

임플란트 경부 디자인이 변연골 응력에 미치는 영향

임정열 · 조진현 · 조광현*

경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

연구 목적: 본 연구에서는 임플란트 경부 디자인의 측면에서 미세나사, 치은 관통부의 곡면 디자인 적용 및 경부 역사면 부여효과를 직접 비교하여 정량적인 평가를 하고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 직경 4.1 mm, 길이 10 mm의 매립형 (submerged) 고정체 (Dentis Co., Daegu, Korea)를 기본 형상으로 설정하였다. 실험 모델로는 대조 모델의 경부 주위, 즉 치은 관통부/지대주 체결 방법에 변화를 준 다섯 가지 경우로 설정하였다 (실험 모델 I: 경부축 3 mm에 높이 0.15 mm, 피치 0.3 mm의 미세나사 (microthread)가 가공된 모델, 실험 모델 II: 실험 모델 I과 동일한 고정체이나, 매립형이 아니라 1-stage 형 (internal type) 디자인을 가진 미세나사가 가공된 모델, 실험 모델 III: 매식부 나사산은 대조 모델과 동일하나 1-stage 형 경부 디자인을 가지는 미세나사가 가공되지 않은 모델, 실험 모델 IV: 일체형 (one piece system) 임플란트로 치은 관통부에 3 mm 직경의 만곡 (concavity) 형상을 갖는 모델, 실험 모델 V: 매식부 나사산 및 지대주는 대조 모델과 동일하나 고정체 platform 가장 자리에 높이 1 mm의 역사면 (reverse bevel)을 갖는 모델). 유한요소해석을 위해 PC용으로 출시된 상용 프로그램인 NISA II/Display III (EMRC, Troy, MI, USA)를 사용하여, 축대칭으로 임플란트/악골 조합을 모델링하였다. 고정체 형상은 동일하나 경부 (및 치은 관통부) 디자인에 차이가 있는 여섯 종의 임플란트 (대조 모델 + 다섯 종 실험 모델)를 9 mm 폭경의 악골에 식립하고 임플란트 장축에 대해 30도의 각도를 갖는 100N의 하중을 받는 조건으로 임플란트/악골 복합체의 응력을 해석하였다.

결과: 실험 모델 I과 실험 모델 IV에서 변연골 응력이 약간 낮았으나 실험 모델 II, III, 실험 모델 V는 대조 모델보다 변연골 응력이 높았다. 최대 절점응력이 기록된 임플란트로부터 0.2 mm 떨어진 위치에서의 응력은 실험 모델 III에서 21.11 MPa가 가장 높았고 실험 모델 II와 실험 모델 V는 비슷한 수준으로 각각 18.39 MPa, 17.88 MPa이었으며 실험 모델 I, IV는 대조모델의 15.09 MPa 보다 약간 낮은 14.78 MPa, 14.63 MPa 였다.

결론: 경부의 미세나사와 치은 관통부의 곡면 (concavity) 부여가 변연골의 응력집중 방지에 효과가 있는 것으로 분석되었다. (대한치과보철학회지 2010;48:224-31)

주요 단어: 임플란트 경부 디자인, 치은 관통부, 유한요소법, 경부골 응력

서론

치과용 임플란트 식립 후 변연골은 임플란트의 예후와 심미성에 중요한 영향을 미치므로, 그 보존이 매우 중요하다. 그러나 임플란트가 구강 내에서 저작압 등 기능력을 받음에 따라 변연골에는 점진적인 소실이 일어나게 되므로 그 원인규명과 예방이 임플란트 연구 분야의 중요한 주제가 되어 왔다. 변연골 소실에 관련된 인자로 수술시의 열손상,¹ 과부하,² 임플란트 주위염,³ 고정체/지대주 연결부의 미세한 틈새,^{4,6} 생물학적 폭경,^{7,8} 및 임플란트 경부의 디자인^{9,10} 등이 거론되어 왔다.

그 중에서도 과부하가 변연골 소실의 주요한 원인으로 작용하고 있다. 임플란트 인접골 중에서도 경부를 둘러싸는 변연골은 응력집중으로 인해 응력수준이 가장 높게 발생한다. Prendergast와 Huiskes¹¹는 미세 모델링을 이용한 유한요소해석을 통해 골이 과부하를 받으면 미세손상이 생기고, 골 개형에 의해 미세균열이 치유되는 것보다 미세손상의 융합이 더 우세해지면서 골의 파절이나 소실이 개시될 수 있다 하였으며, Frost¹²는 피질골에서 미세손상이 발생하는 스트레인이 3,000 - 4,000

microstrain 정도라 하였다. 이 스트레인을 응력으로 환산하면 40 - 55 MPa 정도가 된다. 임플란트 변연골의 소실을 미세손상과 골 개형 사이의 부조화에 기인한 것으로 간주하여 변연골의 응력을 분산시켜 스트레인 값이 미세손상 발생의 임계치 이내로 관리하여야 한다.

변연골에서의 높은 응력 발생은 임플란트 형상이나 사이즈, 임플란트/골 계면에서의 골융합 정도, 골조건 등의 다양한 상황에서 관찰되었다. 지금까지 변연골 응력을 감소시키기 위해 제안된 방법으로는 임플란트 식립 개수를 늘리거나, 크기가 큰 임플란트 사용,¹³⁻¹⁵ 임플란트 몸체와^{16,17} 나사산^{18,19} 및 지대주^{20,21} 디자인의 최적화, 임플란트 표면개질법^{22,23} 등이 있다. 이러한 방법들을 통해서 임플란트/골 계면의 넓이를 키워 단위 면적당의 응력을 감소시키려는 것이다. 그러나 보다 직접적으로 변연골 응력을 결정하는 요인은 임플란트 경부로부터 변연골로 이어지는 힘 전달 경로의 특성이므로 임플란트 경부 디자인이 변연골 응력관리에 매우 중요하다.^{24,25}

임플란트 경부는 임플란트와 골 사이의 힘 전달 경로 상에서 변연골에 가장 가까이 위치하므로 변연골의 응력분포와 직결

*교신저자: 조광현

700-412 대구광역시 중구 삼덕동 2가 188-1번지 경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실 053-600-7651; e-mail, khjo@knu.ac.kr

원고접수일: 2010년 6월 30일 / 원고최종수정일: 2010년 7월 7일 / 원고채택일: 2010년 7월 12일

* A thesis submitted to the Council of the Graduate School of Kyungpook National University in partial fulfillment of the requirements for the degree of Ph.D. in Dental Science December 2009.

된다. 따라서 이전 연구에서도 경부 디자인과 관련된 주제가 다수 있었으며 그 중 platform switch,^{26,27} 미세나사 적용,^{27,28} 치은 관통부의 곡면 디자인 적용,²⁹ 경부 역사면 부여³⁰ 등의 방법으로 응력 분포의 개선이 가능함을 입증하였다. 그러나 이들 선학 연구는 한 가지 방법에 국한하여 그 효과를 정성적으로 분석하였다는 한계를 가지고 있었으므로 이들 디자인의 효과를 정량적으로 비교하여 장단점을 포괄적으로 평가하는 것이 필요하다.

본 연구에서는 임플란트 경부 디자인의 측면에서 미세나사, 치은 관통부의 곡면 디자인 적용 및 경부 역사면 부여효과를 직접 비교하여 정량적인 평가를 하고자 한다.

연구 재료 및 방법

1. 기하 모델 (Geometric model)

직경 4.1 mm, 길이 10 mm의 매립형 고정체 (Dentis Co., Daegu, Korea)를 기본 형상으로 하여 (Fig. 1A), 상부 구조를 포함시켜 대조 모델을 설정하였다 (Fig. 1B). 대조 모델 고정체는 몸체 전체에 높이 0.33 mm 피치 1.8 mm의 buttress형 2줄 나사산이 가공되어 있으며 고정체 하방에는 self tapping 목적의 절삭연이 있다. 대조 모델의 경우, 경부에서 고정체 platform 폭경은 4.1 mm인데 비해 지대주 폭경은 3.3 mm로 가늘어, 변연골에서 platform switch 효과가 예견되었다.

실험 모델로는 대조 모델의 경부 주위, 즉 치은 관통부/지대주 체결 방법에 변이를 준 다섯 가지 경우를 설정하였으며, 이전 연구들에 의해 변연골 응력 감소 효과를 가진 디자인이 포함되었다 (Fig. 2).

실험 모델군을 정리하면,

- 1) 실험 모델 I (Type I): 대조 모델과 동일한 매립형 고정체로, 경부측 3 mm에 높이 0.15 mm, 피치 0.3 mm의 미세나사 (microthread)가 가공된 모델
- 2) 실험 모델 II (Type II): 실험 모델 I과 동일한 고정체이나, 매립형이 아니라 1-stage 형 (internal type) 디자인을 가진 모델 (platform switch 효과가 배제된 모델)
- 3) 실험 모델 III (Type III): 매식부 나사산은 대조 모델과 동일하나 1-stage 형 경부 디자인을 가진 (대조 모델의 platform switch 효과가 배제된 모델)
- 4) 실험 모델 IV (Type IV): 일체형 임플란트로 치은 관통부에 3 mm 직경의 만곡 형상을 갖는 모델
- 5) 실험 모델 V (Type V): 매식부 나사산 및 지대주는 대조 모델과 동일하나 고정체 platform 가장 자리에 높이 1 mm의 역사면을 갖는 모델

실험 모델 I과 실험 모델 II의 경부에 부여된 미세나사는 높이가 0.15 mm, 피치가 0.3 mm이며 여섯 줄 나사로 가공되어 식립시 피치가 1.8 mm인 하부의 주나사와 동조 (synchronize) 하게 된다. Type IV 임플란트는 정 등³¹의 연구를 참조하여 치은 관통부 (높이 2.8 mm)에 만곡부가 치조정 방향에 근접된 비대칭형 만곡부를 가진다.

치조골의 기하학적 형상이 변연골 응력분포에 미치는 영향이 모든 해석모델에서 일치되도록 하기 위해, 임플란트 경부 주위 골의 형상을 모든 모델에서 동일하게 모델링하였다. 특히 변연골의 폭경이 응력 분포에 주요한 영향을 줄 수 있으므로, 본 연구에서는 치조골정 하방 1.5 mm 위치 (y = -1.5 mm, Fig. 1B)에서 골의 폭경을 9 mm로 고정하였다. 치밀골 두께는 모든 부위에서 동일하게 1.0 mm로 가정하였으며, 악골 높이는 15 mm, 즉 고정체의 매식부 길이의 1.5배로 설정하였다. 대표적인 유한요소모델을 Fig. 3에 나타내었다.

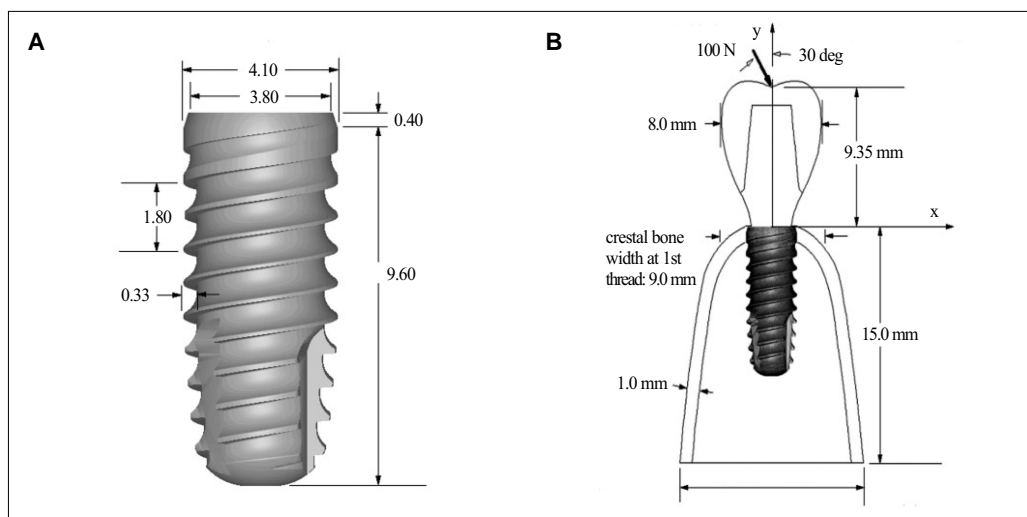


Fig. 1. Schematic presentation of the implant/bone complex shown in a bucco-lingual aspect showing. A: detailed dimensions of the submerged type fixture, B: basic dimensions of the implant/bone complex.

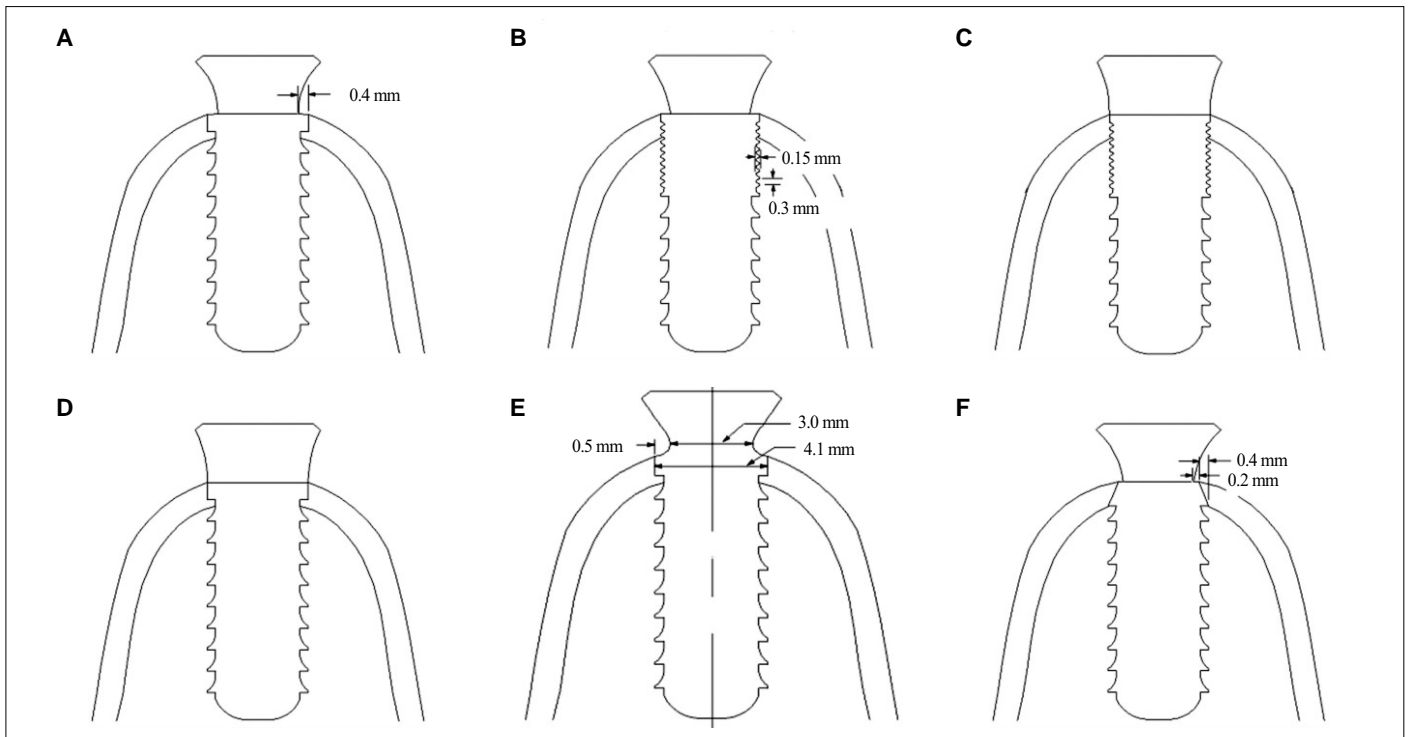


Fig. 2. Schematic presentation showing the crestal module designs of the control and five experimental implant systems. A: submerged system (control), B: submerged system with microthread (Type I), C: 1-stage internal system with microthread (Type II), D: 1-stage internal system (Type III), E: one piece system with concave transgingival part (Type IV), F: submerged system with beveled platform (Type V).

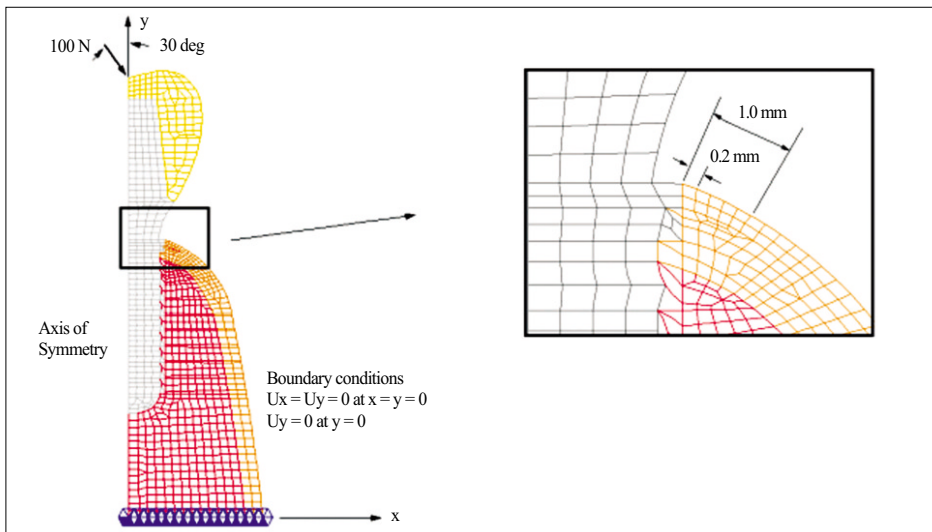


Fig. 3. Typical finite element mesh (control model). Elements sitting on the marginal bone surface within 1 mm away from the implant wall were given equal size, i.e 0.2 mm as seen in the box, in order to facilitate a direct comparison between the models analyzed.

2. 유한요소 해석모델

유한요소해석을 위해 PC용으로 출시된 상용 프로그램인 NISA II/Display III (EMRC, Troy, MI, USA)를 사용하여,³⁾ 축대칭으로 임플란트/악골 조합을 모델링하였다. 대조 모델과 5종의 실험 모델에서 악골의 폭경을 포함한 기하학적 형상, 치밀골의 두께와 밀도, 또한 해면골의 두께와 밀도를 모두 동일하게 구성하였다.

Mesh 모델 구성에는 NKTP type 34형 solid 요소 (4각형 axisymmetric 요소, 절점수 8개)가 사용되었다. NISA II에서는 축대칭 구조에 축대칭 하중은 물론 비축대칭 하중조건이 사용되는 경우를 위해 solid 요소인 NKTP 34와 shell 요소인 NKTP 37을 구비하고 있다. 본 연구에서는 임플란트 장축과 30도의 각을 이룬 경사력, 즉 비축대칭 하중 조건을 사용하고 있으므로, NKTP type 34형 요소를 사용하여 모델링하였다. 해석오차 감소를 위해 요소 종횡비 (aspect ratio)는 5.0 이내로, 요소의 모서리각을 45

Table 1. Mechanical properties (bone and implant materials)

Material	Young's 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	-	-

-135도로 제한하였으나 나사산 끝 부위 등 형상변화가 심한 일부 부위에서는 이를 만족하지 못하는 것을 허용하였다.

모델 간 변연골 응력의 상호 비교를 용이하게 하기 위해 변연골 표면의 요소 크기와 mesh 패턴을 모든 해석 모델에서 동일하게 설정하였다. Fig 3에 나타낸 바와 같이 변연골 외면에서 임플란트로 부터 1.0 mm 이내 영역에는 모든 해석모델에 일률적으로 변 길이 0.2 mm 크기의 요소를 다섯 개 배치하였다. 임플란트와 변연골 표면이 선각을 이루며 만나는 노치 (notch) 부위에서의 기하학적 특이점으로 인한 응력의 유한요소 mesh의 존성을 배제하였다.

임플란트, 골 및 보철물의 물성은 Table 1에 제시된 수치를 사용하였다. 연조직은 그 하중 분담률을 무시할 수 있다고 가정하여 해석모델에서 제외하였다.

3. 하중조건 및 경계조건

Fig. 1B 및 Fig 3에 보인 바와 같이, 치관의 교합면 상에 임플란트 장축과 30도를 이루는 방향으로 100 N의 힘을 부여하였다.

변위 경계조건으로는 원점에서는 $U_x = U_y = 0$, 기저면 상의 모든 다른 절점에서는 $U_y = 0$ 조건을 부여하여, 악골 기저면이 고정된 것으로 모사하였다 (U_x, U_y 는 각각 x-축, y-축 방향의 변위). 임플란트 지대주와 고정체, 지대주와 보철물, 그리고 임플란트와 골 사이의 모든 계면은 미끄러짐이 없는 완전결합을 이루는 것으로 가정하였고, 선형탄성 가정 하에 모든 해석을 수행하였다.

결과

고정체 형상은 동일하나 경부 (및 치은 관통부) 디자인에 차이가 있는 여섯 종의 임플란트 (대조 모델 + 다섯 종 실험 모델)를 9mm 폭경의 악골에 식립하고 임플란트 장축에 대해 30도의 각도를 갖는 100 N의 하중을 받는 조건으로 임플란트/골 복합체의 응력을 해석하였으며, 그 결과를 Fig. 4에 나타내었다.

Fig. 4에서는 변연골 응력을 용이하게 관찰하기 위해 임플란트 자체의 응력은 표시하지 않았다. Fig. 4에서 일부 관찰할 수 있는 바와 같이 변연골을 제외한 다른 인접골에서의 응력수준

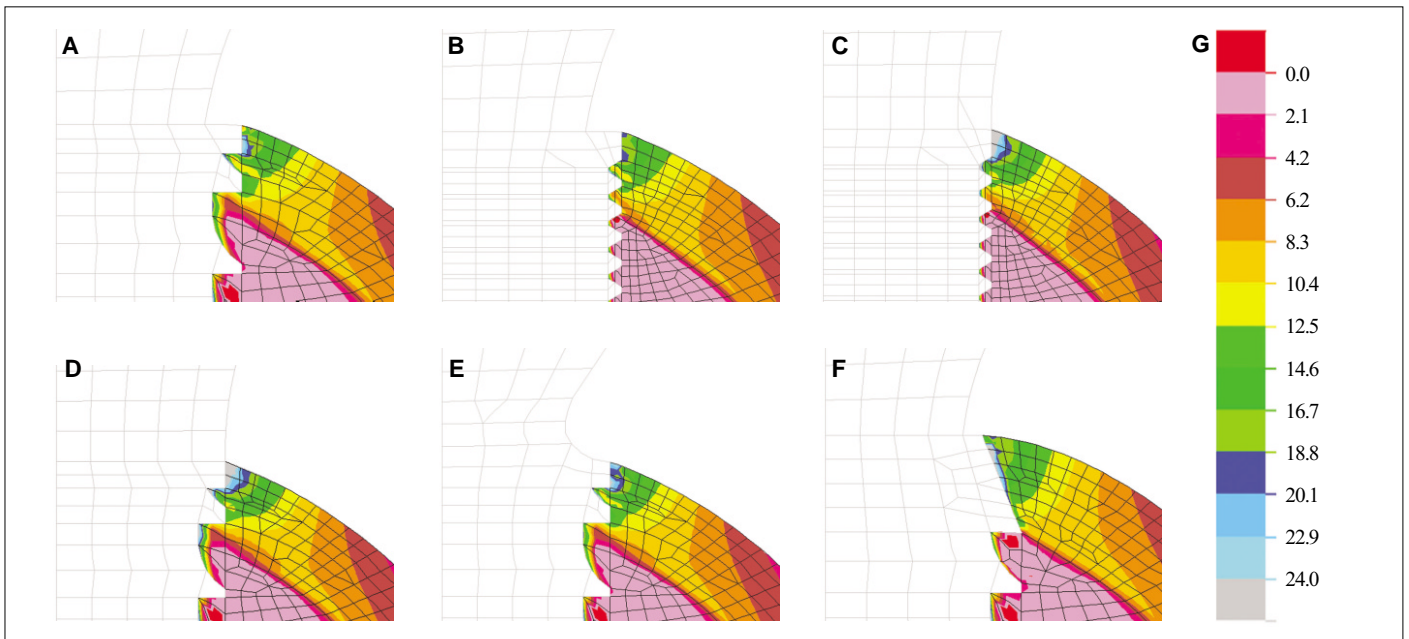


Fig. 4. Stress distributions in the marginal bone around each of six implant models subject to a load of 100 N acting at 30 degree to the implant axis. A: control, B: Type I, C: Type II, D: Type III, E: Type IV, F: Type V, G: stress band in MPa.

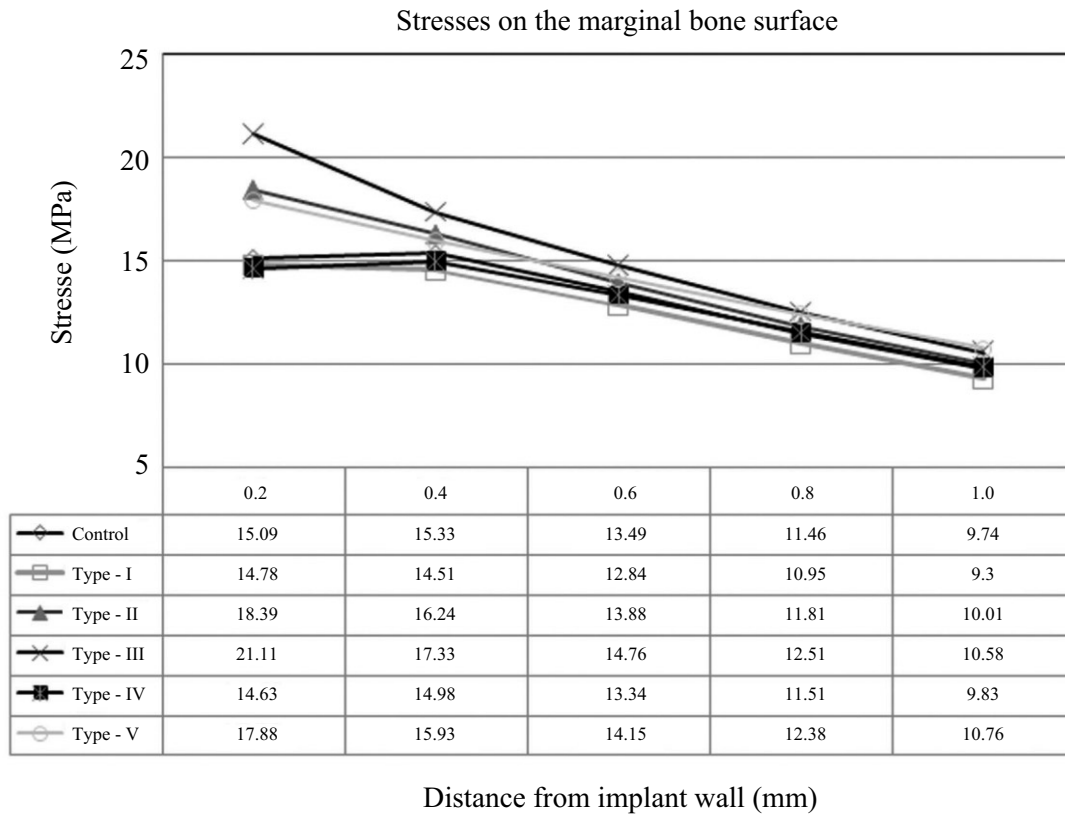


Fig. 5. Stress distribution (maximum compressive stress) on the external surface of marginal bone around the each of six implant models.

은 매우 미미하였으므로, 변연골 부위만을 확대하여 contour plot 을 나타내었다. 그림에 제시된 응력요소는 제 3 주응력(최대압축응력, principal stress III)으로 골생리 이론에서 골개형 장애의 판단기준으로 삼는 응력성분이다.¹²

골생리 연구에서는 치밀골의 생리적 개형에 대한 허용수준을 약 3000 - 4,000 microstrain (0.4% strain)으로 보고하고 있는데,¹² 이를 Table 1에 제시된 치밀골의 탄성계수를 사용하여 응력으로 환산하면 약 40 - 55 MPa이 된다. Fig. 4에서는 이 값의 약 50% 수준인 24 MPa를 상한값으로 설정하여 이를 넘는 영역은 회색으로 나타내었다. 모델별로 변연골 응력 값에 차이가 있지만 Fig 4의 C와 D의 경우에는 변연골에 24 MPa를 넘어서는 응력집중 영역이 관찰되었으며, 대조 모델을 포함한 그 외 모델에서는 응력집중이 없었고, 응력 수준도 낮게 관찰되었다.

Fig. 5에는 변연골 표면의 응력을 임플란트 모델로 상호 비교한 것이다. 앞에서 언급된 바와 같이, 모든 해석모델에서 변연골 표면을 구성하는 요소의 사이즈를 0.2 mm로 균등하게 하여, mesh 특성이 응력에 미치는 영향을 모든 모델에서 동일하도록 하였으므로 절점응력을 직접 비교하여도 무방하다. 그러나 임플란트와 변연골이 선각을 이루며 만나는 지점, 즉 노치에서 관찰된 특이점 문제를 피하기 위해, 임플란트 벽면으로부터 0.2 mm 이상 떨어진 부위에서의 응력을 비교하였다. Fig. 5에서

보는 바와 같이, 최대 절점응력이 기록된 임플란트로부터 0.2 mm 떨어진 위치에서의 응력은 실험 모델 III에서 21.11 MPa로 가장 높았다. 한편, 실험 모델 II와 실험 모델 V는 비슷한 수준으로 각각 18.39, 17.88 MPa이었고, 실험 모델 I, IV는 대조모델의 15.09 MPa 보다 약간 낮은 14.78, 14.63 MPa였다.

대조 모델과 실험 모델 I을 비교하였을 때 미세나사의 존재가 응력분산에 어느 정도 영향을 미쳤음을 알 수 있었다. 또한 대조 모델과 실험모델 IV를 비교시, 치은 관통부의 만곡부가 변연골의 응력감소 효과가 있음을 확인할 수 있었다. 반면, 대조 모델에 있는 platform switch 효과가 배제된 실험 모델 II와 III에서는 변연골의 응력이 각각 20 - 40% 증가되었다. 또한 경부역사면이 부여된 실험 모델 V에서도 대조 모델에 비해 변연골 응력이 약 18% 증가되는 것이 확인되었다.

고찰

치근막 같은 응력완화조직이 결여된 임플란트 인접골에는 국소적인 응력집중이 발생할 위험이 크다. 과도한 응력은 임플란트 인접골의 골개조를 저해하여 골소실이나 골융합의 훼손을 일으키는 원인이 될 수 있으므로, 응력을 분산시켜 적정 수준 이하로 관리하는 것이 필요하다. 변연골은 인접골 중 가

장 높은 응력이 발생하는 부위이기 때문에, 응력집중에 따른 변연골 소실에 의해 임플란트의 치관/치근 비율이 악화되면 응력이 더 커지게 되고 또한 임플란트 주위에 치주낭을 형성하여 임플란트 주위염의 위험성이 높아질 수 있다.

변연골 응력에 직접적인 영향을 미치는 두 가지 요소는 임플란트 경부의 디자인과 변연골의 형상 조건이다. 응력은 기본적으로 힘이 전달되는 양태에 의해 결정된다. 변연골 응력 역시 상부 보철물에 작용되는 저작압이 임플란트 경부를 거쳐 인접한 변연골로 이어지는 힘전달 경로의 특성에 의해 크기와 분포가 결정된다. 그러므로 힘전달 경로를 구성하는 두 요소의 기하학적 형상과 물성의 조화가 중요하다.

임플란트 수를 늘이거나 큰 직경의 임플란트를 사용하는 기본적인 방법 외에도 변연골의 응력집중 완화를 통해 응력 수준을 낮출 수 있다. 후자의 방법에 이용할 수 있는 기구로는 1) 임플란트와 변연골이 만나는 위치에서 양자의 구조강성의 급격한 변화를 방지하여 응력 집중 발생을 차단하는 방안²⁶과, 2) 임플란트로 부터의 힘 전달이 변연골 대신 그 하방으로 일어나게 하는 방안을 거론할 수 있다.^{26,27} 대조 모델로 선택된, submerged형 임플란트는 기본적으로 후자의 방법이 적용된 것이며, 이는 platform switch 방법과 동일한 효과를 가지고, 실험 모델 III과의 비교를 통해서 입증될 수 있다. 실험 모델 III의 경우 임플란트로 부터 변연골로의 힘 전달을 완화하는 기구가 없으므로 절점응력이 대조모델에 비해 약 40% 높았던 것으로 추론된다. 실험 모델 III에서는 임플란트 경부가 골을 만나는 위치에서 V-형 홈이 형성되며 임플란트/골 복합체의 구조강성이 급격하게 변화하여 기하학적 특이점이 만들어진 결과 심각한 응력집중이 발생되었을 것이며 (Fig. 4D), 또한 이는 노치 끝 (notch tip)에 국한되는 작은 영역에서 상대적으로 큰 양의 힘이 임플란트로 부터 변연골로 전달된다는 것을 의미한다.

실험 모델 III 보다는 낮았지만 실험 모델 II에서도 유사한 형태의 응력집중이 관찰되었으며 (Fig. 4C), 이 경우 경부에서 변연골로의 힘전달을 방지하는 platform switch 효과가 없었기 때문에 생각된다. 반면, 실험 모델 III에 비해 실험 모델 II의 경우, 경부에 부여된 미세나사가 임플란트의 직경을 증대시키는 효과를 주어 상대적으로 응력을 낮게 발생시킨 것으로 생각된다.

실험 모델 IV는 일체형 임플란트의 형태지만 힘전달의 측면에서 볼 때 경부 형상이 대조 모델과 마찬가지로 platform switch 기구를 포함하고 있고, 비대칭형 만곡부를 가지고 있기 때문에 대조군에 비해 응력감소가 나타났다.

실험 모델 V의 경우는 다른 모델들과 다르게 변연골 내의 응력분포특성, 즉 응력의 방향을 바꾸어 응력크기를 낮추고자 하는 디자인이었다. 경부의 역사면은 변연골에 인장응력 발생을 유도하여 저작압에 의한 압축응력을 상쇄시켜 응력을 낮추려는 방안이며, 사면을 이용하여 응력의 분포특성을 바꾸는 유사한 사례를 임플란트가 가진 나사산에서 볼 수 있다. 임플란트와 인접골이 골융합을 이루고 있다면 그 몸체의 나사산 부위와 인접골 사이의 힘전달은 나사산 윗면에서는 인장응력,

나사 아랫면에서는 압축응력 형태로 일어나게 된다.³³ 따라서 저작압에 의해서 부하되는 인접골의 압축응력이 임플란트 나사산 윗면에서는 상쇄효과가 생겨 응력감소가 생길 수 있다. 실험 모델 V의 경부 역사면이 이 같은 나사산 윗면과 같은 효과를 가질 것으로 예견되어 효과가 기대 되었으나 응력완화효과는 상대적으로 낮은 것으로 관찰되었다.

실험 모델 V에서 역사면 효과가 미미했던 것은 그 효과를 충분히 얻을 수 있을 정도의 충분한 크기의 사면각이 부여되지 못했기 때문으로 생각된다. 연구에 사용된 고정체는 4.1 mm 직경의 표준형이며 여기에 3.3 mm 직경의 지대주가 장착되었다. 지대주의 강도를 감안하면 그 직경을 줄이는데 한계가 있으므로 충분한 크기의 사면을 부여할 수 있는 공간 확보가 어려웠다고 생각된다. 그러므로 역사면 부여를 통한 변연골 응력 완화 효과는 표준형 임플란트 보다는 5.0 - 5.5 mm 이상의 대직경 임플란트에서 얻을 수 있으리라 생각된다.

본 연구에서는 변연골 소실이 전혀 없는, 즉 골내 매식부의 최대 높이까지 변연골이 골융합을 이룬 이상적인 경우에 대해 분석하여 비교하였다. 그러나 임플란트가 구강환경에서 기능을 개시한 이후에는 변연골이 완전하고 이상적인 경우는 드물 것이며 오히려 일정수준의 변연골 소실이 존재하는 것이 일반적일 것이다. 따라서 임플란트 경부 디자인의 영향에 대한 해석과 비교분석에서도 이 같은 임상적 골조건을 반영한 보다 현실적이고 종합적인 분석이 더 필요할 것으로 사료된다.

결론

대조 모델은 platform switch 효과를 통해 변연골의 응력집중이 방지된 것이 관찰되었다. 대조 모델 대비, 실험 모델 I과 실험 모델 IV에서 변연골 응력이 낮아졌으며, 이 결과를 통해 경부의 미세나사와 치은 관통부의 곡면 부여가 효과가 있는 것으로 분석되었다. 반면, 실험 모델 II, III, 실험 모델 V는 대조 모델 보다 변연골 응력이 높았다. 그 이유로, 실험 모델 II, III의 경우에는 platform switch 효과가 없어서 변연골에 응력 집중이 발생하였기 때문이고, 실험 모델 V의 경우는 공간부족으로 인해 충분한 사면각도가 부여되지 못하였기 때문으로 추론되었다.

참고문헌

1. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg* 1984;42:705-11.
2. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent* 2005;14:108-16.
3. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003;82:232-7.

4. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2000;71:1412-24.
5. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, Tortora P, Piattelli A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol* 2005;31:269-75.
6. Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol* 2003;74:346-52.
7. Sanavi F, Weisgold AS, Rose LF. Biologic width and its relation to periodontal biotypes. *J Esthet Dent* 1998;10:157-63.
8. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000;71:546-9.
9. Hartman GA, Cochran DL. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. *J Periodontol* 2004;75:572-7.
10. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol* 2002;73:322-33.
11. Prendergast PJ, Huijkes R. Microdamage and osteocyte-lacuna strain in bone: a microstructural finite element analysis. *J Biomech Eng* 1996;118:240-6.
12. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;64:175-88.
13. 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.
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. Hänggi MP, Hänggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL, Hermann JS. Crestal bone changes around titanium implants. Part I: A retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *J Periodontol* 2005;76:791-802.
16. 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.
17. 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.
18. 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.
19. 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.
20. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1992;1:24-8.
21. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:195-202.
22. 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.
23. 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.
24. Akça K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28:391-9.
25. 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 Prosthet Dent* 2004;92:523-30.
26. Kim YS, Kim CW, Jang KS, Lim YJ. Application of finite element analysis to evaluate platform switching. *J Korean Acad Prosthodont* 2005;43:727-35.
27. Schrotenboer 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.
28. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:394-405.
29. Chung JM, Jo KH, Lee CH, Yu WJ, Lee KB. Finite element analysis of peri-implant bone stress influenced by cervical module configuration of endosseous implant. *J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:394-405.
30. Li YF. Comparative and analysis study of peri-implant bone stress around Rescue implant and standard implant using finite element method. Masters thesis, Department of Dentistry, Graduate School, Kyungpook National University, Daegu, Korea, 2009.
31. NISA II / DISPLAY III User Manual, Engineering Mechanics Research Corporation, 1998.
32. 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.
33. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby; 1999, p.337.

Influence of crestal module design on marginal bone stress around dental implant

Jung-Yoel Lim, MSD, PhD, Jin-Hyun Cho, DDS, MSD, Kwang-Heon Jo*, DDS, MSD, PhD

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

Purpose: This study was to investigate how the crestal module design could affect the level of marginal bone stress around dental implant. **Materials and methods:** A submerged implant of 4.1 mm in diameter and 10 mm in length was selected as baseline model (Dentis Co., Daegu, Korea). A total of 5 experimental implants of different crestal modules were designed (Type I model : with microthread at the cervical 3 mm, Type II model : the same thread pattern as Type I but with a trans-gingival module, Type III model: the same thread pattern as the control model but with a trans-gingival module, Type IV model: one piece system with concave transgingival part, Type V model: equipped with beveled platform). Stress analysis was conducted with the use of axisymmetric finite element modeling scheme. A force of 100 N was applied at 30 degrees from the implant axis. **Results:** Stress analysis has shown no stress concentration around the marginal bone for the control model. As compared to the control model, the stress levels of 0.2 mm areas away from the recorded implant were slightly lower in Type I and Type IV models, but higher in Type II, Type III and Type V models. As compared to 15.09 MPa around for the control model, the stress levels were 14.78 MPa, 18.39 MPa, 21.11 MPa, 14.63 MPa, 17.88 MPa in the cases of Type I, II, III, IV and V models. **Conclusion:** From these results, the conclusion was drawn that the microthread and the concavity with either crestal or trans-gingival modules maybe used in standard size dental implants to reduce marginal bone stress. (*J Korean Acad Prosthodont 2010;48:224-31*)

Key words: Crestal module design, Trans-gingival module, Marginal bone stress

*Corresponding Author: Kwang-Heon Jo

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

+82 53 600 7651: e-mail, khjo@knu.ac.kr

Article history

Received June 30, 2010/ Last Revision July 7, 2010/ Accepted July 12, 2010