

4종 임플란트 나사산 디자인의 응력분산 특성에 대한 3차원 유한요소해석 연구

남옥현^{1a} · 유원재^{2*} · 경희문²

¹인제대학교 부산백병원 치과, ²경북대학교 치의학전문대학원 치과교정학교실

Stress dissipation characteristics of four implant thread designs evaluated by 3D finite element modeling

Ok-Hyun Nam^{1a}, Won-Jae Yu^{2*}, Hee-Moon Kyung²

¹Department of Dentistry, Busan Paik Hospital, Inje University, Busan, Republic of Korea

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

Purpose: The aim was to investigate the effect of implant thread designs on the stress dissipation of the implant. **Materials and methods:** The threads evaluated in this study included the V-shaped, buttress, reverse buttress, and square-shaped threads, which were of the same size (depth). Building four different implant/bone complexes each consisting of an implant with one of the 4 different threads on its cylindrical body (4.1 mm × 10 mm), a force of 100 N was applied onto the top of implant abutment at 30° with the implant axis. In order to simulate different osseointegration stages at the implant/bone interfaces, a nonlinear contact condition was used to simulate immature osseointegration and a bonding condition for mature osseointegration states. **Results:** Stress distribution pattern around the implant differed depending on the osseointegration states. Stress levels as well as the differences in the stress between the analysis models (with different threads) were higher in the case of the immature osseointegration state. Both the stress levels and the differences between analysis models became lower at the completely osseointegrated state. Stress dissipation characteristics of the V-shape thread was in the middle of the four threads in both the immature and mature states of osseointegration. These results indicated that implant thread design may have biomechanical impact on the implant bed bone until the osseointegration process has been finished. **Conclusion:** The stress dissipation characteristics of V-shape thread was in the middle of the four threads in both the immature and mature states of osseointegration. (*J Korean Acad Prosthodont* 2015;53:120-7)

Key words: Implant; Finite element analysis; Thread design; Osseointegration states

서론

치과 임플란트의 핵심은 골유착(osseointegration)이라 할 수 있을 것이다. 악골에 매식된 임플란트가 안정성을 얻고 저작압을 지탱하기 위해서는 성공적인 골유착이 필수적이기 때문이다. 이를 위해 가장 중요한 요소 중 하나가 초기안정성이다. 초기안정성 결여가 초래하는 골유착 실패 위험은 임플란트 개발 초기부터 지금까지 여러 연구들에서 반복하여 보고되어 왔고,^{1,3} 최근 국내에서 실시된 임플란트 생존연구에서도 초기안

정성이 임플란트 사이즈나 표면 특성, 환자 나이, 식립부 골질 등의 요소들 보다 임플란트 성패에 미치는 영향이 더 컸다.⁴

충분한 초기안정성을 얻는 데 있어서, 식립부 골조건이나 수술 테크닉과 더불어 임플란트 디자인이 중요하다고 보고되고 있다.⁵ 임플란트 디자인 요소 중에서도 나사산이 특히 중요하다. 임플란트 식립시 인접골을 압박하여 얻는 기계적 고정력이 초기안정성이고, 이는 대부분 나사산을 통해 이루어지기 때문이다. 나사산은 또한 임플란트/골 접촉면적을 증가시켜 저작압의 골내 분산을 유리하게 하여 이차안정성을 높이고, 변

*Corresponding Author: Won-Jae Yu

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

Article history: Received January 14, 2015 / Last Revision February 10, 2015 / Accepted February 24, 2015

© 2015 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.

^a이 논문은 인제대학교 학술진흥연구비에 의하여 연구되었음.

연골 소실을 억제하는 역할을 하는 등, 골유착이 확립된 이후에도 중요한 기능을 한다. 이와 관련, Misch⁶는 나사산이 임플란트 변연골의 응력분포 양태를 변화시켜 변연골의 하방소실을 차단한다고 기술한 바 있다.

나사산의 중요성에 대한 인식하에 그 사이즈, 단면형상(profile), 피치 등의 디자인 요소가 저작압 분산에 미치는 영향에 대한 많은 연구가 이미 이루어 졌다.⁷⁻¹¹ 연구의 공통된 목적은 변연골을 위시한 인접골내 응력분산에 유리한 디자인을 찾고자 하는 것이었으며, 이 같은 노력의 결과 임플란트 시스템 별로 사각형(square), 삼각형(V-shape), buttress 및 reverse buttress, 그리고 이들을 변형한 다양한 형태의 나사산이 개발되었고 현재 사용되고 있다. 나사산의 형태뿐 아니라 사이즈, 피치(pitch)와 나선각(helical angle) 그리고 비교적 근래 들어 적용되기 시작한 경부 미세나사산과 표면처리기술 등의 변수까지 고려한다면 나사산 디자인의 다양성이 더욱 커질 것이다. 이러한 다양성은 그러나 이상적인 나사산 디자인에 대한 공감대가 아직 이루어지지 않았음을 보여주고 있기도 하다.

많은 나사산 디자인이 임상에서 성공적으로 사용되고 있으나, 그 디자인에 대한 지금까지의 연구에는 아직 미흡한 점이 있어 보인다. 임플란트는 식립 후 2-4주 동안 안정성이 감소되는 예민한 기간을 거치는데,^{12,13} 대부분의 연구들이 골유착 성패에 중요한 이 기간 중의 나사산 역할보다는 골유착이 이미 완전히 이루어진 단계에서의 분석에 치중해 왔기 때문이다.⁷⁻¹¹ 골유착의 중요성을 감안할 때, 저작압의 골내 분산이라는 골유착이 완료된 이후의 나사산 역할 뿐 아니라, 임플란트 식립 과정과 그리고 뒤이은 골유착 과정에서의 그 역할에 대한 분석이 함께 중요할 것이다.

최근 Yu 등¹⁴은 유한요소해석으로 임플란트에 사용되고 있는 대표적인 4가지의 형상(V-자형, buttress형, reverse buttress 및 square형)의 나사산에 대해 식립 특성을 조사하였고, 그 결과 임플란트는 식립 중에 골유착에 영향을 미칠 만큼 높은 응력을 치밀골에 발생시키며, 4가지 나사산 중 상대적으로 날카로운

형상을 가진 V-자형 나사산이 응력을 가장 낮게 발생시켜 골유착에 유리한 여건을 조성할 수 있다는 결과를 얻었다. 본 연구는 그 후속연구로, V-자형 나사산을 포함한 4종 나사산에 대해 임플란트 식립 이후의 단계에서 나사산이 저작압을 인접골로 분산시키는 특성을 조사하였다. 연구목적은 식립특성이 우수하게 평가되었던 V-자형 나사산이 골유착 단계 그리고 골유착이 완료된 이후를 모두 고려할 때에도 유리할 것인지에 대한 평가를 내리는 데 있다.

재료 및 방법

나사산과 임플란트 몸체 및 외력조건

임플란트 사이즈(직경과 길이), 지대주, 치은 관통부 형상, 골조건 등 나사산 외에 변연골 응력에 영향을 미치는 것으로 보고된 조건들의 영향을 배제하고, 오직 나사산 형상이 미치는 영향에만 초점을 맞추어 분석하는 것을 목표로 하였다. 이를 위해 Fig. 1에 보인 바와 같이 동일한 실린더 형 몸체(직경 4.1 mm, 코어직경 3.5 mm, 매식부 길이 10 mm)에 buttress 형, 정삼각형(v형), reverse buttress형, 그리고 square형 등 4가지 나사산을 가진 임플란트 CAD (Computer Aided Design)모델 4개를 Inventor 프로그램(Autodesk Inc, San Rafael, CA, USA)을 사용하여 만들었다. Yu 등¹⁴의 식립응력 분석에 사용된 연구모델에서처럼, 나사산 형상은 다르지만 각각 나사산의 높이와 피치는 Straumann standard 임플란트(Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)의 나사산 디자인을 참조한 0.3 mm와 1.0 mm로 모두 동일하다.

Fig. 2에는 해석에 사용된 임플란트/악골 복합체의 형상과 축-시스템(coordinate system)을 나타내었다. 악골은 협설 방향 대칭 형상으로, 치밀골 두께는 모든 곳에서 1.0 mm로 일정한 것으로 가정하였고, 불필요한 응력집중 발생을 방지하기 위해 spline 곡선을 사용하여 굴곡 없이 매끈한 곡면으로 골의 외형을 모델링하였다. 외력조건으로는, 선행연구를 참조하여¹⁵ 100 N

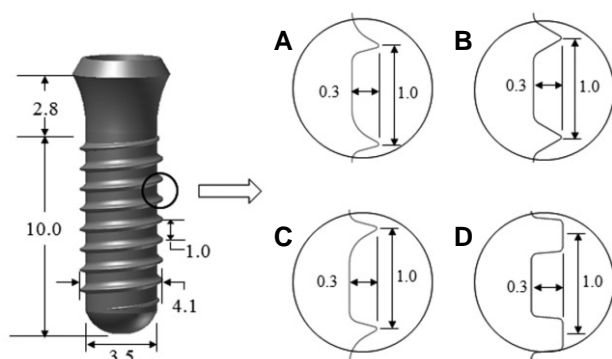


Fig. 1. Dimensions of a cylinder shaped implant body and the four different threads incorporated into the implant: (A) buttress, (B) V-shaped, (C) reverse buttress, and (D) square shaped threads (unit: mm).

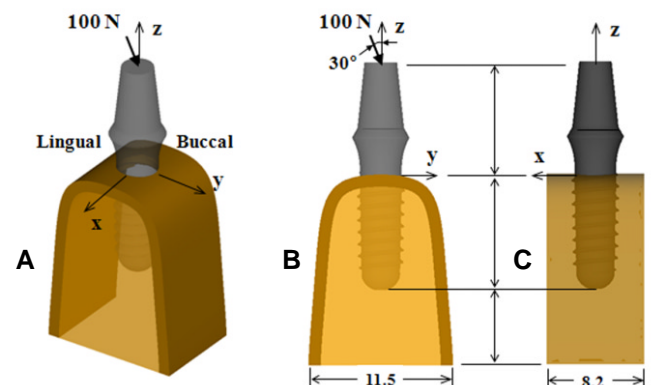


Fig. 2. Geometry of the implant and bone: (A) isometric view with the coordinate system used in this study, (B) antero-posterior view, (C) buccal view, (unit: mm).

힘이 지대주 윗면 중심점에 임플란트 중심축과 협설축으로 30도 경사지게 작용하도록 하였다. 치관 대신 지대주에 직접 힘을 가한 것은 모델링의 편의를 위한 것이다. 본 연구의 초점은 치관이나 지대주 응력이 아닌 골응력이며, 치관의 유무가 임플란트 디자인 차이에 따른 골응력의 비교/분석에 영향을 미칠 소지는 크지 않을 것이다.

유한요소 모델

요소망 생성과 해석에는 DEFORM 3D (ver 6.1, SFTC, Columbus, OH, USA) 프로그램을 사용하였다. 임플란트/골 복합체는 약 650,000개의 사면체 요소(임플란트와 지대주 300,000개 + 치밀골 120,000개 + 해면골 230,000개)를 사용하여 요소망(mesh)을 구성하였다. 모든 구성체에서 요소망 밀도(mesh density)를 가급적 균일하도록 관리하여 불필요한 오류소지를 최소화하였고, 임플란트 나사산과 인접한 골에 대해서는 충분히 조밀한 요소망을 적용하여 나사산과 인접골의 기하학적 형상을 충분히 정밀하게 유지할 수 있도록 하였고 meshing 생성 작업시 이를 육안으로 확인하였다. 임플란트와 지대주 그리고 치밀골과 해면골 등 모든 구성체는 선형탄성 및 등방 균질성을 가지는 것으로 가정하였고, 선학자료를 참조,¹⁶⁻¹⁸ Table 1에 나타난 바와 같이 물성치를 부여하였다. 임플란트와 지대주는 모두 cp-titanium 재질로 동일하며, 임플란트와 지대주 그리고 치밀골과 해면골은 서로 충분히 밀착/결합되어 있다고 가정하였다. 악골에 대한 기하학적 경계조건으로 골의 단면부($x=4.1$ 면, $x=-4.1$ 면, $z=-16$ 면) 3 곳에서 모두 완전고정(clamp)조건을 부여하였다.

임플란트/골 계면 모델

임플란트의 응력분산 특성이 골유착 단계에 따라 달라질 수 있다는 가정 하에, 본 연구에서는 골유착 미숙단계와 골유착 완료단계의 두 가지로 나누어 해석하였다. 골유착 미숙단계에서는 임플란트/골 계면에서 구조적 결합이 아직 미완성되어 임플란트에 강한 힘이 가해지면 골과의 상대 운동이 가능할 것이며 이를 해석모델에 반영하기 위해 선학연구를 참조, 비선형 contact 조건(마찰계수는 0.3)을 골/임플란트 계면에 부여하였다.¹⁹⁻²¹ 반면, 골유착이 완료된 단계에서는 임플란트/골 계면이 충분히 밀착/결합되므로 상대운동이 억제되고, 힘전달도 압축력이나 전단력은 물론 인장력도 가능할 수 있도록 계면에

접합(bonding) 조건을 부여하였다.

결과

실린더형 몸체에 서로 다른 형상의 나사산을 가진 4종의 가상 임플란트에 대해서, 100 N의 힘이 임플란트 장축에 대해 협설축으로 30도 경사지게 작용하는 경우를 모델링하여 해석을 수행하였다. 골유착 미숙단계와 골유착 완료 단계의 2가지로 구분하여 해석한 결과를 Fig. 3과 Fig. 4에 각각 나타내었다. 임플란트 협설방향으로 경사지게 작용하는 외력조건 하에서(Fig. 2), 가장 높은 응력이 유도될 것으로 예상되는 협설면, 즉 yz 평면에서의(Fig. 2) 응력분포를 평가하였으며, 관찰의 편의를 위하여 임플란트 응력은 배제하고 골응력만을 나타내었다. 외력이 임플란트를 거쳐 골로 전달되는 과정에서 임플란트에도 응력을 유발하지만, Table 1에 제시된 바와 같이 임플란트 재질(cp-titanium)의 강도가 골보다 월등히 높으므로 임플란트 응력이 임플란트에 미치는 영향은 제한적일 것이다.

Fig. 3과 4에 제시된 응력요소는 von-Mises 응력으로, 임플란트 인접골의 복잡한 삼차원적인 응력분포를 양의 스칼라 값으로 단순화시킨 등가응력이다.¹⁴ 인접골 응력은 경부 주위 치밀골에 집중되는 경향이 있으며, 이러한 응력분포 특성을 효과적으로 시각화하기 위해 20 MPa를 응력 상한값으로 설정, 응력 수준이 이를 넘는 영역은 일괄적으로 빨강색으로 표시하였다.

응력분포는 특징적인 비대칭성을 보였다. Fig. 3에서 보는 바와 같이 힘 작용방향에서 임플란트를 받치는 협측 치밀골에 높은 응력이 집중되는 반면, 설측 골에는 나사산 인근을 제외한 대부분 영역에서 응력이 거의 생기지 않고 있다. 이는 접촉조건이 부여된 계면이 인장응력에 의한 임플란트/골 사이의 힘전달을 허용하지 않은 결과이다. Fig. 3은 나사산 디자인의 차이에도 불구하고 골응력은 크기와 분포 특성에 있어 유의할 차이가 없음을 보여준다.

Fig. 4는 골유착이 완료되어 임플란트가 골에 구조적으로 결합되고, 양자간 힘전달이 인장, 압축, 전단의 모든 형태로 가능하도록 모델링하여 해석한 결과이다. Fig. 3의 결과와 현저한 차이를 보이는 것은 설측골의 응력분포이다. 이 부위에서 임플란트/골 사이에 인장력에 의한 힘전달이 이루어지게 되므로 이전(Fig. 3)보다 응력이 증가 된다. 그러나 이 경우에도 4종의 해석 결과에서 골응력 크기와 분포특성에는 유의한 차이가 관찰되지 않는다.

Table 1. Mechanical properties used in this study (bone and titanium)

Material	Young's modulus (GPa)	Poisson ratio	Strength (MPa)	Yield stress (MPa)
Titanium ¹⁸	102.2	0.35	-	-
Cortical bone ^{16,17}	13.7	0.3	72 - 76 (tensile) 140 - 170 (compressive)	60
Cancellous bone ^{16,17}	1.37	0.3	22 - 28 (tensile)	-

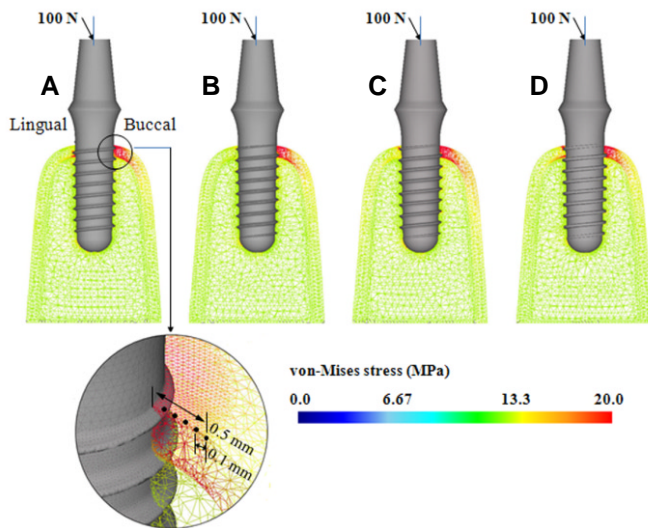


Fig. 3. The von Mises stresses in the interfacial bone around the implants with four different threads, i. e. (A) buttress, (B) V-shape, (C) reverse buttress and (D) square threads. Frictional contact conditions were assigned at the entire implant/bone interface using a friction coefficient of 0.3 to simulate immature osseointegration. Cut-off stress: 20 MPa.

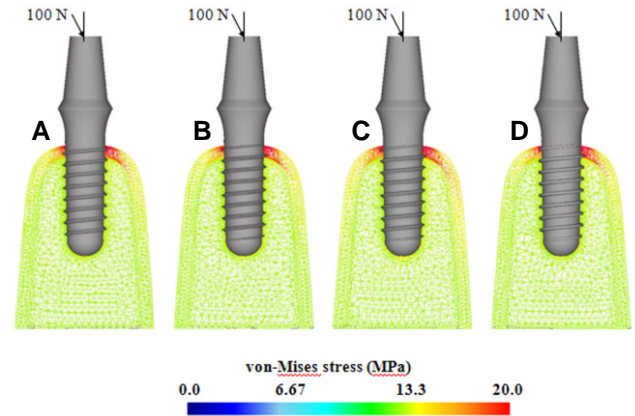


Fig. 4. The von Mises stresses in bone around the implants with (A) buttress, (B) V-shape, (C) reverse buttress and (D) square threads. Bond conditions were assigned at the entire implant/bone interface to simulate complete osseointegration. Cut-off stress: 20 MPa.

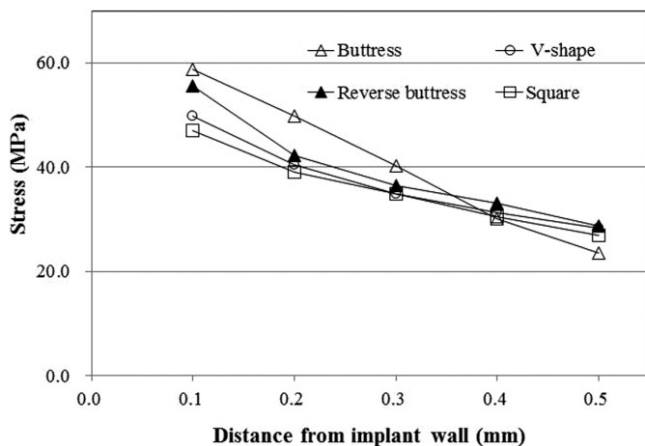


Fig. 5. The von Mises stress distribution on the buccal surface of marginal cortical bone around the 4 implant models in an incompletely osseointegrated state.

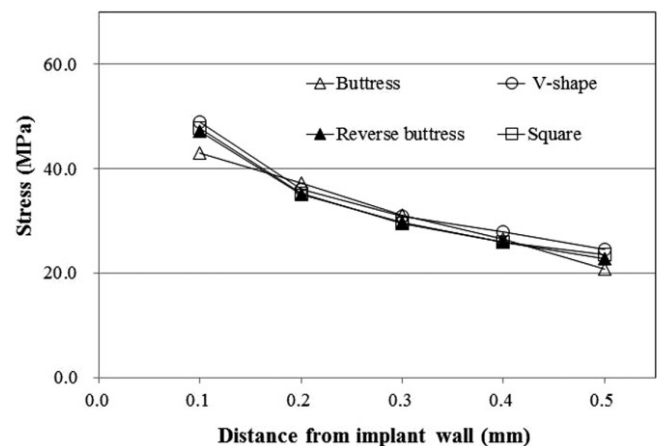


Fig. 6. The von Mises stress distribution on the buccal surface of marginal cortical bone around the 4 implant models in a completely osseointegrated state.

나사산 디자인에 따른 임플란트 응력분산 특성의 정량적 비교를 위해, Fig. 3A에 보인 바와 같이 응력이 최대로 집중되는 협측 치밀골 표면상에 임플란트로부터 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5 mm 떨어진 5개의 절점을 응력 관찰점으로 설정, 여기서의 응력을 그래프로 비교한 결과를 Fig. 5와 Fig. 6에 각각 나타내었다. Fig. 5에서 보듯이, 골유착 미숙단계에서 임플란트와 가장 인접한 관찰점 (0.1 mm 떨어진 절점)에서는 50 - 60 MPa 크기의 응력이 협측골에 발생되었다. 나사산에 따라 응력에는 10 MPa 내외의 차이가

있는데, Buttress에서 가장 크고 Square 경우가 가장 낮았으며, V-자 및 reverse buttress형은 중간 정도였다. 그러나 골유착이 완성됨에 따라 절점응력의 크기는 45 MPa 내외로 낮아졌고 나사산에 따른 차이도 5 MPa 이내로 작아졌다(Fig. 6). 여기에서는 Buttress형 응력이 가장 작고, V-자형 나사산은 여전히 중간 정도이지만 임플란트에 근접한 곳을 제외하면 응력차이는 무시할 수 있는 정도였다.

고찰

골유착은 임플란트 인접골의 치유과정이며, 크게 세 단계로 나눌 수 있다.²²⁾ 즉, 식립후 약 한달 동안 임플란트 표면에 유골(osteoid)이 형성되고 교직골(woven bone)이 침착되는 1단계, 식립 2-3달 동안 교직골이 층판골(lamellar bone)로 대체되는 2단계, 그리고 층판골 성숙과 함께 골개조가 지속적으로 반복되는 3단계이다. 본연구에서 설정한 골유착 미숙단계와 완료단계는 각각 2, 3단계에 대응될 수 있고, 응력해석의 측면에서 이 두 단계가 중요하다. 제1단계 시기는 즉시부하(immediate loading)가 이루어지는 경우를 제외하면 저작압 등 강한 외력이 부하되지 않으므로 해석 필요성이 높지 않다. 그러나 보철물이 장착되고 기능력 부하가 개시되는 2, 3단계 시기는, 임플란트 예후에 응력이 중요하다는 면에서 응력해석 필요성이 커진다.

임플란트 응력해석에는 골과 임플란트/골 계면에 대한 모델링 방법이 중요하다. 골유착의 성숙에 따라 골의 물성이 바뀌고, 임플란트/골 계면결합의 강도와 힘전달 특성이 달라질 것이기 때문이다. 골유착이 이미 완료된 3 단계 경우는 상대적으로 용이하다. 인접골은 층판골로 대체가 이루어진 것으로 간주할 수 있고, 임플란트/골 계면 결합이 완료되어 완전한 힘전달이 가능한 것으로 간주하여 접합(bonding) 조건을 적용할 수 있기 때문이다.

반면, 2단계 경우는 해석 난이도가 높다. 식립시 생긴 응력이 골에 잔류하고 있을 가능성이 있고, 인접골은 기존 층판골과 유골 및 새로 생성된 교직골이 혼재된 상태로, 신뢰성 있는 물성 모델 적용이 어렵다. 임플란트/골 결합도 성숙되지 않은 상태로, 힘이 임플란트를 통해 골로 분산될 때 인장력(tensile force) 보다는 압축력(compressive force)이나 전단력(shear force) 위주로 전달될 것이다. 이런 상황을 유한요소모델에 재현하기 위해서는 Van Oosterwyck 등¹⁶⁾이 기술한 바처럼 임플란트/골 계면에는 비선형 접촉(nonlinear contact)모델을 사용하고, 골물성 변화를 탄성계수에 반영하여야 할 것이나 기술적 어려움이 크다. 골유착 과정중의 물성 변화에 대한 실험 데이터가 문헌에 보고된 적이 없는 것이 직접적인 문제인데, 이런 이유로 대부분 실험 연구에서도¹⁹⁻²¹⁾ 접촉모델은 사용하였지만 골물성의 변화를 해석에 반영하지 못하였다. 본 연구에서도 계면골에 층판골 물성을 바로 적용하였기 때문에, Fig. 3과 Fig. 5의 결과는 정량적이라 할 수 없으며 2단계 전 과정에 대한 대표성을 가지지 못한다. 그러나 불완전한 모델로 얻은 결과이지만 정성적 비교를 하는 데는 참조할 수 있을 것으로 생각된다.

티타늄 재질 임플란트와 골 사이의 마찰계수로는 대체로 0.1 - 0.6 사이의 값이 적용되어 왔다.^{24,25)} 임플란트 표면개질을 통해 거칠기가 증가된 경우 골유착 정도와 골질에 따라 0.1 - 0.3 범위의 값을 적용하기도 하였다.^{26,28)} 마찰계수 값은 그러나 골응력의 크기나 분포에 크게 영향을 미치지 않는 것으로 보인다. 본고에서 연구결과로 제시하지는 않았지만, 예비 해석시 마찰계

수를 0.1로부터 0.6까지 0.1 단위로 변화시키며 응력집중이 최대로 일어나는 협측 피질골판의 응력을 비교하였는데, 차이는 1 - 2% 이내로 매우 미미하였다. 이는 임플란트로부터 골로, 특히 협측 피질골로 전달되는 힘은 마찰계수 값과 무관하게 대부분 압축력 형태로 전달된다는 것을, 그리고 마찰계수 값만으로는 골유착의 진척 정도나 임플란트/골 사이 힘전달 특성을 적절히 재현할 수 없음을 보여주었다.

골유착 미숙단계에 큰 힘이 부하된다면 나사산 디자인에 따라 과부하 문제가 대두될 것으로 보인다. 치밀골의 생리적 골개조에 대한 임계응력이 67 MPa 정도인데 비해,^{16,29)} 100N에 의한 응력은 50 - 60 MPa 내외로(Fig. 5) 그 자체로는 과부하 위험성이 높다고 할 수 없다. 그러나 이시기 인접골에는 식립응력이 잔류해 있을 가능성이 있다. Yu 등¹⁴⁾의 연구에서는 나사산에 따라 식립 응력에 현저한 차이가 있었고, reverse buttress와 square 나사산의 경우 식립응력이 70 MPa 내외로 다른 두 나사산보다 월등히 높았다. 이 식립응력의 일부가 잔존하고, 여기에 외력에 의한 응력이 중첩되면 과부하 위험성이 증가할 것이다. 식립 응력이 10 - 15 MPa 정도로 다른 나사산에 비해 현저히 낮았던 V-자형 나사산의 경우, 외력에 의한 응력은 50 MPa 내외로 4중 나사산의 중간 정도이므로(Fig. 5), 응력이 중첩되는 경우에도 여전히 유리한 것으로 평가된다. 그러나 이 경우에도 식립 응력과 중첩되면 응력크기가 임계응력에 거의 근접될 수 있으므로 골유착 과정 중 과도한 외력 부하는 여전히 주의가 필요할 것이다.

골유착 완료 단계에서는 응력분산 특성이 현저하게 개선되었다. 이전에 압축력을 받는 협측 피질골에 응력이 집중되던(Fig. 3) 것과는 달리, Fig. 4에 보인 바와 같이 인장력을 전달받는 설측골에서 응력이 증가되는 반면 협측골 응력은 감소되었다(Fig. 5와 6 비교). 나사산에 따른 응력차이도 작아졌다. 이전 골유착 미숙단계에서는 협측골 응력이 50 - 60 MPa로 나사산에 따라 10 MPa 내외의 차이를 보였으나(Fig. 5), Fig. 6에 보인 바와 같이 응력 크기는 45 MPa 내외로 낮아졌고 나사산간 차이도 5 MPa 정도로 작아졌다. 골유착 완료기에는 골개조와 더불어 식립응력이 소멸될 것이므로 식립 응력보다는 외력에 의한 응력이 중요한데, 응력 절대값이 낮아지고 나사산 별 차이도 미미해진 결과는 골유착 이후에는 나사산이 응력분산에 미치는 영향은 매우 제한적이라는 것을 의미한다. 이 결과는 골유착이 완료된 상황에 대해 분석, 나사산 디자인 차이가 응력에 미치는 영향이 크지 않음을 보고한 이전 연구들^{30,31)}과 부합한다.

본 연구와 Yu 등¹⁴⁾의 결과를 종합하면 임플란트 나사산이 골응력에 미치는 영향은 식립시 가장 크고 이후에는 감소하며 골유착 완료된 단계에 이르러 사실상 소멸된다고 할 수 있다. 이는 나사산에 대한 역학적 평가는 골유착이 완료된 이후보다는 식립 단계와 골유착이 진행되는 단계에 중점을 두어야 함을 의미한다. 이런 관점에서, V-자형 나사산은 식립 응력이 다른 3중 나사산보다 현저히 낮았고,¹⁴⁾ 골유착 진행 단계에서 응력분산 특성은 4중 나사산의 중간 정도였으므로(Fig. 5), 두 응력

이 중첩되어 야기하는 골유착 진행기간 중의 과부하 위험이 다른 나사산에 비해 낮다고 평가된다. 반면 임플란트가 이미 성공적으로 골유착을 이룬 이후 단계에서는 V-자형 나사산이 이전 단계까지 가졌던 생역학적 장점은 미미해 지게 된다(Fig. 6). 한편 본 연구와 선행연구인 Yu 등¹⁴의 연구는 모두 치밀골 응력에 초점을 두어 평가한 것이므로, 골밀도가 낮고 해면골이 우세한 경우에 본 결과를 그대로 적용하기 어렵다. 이 경우, 해면골에 대한 나사산의 골 압밀(bone compaction) 특성과 그에 따른 초기안정성이 더 중요할 수 있으므로 여기에 초점을 둔 연구가 더 필요할 것이다.

결론

본 연구는 이전 연구에서 식립 특성이 우수하게 평가되었던 V-자형 나사산에 대해 골유착 진행단계 그리고 골유착이 완료된 이후 단계에서 다른 3종의 나사산(buttress형, reverse buttress 및 square형)과의 응력분산 특성을 비교분석하기 위해 수행하였고, 연구의 범위 내에서 다음의 결론을 얻었다.

1. 골유착 진행단계에서 나사산 별 응력분산 특성에 차이가 있었으나 응력차이가 10 MPa 내외로 크지 않았고, V-자형 나사산의 응력분산 특성은 4종 나사산의 중간 정도였다.
2. 골유착 완료 단계에서는 나사산 간 응력분산 특성의 차이가 미미하였다. 이는 성공적으로 골유착을 이룬 이후에는 4종 나사산 간의 생역학적 차이가 현저히 감소될 것임을 시사하였다.

ORCID

Won-Jae Yu <http://orcid.org/0000-0002-6953-3011>

References

1. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-70.
2. 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.
3. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci* 2013;5:162-7.
4. Kim SH, Kim S, Lee KW, Han DH. The effects of local factors on the survival of dental implants: A 19 year retrospective study. *J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:28-40.
5. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501.
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. Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U. Histopathologic observations on early oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:798-810.
13. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:425-31.
14. Yu WJ, Ha SJ, Cho JH. Effects of implant thread profile on insertion stress generation in cortical bone studied by dynamic finite element simulation. *J Korean Acad Prosthodont* 2014;52:279-86.
15. Schmitalla AD, Abou-Emara M2, Spintig T, Lackmann J2, Müller WD3. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech* 2015;48:1-7.
16. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:407-18.
17. 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.
18. 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.
19. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent* 2008;36:409-17.
20. Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:239-48.
21. Rubin PJ, Rakotomanana RL, Leyvraz PF, Zysset PK, Curnier A, Heegaard JH. Frictional interface micromotions and anisotropic stress distribution in a femoral total hip component. *J Biomech* 1993;26:725-39.

22. Albrektsson T, Berglundh T, Lindhe J. Osseointegration: Historic background and current concepts. In Lindhe J, Karring T, Lang NP (eds). *Clinical periodontology and implant dentistry*. Oxford; Blackwell Munksgaard; 2003. p. 809-20.
23. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998;11:391-401.
24. Viceconti M, Muccini R, Bernakiewicz M, Baleani M, Cristofolini L. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *J Biomech* 2000;33:1611-8.
25. Wehner T, Penzkofer R, Augat P, Claes L, Simon U. Improvement of the shear fixation stability of intramedullary nailing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2011;26:147-51.
26. Bardyn T, G  det P, Hallermann W, B  chler P. Prediction of dental implant torque with a fast and automatic finite element analysis: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109:594-603.
27. Lin D, Li Q, Li W, Ichim I, Swain M. Evaluation of dental implant induced bone remodelling by using a 2D finite element model. *Proceedings of the 5th Australasian Congress on Applied Mechanics (ACAM 2007)*. 2007 Dec 10-12, Brisbane; Australia; p. 301-6.
28. Atieh MA, Shahmiri RA. Evaluation of optimal taper of immediately loaded wide-diameter implants: a finite element analysis. *J Oral Implantol* 2013;39:123-32.
29. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;275:1081-101.
30. 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.
31. 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.

4종 임플란트 나사산 디자인의 응력분산 특성에 대한 3차원 유한요소해석 연구

남옥현^{1a} · 유원재^{2*} · 경희문²

¹인제대학교 부산백병원 치과, ²경북대학교 치의학전문대학원 치과교정학교실

목적: 4종의 임플란트 나사산이 골유착 중간과정과 완료 이후 단계에서 보이는 응력분산 특성을 평가하고자 한다.

재료 및 방법: 실린더형 몸체(외경 4.1 mm 길이 10 mm)에 이전연구에서 식립 특성이 우수하게 평가되었던 V-자형 나사산과 다른 3종(buttrass형, reverse buttrass형, square형)의 나사산을 가진 4종의 임플란트가 악골에 매식된 복합체 모델을 CAD 프로그램으로 제작하였다. 지대주 상부에 100 N의 힘을 임플란트 장축과 30도 방향으로 부하하고 인접골 응력분포를 유한요소 해석하였다. 응력분산 특성이 골유착 진척 상태에 따라 달라질 수 있다는 가정하에 임플란트/골 계면을 골유착 미숙단계와 골유착 완료단계의 두 가지로 구분하여 분석하였다. 골유착 미숙단계는 임플란트/골 계면을 비선형 contact 조건(마찰계수 0.3)으로 모사하였고, 골유착이 완료된 단계에 대해서는 계면이 충분히 결합된 것으로 간주하여 접합(bonding) 조건을 부여하였다.

결과: 골유착 정도에 따라 임플란트의 응력분산 특성이 달라졌다. 골유착 미숙단계에서는 골응력과 나사산에 따른 응력 특성의 차이도 상대적으로 컸고 골유착 완료단계에서는 골응력의 절대값과 나사산간 차이가 모두 감소하였으며, V-자형 나사산의 응력분산 특성은 골유착 미숙 및 완료 단계에서 모두 4종 나사산의 중간 정도였다. 이로부터 나사산 디자인의 차이는 임플란트 식립후 골유착이 진행되는 과정까지 영향을 미치며, 일단 골유착이 완료되면 나사산의 영향은 급격히 감소할 것임을 추론할 수 있었다.

결론: V-자형 나사산의 응력분산 특성은 골유착이 이루어지는 단계와 완료된 이후 단계 전기간 동안 4종 나사산의 중간 정도였다. (대한치과보철학회지 2015;53:120-7)

주요단어: 임플란트; 유한요소해석; 나사산; 골유착 정도

*교신저자: 유원재
700-705 대구 중구 달구벌대로 2177 경북대학교 치과대학 치과교정학교실
053-600-7651: e-mail, wonjaeyu@knu.ac.kr

원고접수일: 2015년 1월 14일 / 원고최종수정일: 2015년 2월 10일 / 원고채택일: 2015년 2월 24일

^a이 논문은 인제대학교 학술진흥연구비에 의하여 연구되었음.

© 2015 대한치과보철학회

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