

임플란트 경부의 역사면 디자인이 변연골 응력분포에 미치는 영향

차지영 · 조진현 · 조광현*

경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

연구 목적: 임플란트 경부 역사면의 디자인이 변연골 응력분포에 미치는 영향을 알아보기 위해 유한요소법을 사용하여 비교분석하였다.

연구 재료 및 방법: 경부 직경 5.5 mm, 길이 8 mm의 매립형 (submerged type) 고정체 (Dentis Co., Daegu, Korea)를 연구모델로 선정하였다. 임플란트 경부 역사면의 디자인을 높이 (h, 0.4 mm, 1.0 mm)와 폭경 ($(5.5 - (3.34 + 2b)) / 2$, [b, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm])을 다르게 하여 총 여섯 가지의 실험 임플란트 조합으로 구분하였다. 축대칭 유한요소모델링을 이용하여 임플란트/악골 복합체에 대해 임플란트 장축에 평행한 방향으로 치관 교합면의 중심부에 수직 하중 100 N이 작용할 때 변연골의 최대압축응력을 산출하여 비교하였다.

결과: 여섯 개의 모든 실험 임플란트 모델에서 변연골의 응력집중이 관찰되지 않았다. 변연골 응력은 임플란트 경부 역사면의 폭과 높이의 차이에 따라 달라지는 것이 관찰되었으며 사면각이 클수록 응력 집중이 증가하는 경향을 보였다.

결론: 임플란트 경부 역사면 디자인의 부여는 변연골 응력 분포 개선에 중요한 역할을 할 수 있을 것으로 여겨진다. (*대한치과보철학회지* 2010;48:266-72)

주요단어: 임플란트 경부, 역사면, 유한요소분석, 변연골 응력분포

서론

임플란트 경부를 감싸는 변연골 (marginal bone)은 임플란트의 안정성과 연조직의 심미성에 중요한 역할을 한다. 저작압 등 보철물에 가해지는 힘이 임플란트를 거쳐 골조직으로 분산되는 경로 상에서 변연골은 집중적으로 힘 전달이 일어나는 곳이며, 응력 집중으로 인해 응력 수준이 가장 높게 발생한다. 이는 임플란트 형상^{1,3}이나 악골 특성^{2,6} 혹은 저작력 조건^{7,10}과는 무관하게 공통적으로 관찰되어 온 현상이다. 골은 생리적 허용치를 넘는 과부하 상태에서 개형 (remodeling) 장애에 따른 소실이 있을 수 있으므로 임상에서 관찰되는 변연골 소실은 높은 응력 상태와 무관치 않을 것으로 보인다. 변연골의 과도한 소실은 임플란트의 치관/치근 비율의 증가로 이어져 응력 상태를 더 악화시킬 수 있고 이는 골 융합의 훼손과 임플란트 파절로 이어질 수 있으므로 그 방지를 위한 노력이 필요하다. 또한 변연골은 생역학적 측면 외에도 주위 연조직을 지지하는 역할을 하므로, 연조직의 높이와 형태에 영향을 주어 심미적인 관점에서 그 보존의 중요성이 강조되고 있다.¹¹ Albrektsson¹²은 임플란트 시술의 성공 여부를 평가하기 위하여 식립 첫 해 변연골 소실량이 1 - 1.5 mm 이내일 것, 그리고 그 이후에는 연간 0.2 mm를 넘지 않을 것을 조건으로 제시하였다.

변연골 소실의 구체적인 기전이나 원인 인자 방지 방안 등에 대해서는 논의가 지속되고 있으며 지금까지 통일된 이론 정립

이 이루어지지 않고 있다. 그러나 이 문제는 근본적으로 국부적인 골 개형 장애 문제로 파악할 수 있을 것으로 보인다. 골조직은 흡수와 생성이 반복되는 골 개형을 통해 그 밀도와 부피의 항상성을 유지하는데 그 생리적 골 개형이 장애를 받게 되면 골량 감소로 이어지게 된다. 골 개형을 저해하는 요인으로 크게 생물학적 요인과 생역학적 요인으로 구분할 수 있다. 이 중 후자는 골에 작용하는 응력이 지나치게 커서 골의 과부하 상태에 의해 생기는 골소실 문제로, 골 생리이론에서는 골 스트레인을 과부하 평가의 척도로 하고 있는데 4000 microstrain이 그 상한으로 간주되고 있다.¹³⁻¹⁵

변연골의 소실 정도는 차이가 있으나 대부분의 임플란트 시스템에서 관찰되어 온 문제이며 그 억제나 완화를 위해 선학들의 많은 노력이 있었다. 임플란트의 platform switching, 미세나사 (microthread) 가공, 임플란트 표면 개질, 임플란트 나사의 최적화 및 경부 디자인 등에 대한 연구가 있어왔고 의미있는 성과를 얻었다.^{16,17} 또한 최근 정¹⁸은 유한요소분석을 통해 임플란트 경부의 치은 관통부가 모퉁한 곡면으로 설계된 형상이 임플란트와 변연골 간의 힘 전달 경로를 바꾸어 변연골의 응력분포를 개선할 수 있음을 보였으며, 이¹⁹는 변연골 소실이 전혀 없는, 골내 매식부의 최대 높이까지 변연골이 골융합을 이룬 이상적인 경우에 대해 경부에 역사면 (reverse slope 또는 reverse bevel) 형상을 부여하여 변연골의 응력 집중을 크게 완화시킬 수 있다고 보고하였다.

*교신저자: 조광현

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

원고접수일: 2010년 9월 9일 / 원고최종수정일: 2010년 9월 20일 / 원고채택일: 2010년 9월 29일

이에 본 연구에서는 임플란트 경부 역사면 형상이 다른 몇 가지의 실험 모델을 대상으로 경부 역사면의 폭과 높이가 변연골 응력에 미치는 영향을 분석하였다.

연구 재료 및 방법

1. 임플란트/악골

경부 직경은 5.5 mm, 근침부 직경은 4.73 mm로 매식부 길이는 8 mm를 갖는 매립형 고정체 (Dentis Co., Daegu, Korea)를 실험모델로 선정하였다. (Fig. 1 (A))

실험 임플란트의 경부 역사면 디자인은 그 높이 (Fig. 1 (A)의 h)와 폭경 ($\{5.5 - (3.34 + 2b)\} / 2$)을 다르게 하는 것으로 구분하였다. 높이 h는 0.4 mm, 1 mm의 두 가지, 폭경은 b를 0.2 mm, 0.3 mm 및 0.4 mm의 세 가지로 달리 설정하여 총 여섯 가지의 실험 임플란트 조합을 만들었으며 이를 Fig. 1 (B)에 요약하였다.

유한요소분석에 사용된 임플란트/악골 복합체의 기하학적 형상을 Fig. 2에 나타내었다. 임플란트는 치조정에 수직으로 식립되는 것을 가정하였고, 악골의 형상적 특성이 변연골의 응력 분포에 미치는 영향을 배제하기 위하여 그 폭경을 경부 높이에서 8 mm로, 첫 번째 나사 위치에서 10 mm로 설정하였으며 이를 모든 분석모델에 동일하게 적용하였다. 악골 형상 모델링을 위해 근원심 방향과 협설 방향 단면으로부터 가상적인

평균 곡률을 가정, 굴곡 없는 자연스런 spline 곡선으로 모델링하여 응력 분포상의 불필요한 뒤틀림을 방지하였다.

2. 유한요소 모델

변연골의 응력 분포 분석을 위해 이차원 축대칭으로 임플란트/악골 조합을 모델링하였다. 악골을 구성하는 치밀골의 두께와 밀도, 또한 해면골의 두께와 밀도는 임플란트 주위 응력에 영향을 미치게 되므로 분석시 골의 특성을 분석모델에 반영하는 것이 필요하겠다. 본 연구에서는 치밀골판의 두께를 모든 부위에서 동일하게 1.0 mm로 가정하였다. 골/임플란트 계면부의 골조직은 경부를 제외하고는 모두 해면골 (cancellous bone)로 이루어진다고 가정하였다.

유한요소 모델링과 분석에는 PC용으로 출시된 상용 프로그램인 NISA II/Display III (EMRC, Troy, MI, USA)를 사용하였다.²⁰

Mesh 모델은 NKTP type 34형 solid 요소 (사각형 axisymmetric 요소, 요소당 절점수 8개)로 구성하였다. NISA II에서는 solid 요소인 NKTP 34와 shell 요소인 NKTP 37을 이용하여 축대칭 구조에 축대칭 힘이 작용하는 이차원 분석은 물론, 축대칭 구조에 비축대칭 힘이 작용하는 유사 삼차원 분석 (pseudo three dimensional analysis)을 할 수 있도록 하고 있다.

본 연구에서는 임플란트 장축과 평행한 축대칭 하중 조건을 부여하였으나 NKTP type 34형 요소로 구성된 모델은 필요시

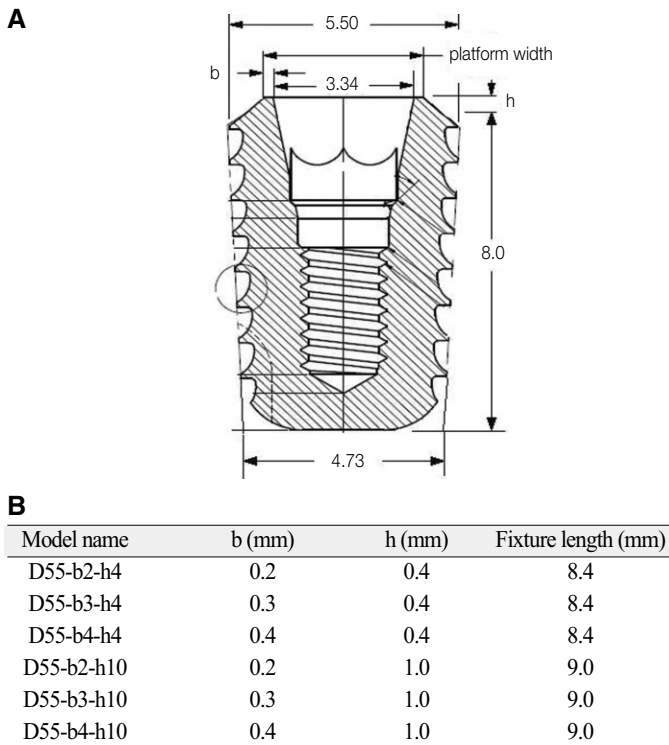


Fig. 1. Submerged type implant fixture with reverse slope at the crestal module. (A) overall aspect with dimensions and (B) model classification.

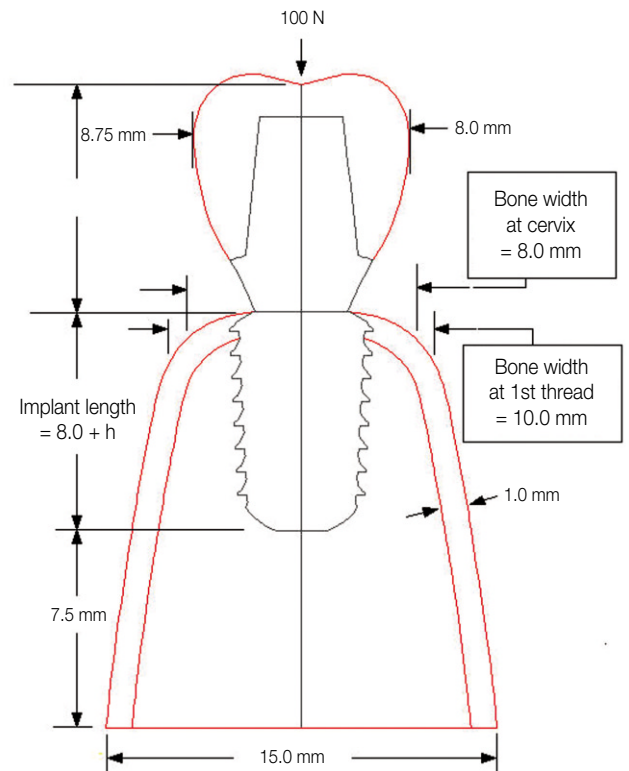


Fig. 2. Schematic figure of implant/bone complex used in this study together with important dimensions.

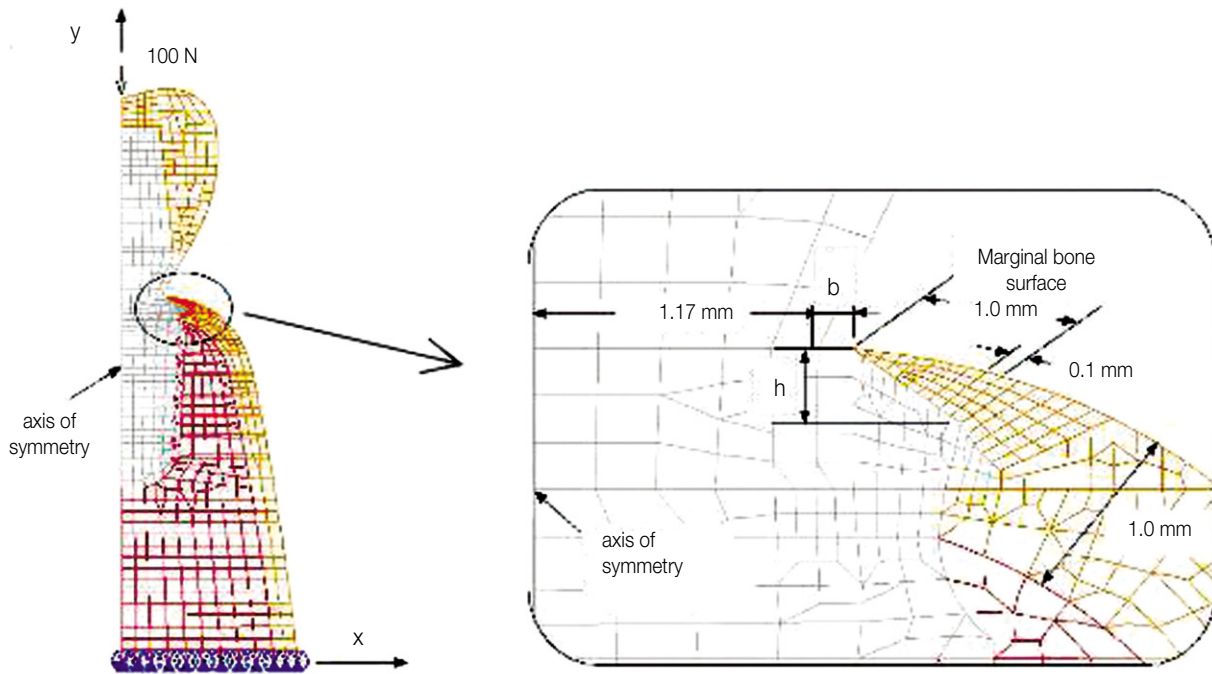


Fig. 3. Typical finite element mesh - detailed mesh profile on the marginal bone shown in the box.

경사 하중 조건을 부여하여 분석할 수 있다.

유한요소 분석의 오차를 감소시키기 위해 대부분의 요소에 대해 종횡비(aspect ratio)는 5.0 이내로, 또 요소의 corner 각을 45-135도 범위로 제한하였으나 응력분석 결과가 중요하지 않은 일부 부위에서는 이 조건을 만족하지 못하는 것을 허용하였다.

Fig 3에서 보는 바와 같이 응력의 변화가 비교적 급격할 것으로 예상되는 경부 변연골에서는 세분화된 mesh를 사용하였고 응력의 변화가 완만할 것으로 예상되는 다른 부위에서는 큰(coarse) mesh를 사용하여 계산량을 절감하였다. 전체 mesh 모델에는 약 1,600 개 내외의 요소, 약 7,200개의 절점이 사용되었다. 유한요소 모델링에서 악골은 임플란트 고정체 길이의 약 두 배 높이 정도를 모델링에 포함시켰다. 임플란트 외벽으로부터 1.0 mm 이내의 변연골 표면에 변 길이 0.1 mm 크기의 요소를 10 개 배치하였다.

각 임플란트 모델의 변연골 응력에 대한 상호 비교를 용이하게 하기 위해, 변연골 표면의 요소 크기를 모든 분석모델에서

동일하게 설정하였다.

임플란트 지대주와 고정체, 지대주와 보철물, 그리고 임플란트와 골 사이의 모든 계면은 미끄러짐이 없는 완전결합을 이루는 것으로 가정하였다. 즉, 골/임플란트 계면은 골유착이 이루어져 기계적 결합이 안정적으로 형성되어 마찰에 의한 응력 소실이 없는 것으로 가정하였다.

3. 하중 및 경계조건

본 연구에서는 임플란트의 장축에 평행한 방향으로 치관 교합면의 중심부에 수직 하중 100 N을 부여하였다.

변위 경계조건으로는 기저면 상의 모든 절점에서는 $U_x = U_y = 0$ 조건을 부여하여, 악골의 기저면이 고정된 것으로 모사하였다. 티타늄 합금과 피질골 및 해면골에 대해서 등방 균질성을 가정하였고, 선형탄성이론에 근거하여 분석하였다.

Table 1은 본 연구에서 사용된 재료물성 데이터를 보여주고 있다.

Table 1. Material properties

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	-	-

결과

직경은 5.5 mm로 동일하지만 경부 역사면 디자인이 다른 여섯 종류의 실험 임플란트(Fig 1)를 10mm 폭경의 악골에 식립한 경우에 대해, 수직 하중 100 N 조건에 대한 응력분석의 결과를 Fig. 4에 나타내었다. Fig. 4는 관찰이 용이하도록 임플란트 내의 응력은 배제하고 변연골의 응력만을 contour plot으로 나타내었다.

골의 응력 평가에 사용된 응력은 제3주응력으로 최대 압축 응력을 나타낸 것이다. 골의 압축응력은 골 생리 이론에서 골 개형 장애나 소실과 관련하여 판단기준으로 삼는 응력 성분이다.^{16,21}

Fig. 4에서 보이는 바와 같이 임플란트 경부와 접하고 있는 인접 변연골에 응력 집중 현상이 관찰되지 않았다. 변연골 응력은 임플란트 경부 형상, 즉 폭과 높이의 차이에 따라 달라지는 것이 관찰되었으며 폭보다는 높이의 차이에 따른 변화가 더 현저하였다.

Fig. 5는 변연골 표면에서의 절점응력의 분포를 나타낸 것이다. 응력분포는 임플란트 경부 역사면의 기울기 즉, 사면각에 의존하는 경향을 보였다. Fig. 5에서 관찰되는 바와 같이 역사면의 높이가 커서 사면각이 커지면 임플란트에 인접한 변연골의 응력이 상대적으로 증가됨을 볼 수 있었고, 반대로 역사면의 높이가 작은 경우 임플란트 인접 변연골의 응력이 낮게 관찰

되었다. 그러나 약 0.5 - 0.6 mm보다 먼 영역에서는 응력크기가 역전되는 것이 관찰되었다.

경부 사면각은 platform의 폭이 증가할수록 역시 커지며 Fig. 5에서는 높이가 0.4mm, 1.0mm인 두 경우 모두 폭이 커짐에 따라 변연골 응력이 증가되는 것이 관찰되었다.

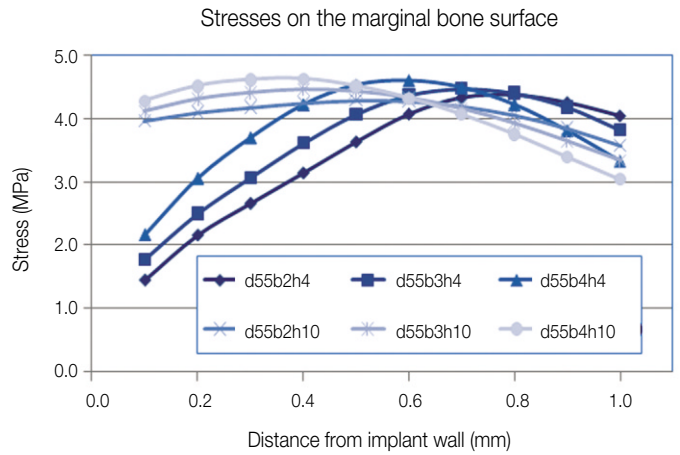


Fig. 5. Stress distribution on the external surface of marginal bone around the six test implant models.

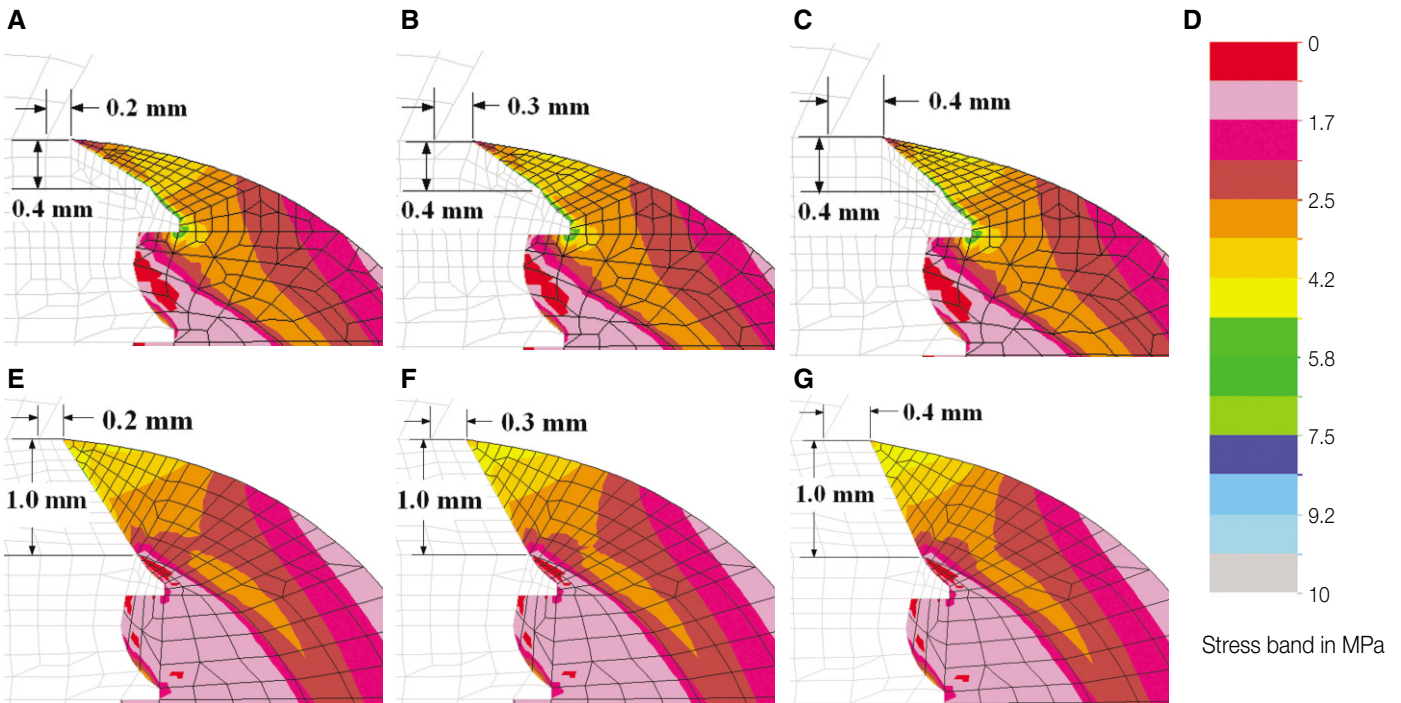


Fig. 4. Stress distributions (maximum compressive stress) in the marginal bone around the six test implant models subject to a vertical load of 100 N. A: D55-b2-h4, B: D55-b3-h4, C: D55-b4-h4, E: D55-b2-h10, F: D55-b3-h10, G: D55-b4-h10 models.

고찰

임플란트 변연골 소실은 외과수술에 의한 손상,²² 과하중, 임플란트 주위염,²³ 고정체/지대주 연결부의 미세한 틈새,^{23,25} 생물학적 폭격^{26,28} 및 임플란트 경부의 디자인 (design of implant crest module)²⁹ 등과 관련된다. 구강조건에서는 각각의 인자들이 중첩되어 작용하므로 각각의 역할과 상호간의 관계를 정량적으로 규명하기 위해서는 많은 노력이 필요하다.

임플란트 고정체에 가공되어 있는 나사는 임플란트의 일차 및 이차 안정성에 중요한 역할을 한다. 나사는 임플란트 식립 시 임플란트를 인접골에 고정시켜 일차 안정성을 얻게 하며, 또한 표면적, 즉 임플란트/골 접촉 면적을 높여 골 응력을 낮추게 하므로 이차 안정성의 유지에 도움을 준다. 이 같은 나사의 중요성은 임플란트의 개발 초기부터 인식되어 임플란트 시스템마다 고유의 나사 디자인이 개발되어 사용되고 있다.

나사는 인접골의 응력분포 특성을 변화시키게 한다. 임플란트에 나사가 없으면 임플란트에 작용하는 저작압이 임플란트 외벽에서 인접골에 전달될 때 전단응력을 발생시키게 된다. 골은 전단응력에 취약하므로 낮은 저작압도 임플란트/골 계면의 골융합에 대한 위해요인으로 작용하게 된다.³⁰ 그러나 임플란트 외벽의 나사산에 인접골이 골융합을 이루고 있다면 임플란트와 골 사이의 힘 전달은 전단응력보다는 나사 윗면에서는 인장응력, 나사 아랫면에서는 압축응력 형태로 일어나게 되며, 골은 인장 및 압축에 대해서는 전단력보다 강도가 2-3배 크므로 계면의 골융합이 보존될 여건이 조성된다.³⁰ 그러므로 임플란트의 나사는 인접골 보존에도 중요한 역할을 할 수 있다. 방사선 사진에서 변연골 소실이 임플란트 길이를 따라 하방으로 진행하다가 나사산을 만나면 멈추는 것이 관찰되는데 이는 나사산을 경계로 응력분포특성이 바뀌는 것에 일부 이유가 되는 것으로 사료된다.

경부골 응력의 감소를 위해서는 일차적으로 임플란트의 표면적을 크게 하는 것이 바람직하며, 그 일환으로 해부학적 환경이 허용하는 범위에서 가급적 길고 직경이 큰 임플란트를 사용하는 것이 요구된다.²¹ 특히 직경이 크면, 임플란트 면적 증대로 인한 산술적인 응력 감소 이상의 효과가 있다. 그러나 큰 직경의 임플란트를 수용할 수 있는 악골 조건은 제한적이며 또한 직경이 크더라도 변연골의 응력집중은 방지하지 못한다. 따라서 경부에 나사산의 윗면과 유사한 역사면을 부여하는 것은 임플란트 직경을 증대시키지 않더라도 응력을 낮출 수 있는 유용한 대안이 될 수 있다고 사료된다.

나사가 가공된 대부분 임플란트에서도 경부에는 나사산이 가공되지 않으며 응력분포 특성을 바꿀 수 있는 구조가 미비하다. 지금까지 임플란트 형상의 주종이 되어온 external 형이나 특히 internal 형 임플란트에 사면을 부여하는 것은 형태적으로 불가능하였으므로 경부에 인접한 변연골에 높은 응력집중이 일어나는 것과 병행하여 전단응력이 주로 작용하게 되므로

생역학적으로 불리하였다. 그러나 submerged 형 임플란트가 등장함에 따라 platform 주위에 나사산 윗면과 유사한 사면을 부여할 수 있게 되었다.

이전의 많은 연구¹¹에서 보고되어온 경부 변연골의 응력집중 현상이 역사면을 가진 여섯 개의 임플란트 모델에서 일어나지 않았으며 이는 이¹⁹의 연구결과를 뒷받침하고 있다.

역사면 부위의 높이가 낮은 ($h=0.4$) 세 개의 모델에서는 오히려 임플란트에 인접한 부위의 응력이 그 외곽보다 낮아지는 현상이 생겼다 (Fig. 5). 이는 역사면을 덮고 있는 골에는 인장응력이 발생하므로 저작압이 골을 압박하는 압축응력을 상쇄하기 때문으로 생각된다. 반면, 경부 역사면의 효과를 발휘하기 위해서는 임플란트 식립 이후 치유기간 중 이 부위에 골이 반드시 부착되어야 한다는 것이 전제조건일 것이다.

한편, 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 역사면 디자인의 영향에 대한 해석과 비교분석에서도 이 같은 임상적 상황을 반영한 보다 현실적이고 종합적인 분석이 아직 더 필요할 것으로 여겨진다.

결론

경부 역사면의 형상이 다른 여섯 가지의 실험 임플란트 모델을 유한요소법으로 분석하였다. 하중조건으로 수직력 100 N이 작용하는 경우를 설정하였고, 임플란트/골 계면에서 완전한 골유착이 일어난 경우에 가정하여 변연골의 최대압축응력을 산출하여 비교하였다. 본 연구의 범위 안에서 다음의 결론을 도출하였다.

경부 역사면의 폭과 높이가 조합에 무관하게 여섯 개의 모든 실험 임플란트 모델에서 변연골의 응력집중이 일어나지 않았다.

변연골 응력은 임플란트 경부 역사면의 폭과 높이의 차이에 따라 달라지는 것이 관찰되며 사면각이 클수록 응력 집중이 증가하는 경향을 보였다.

참고문헌

1. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. Clin Oral Implants Res 1999;10:394-405.
2. 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.
3. 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.
4. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104-11.
 5. 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.
 6. 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 Prosthet Dent* 2005;93:227-34.
 7. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998;25:847-58.
 8. 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.
 9. 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.
 10. Natali AN, Pavan PG, Ruggiero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:67-74.
 11. Chang M, Wennström JL, Odman P, Andersson B. Implant supported single-tooth replacements compared to contralateral natural teeth. Crown and soft tissue dimensions. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:185-94.
 12. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
 13. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;64:175-88.
 14. Rubin CT, Lanyon LE. Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Calcif Tissue Int* 1985;37:411-7.
 15. Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:207-18.
 16. 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.
 17. Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CS, Moon IS. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:465-70.
 18. 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.
 19. 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.
 20. NISA II/DISPLAY III User's Manuel, Engineering Mechanics Research Corporation (EMRC), 1998.
 21. 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.
 22. Covani U, Bortolaia C, Barone A, Sbordone L. Bucco-lingual crestal bone changes after immediate and delayed implant placement. *J Periodontol* 2004;75:1605-12.
 23. Broggini 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.
 24. 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.
 25. 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.
 26. 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.
 27. Hartman GA, Cochran DL. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. *J Periodontol* 2004;75:572-7.
 28. Sanavi F, Weisgold AS, Rose LF. Biologic width and its relation to periodontal biotypes. *J Esthet Dent* 1998;10:157-63.
 29. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol* 2002;73:322-33.
 30. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby, 2008, p. 545.

The effect of implant system with reverse beveled platform design on marginal bone stress distribution

Ji-Young Cha, DDS, MSD, Jin-Hyun Cho, DDS, MSD, Kwang-Hun Jo*, DDS, MSD, PhD

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

Purpose: The purpose of this study was to investigate the effects of the surface morphology of the implant neck on marginal bone stress measured by using finite element analysis in six implant models. **Materials and methods:** The submerged type rescue implant system (Dentis co., Daegu, Korea) was selected as an experimental model. The implants were divided into six groups whose implant necks were differently designed in terms of height (h, 0.4 and 1.0 mm) and width (platform width, $w = 3.34 + 2b$ [b, 0.2, 0.3 and 0.4 mm]). Finite element models of implant/bone complex were created using an axisymmetric scheme. A load of 100 N was applied to the central node on the top of crown in parallel with the implant axis. The maximum compression stress was calculated and compared. **Results:** Stress concentration commonly observed around dental implants did not occur in the marginal bone around all six test implant models. Marginal bone stress varied according to the implant neck bevel which had different width and height. The stress was affected more markedly by the difference in height than in width. **Conclusion:** This result indicates that the implant neck bevel may play an important role in improving stress distribution in the marginal bone area. (*J Korean Acad Prosthodont 2010;48:266-72*)

Key words: Implant neck, Reverse bevel, Finite element analysis, Marginal bone stress distribution

*Corresponding Author: Kwang-Hun Jo

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

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

Article history

Received September 9, 2010/ Last Revision September 20, 2010/ Accepted September 29, 2010