

임플란트 나사산 디자인이 변연골 응력에 미치는 영향

이상현 · 조광현 · 이규복*

경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

연구 목적: 본 연구의 목적은 치과용 임플란트 나사산 디자인이 변연골 응력에 미치는 영향에 정량적인 분석을 하고자 한다.

연구 재료 및 방법: 외경 4.1 mm (경부직경 3.5 mm), 매식부 길이 10 mm인 표준형 ITI 임플란트 시스템(ITI Dental Implant System; Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)을 기본 모델(대조모델)로 채택하고, 그 몸체의 나사산은 다른 임플란트 시스템에 채택되고 있는 삼각형, 사각형, buttres형 디자인을 가지는 가상의 해석모델을 4종 만들었다. 해석모델은 나사산 형태와 크기에 따라 (1) 모델 A (작은 삼각형 나사산), (2) 모델 B (큰 삼각형 나사산), (3) 모델 C (buttres형 나사산), 및 (4) 모델 D (사각형 나사산)로 구분하였다. 유한요소 모델링과 해석에는 NISA II/DISPLAY III (Engineering Mechanics Research Corporation, Troy, MI, USA) 프로그램을 사용하였다. Mesh 구성에는 NKTP type 34형 solid 요소 (4각형 축대칭 요소, 요소당 절점수 8개)를 사용하여 임플란트 장축과 평행한 축대칭 하중은 물론 장축과 경사각을 갖는 비축대칭 하중조건을 모두 해석할 수 있도록 하였다. 임플란트의 표면으로부터 각각 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0 mm 떨어진 위치에 5개의 응력관찰점(stress monitoring point)을 설정 하여 기록된 응력 값으로부터 회귀분석을 통하여 변연골 응력 최대값(peak stress)을 정량화하였다. 해석에 사용한 하중 조건은 2가지로, 임플란트 축에 평행한 수직하중 100 N과 임플란트 축과 30°를 이루는 경사력 100 N 조건이었다.

결과: 임플란트 경부와 접하고 있는 인접 변연골에 응력집중현상이 보이고 있었으며, 그 양상은 임플란트 나사산 디자인과 무관하게 거의 유사하게 관찰되었다. 수직력 100 N 조건에서 산출된 변연골 최대응력값은 대조모델과 실험모델 A, B, C, D에서 7.84, 6.45, 5.96, 6.85, 5.39 MPa이었고, 경사력 조건에서는 각각 29.18, 26.45, 25.12, 27.37, 23.58 MPa이었다.

결론: 임플란트 나사산의 디자인은 변연골의 응력에 영향을 미치는 중요한 요소이다. (대한치과보철학회지 2011;49:316-23)

주요단어: 임플란트; 나사산; 디자인; 응력; 변연골; 유한요소해석

서론

치과용 임플란트는 그 고정체(fixture)를 골에 고정하여 안정성을 얻고 상부 보철물에 부하되는 저작압을 인접골에 분산하기 위해 나사산을 갖는 것이 일반적이다. 임플란트의 기본기능이 저작압의 골내 전달/분산에 있으며, 거기에 나사산의 역할이 중요하므로 나사산 디자인은 임플란트의 표면개질 특성과 함께 임플란트의 골융합 달성과 유지에 관여하는 중요한 인자로 간주되어 왔다.^{1,3}

골융합 이후의 기능력 지지 뿐만 아니라 골융합 단계에서도 나사산의 역할이 중요하다. 골융합에 필요한 초기고정이 나사산을 매개로 한 인접골 압박고정(press fit)으로 얻어지기 때문이다. 나사산은 또한 임플란트/골 접촉면적을 키워 이차안정성에 기여하며, 인접골 특히 변연골의 응력성분과 분포양태에 변화를 주어 하방 골소실을 차단하는 기능도 한다.⁴

나사산의 생역학적 중요성에 대한 인식하에 그 크기, 피치, 단면형상 등의 디자인 변수가 임플란트 안정성에 미치는 데 대한 연구가 이미 다각도로 진척되어 왔다.⁵⁻¹² 이들 연구의 주목

적은 골융합의 전제하에 인접골, 특히 변연골에서의 응력 분산에 유리한 디자인을 찾고자 하는 것이었으며, 이같은 노력의 결과 임플란트 시스템에 따라 다양한 형상의 나사산이 개발되어 사용되고 있다.

그러나 임플란트 이차안정성에 대한 나사산의 역할에 대해서는 두 가지의 상반된 견해가 존재하고 있다. 인접골에 대한 나사산의 응력분산효과가 크며 또한 나사산 디자인에 따라 변연골의 응력분포 양상에 유의한 차이가 있다고 하는 견해와, 일단 골융합이 달성된 이후에는 나사산 디자인 차이가 변연골 응력에 미치는 효과는 미미하다는 견해가 그것이다. 전자그룹에 속하는 Chun 등⁷은 유한요소해석을 통하여 나사산 형상 차이에 따라 변하는 인접골 응력을 분석하여 사각형 또는 사다리꼴형 나사산이 응력분산효과가 가장 우수하며 나사산 폭경과 높이는 각각 피치의 0.5배, 0.46배일 때가 유리하다고 하였다. 또한 Kong 등⁸은 나사산의 밀변보다는 높이가 응력분산에 미치는 영향이 크다고 하였으며, Seo 등⁹은 나사산의 경사각이 응력에 영향을 미치며 2줄 나사산을 가진 경우가 가장 효과적이라 하였다. 이에 비해 후자에 속하는 Geng 등¹⁰은 나사산 형태 차이

*교신저자: 이규복

700-412 대구광역시 중구 삼덕동 2가 188-1번지 경북대학교 치의학전문대학원 보철학교실 053-600-7654; e-mail, kblee@knu.ac.kr

원고접수일: 2011년 10월 5일 / 원고최종수정일: 2011년 10월 12일 / 원고채택일: 2011년 10월 24일

가 피질골의 응력분포에 미치는 영향이 미미하다고 하였으며, Kong 등¹²은 4가지 나사산 형태(삼각형, 사각형, buttress, reverse buttress형)에 대한 3차원 유한요소해석을 통해 나사산 크기가 중요한 반면, 나사산 형상은 인접 치밀골 응력에 미치는 효과는 크지 않다고 하였다.

현존하는 치과용 임플란트에는 시스템별로 사각형(square), 삼각형(V-shape) 및 buttress 형태의 나사산 및 경부 미세나사까지 다양한 나사산 디자인이 적용되고 있으며, 나사산 형태뿐 아니라 사이즈, 피치(pitch) 및 나선각(helical angle) 등의 변수를 고려하면 더욱 다양한 조합의 디자인이 존재한다. 각각의 나사산 디자인이 임플란트 치료에서 가지는 생역학적 의의가 다를 것으로 보이나⁴ 치료의 장기적인 질을 좌우하는 이차안정성, 특히 변연골 응력에 미치는 효과에 대해 상반되는 선택들의 연구결과와는 이 분야에 대한 심도있는 연구가 더 필요할 것임을 시사하고 있다.

한편, 지금까지의 연구는 나사산 디자인 효과를 구체적이고 정량적으로 분석하는데 있어 미흡한 점이 있는 것으로 보인다. 기존 임플란트 시스템들에 대한 비교 연구의 경우, 각 시스템들은 나사산 외에도 경부형상 등 다른 변수들의 영향이 혼재하여 결과분석이 어려웠거나, 또는 응력집중이 일어나는 변연골에서 유한요소모델을 관리하지 못해 이 부위 응력해석결과의 신빙성이 떨어지는 문제가 있었던 것으로 보이며, 이런 이유로 인해 문헌에 보고되는 연구결과들은 대부분 정성적인 결과들이었으며 따라서 결과들 간의 상호비교가 가능하지 않았다. 이에, 본 연구에서는 이 같은 이전 연구들의 문제점을 배제하고, 치과용 임플란트 나사산 디자인이 변연골 응력에 미치는 영향에 집중하여 보다 정량적인 분석을 하고자 한다.

연구 재료 및 방법

임플란트/악골 모델

변연골 응력에 영향을 미치는 것으로 이미 보고된 임플란트 직경이나 길이, 치은관통부(crestal module)와 지대주 형상, platform, 상부 보철물 형상과 골의 내, 외부 형상 등의 조건을 모두 동일하게 유지하여 그 영향을 배제하고, 본 연구에서는 오직 나사산 형상 차이에만 초점을 두어 분석하는 것을 목표로 하였다. 이를 위해, Fig. 1에 나타낸 바와 같이 외경 4.1 mm (경부직경 3.5 mm), 매식부 길이 10 mm인 표준형 ITI 임플란트 시스템(ITI Dental Implant System; Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)을 기본 모델(대조모델)로 채택하고, 그 몸체의 나사산은 다른 임플란트 시스템에 채택되고 있는 삼각형, 사각형, buttress형 디자인을 가지는 가상의 해석모델을 4종 만들었다(Fig. 2). ITI 임플란트 시스템을 채택한 이유는 원통형 구조로 절삭연이 없어 나사산을 바꾸며 해석모델을 제작하는데 유리하기 때문이다.

모든 해석모델에서 임플란트 변수뿐 아니라 골조건도 동일하게 유지하였다. 변연골 응력에 중요한 영향을 미칠 것으로 생각되는 변연골 폭경은 모든 모델에서 동일하게(임플란트 경부 첫째 나사산 위치에서 7.5 mm) 유지하였다. 임플란트 경부를 에워싸는 변연골의 곡면은 spline 곡선을 이용하여, 굴곡 없이 자연스런 형상으로 모델링하였고, 치밀골의 두께는 모든 부위에서 0.75 mm로, 일정한 것으로 가정하였으며 경부를 제외한 임플란트 표면은 모두 해면골과 계면을 이루는 것으로 가정하였다.

Fig. 2에 나타낸 바와 같이, 해석모델은 나사산 형태와 크기에

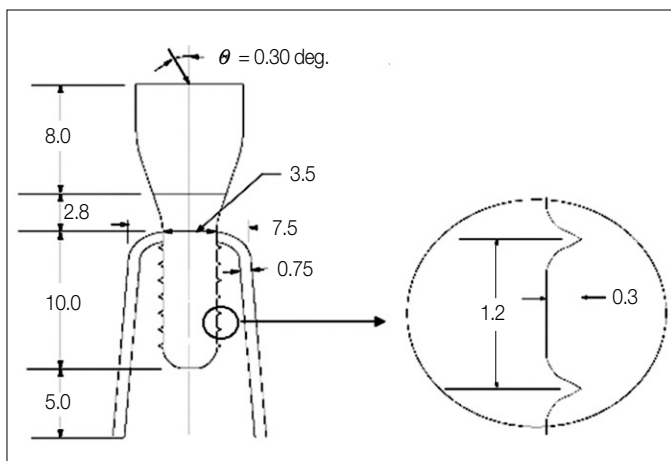


Fig. 1. Basic geometry model (control model: ITI implant system) showing important dimensions of the implant/bone complex used in this study. The view within the right hand side circle shows a thread design of the ITI implant system (unit: mm).

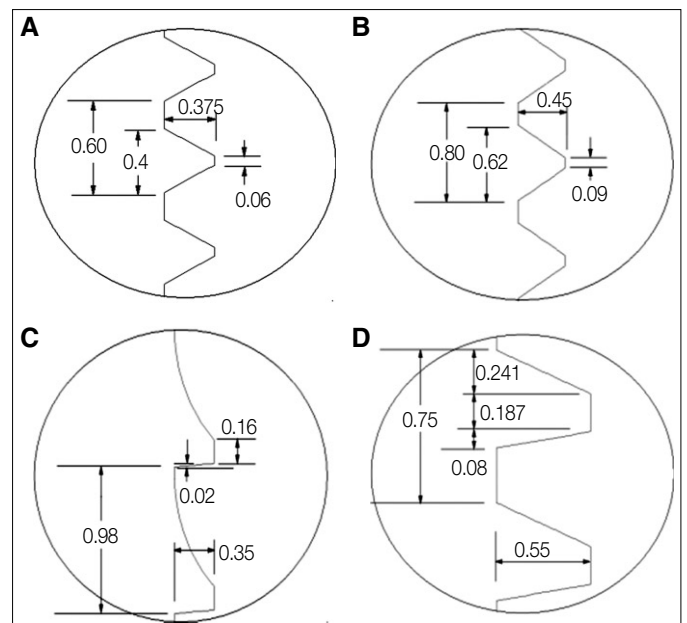


Fig. 2. The 4 test implants with different screw designs. (A) small V-shape screw, (B) large V-shape screw, (C) buttress screw, and (D) trapezoid screw (unit: mm).

따라 (1) 모델 A(작은 삼각형 나사산), (2) 모델 B(큰 삼각형 나사산), (3) 모델 C(buttress형 나사산), 및 (4) 모델 D(사각형 나사산)로 구분하였다. 나사산의 설계 치수는 각각 Brånemark, Osstem, Dentis, Bicon 임플란트 시스템에 대한 선행연구와 일부 도면을 참조하였다.

나사산 디자인의 차이에 따라 임플란트 표면적이 달라진다. Fig. 2에 나타난 나사산 설계에 근거하여 임플란트 단위길이 (1 mm)에 대해 계산한 표면적은 기본모델인 ITI 임플란트가 14.4 mm²이며, 모델 A, 모델 B, 모델 C 및 모델 D에서는 각각 21.7, 20.6, 17.0, 28.7 mm²이다.

축대칭 유한요소 모델

유한요소 모델링과 해석에는 NISA II/DISPLAY III (Engineering Mechanics Research Corporation, Troy, MI, USA) 프로그램을 사용하였다. Mesh 구성에는 NKTP type 34형 solid 요소(4각형 축대칭 요소, 요소당 절점수 8개)를 사용하여 임플란트 장축과 평행한 축대칭 하중은 물론 장축과 경사각을 갖는 비축대칭 하중조건을

모두 해석할 수 있도록 하였다.

한편, 변연골 표면이 나사산에 근접하면 생길 수 있는 응력의 뒤틀림(distortion)을 방지하기 위해, 첫 번째 나사산이 변연골/해면골 경계면 아래 높이에 존재하는 것으로 가정하였다.

수치해석의 오차를 감소시키기 위해 유한요소모델을 구성하는 요소(element)의 종횡비(aspect ratio)는 5.0 이내로, 모서리각은 45 - 135° 범위로 제한하였으나 나사산 침부 등 구조의 변화가 심한 일부 부위에서는 이를 만족하지 못하였다. 그러나 대조모델 및 모든 해석모델에서 임플란트 표면과 인접한 변연골에서는 요소크기를 모두 일정한 사이즈가 되도록 관리하였다 (Fig. 3).

하중조건 및 경계조건

해석에 사용한 하중 조건은 2가지로, 임플란트 축에 평행한 수직하중 100 N과 임플란트 축과 30°를 이루는 경사력 100 N 조건이다. 두 경우 모두 힘은 치관의 중앙 위치에 부여하였으며, 변위 경계조건으로는 기저면의 절점들을 고정시켰다(기저면 중심 절점에서 $U_x = U_y = 0$, 그 외의 절점에서는 $U_y = 0$, U_x, U_y 는 각각 x축 및 y축 방향의 변위, Fig. 3).

물성치(Material properties)

연구에 사용한 골 및 금속재료의 물성치는 선행들의 자료를 참조하였다(Table 1). 연조직의 경우 그 하중 분담률을 무시할 수 있으므로 해석 전반에 걸쳐 모델링에서 제외하였다.

응력 관찰점 및 통계해석

변연골 응력의 비교를 용이하게 하기 위해서 변연골 표면에, 임플란트의 표면으로부터 각각 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0 mm 떨어진 위치에 5개의 응력관찰점(stress monitoring point)을 설정 하였다 (Fig. 3). 여기서 기록된 응력 값으로부터 회귀분석을 통하여 변연골 응력 최대값(peak stress)을 정량화하였고, 이로써 임플란트와 변연골의 접점에 생기는 특이점 문제를 우회할 수 있었다. 회귀분석의 방법은 Yu 등¹⁵이 기술한 방법과 동일하게 실행하였으며, SPSS WIN 14.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA) 프로그램을 사용하였다.

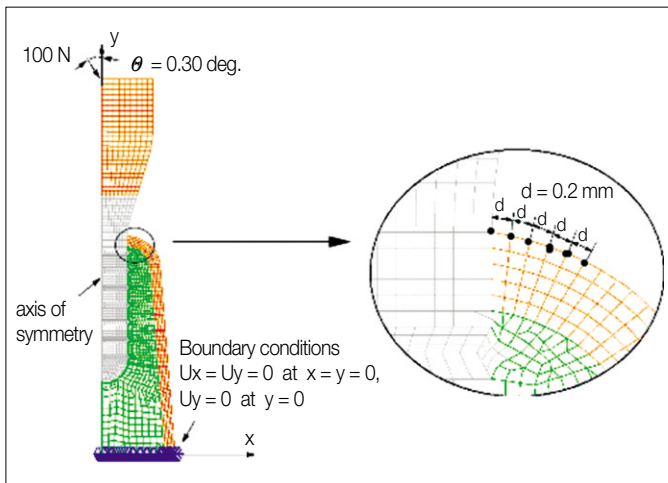


Fig. 3. Typical finite element mesh used for control model. A view within circle presented in the right hand side shows the five stress monitoring points on the surface of marginal bone 0.2 mm apart each others.

Table 1. Mechanical properties (bone and implant materials)

Material	Young Modulus (GPa)	Poisson ratio	Strength (MPa)	Tensile yield stress (MPa)
Titanium ¹³	102.2	0.35	-	-
Cortical bone ¹⁴	13.7	0.3	72-76 (tensile) 140-170 (compressive)	60
Cancellous bone ¹⁴	1.37	0.3	22-28 (tensile)	-
Gold (type IV)	95	0.3	-	-

결과

고정체의 직경(골지름)이 3.5 mm로 동일하지만 다른 종류의 나사산을 갖는 5종류의 임플란트(대조모델 + 4종 실험모델)가 7.5 mm 폭경의 악골에 식립된 형상에 대해, 수직하중 100 N과 임플란트 장축에 30°를 이루는 경사력 100 N 조건으로 수행한 응력해석의 결과를 Fig. 4(수직력)와 5(경사력)에 각각 나타내었다. 두 그림에는 문제가 되는 변연골 응력의 관찰이 용이하도록 임플란트 내부의 응력은 배제하고 변연골 응력만을 contour plot하여 나타내었다. 골응력 평가에 사용된 응력은 제 3주 응력(principal stress III)으로 최대 압축 응력을 나타낸 것이다. 골의 압축응력은 골생리 이론에서 골개형 장애나 소실과 관련하여 판단기준으로 삼는 응력성분이다.^{16,17}

Fig. 4, 5 모두, 임플란트 경부와 접하고 있는 인접 변연골에 응력집중현상이 보이고 있으며, 그 양상은 임플란트 나사산 디자인과 무관하게 거의 유사하게 관찰된다. 이같은 응력 집중은 임플란트 외벽으로부터 피질골의 두께 정도 떨어진 범위 이내의 거리에서 관찰된다.

Fig. 6, 7은 변연골 표면에서의 절점응력의 분포를 나타낸 것이다. 그림에서 임플란트 외벽으로부터의 거리가 0인 지점, 즉 임플란트와 변연골이 만나는 위치에서의 응력은 회귀분석을 통해 정량화된 값들이다. 수직력 100 N 조건에서 산출된 변연골 최대응력값은 대조모델과 실험모델 A, B, C, D에서 7.84, 6.45, 5.96, 6.85, 5.39 MPa이었고, 경사력 조건에서는 각각 29.18, 26.45, 25.12, 27.37, 23.58 MPa이었다.

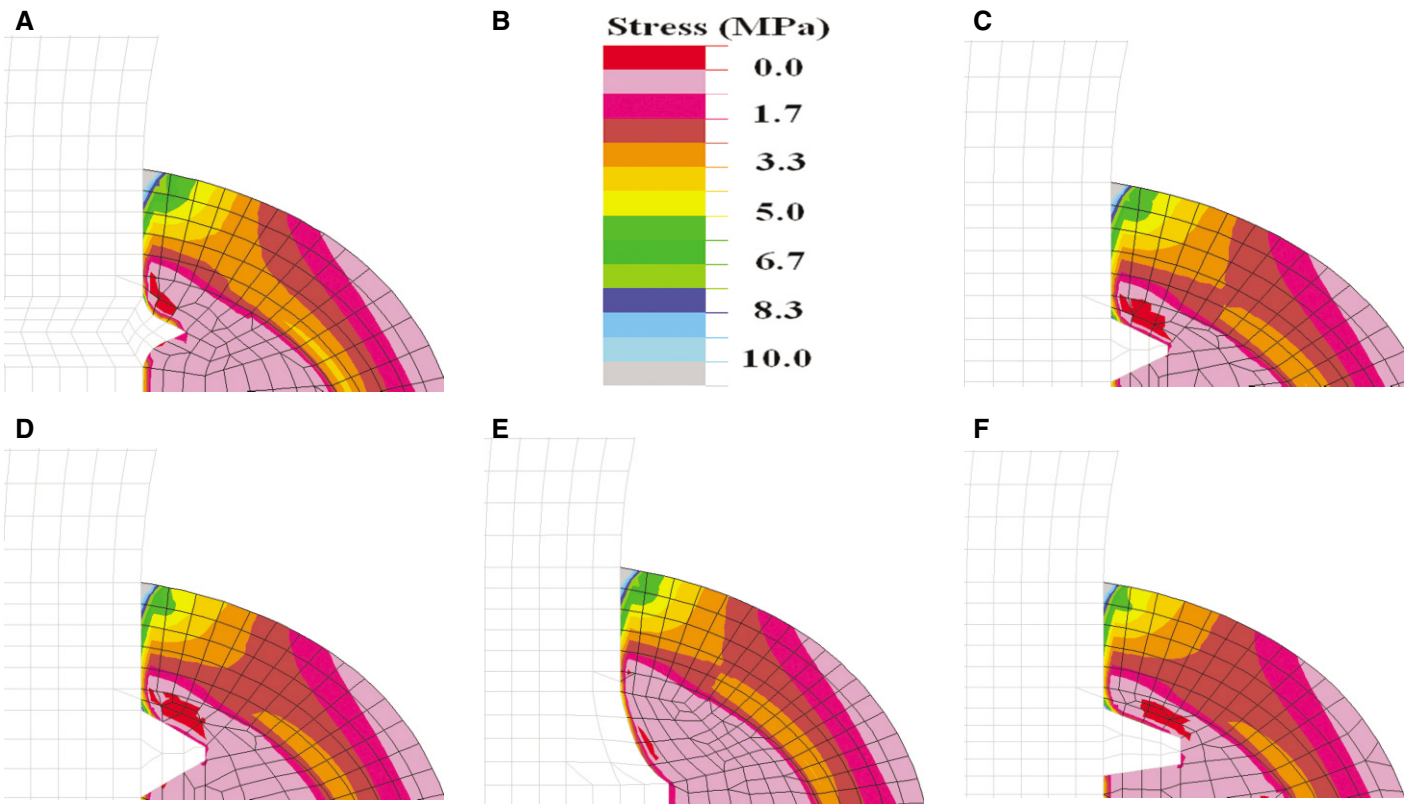


Fig. 4. Stress distributions (maximum compressive stress) in the marginal bone around the 5 implant models subject to a vertical load of 100 N. (A) control model (ITI implant), (B) stress band, and implants with (C) small V-shape, (D) large V-shape, (E) buttress, and (F) trapezoid screws.

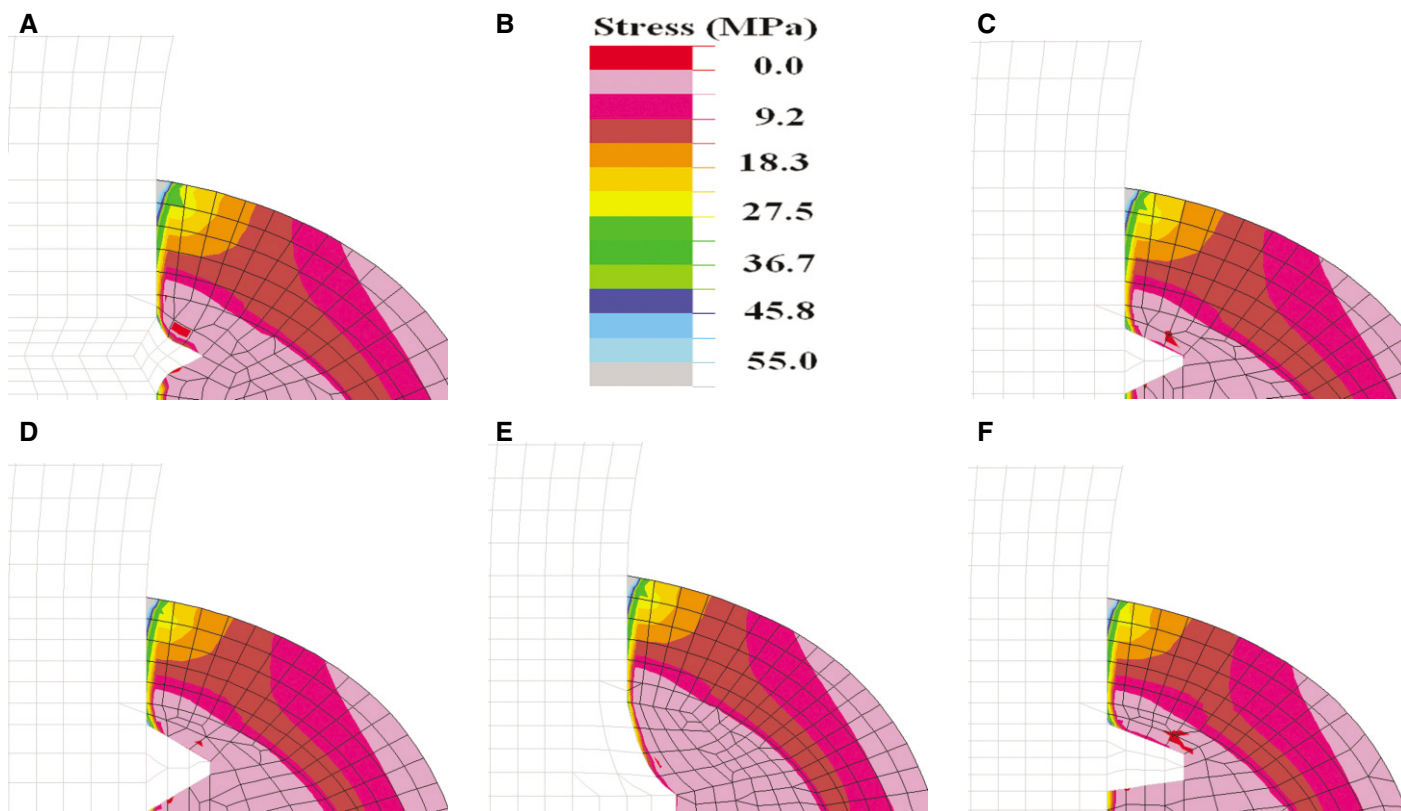


Fig. 5. Stress distributions (maximum compressive stress) in the marginal bone around the 5 implant models subject to an oblique load of 100 N. (A) control model (ITI implant), (B) stress band, and implants with (C) small V-shape, (D) large V-shape, (E) buttress, and (F) trapezoid screws.

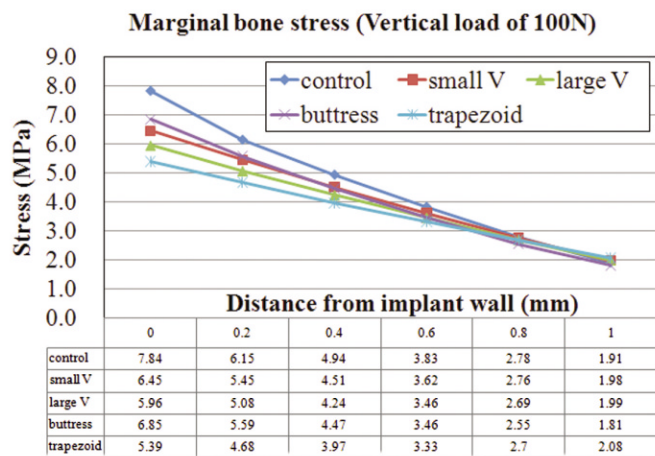


Fig. 6. Stress distribution on the external surface of marginal bone around the 5 implant models subject to a vertical load of 100 N.

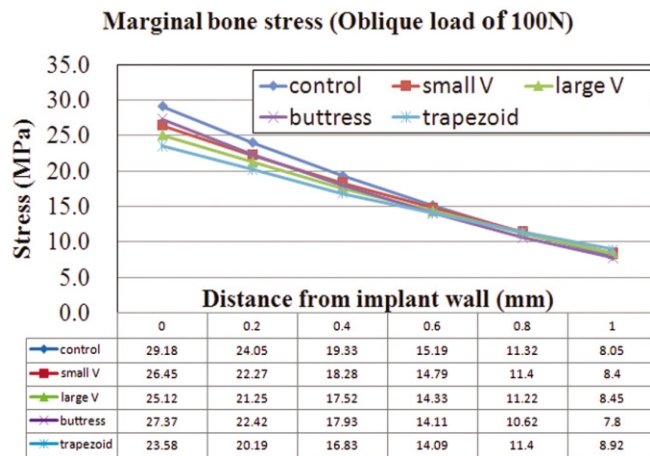


Fig. 7. Stress distribution on the external surface of marginal bone around the 5 implant models subject to an oblique load of 100 N.

고찰

티타늄 재질과 골 사이에 골융합(osseointegration)이 가능함을 입증한 60년대 중반의 Brånemark 연구에 뒤이어 이를 이용한 치과용 임플란트 개발이 시작되었다. 그 후 골융합의 강도와 속도 향상에 초점을 두어 진행된 많은 연구와 임상경험 축적과 더불어 골질에 따라 임플란트 형태, 길이, 그리고 직경 등의 디자인 차이가 성공률에 영향을 미칠 수 있다는 것이 밝혀졌다.¹⁸ 이에 따라 임플란트 제조사마다 다양한 디자인의 임플란트가 출시되고 있으며, 임플란트의 선택범위가 넓어지면서 주어진 조건에 대한 최적의 모델을 선택하는 것이 쉽지 않게 되었다. 임플란트가 지난 40년간 성공적으로 사용되었기는 하였지만, 언제 또는 어디에 특정형태의 임플란트를 사용해야하는지에 대해 명확하게 지적인 가이드라인을 찾기 어렵기 때문이다.

임플란트의 안정성에 영향을 주는 요인은 크게 생물학적 인자와 생역학적 인자의 2가지로 분류될 수 있다. 본 연구에서는 그 중 생역학적 인자에 주목하여, 임플란트 나사산이 변연골 응력에 미치는 영향에 대해 조사하였다. 임플란트의 길이, 직경, 나사산 디자인 등에 따라 임플란트에 가해지는 기능이 주위 골조직에 다르게 전달되고, 이에 따라 골조직이 다르게 반응하게 될 수 있음은 다수 선행연구에 의해 보고된 바 있으며,^{19,21} 특히 나사산 형태가 응력분산에 있어, 최대 응력 크기에 미치는 영향이 크다는 견해가 지배적이다.^{7,10,19,21}

3차원 유한요소 분석을 이용한 연구에서 임플란트 주위 스트레스 분산에 대한 임플란트 형태와 크기의 영향을 조사한 결과 주위 골에 대한 스트레스 분산에 대한 영향은 임플란트 크기보다 임플란트 형태가 더 크다는 것을 보여 주었으며,²² 지금까지 밝혀진 바로는 치근형으로 나사산을 가진 스크류 형태 임플란트가 가장 우수한 안정성 혹은 유지력을 보였다. 사실 초기안정성을 향상시키고 임플란트의 표면접촉을 증가시키기 위해 대부분의 임플란트는 나사산을 가진 형태로 개발되었으며, 나사산 디자인이 임플란트의 생역학적 측면에 지대한 영향을 미치는 것으로 평가된다.^{23,24} 나사산은 크게 삼각형 나사와 사각형(square, buttress 혹은 trapezoid 형상) 나사로 구분될 수 있고, 삼각형 나사가 임플란트 개발초기부터 사용되어 왔는데 비해 사각형 나사는 비교적 근래에 사용되고 있다. 사각형 나사는 임플란트 식립에 적합한 모양이 아니기는 하지만 좀 더 안정적이어서 골유착 이후 응력분산에 더 유리할 것으로 평가되고 있다.¹⁰ 임플란트 인접골의 응력은 가급적 균일하게 분산되어야 응력수준을 낮추어 골보존에 유리하다. 따라서 골응력에 관련한 나사산 피치(pitch, 단위 길이당 나사산의 개수)와 나사산 단면형상 및 높이는 임플란트 디자인에서 중요한 요소이다. 피치가 감소하고 각각 나사산의 깊이(혹은 높이)가 증가하면 골과 임플란트 사이의 접촉면이 증가되므로 임플란트의 생역학적 특성을 유리하게 변경시킬 수 있을 것이다.

본 연구에서는 나사산 크기에 주목하여 대조모델과 실험모

델의 나사산 디자인을 선정하였다. 대조모델로 선정된 ITI 임플란트는 작은 나사산과 긴 피치를 가져 임플란트 표면적이 가장 작은 모델 중 하나에 속하며(144 mm²), 이에 비해 실험모델의 경우, 모델에 따라 21.7, 20.6, 17.0, 28.7 mm²로 표면적이 기본모델에 비해 약 20 - 100% 더 크다. 한편, 현존하는 임플란트 중 표면적이 극대화 되도록 나사산 디자인이 이루어진 모델은 D4 골질에의 적용을 목적으로 한 Biohorizon사의 모델로 5 mm 직경 모델의 단위 길이당 표면적이 46.8 mm²인 것으로 보고되었다.²⁵

동일한 기능이 임플란트에 작용할 때 힘을 분산시킬 표면적이 크면 응력은 감소될 것이다. 본 연구에서도 이러한 경향이 관찰되었다. Fig 6, 7에서 보는 바와 같이 하중 방향에 무관하게 임플란트의 표면적이 클수록 임플란트 외벽과 접하는 곳의 변연골 응력값이 더 작게 관찰되었다. 그러나 변연골 응력값이 임플란트 표면적에 단순한 반비례적 상관관계를 보이지는 않았다. 일례로, 기본모델에 비해 약 2배의 표면적을 갖는 모델 D (사각형 나사산)를 비교하였을 때, 수직력 조건에서 변연골 응력은 각각 7.84와 5.39 MPa, 경사력 조건에서는 각각 29.18과 23.58 MPa이었다. 즉, 표면적이 2배로 증가하여도 응력이 1/2로 감소하지 않고 각각 30%, 혹은 20%정도만의 개선 효과를 보였을 뿐이었다. 이러한 결과는 변연골 응력분포가 응력 = 힘 ÷ 면적이라는 단순이론(elementary theory)에 지배되지 않으며 그 이면에 이보다 복잡한 현상이 있음을, 즉 변연골의 응력은 상부보철물에 작용하는 기능이 인접골로 전달되는 과정에서 그 응력전달이 변연골에 집중되어 생기는 응력집중에 의한 것임을 재확인하는 것으로 평가된다. 이 점은 간단한 계산으로 확인이 가능하다. 즉, 측방력에 의한 모멘트 발생이 없도록 수직력 100N이 부여된 조건에서, 길이 10 mm인 대조모델 임플란트 전체 표면적을 144 mm²라고 하면 이때의 인접골 평균응력은 100N(수직력) ÷ 144 mm² (임플란트 전체표면적) = 0.7 MPa정도 이어야 하나 유한요소해석 결과는 그 10배인 7.84 MPa로 산출되었다. 즉 이 경우 약 10정도의 계수크기로 응력집중이 생김을 입증하고 있으며, 이를 감안하면, 본 연구를 통해 임플란트의 안정성과 심미성에 중요한 변연골의 응력분포는 기본적으로 응력집중현상에 의한 것임이 재확인되었다.

반면, 변연골 응력집중의 중요한 결정요소인 경부 디자인이 동일하더라도, 나사산의 차이에 따라 변연골 응력이 개선될 수 있다는 점도 확인되었다. 비록 나사산에 의한 표면적 증가분 모두가 응력개선으로 나타나지는 않았지만 변연골에서 20 - 30%의 응력감소효과가 가능함을 관찰하였다. 임상적 효과입증을 위해서는 면밀히 준비된 시험이 있어야 하겠지만, 이 같은 수준의 응력감소는 특히 불량한 골질의 환자에서, 변연골 보존가능성을 높이는 데 도움이 될 것으로 기대된다.

결론

본 연구의 범위 내에서 다음과 같은 결론을 도출하였다.

- 임플란트의 나사산 디자인과 무관하게 모든 모델에서 임

플란트 경부와 접하고 있는 변연골에 응력집중현상이 일어났으며, 응력집중의 범위는 임플란트 외벽으로부터 피질골의 두께(0.75 mm) 정도였다.

- 회귀분석을 통해 정량화시킨 변연골 최대응력은 나사산 디자인에 따라 20 - 30%의 크기 차이를 보였으며, 이로부터 나사산 디자인은 변연골 응력에 중요한 영향인자임을 확인할 수 있었다.
- 임플란트 표면적이 커질수록 변연골 최대응력 값은 감소하였지만, 표면적 증가량에 정비례하여 감소하지는 않음이 관찰되었고, 이로부터, 임플란트 변연골 응력은 응력 = 힘 / 면적이라는 단순법칙이 아닌, 응력집중 현상에 의한 것임을 확인할 수 있었다.

참고문헌

1. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:15-46.
2. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18:264-74.
3. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:457-65.
4. O'Brien GR, Gonshor A, Balfour A. A 6-year prospective study of 620 stress-diversion surface (SDS) dental implants. *J Oral Implantol* 2004;30:350-7.
5. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implants Res* 2001;12:196-201.
6. Misch CE. Dental implant prosthetics. St Louis, Mosby, 2005. p. 322-47.
7. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002;29:565-74.
8. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, Liu B. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:65-74.
9. Seo YH, Vang MS, Yang HS, Park SW, Park HO, Lim HP. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution for different implant thread slope. *J Korean Acad Prosthodont* 2007;45:482-91.
10. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech* 2003;36:1247-58.
11. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil* 2004;31:233-9.
12. Kong L, Liu B, Li D, Song Y, Zhang A, Dang F, Qin X, Yang J. Comparative study of 12 thread shapes of dental implant designs: a three-dimensional finite element analysis. *World J Model Simul* 2006;2:134-40.
13. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93:227-34.
14. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 1997;25:485-91.
15. Yu W, Jang YJ, Kyung HM. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: a quantitative approach. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:88-95.
16. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:400-8.
17. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol* 2008;79:2166-72.
18. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent* 2005;94:377-81.
19. Yoon H, Jung UW, Lee J, Kim CS, Kim J, Cho KS, Kim CK, Cho S. Contact non-linear finite element model analysis of initial stability of mini implant. *J Korean Acad Periodontol* 2007;37:681-90.
20. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91:20-5.
21. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, 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.
22. Lin S, Shi S, LeGeros RZ, LeGeros JP. Three-dimensional finite element analyses of four designs of a high-strength silicon nitride implant. *Implant Dent* 2000;9:53-60.
23. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent* 1999;8:376-86.
24. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol* 2001;72:1276-86.
25. Misch CE, Poitras Y, Dietsh-Misch F. Endosteal Implants in the Edentulous Posterior Maxilla: Rationale and Clinical Report. *Oral Health* 2000;8:7-16.

Effect of thread design on the marginal bone stresses around dental implant

Sang-Hyun Lee, DDS, MSD, Kwang-Heon Jo, DDS, MSD, PhD, Kyu-Bok Lee*, DDS, MSD, PhD

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University, Daegu, Korea

Purpose: The purpose of this study was to investigate the effect of different thread designs on the marginal bone stresses around dental implant. **Materials and methods:** Standard ITI implant (ITI Dental Implant System; Straumann AG, Waldenburg, Switzerland), 4.1 mm in diameter and 10 mm in length, was selected as control. Test implants of four different thread patterns were created based on control implant, i.e. maintaining all geometrical design of control implant except thread pattern. Four thread designs used in test implants include (1) small V-shape screw (model A), (2) large V-shape screw (model B), (3) buttress screw (model C), and (4) trapezoid screw (model D). Surface area for unit length of implant was 14.4 mm² (control), 21.7 (small V-shape screw), 20.6 (large V-shape screw), 17.0 (buttress screw) and 28.7 mm² (trapezoid screw). Finite element models of implant/bone complex were created using an axisymmetric scheme with the use of NISA II/DISPLAY III (Engineering Mechanics Research Corporation, Troy, MI, USA). A load of 100 N applied to the central node on the crown top either in parallel direction or at 30 degree to the implant axis (in order to apply non-axial load to the implant NKTP type 34 element was employed). Quantification and comparison of the peak stress in the marginal bone of each implant model was made using a series of regression analyses based on the stress data calculated at the 5 reference points which were set at 0.2, 0.4, 0.6, 0.8 and 1.0 mm from implant wall on the marginal bone surface. **Results:** Results showed that although severe stress concentration on the marginal bone cannot be avoided a substantial reduction in the peak stress is achievable using different thread design. The peak marginal bone stresses under vertical loading condition were 7.84, 6.45, 5.96, 6.85, 5.39 MPa for control and model A, B, C and D, respectively. And 29.18, 26.45, 25.12, 27.37, 23.58 MPa when subject to inclined loading. **Conclusion:** It was concluded that the thread design is an important influential factor to the marginal bone stresses. (*J Korean Acad Prosthodont* 2011;49:316-23)

Key words: Implant; Thread; Design; Stress; Marginal bone; Finite element analysis

*Corresponding Author: **Kyu-Bok Lee**

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University, 188-1 Samduk-dong 2ga, Jung-gu, Daegu, 700-412, Korea

+82 53 600 7654; e-mail, kblee@knu.ac.kr

Article history

Received October 5, 2011 / Last Revision October 12, 2011 / Accepted October 24, 2011