

유한요소 모사해석을 통한 임플란트 나사산 형상이 치밀골의 식립응력에 미치는 영향 분석

유원재¹ · 하석준² · 조진현^{2*}

경북대학교 치의학전문대학원 ¹치과교정학교실, ²치과보철학교실

Effects of implant thread profile on insertion stress generation in cortical bone studied by dynamic finite element simulation

Won-Jae Yu¹, Seok-Joon Ha², Jin-Hyun Cho^{2*}

¹Department of Orthodontics, ²Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University, Daegu, Korea

Purpose: The aim of this study was to investigate the effect of implant thread profile on the marginal bone stresses which develop during implant insertion. **Materials and methods:** Four experimental implants were created by placing four different thread systems on the body (4.1 mm × 10 mm) of the ITI standard implant. The thread types studied in this study included the buttress, v-shape, reverse buttress, and square shape threads. In order to examine the insertion stress generation, 3D dynamic finite element analysis was performed which simulated the insertion process of implants into a 1.2 mm thick cortical bone plate (containing 3.5 mm pilot hole) using a PC-based DEFORM 3D (ver 6.1, SFTC, Columbus, OH, USA) program. **Results:** Insertion stresses higher than human cortical bone developed around the implants. The level of insertion stresses was much different depending on the thread. Stress level was lowest near the v-shape thread, and highest near the square shaped thread. Difference in the interfacial bone stress level was more noticeable near the valley than the tip of the threads. **Conclusion:** Among the four threads, the v-shape thread was turned out to minimize the insertion stress level and thereby create better conditions for implant osseointegration. (*J Korean Acad Prosthodont* 2014;52:279-86)

Key words: Dynamic finite element simulation; Implant thread profile

서론

치과 임플란트 치료는 30 여년의 진료역사를 통해 검증을 거치며 보편화, 대중화가 이루어졌고, 최근 생존률 연구에서^{1,2} 보듯이 90 - 95%의 성공률을 가진 예지성 높은 술식이다. 그러나, 환자 전신건강이나 습관, 식립부 골조건 및 구강청결 상태 등에 따라 다양한 형태의 합병증이 생길 수 있고, 5 - 10%에 달하는 실패증례 및 그에 따른 문제점도 여전히 남아 있다.^{3,4}

임플란트 실패는 발생시점에 따라 조기실패(early failure)와, 후기실패(later failure)로 나눌 수 있다. 조기실패는 일반적으로 지대주 장착이전 골융합 단계에서 생기는 실패로, 식립 수 주일 이

내에 임플란트가 안정성을 잃고 탈락하는 경우이다.⁵ 불량한 골조건, 수술시 과열이나, 감염 등이 일반적 원인으로 알려져 있고, 초기안정성이 낮은 임플란트에 과도한 힘이 부과된 것도 골융합 실패 원인의 하나로 거론되고 있다.⁶ 이에 비해 후기 실패는 일단 확립되었던 골융합이 임플란트 주위염이나 과부하 등으로 인해 훼손, 파괴되며 골소실과 더불어 수개월 또는 수년에 걸쳐 생기는 합병증을 의미한다. 여기서 보듯이 임플란트 실패는 발생시점에 무관하게, 늘 골융합의 실패나 훼손과 더불어 나타나며, 여기에는 감염문제와 더불어 과부하 문제가 위험요소로 작용하고 있다.⁷

임플란트 실패사례를 조사한 대부분의 연구에서 후기실패

*Corresponding Author: Jin-Hyun Cho

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University
2177, Dalgubeoldae-ro, Jung-gu, Daegu, 700-705, Republic of Korea
+82 53 600 7651: e-mail, prosth95@knu.ac.kr

Article history: Received 19 June, 2014 / Last Revision 28 July, 2014 / Accepted 5 August, 2014

*이 논문은 2013학년도 경북대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음.

© 2014 The Korean Academy of Prosthodontics

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

경우보다 조기실패 빈도가 더 높았다.^{8,10} 임플란트를 지대주나 상부 보철물과 체결하는 나사의 풀림현상이나 파절 문제,^{11,12} 그리고 임플란트의 파절 등 임플란트의 기계적 실패 문제도 임플란트 실패의 일부로 간주되는데,¹³ 특히 임플란트 파절증례는 골융합 훼손과 동반되어 발생되는 경우가 일반적이므로,^{13,14} 임플란트의 기계적 실패 이면에도 골융합 문제와 과부하 문제가 위험요소로 작용하고 있음을 알 수 있다. 그러므로, 임플란트 실패를 줄이기 위해서는 우선 과부하 문제에 대처하여야 한다는 전제하에 연구가 이루어져 왔다. 여기에는 임플란트 사이즈와 형상,^{15,16} 지대주 디자인,^{17,18} 그리고 여러 종류의 표면 개질에 대한 연구들이 포함되는데,^{19,20} 그 공통 목표는 임플란트 외표면적 증대를 통해 외력의 골내분산을 이루고, 그에 따라 골응력을 감소시키는 것이었다. 임플란트의 나사산 디자인 연구 역시 같은 맥락에서 진행되어 왔다.^{21,22}

임플란트 나사산은 골융합을 위해 꼭 필요한 초기고정을 얻기 위한 방편일 뿐만 아니라 임플란트/골 접촉면적을 키워 이차안정을 높이는 수단이기도 하다. Misch²³는 임플란트 나사산은 인접골의 응력성분과 분포양태에 변화를 주어 변연골에서 접시형 골소실이 하방으로 진행되는 것을 차단하는 기능도 한다고 하였다. 이같은 나사산의 생역학적 기능에 주목하여, 나사산의 디자인 요소들(크기, 피치, 단면형상 등)과 인접골의 응력과의 관련성에 대해 연구가 함께 이루어졌다.²⁴⁻²⁷ 그러나 임플란트 나사산에 대한 지금까지의 연구는 내용적으로 미진한 부분이 있다. 사실상 모든 연구들이 임플란트의 이차 안정성에 미치는 나사산의 영향, 즉 골융합이 이미 확립된 단계에서의 분석에 치중하였고, 임플란트 치료에 있어 더 본질적인 바, 임플란트 식립 직후 골융합 단계에서의 나사산 영향에 대한 분석은 사실상 전무하다는 점이다. 임플란트 기능이 골융합에 기초하며, 그 실패의 다수를 차지하는 조기실패는 골융합 실패

패에 기인한다는 점을 감안하면, 임플란트 나사산 디자인에 대한 분석도 이와 연계하여 행할 필요가 있을 것이다. 이에, 본 연구에서는 치과 임플란트에 사용되고 있는 대표적인 나사산 형상 4가지에 대해, 식립 응력 발생특성을 3차원 동적 유한요소 모사해석법을 이용하여 비교 분석하였다. 분석 목표는, 임플란트 식립시 발생하는 응력이 골개조와 골융합에 영향을 미칠 만큼 높은 것인가 하는 점, 그리고 나사산 형상 차이가 응력에 미치는 영향을 조사하는 것이다.

재료 및 방법

1. 임플란트 몸체 및 4종 나사산

골응력에 영향을 미칠 수 있는 임플란트의 직경/길이, platform, 치은 관통부(crestal module) 형상과 골조건 등, 나사산 이외 요소들의 영향을 모두 배제하고, 오직 나사산 형상의 영향에 초점을 두어 분석하는 것을 목표로 하였다. 이를 위해, Fig. 1에 나타난 바와 같이 외경 4.1 mm (코어 직경 3.5 mm), 매식부 길이 10 mm인 표준형 ITI standard 임플란트(Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)를 기본모델로 선정, 나사산 이외에는 원형을 유지하는 가운데, 그 몸체에 각기 다른 나사산을 부여하여 가상의 실험 임플란트 4종을 제작하였다. ITI 임플란트는 원통형 몸체를 가지고 하단에 절삭연이 없어서, 몸체부 테이퍼 효과나 임플란트 식립시 절삭연에 의한 추가 골삭제를 배제할 수 있어서 해석에 유리하므로 본 연구에 채택하였다. 4종의 나사산은 Fig. 1에 나타난 바와 같이 1) 기존 ITI 임플란트에 사용되는 buttress 형, 2) v-shape (v-자형), 3) reverse buttress 형, 그리고 4) square 형(사각형) 나사산 등, 4가지이다. 나사산의 높이와 피치는 ITI 나사산에 준하여 0.3 mm와 1.0 mm 로 통일하였다.

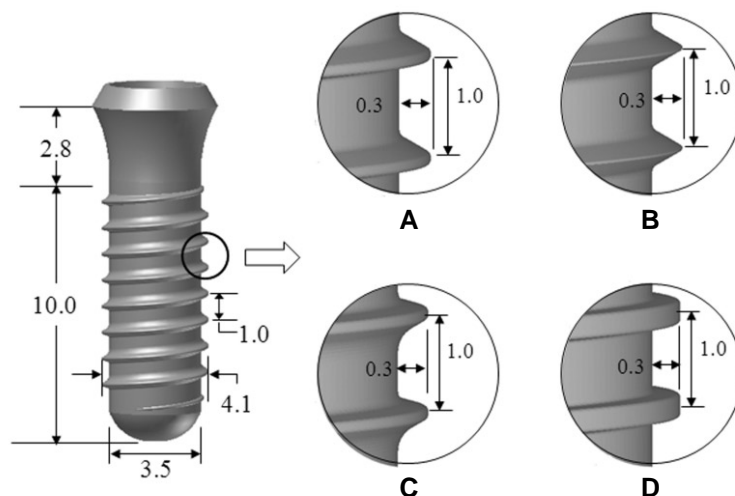


Fig. 1. Cylinder shaped implant body that incorporates four different thread profiles: (A) buttress thread, (B) V-shaped thread, (C) reverse buttress thread, and (D) square shape thread (unit: mm).

2. 동적 유한요소해석

임플란트 식립 과정에 대한 모사/해석은 수천회의 반복계산이 필요한바, 계산량이 매우 크기 때문에, 효율적인 해석을 위해 응력과 임플란트 안정성 측면에서 중요한 치밀골만을 해석하였다. 해면골이나 치은을 제외하더라도 치밀골의 응력 계산에 미치는 영향은 크지 않을 것이다. 치밀골 시편은 Fig. 2에 보인 바와 같이 중앙에 3.8 mm의 pilot hole이 가공되어 있는 두께 1.2 mm, 외경의 원판 형상이다. 임플란트와 치밀골 모델은 모두 Inventor 프로그램(Autodesk, San Rafael, CA, USA)을 이용하여 제작하였고, STL 형식으로 변환하여 유한요소해석 프로그램인 DEFORMTM 3D (ver 6.1, SFTC, Columbus, OH, USA)로 이출하여 사용하였다.

동적 유한요소해석의 수렴성을 높이기 위해 임플란트는 강체(rigid)로, 피질골은 탄소성체(elasto-plastic)로 가정하였다. 이는 식립시 인접골의 변형량에 비해 임플란트 자체의 변형은 무시할 정도로 작다는 가정이며, 해석신뢰성의 과도한 저하 없이 해석시간을 절감하기 위한 목적의 가정이다. 피질골은 시편은 총 50,109개의 사면체 요소(tetrahedron element)를 사용하여 요소망(mesh)을 구성한 반면, 강체로 가정한 임플란트는 요소망 구성이 필요하지 않다. 모든 해석에서 피질골은 동일한 요소망을 가진 모델을 사용함으로써 요소망 차이에 의해 생길 수 있는 불필요한 오류 소지를 최소화하였다. 한편, 임플란트가 pilot hole 내로 진입됨에 따라 인접골에는 대변형이 일어나는데, 이러한 인접골 형상의 변화를 해석과정에 지속적으로 반영하는 것이 필요하므로, 본 연구에서는 각각의 요소에서 10% 이상의 변형이 발생되면 요소망 재구성(remesh)이 일어나게 하였다.

임플란트 식립 전체 과정은 모두 2,800 단계(step)로 구성하였다. 각 step에서 임플란트는 1도씩 회전함과 동시에 0.0028 mm씩 pilot hole 내로 진입되며, 결과적으로 매 360 step마다 임플란트는 1 회전하는 동시에 한 피치인 1.0 mm씩 식립된다. 전체 식립과정에서 임플란트 표면과 인접골 간의 마찰계수는 0.3으로 일정하다고 가정하였다. 한편, 변위경계조건으로 식립 전체 과정에서 피질골의 외곽면에 완전고정(clamp) 조건을 적용하여 모든 방향의 변위를 고정하였다(Fig. 2).

3. 재료물성(material properties)

피질골은 탄소성-등방균질성을 가정하였으며, 시간 의존성(time dependence)은 무시하였다. Table 1에는 선행학들의 자료를 참조하여 본 연구에서 적용한 골의 물성치를 나타내었다.

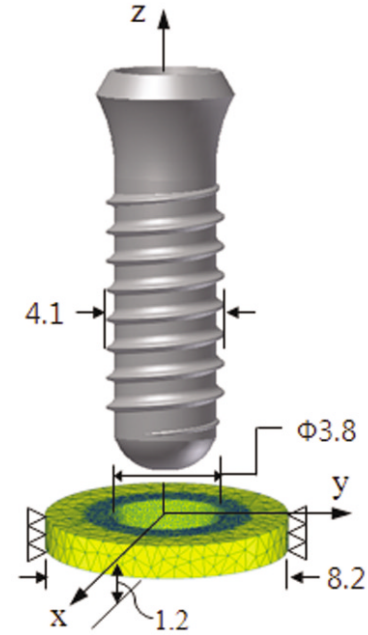


Fig. 2. Finite element method (FEM) simulation/analysis model consisting of implant (which was treated as a rigid material, and thus not meshed) and cortical bone mesh, shown with the axis system (unit: mm).

결과

실린더형 몸체부(길이: 10 mm, 직경: 4.1 mm)에 4가지 형상의 나사산이 부여된 가상 임플란트가 1.2 mm 두께 치밀골에 식립되는 연속적인 과정을 3D 동적 유한요소해석을 통해 모사/해석하였다. Fig. 3은 임플란트 식립시 발생하는 식립 토오크 발생에 대한 계산 결과이다. 4종 임플란트에서 모두, 식립 토오크는 임플란트 식립 초기에 급격히 발생하였다가 그 이후 식립깊이가 증가됨에 따라 차차 감소하는 경향을 보이고 있다. 식립 전 구간에서 square 형 나사산 경우가 토오크 값이 가장 크고, v-자 형 나사산이 가장 작으며, 나사산 종류에 따라 현저한 차이를 보이고 있음이 관찰된다.

Fig. 4는 식립 응력에 대한 대표적인 해석결과로, buttress 형 나사산을 가진 임플란트에서 얻은 결과이다. 그림에 제시된 응력요소는 von-Mises 응력으로, 이는 인접골 내의 복잡한 삼차원적인 응력분포를 양(+)의 스칼라 값으로 단순화시킨 응력값(응력의 대표값)이다. 응력의 관찰이 용이하도록 치밀골 시편 단면에서의 분포를 나타내었고, 치밀골 골개조의 장애를 유발

Table 1. Elasto-plastic material properties of human cortical bone taken from literature²⁸

| Elastic | | Plastic | Yield stress (MPa) | | Ultimate stress (MPa) | | Threshold stress (MPa) | |
|-----------------|-----------------|-----------------|--------------------|-------------|-----------------------|-------------|------------------------|-------------|
| Young's modulus | Poisson's ratio | Plastic Modulus | Tensile | Compressive | Tensile | Compressive | Tensile | Compressive |
| 16.84 GPa | 0.3 | 0.91 GPa | 114 | 114 MPa | 138.76 | 198.22 | - | 67.37 |

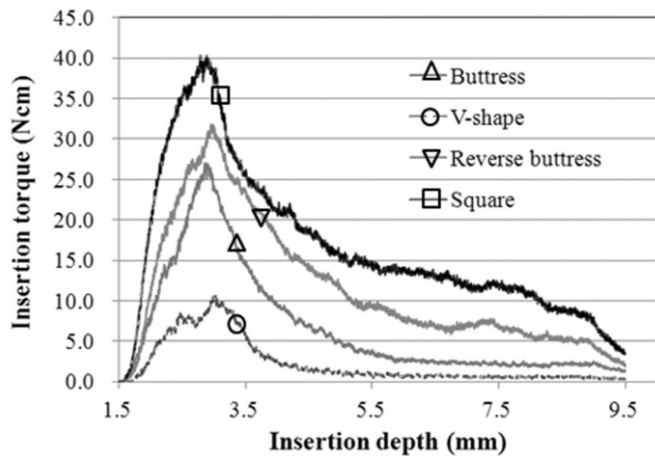


Fig. 3. The FEM calculated insertion torque when the implant incorporating each of 4 different threads is inserted into the 1.2 mm thick cortical bone.

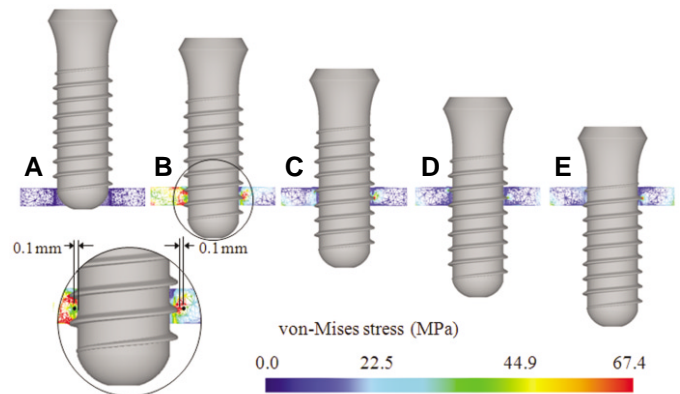


Fig. 4. Stress (von-Mises stress) development in the cortical bone around the implant which incorporates butress threads; at (A) the initial stage (insertion depth $d = 1.50$ mm), (B) $d = 3.5$ mm, (C) $d = 5.5$ mm, (D) $d = 7.5$ mm, and (E) $d = 9.5$ mm. Two stress monitoring points are shown in (B) and (F) shows the stress band. Cut-off stress: 67.36 MPa ($16.84 \text{ GPa} \times 4,000 \mu\text{-strain}$).

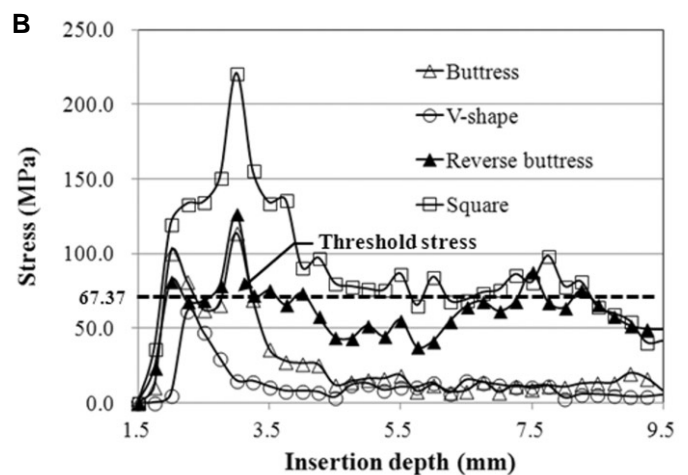
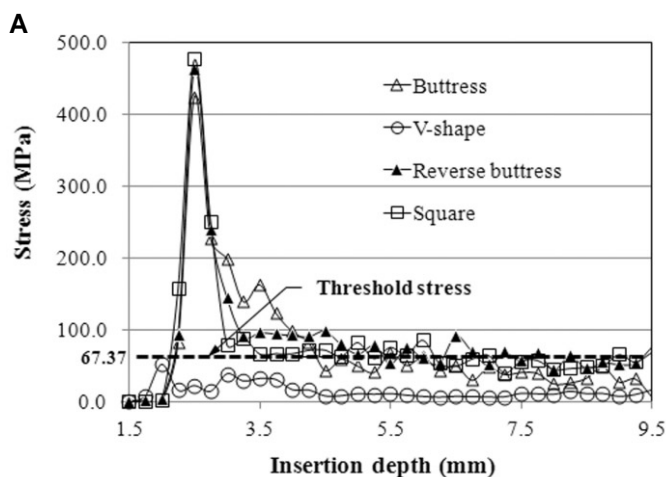


Fig. 5. Stress history recorded at the two stress monitoring points (shown in Fig. 4B), located 0.1 mm apart from (A) the thread tip, and (B) the thread valley.

하는 스트레인 임계값으로 이전 연구²⁹에서 제시된 $4,000 \mu\text{-strain}$ 에 해당되는 67.37 MPa를 응력의 상한값(cut-off value)으로 설정하여, 응력값이 이를 넘어서는 영역은 일괄적으로 빨간색으로 나타내었다. Fig. 3의 토오크 변화 추이에서 관찰된 바와 같이 임플란트 식립 초기에 높은 응력이 생성되지만(Fig. 4B), 식립깊이가 증가될수록 응력은 점차 낮아진다.

나사산 영향에 대한 정량적인 비교를 위해, 임플란트 인접골 상에 나사산에 인접한 두 점을 응력 관찰점으로 설정하였다. 두 관찰점은 Fig. 4B에서 보인 바와 같이, 각각 임플란트로 나사산 첨부(tip)와 나사산 기저부(valley)에서 0.1 mm 떨어진 곳이며, 임플란트 식립과 더불어 두 점에서 생성되는 응력값의 변화를 Fig. 5A, Fig. 5B에 각각 그래프로 나타내었다. 4종 임플란트에서 모두 임플란트 식립 초기, 즉 그 하단부가 pilot hole에 진입

하는 단계에서 응력이 급격히 발생되다가, 그 이후 응력이 감소하는 것이 관찰된다. 응력값은 나사산에 따라 차이가 크며, 두 관찰점 모두에서 v-자형 나사산의 경우가 응력이 가장 낮고, butress 형, reverse butress 형의 순으로 응력이 커지며, square 형 나사산의 경우가 응력이 가장 크다. 인접골의 응력은 나사산의 첨부 보다는 기저부에 인접한 위치에서 더 현저한 차이를 보이는 것이 관찰되며, square와 reverse 및 butress 형 나사산의 경우, 골융합에 영향을 미칠 것으로 생각되는 임플란트 식립 종료시점에서의 응력이, 두 점에서 모두 임계응력(threshold stress)인 67.37 MPa에 근접하거나 상회하고 있다. 이에 비해 v-자형 나사산의 경우 인접골 응력은 현저히 낮으며, butress 형의 경우에는 나사산 첨부 인접골에서는 높으나, 기저부 인접골에서는 v-자형 나사산과 유사하게 낮다.

고찰

Fig. 3, Fig. 4, Fig. 5에서 나타낸 바와 같이, 임플란트 나사산 형상에 따라 식립 토오크와 응력의 최대값에는 4배 이상의 차이가 생길 수 있음이 관찰되었고, v-자형 나사산이 가장 낮은 값을, square 형 나사산이 가장 높은 값을 기록하였다. 식립 토오크(Fig. 3)가 임플란트 식립 초기에 높았던 것은 임플란트 식립 초기 나사산이 pilot hole 벽을 압박/변형시키는 단계에서 큰 마찰 저항이 생기는 이유 때문으로 생각된다. 나사산 형상에 준하여 인접골 변형이 일단 이루어진 그 이후 단계에서는 원통형인 임플란트 몸체가 진입하는데 대한 골의 저항이 감소하며 토오크 값도 낮아졌을 것으로 생각된다. 또한 해면골이 해석 모델에 포함되지 않았던 것도 임플란트 식립 후반의 토오크 감소원인으로 작용했을 것이다. 실제 악골에서처럼, 치밀골 하방에 해면골이 존재하여, 임플란트 식립 깊이 증가와 더불어 임플란트 하부 나사산에 의해 해면골 압박/변형이 지속적으로 일어난다면 식립 후반의 토오크 감소가 Fig. 3 보다는 완만하였을 것으로 추정된다. 그러나 이 경우에도(해면골 존재유무와 무관하게) 치밀골의 응력은 Fig. 4 및 Fig. 5과 대동소이할 것이며, Fig. 4와 Fig. 5의 결과는 유효하다.

임플란트 나사산은 크게 삼각형과 사각형 나사로 구분될 수 있는데, 사각형 나사에는 square 형과 buttress 및 reverse buttress 형, 사다리꼴(trapezoid 형상)이 포함된다. Brånemark 시스템을 필두로 초창기 임플란트에는 나사산 상하면 면각이 모두 30°인 정삼각형(v-자형) 나사산이 사용되었다. 근래에는 다수 임플란트 시스템에 사각형 나사산이 채택되고 있는데, 삼각형으로부터 square 이나 buttress (혹은 reverse buttress) 형상으로 임플란트 나사산이 변화되어 온 추세에는 그간의 생역학적 연구가 일조하였을 것으로 생각된다. 임플란트 형상과 표면개조, 그리고 나사산에 대한 연구가 많이 이루어진 2000년대 중반까지, 대부분의 연구에서 삼각형에 비해 사각형 나사산이 응력분산에 유리하다는 결과가 도출되었기 때문이다.²¹⁻²⁷ 이 연구들은 골융합이 이미 이루어진 상황을 가정하여 분석하였다는 데에서 한계가 있지만, 저작압이 인접골에 분산/분포되는 상황이 임플란트 나사산 형상에 따라 달라질 수 있다는 것을 보였고, 대부분 연구에서 임플란트 표면적, 즉 골/임플란트 접촉면적을 극대화시킬 수 있는 사각형 형상의 나사산에서 유리한 결과가 얻었다. 본 연구에서는 선학연구들이 주목하지 않았지만, 임플란트 식립시 인접골에 생성된 응력이 저작압 부하 이전 단계에서부터 골융합에 영향을 줄 것이라는 가정하에 임플란트 나사산이 식립 응력에 미치는 영향을 분석하였고, 이를 통해 치밀골의 생리적 골개조에 대한 임계응력을 넘어서는 응력이 인접골에 발생되는 것과, 식립응력의 크기와 분포가 임플란트 나사산 형상에 따라 현저하게 달라질 수 있음을 관찰하였다(Fig. 5).

Fig. 5에서 보는 바와 같이, 임플란트 apical 1/3이 pilot hole에 진입하며 골벽을 압박/변형시키는 과정에서 응력이 급격히 발생

되는데, 응력 크기는 나사산 형상에 따라 치밀골의 강도(ultimate strength) 198.22 MPa를 훨씬 넘어설 수 있다. 이 결과는, 정상 직경의 pilot hole 을 가공한 후 임플란트를 식립하더라도 나사산 형상에 따라 인접골이 파절되며 미세균열이 생성될 가능성이 있는 것을 보여준다. 또한, 응력은 나사산 기저부 보다 침부에 인접한 골의 응력이 더 높았는데 Fig. 5A에서 보듯이 v-자형을 제외한 다른 3종 나사산의 경우 그 침부에 인접한 골에는 높은 응력이 발생하며 파절이 예상된다. 반면 기저부에 인접한 골에서의 응력은 square 형을 제외한 다른 3종 나사산의 경우 치밀골 강도보다는 낮아 파절에서 비교적 안전할 것으로 추정된다.

임플란트 골융합은 기본적으로 인접골 골개조(bone remodeling)의 문제이다. 인접골의 생리적 개조과정이 과부하 등의 이유로 장애를 받아 비가역적인 소실이 일어나면 골융합 과정에서 실패하거나, 이미 확립되었던 골융합도 강도가 약화될 수 있고, 저작압을 지탱치 못하는 단계에 이르면 임플란트 실패로 이어질 것이다. 골생리학에 의하면 골개조(remodeling)과정은 응력(혹은 스트레인)에 민감하게 영향을 받는다. Hansson과 Werke²⁸는 인접골 응력이 생리적 한계를 넘어가면 골흡수가 개시된다고 하였고, 응력과 치밀골 골개조 간의 관계를 다룬 Frost²⁹의 Mechanostat 설에 따르면, 4,000 μ -strain 이상의 스트레인에서 골에는 병리적인 변화가 시작되며 25,000 μ -strain 이상에서는 골괴사나 미세균열(microcrack)이 생길 수 있다. Meyer 등³⁰은 반복적이고 지속적인 4,000 μ -strain 이상 스트레인에서 임플란트/골 계면은 섬유성 조직이 개재되어 치유된다고 보고하였으며, Isidor³¹는 6,700 μ -strain 이상에서는 임플란트 주위의 골흡수가 일어난다고 하였다.

임플란트 나사산은 골융합을 위해 필요한 초기고정을 얻게 한다. 그러나 나사산 형상에 따라 초기고정을 얻는 과정에서 과도한 응력을 발생시킨다면 이는 골융합에 방해요인으로 작용하게 될 것이다. Fig. 5에서 보는 바와 같이 임플란트 식립 최종 단계에서 나사산 인접골에는 스트레인 임계치(4,000 μ -strain)에 달하는 응력이 형성되고 있으며, 그 형상이 임플란트 치유기간 중 인접골 골개조 및 골융합에 중요한 영향을 미칠 수 있음을, 그리고 적어도 이전에 생역학적으로 유리하게 여겨지던 square 형 나사산 보다 오히려 v-자형 나사산이 임플란트 골융합 단계에서는 더 유리할 것이라 추측할 수 있다. 또한 이 결과는 Fig. 1B에서 보는 바와 같이 v-자형 나사산의 경우 다른 3종 나사산에 비해 훨씬 예리한 끝단부를 가져, 인접골을 더 쉽게 파고들 수 있는 데서 기인되는 것으로 생각된다. 반면, 임플란트 식립 초기 인접골 파절을 초래하거나, 식립 종료 시점에서 임계응력 67.37 MPa를 상회하는 응력을 생성시킨 square 형과 reverse buttress 형 나사산의 경우, 임플란트에 사용될 경우 다른 두 종의 경우에 비해 더 긴 치유기간이 필요로 할 것으로 생각된다.

결론

코어직경 3.5 mm, 매식부 길이 10 mm인 표준형 ITI 임플란트

의 몸체에 4종의 나사산이 부여된 4종의 가상 임플란트 모델에 대해, 식립중 치밀골에 생성되는 응력을 3D 유한요소해석을 통해 모사해석 하였으며, 본 연구의 범위 내에서 다음과 같은 결론을 도출하였다.

- 임플란트 나사산 형상은 변연골에서의 식립응력 발생에 영향을 미치는 요소이다.
- 식립 응력은 v-자형이 가장 낮았고 뒤이어 buttress 형, reverse buttress 및 square 형 나사산의 순으로 커졌다. 그러므로 임플란트 식립응력을 낮추어 골융합에 유리한 여건을 조성하기 위해서는 나사산 첨부가 날카로운 v-자형 나사산이 유리하다.

References

1. Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol* 1999;70:1523-39.
2. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889-902.
3. Grunder U, Polizzi G, Goené R, Hatano N, Henry P, Jackson WJ, Kawamura K, Köhler S, Renouard F, Rosenberg R, Triplett G, Werbit M, Lithner B. A 3-year prospective multicenter follow-up report on the immediate and delayed-immediate placement of implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:210-6.
4. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29:197-212.
5. Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U. Histopathologic observations on early oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:798-810.
6. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:142-6.
7. Sakka S, Baroudi K, Nassani MZ. Factors associated with early and late failure of dental implants. *J Investig Clin Dent* 2012; 3:258-61.
8. Pye AD, Lockhart DE, Dawson MP, Murray CA, Smith AJ. A review of dental implants and infection. *J Hosp Infect* 2009;72:104-10.
9. Miyamoto Y. Risk factors of dental implant failure and the counter measures. To decrease the implant failures. *Shikoku Dent Res* 2006;18:211-20.
10. Manor Y, Oubaid S, Mardinger O, Chaushu G, Nissan J. Characteristics of early versus late implant failure: a retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:2649-52.
11. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:625-42.
12. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:119-30.
13. Lang NP, Mombelli A, Tonetti MS, Brägger U, Hämmerle CH. Clinical trials on therapies for peri-implant infections. *Ann Periodontol* 1997;2:343-56.
14. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M. Histologic observations on 230 retrieved dental implants: 8 years' experience (1989-1996). *J Periodontol* 1998;69:178-84.
15. 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.
16. 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.
17. 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.
18. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1992;1:24-8.
19. 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.
20. 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.
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. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:394-405.
23. Misch CE. Dental implant prosthetics. St. Louis; Mosby; 2005. p. 322-47.
24. 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.
25. 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.
26. 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.
27. 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.
28. Yu W, Park HS, Kyung HM, Kwon OW. Dynamic simulation of

- the self-tapping insertion process of orthodontic microimplants into cortical bone with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142:834-41.
29. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;64:175-88.
 30. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Maxillofac Surg* 2001;29:100-5.
 31. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143-52.

유한요소 모사해석을 통한 임플란트 나사산 형상이 치밀골의 식립응력에 미치는 영향 분석

유원재¹ · 하석준² · 조진현^{2*}

경북대학교 치의학전문대학원 ¹치과교정학교실, ²치과보철학교실

목적: 임플란트가 식립되는 동적과정을 유한요소해석으로 모사하여, 임플란트 나사형상 차이가 변연골의 식립 응력발생에 미치는 영향을 조사하고자 한다.

재료 및 방법: 코어직경 3.5 mm, 매식부 길이 10 mm인 Straumann 임플란트 몸체 외형에 서로 다른 4종의 나사산이 부여된 가상의 임플란트 모델 4개를 CAD 프로그램을 이용하여 각각 제작하였다. 4종 나사산은 buttress 형, v-자 형, reverse buttress 형, square 형이며, 나사산의 높이와 피치는 0.3 mm와 1.0 mm로 모두 동일하다. 각 임플란트가 3.8 mm pilot hole을 갖는, 1.2 mm 두께 치밀골에 식립되는 과정을 DEFORM™ 3D (ver. 6, SFTC, Columbus, OH, USA) 프로그램을 사용하여 모사/해석하였으며, 식립이 진행되는 과정에 인접골에 생성/누적되는 응력(식립응력)을 비교 분석하였다.

결과: 임플란트 식립 초기, 그 하단부가 pilot hole 내로 진입하며 나사산이 골벽을 압박/변형시키는 단계에서 식립 토오크와 응력이 급격히 발생하였으며 그 이후에 토오크와 응력이 모두 감소하는 변화를 보였다. 식립 응력은 임플란트 나사산 형상에 따라 현저한 차이가 있었으며, v-자형 나사산 경우가 가장 낮았고, square 형의 경우가 가장 높았다. 나사산 차이가 인접골 응력에 미치는 영향은 나사산 침부 보다는 기저부에 인접한 위치에서 더 현저하였다.

결론: 임플란트 식립응력을 낮추어 골융합에 유리한 환경을 조성하는데는 나사산 침부가 상대적으로 날카로운 v-자형 나사산이 유리하다. (대한치과보철학회지 2014;52:279-86)

주요단어: 유한요소 모사해석; 임플란트 나사산 형상

*교신저자: 조진현

700-705 대구 중구 달구벌대로 2177 경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실
053-600-7651: e-mail, prosth95@knu.ac.kr

원고접수일: 2014년 6월 19일 / 원고최종수정일: 2014년 7월 28일 / 원고채택일: 2014년 8월 5일

*이 논문은 2013학년도 경북대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음.

© 2014 대한치과보철학회

CC 이 글은 크리에이티브 커먼즈 코리아 저작자표시-비영리 3.0 대한민국 라이선스에 따라
이용하실 수 있습니다.