기)이 응력값에 미치는 영향을 배제하고 안정적으로 최대응력을 산출할 수 있는지를 조사하였다. EZ plus 임플란트(매식부 길이 9.6mm, 경부직경 4.1mm, 나사산 높이 0.3 mm)가 폭경 10mm 치조골(치밀골 두께 1mm)에 식립되어 100N의 수직하중을 받는 경우에 대해 경부골 mesh를 4가지로 달리하여 응력분포를 계산하였으며, 6개의 응력관찰점의 절점응력으로부터 회귀분석법을 통하여 최대응력을 산출하여 비교분석하였다. 본 연구의 범위 안에서 다음의 결론을 도출하였다.

모든 모델에서, 경부골 응력은 치밀골 외면에 집중되었으며, 그 범위는 약 0.5mm 이내였으며 이 범위 내에서 급격한 응력변화가 관찰되었다.

회귀분석법을 활용할 수 있기 위해서는 mesh 정밀도가 경부골 응력 변화를 적절히 산출할 수 있도록 높아야 한다. 응력변화가 급격한 특이점 주위 영역에서 요소크기는 그 영역 크기의 1/3 이내가 바람직하다.

회귀분석을 활용하여 mesh 특성이 최대응력에 미치는 영향을 사실상 배제할 수 있었고, 이를 통해 특이점의 최대응력(stress peak)을 안정적으로 추정할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Jung ES, Jo KH, Lee CH. A finite element stress analysis of the bone around implant following cervical bone resorption. KAID 2003;22:38-47.
2. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant -a three-dimensional finite element analysis. J Oral Rehabil 2005;32:279-86.
3. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dental Res 1983;62:155-9.
4. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as afunction of bony support, prosthesis type, and loading during function. J Prosth Dent 1996;67(6):633-40.
5. Kalandiia AI. Remarks on the singularity of elastic solutions near corners. J Appl Math Mech 1969;33:127-31.
6. Murakami S, Liu Y. Mesh-Dependence in Local Approach to Creep Fracture. Int J Damage Mech 1995;4:230-50.
7. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosth Dent 2004;92:523-30.
8. NISA II / DISPLAY III User's Manual, Engineering Mechanics Research Corporation (EMRC), IL, U.S.A.
9. Boyer RR. Aerospace Applications of Beta Titanium Alloys (Overview). JMet. 1994:20-3.
10. Jang YJ. Influence of the crestal bone width and the diameter of implant on the bone stresses: A Finite Element Approach, MD thesis, Department of Dentistry, Kyungpook National Univ 2006.
11. Chung JM. Finite element analysis of the peri-implant bone stress influenced by cervical module configuration of endoosseous implant: A Finite Element Approach, MD thesis, Department of Dentistry, Kyungpook Nat Univ 2006.
12. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosth Dent 2005;93:227-34.

13. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. Clin Oral Implants Res 2006;17:67-74.
14. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res 2005;16:486-94.
15. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. J Oral Implantol 1990;16:6-11.
16. Tada S. Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18:357-68.
17. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. Dent Mater J 2005;24:219-24.
18. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Choi YC, Rhyu IC, Kim MH. Effects of Design Parameters of Osseointegrated Implant on Stress Distribution in Jaw Bone. Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference, July 23-28, 2000, Chicago IL. USA.
19. Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M. Mante, F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis - a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998;24:80-8.
20. 임종원, 김왕식, 김일규, 손충렬, 변효인. 교정용 미니스크류 식립 시 스크류의 길이, 직경 및 피질골 두께에 따른 응력 분포에 관한 3차원 유한요소법적 연구. 대한치과교정학회지 2003;33:11-20.

Investigation of the Regression Analysis Method for a Quantitative Evaluation of Implant Crestal Bone Stresses

Woo-Shik Kim, Kwang-Hun Jo, Kyu-Bok Lee

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University

In this study, the regression analysis method was tested for the estimation of peak stress at stress concentration area in the cervical bone. Submerge type EZ plus implant (Megagen. Daegu, Korea), 4.1 mm in cervical diameter and 9.6 mm in endosseous length, were axisymmetrically modelled together with surrounding alveolar bone of which the width was 10 mm. Vertical force of 100 N was applied to a head of crown above 8.5 mm from the outer surface of the cortical bone. Four different mesh models were composed of differently sized elements in vicinity of sharp corners, and they include 6 stress monitoring points that are located in the same geometrical points regardless of the differences in the meshes. Primary consideration was given to the stresses in the cortical bone surrounding the implant neck. The results showed that virtually all the stresses were concentrated in the cortical bone regardless of mesh designs. The peak stresses were successfully calculated by a regression analysis in a stable manner, as far as the mesh is designed to represent the acute gradient of stresses near the sharp corner.

Key word: finite element analysis, implant crestal bone stresses, regression analysis

Corresponding to:Kyu-Bok Lee
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University, 2-188-1 Samduk-dong, Jung-gu, Daegu, 700-412, South Korea
Fax: +82 53 427 0778: e-mail, kblee@knu.ac.kr
Received: June 21, 2008, Last Revision: August 3, 2008, Accepted: September 25, 2008