

임플란트 경부 미세나사 디자인이 치밀골의 스트레인에 미치는 영향

천승근 · 조진현 · 조광현*

경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

연구 목적: 이 연구는 임플란트 식립 시 미세나사가 변연골에 발생시키는 스트레인을 조사하여, 변연골의 골유착에 장애를 줄 수 있는 골의 과부하 영역이 미세나사에 의해 확장되는 양태를 평가하였다.

연구 재료 및 방법: 3종의 임플란트 식립 모델을 삼차원적 유한 요소분석으로 실험하였다. 대조 모델은 미세나사가 없이 주나사만 있는 4.1 × 10 mm 임플란트 (Submerged model, Dentis Co, Daegu, Korea), type I은 미세나사가 있는 straight body, type II는 미세나사가 있는 7% tapered body로 설정하였다. 임플란트가 치밀골을 통과하는 3,600 단계의 식립 과정이 모사되었다. 유한요소 해석에는 PC용으로 출시된 DEFORM™ 3D (ver 5, SFTC, Columbus, OH, USA)가 사용되었다.

결과: 임플란트 외벽으로부터 1 mm 이내의 변연골 스트레인 영역은 대조모델에서의 4000 μ -strain 보다 높았다. Type I 임플란트의 경우 임플란트 외벽으로부터 1 - 1.5 mm 영역 이내의 인접골이 과부하 영역에 속하였고, type II 임플란트의 경우에는 2 mm 이상이였다.

결론: 미세나사의 유무와 몸체의 테이퍼 유무에 따라 변연골 스트레인은 직접적인 영향을 받았고 대조모델에 비해 경부 미세나사가 있는 type I 및 type II 임플란트의 식립 시 변연골의 과부하 영역이 월등히 컸다. (대한치과보철학회지 2010; 48:215-23)

주요 단어: 임플란트, 임플란트 경부 미세나사 디자인, 유한요소법, 경부골 응력

서론

저작압이 골내로 전달되고 분산되는 과정에 임플란트 디자인이 중요한 영향을 미친다. 이에 임플란트의 직경, 길이, 경사도, 나사산 형상과 표면 처리 특성 등의 디자인 요소가 인접골 응력에 미치는 영향을 분석하여, 임플란트와 인접골 간의 골유착을 효과적으로 달성하기 위한 광범위한 연구가 이루어져 왔다.¹⁻⁸ 특히 임플란트 안정성과 심미성과도 관련이 있는 변연골에 발생하는 응력집중을 완화시켜 골소실을 방지하려는 노력이 이어져 왔고 그 결과, 플랫폼 스위치 (platform switch), 미세나사 (microthread) 적용,^{9,10} 임플란트 표면 개질, 임플란트의 나사형상 최적화,³ 치은관통부의 곡면 적용,¹¹ 및 경부 역사면 부여¹² 등의 방법으로 변연골 응력 분포의 개선이 가능함을 입증하는 성과를 얻었다.

변연골 소실 예방목적으로 설계된 디자인 중 하나는 미세나사이다. 임플란트 경부에 미세나사가 도입된 것은 이를 통해 변연골에 기계적 자극을 지속적으로 주어 불용성퇴축을 예방하려는 골유지기구 (retention element)로서의 효과^{4,9}를 얻기 위해서였다. 그러나 이후 연구에서는 미세나사의 변연골 응력분산 혹은 응력집중 해소 효과에 주목하였다. 이들 후속 연구들에서는 미세나사의 생역학적 기능에 주목, 지대주 체결부가 변연골 높이보다 아래에 있을 때 응력완화 효과가 우수하다고 보고하는 등,^{4,7} 임상관찰¹³⁻¹⁶ 이나 동물실험¹⁷을 통해 미세나사의

존재가 변연골의 응력분산과 응력분포를 개선시켜 골흡수를 방지하고 높이 안정성을 유지하는 효과가 있음을 보고하였다. 일례로, 미세나사가 있는 임플란트의 5년간의 변연골 흡수량이 0.3 mm 미만으로 보고되었는데,^{18,19} 이는 Albrektsson 등²⁰에 의하여 임플란트 성공 판정 조건으로 제시된 식립 첫째 1.5 mm 이내, 그 이후 연간 0.2 mm 이내라는 골소실 기준치에 비교할 때 대단히 바람직한 결과라 할 수 있다.

그러나 이 같은 결과와는 달리 최근에는 미세나사의 효과에 대하여 비판적인 연구결과를 보고하는 경우도 있었다. 국산 임플란트 시스템을 미세나사 유무에 따라 2가지 군으로 분류하여 변연골 소실 정도를 비교한 결과, 기능적 하중을 부여한 첫 1년 동안의 변연골 흡수량이 두 모델 군에서 차이가 없었다고 하였다.¹⁶ 또한 하악골에서 미세나사는 인접골 유지에 도움을 주지 않는다고 하였다.²¹

치료목적에 합당한 임플란트 모델 선정과 변연골의 골유착 유지에 관한 합리적 예측을 위해서는 미세나사의 영향에 대한 보다 명확한 이해가 필요할 것이며, 미세나사에 대한 상호 상충되는 연구결과는 이 문제에 대한 면밀한 연구가 더 필요할 것임을 시사한다. 한편, 지금까지의 미세나사의 효과에 대한 논의의 초점은 평가 시점과 밀접한 관계가 있는 것으로 보인다. 미세나사의 변연골 보존효과를 긍정적으로 평가, 보고하였던 이전 연구들과는 달리, 의문을 표시한 경우는 주로 식립 후 1년 이내, 혹은 몇 주 이내의 단기간 동안 평가한 연구이기

*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

때문이다.¹⁶

임플란트 식립 후의 일정기간은 골유착 확립이 완전하지 않은 시기이며 저작압 등의 기능력과 함께 식립시 임플란트에 의한 골 손상이 골유착과 임플란트 안정성에 영향을 줄 수 있는 기간이다. 이 기간 동안 미세나사 주위에 생기는 문제는 그 존재가 임플란트 식립 시 과도한 압박을 변연골에 가해 골개형 (bone remodeling)에 대한 장애요인으로 작용하였기 때문일 수 있다고 추론된다. 이에, 본 연구에서는 이 추론의 타당성을 규명해 보기 위하여 3차원 유한요소법을 이용하여 임플란트 식립 시 미세나사가 변연골에 발생시키는 스트레인을 조사하여 변연골의 골유착에 장애를 줄 수 있는 골의 과부하 영역, 즉 4,000 μ -strain 내외로 보고된 치밀골의 골개형 장애 스트레인을 넘는 영역이 미세나사에 의해 확장되는 양태를 평가하였다.

연구 재료 및 방법

1. 임플란트 모델

Submersed 임플란트로, 미세나사가 없고 곧은 몸체를 갖는 대조모델 (Submerged model, Dentis Co., Daegu, Korea)과 크기는 유사하나 미세나사가 있는 실험 임플란트를 유한요소법을 사용하여 해석하였다. 실험 임플란트 2종으로 나뉘는데 type I의 경우 미세나사가 있는 straight body, type II는 미세나사가 있는 7% taper body로 구분하였다. 연구에 사용된 3종의 임플란트 모델의 외관과 치수를 Fig. 1에 나타내었다. 대조모델과 type I 임플란트는 실린더형으로 경부직경 4.1 mm, 골내 매식부 길이는 10 mm이다. 몸체에 높이 0.33 mm, 피치 1.8 mm의 지지 (buttress)형 2줄 주나사 나사산이 가공되어 있으며 고정체 하방에는 자가 태핑 (self tapping) 목적의 절삭 홈 (cutting flute)이 있다. 경부의 미세나사는 높이 0.15 mm, 피치 0.3 mm이며 6줄 나사로 가공되어 있어

식립 시 하부의 주 나사와 동조 (synchronize) 된다. Fig. 1에 나타난 바와 같이 대조모델과 type I 임플란트가 실린더형 외형을 가지는데 비해 type II 임플란트는 침부에서 3.6 mm, 경부에서 4.3 mm 직경으로 약 7%의 경사도를 가진다. 그러나 주나사와 미세나사의 나사산 디자인은 type I 임플란트와 동일하다.

2. 유한요소모델링 (FE modelling)

임플란트가 식립될 때 인접골에 발생하는 스트레인 계산은 변연골에 한정하였다. 변연골은 모두 피질골로 이루어진 것으로 가정하였으며, 임플란트가 피질골판에 수직으로 식립되는 것을 가정하였다 (Fig. 2).

피질골은 드릴링이 이루어진 후, 그 구멍에 임플란트가 삽입되면서 고정체 하방의 자가 태핑 절삭연 (cutting edge)에 의해 재차 절삭되어 나사길이 만들어진다고 가정하였다. 나사길에 고정체 상부의 나사산이 진입되며 스트레인이 발생하는 과정을 유한요소해석을 통해 모사하였다. 이때 자가 태핑 과정에 의해 드릴링 구멍 외벽의 골이 삭제되는 단계를 유한요소해석으로 모사하는데 따른 기술적 어려움을 피하기 위해 나사 진행로가 가공된 치밀골 시편을 사용하였다 (Fig. 2).

Fig. 2에 나타난 바와 같이 치밀골 시편은 135 mm의 두께를 가지고 외경은 8.2 mm이다. 치밀골 시편의 두께는 나사산 간 거리의 15배, 외경은 임플란트 외경의 2배이다. 치밀골 시편 중앙에는 일반적인 골밀도 (type 2 또는 type 3 골) 조건에서 사용되는 3.5 mm 직경 드릴로 드릴링된 구멍이 관통되어 있고 구멍 벽면에는 자가 태핑에 의해 생긴 직경 3.9 mm의 나사길이 가공되어 있다. 나사길은 동물실험을 통해 측정된 정²²의 연구를 참조하여 절삭연부 나사산 외경보다 0.20 mm 작게 가공하였다. 한편, 나사산 주위의 인접골에는 스트레인 관찰점 3곳 (임플란트 계면으로부터 0.1 - 0.2 mm 위치)을 설정하여 식립 모사 해석과 더

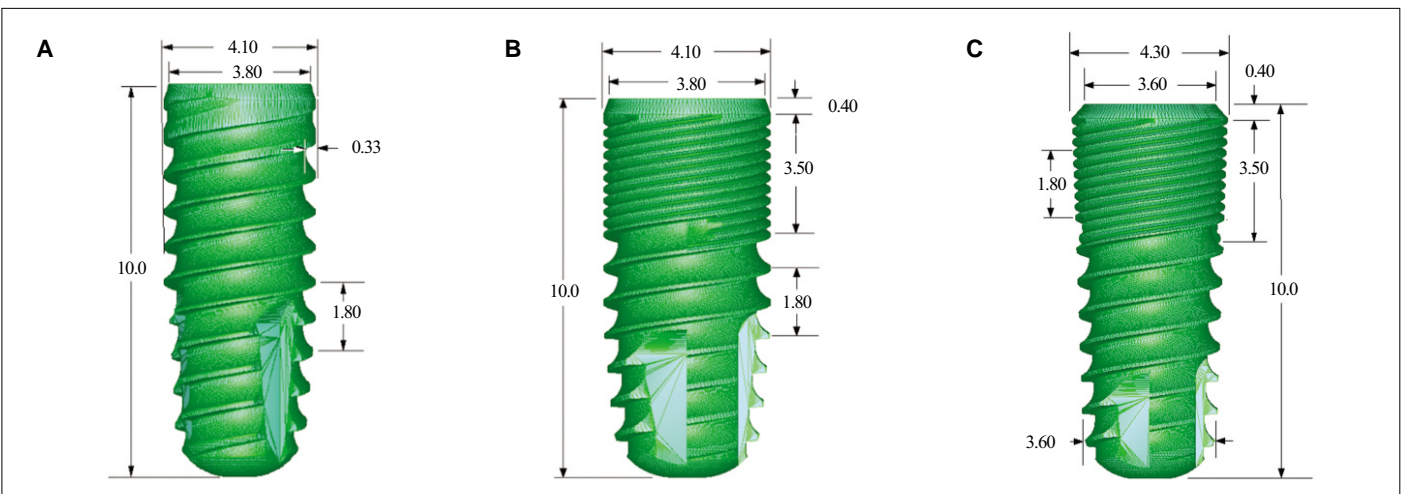


Fig. 1. Geometry of 3 different implant systems. A: Control; straight body without microthread, B: Type I; straight body with microthread, C: Type II; tapered body with microthread.

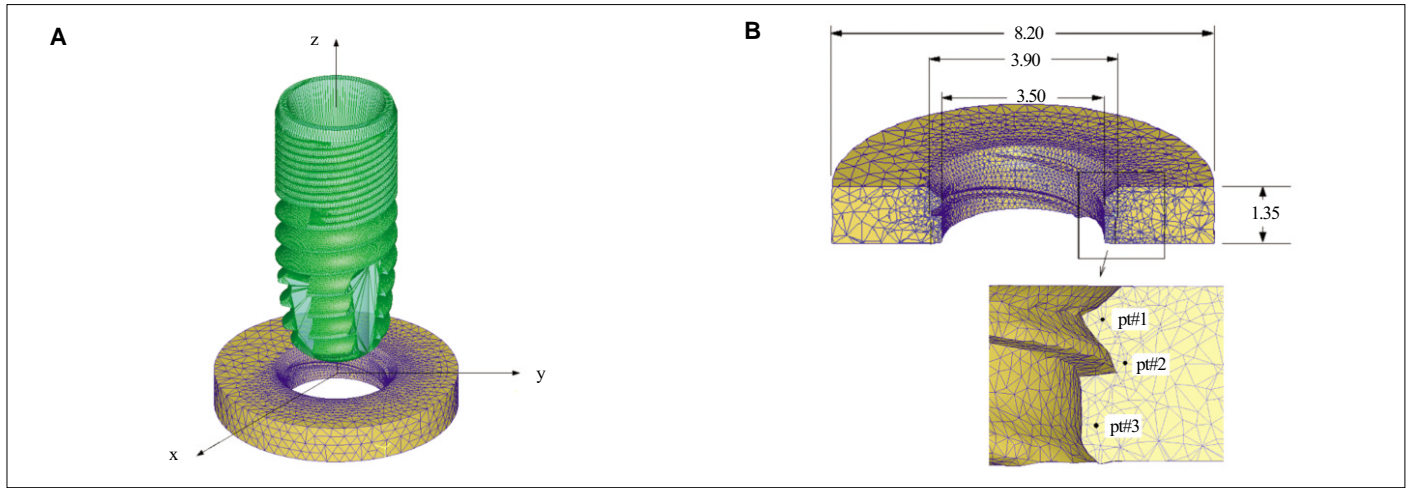


Fig. 2. Finite element model. A: FE mesh model showing the implant prior to its placement and the axis system, B: cross sectioned cortical bone, dimensions of the threaded groove and the 3 reference points to record strain development during the implant placement.

불어 스트레인 값의 변화추이를 기록하였다. 치밀골 시편 및 나사길의 단면 형상 및 스트레인 관찰점의 위치는 Fig. 2B에 나타낸 바와 같다.

지대주와 치관부 등 상부 구조는 몸체부의 식립 스트레인과 직접 관련이 없으므로 모델링에서 제외하였다.

치밀골의 초기 매쉬 (mesh) 모델은 45,000개 내외의 사면체 요소 (tetrahedron element)로 구성되었다 (Fig. 2). 식립시 임플란트의 골내 진입에 따라 나사산 주위골의 기하학적 형상에 변화가 일어나므로 매쉬 재구성 (remesh)이 일어나 매쉬 패턴과 요소 수의 변화가 일어나게 된다.

임플란트 식립 과정을 유한요소해석으로 모사하기 위하여 임플란트 식립 전체 과정은 모두 3,600 단계로 구성하였다. 각 단계에서 임플란트가 0.5 도씩 회전함과 동시에 0.0025 mm 씩 하방 전진하며, 그 결과 매 720 단계마다 360 도 회전하고 한 피치인 1.8 mm 씩 식립된다. 식립 과정 전 단계에서 임플란트 표면 전역, 즉 임플란트 나사산과 골 (valley) 모두, 인접골과의 마찰계수는 일정하게 0.1로 가정하였다.

치밀골 시편의 변위경계조건으로, 식립 전 과정에서 치밀골의 돌레를 이루는 실린더 외면에 완전 고정 (clamp) 조건을 적용하여 모든 방향의 변위와 회전을 고정하였다.

유한요소해석에는 PC용으로 출시된 DEFORM™ 3D (ver 5, SFTC, Columbus, OH, USA)가 사용되었다. 그러나 임플란트 및 골의 기하학적 모델 (geometry model)은 pro/Engineer Wildfire (ver 2.0, Needham, MA, USA) 프로그램을 이용하여 구성한 후 STL 모델로 DEFORM™ 3D 프로그램으로 이출 (export)하여 사용하였다.

3. 물성 모델 (Material properties)

정²²의 연구를 참조하여 임플란트는 강체 (rigid)로 치밀골은 강소성체 (rigid-plastic)로 모델링하였다. 이는 임플란트 식립 시

Table 1. Mechanical properties

Material	Young modulus (GPa)	Poisson ratio	Yield stress (MPa)	Remarks (Present Study)
Titanium	102.2	0.35	-	Rigid
Cortical bone	13.7	0.3	135	Rigid plastic

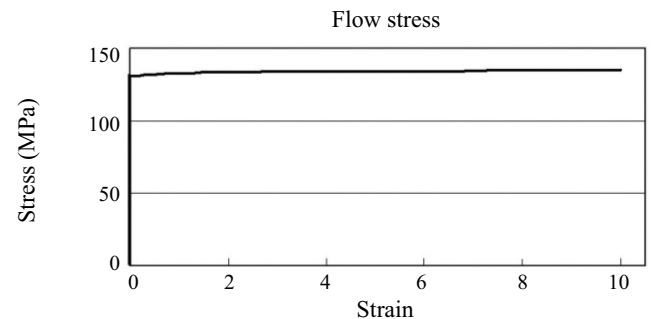


Fig. 3. Rigid-plastic property data of cortical bone (virtually perfect plasticity was assumed for cortical bone, i.e. stress of 136 MPa was assigned at strain of 10 as compared to the yield stress, 135 MPa).

임플란트 자체의 변형은 무시할 수 있을 것이며 골의 탄성한계 내의 변형은 이를 초과하는 영역에서의 변형에 비해 무시할 정도로 작다고 할 수 있다. 이는 해석 오차를 최소화하는 한편, 해석의 수렴성 (convergence)을 증가시켜 시간 (CPU time)을 절감하기 위한 수단이다.

Table 1에는 선학 자료를 참조하여 본 연구에서 사용한 골 및 티타늄 재질의 물성치를 나타내었다. 티타늄은 물론, 치밀골 역시 등방 균질성으로 가정하였으며 시간 의존성 (time dependence)은 무시하였다. Fig. 3에는 정²²의 연구를 참조하여 본 연구에서 사용한 골의 소성 물성을 그래프로 나타내었다 (골을 사실상 완전소성체로 가정하여 0-10 범위의 소성 스트레인 영역에서 스트레스 증가분은 1 MPa이다).

결과

3종의 임플란트가 치밀골을 통과하는 3,600 단계의 식립 과정이 모사되었다. 임플란트 식립 깊이가 증가하며, 나사길에 나사산이 진입됨에 따라 스트레인이 발생되며, 피질골 요소망에 매쉬 재구성이 일어나 이에 따라 매쉬를 구성하는 요소 수와 패턴이 자동적으로 조절되었다.

Fig. 4와 Fig. 5는 대조모델군 임플란트에 대해 전체 식립 과정에서 6 단계를 선정, 골내 스트레인을 스트레인 밴드(strain band)로 나타내었다. 그림 상의 스트레인은 임플란트 직경 방향의 스트레인(radial strain)으로, 생리적 골개형에 대한 허용한계를 $4,000 \mu\text{-strain}$ 으로 가정하고 이를 상한값(cut-off value)으로 설정, 그 이상의 영역을 빨강색(red color)으로 나타낸 것이다. Fig. 5에는 임플란트에 인접한 모든 부위의 스트레인 관찰을 용이하게 하기 위하여 임플란트 없이 골시편만을 나타내었다. Fig. 4, 5에서 보는 바와 같이 대조 모델 임플란트의 식립시 식립 깊이에 따른 변화가 크지 않고, 나사산의 침부에 인접한, 계면골의 매우 제한된 영역에서 $4,000 \mu\text{-strain}$ 을 넘어서는 것이 관찰되었

다. 그러나 임플란트 경부의 불완전 나사산의 식립이 이루어지며(Fig. 4 및 Fig. 5의 E와 F) 골에 과부하가 걸리는 것이 관찰되었다.

Fig. 6, 7 및 Fig. 8, 9는 각각 type I 및 type II 임플란트에 대하여 위에 설명된 내용과 동일한 방법으로 스트레인 해석결과를 나타낸 것이다.

경부에 미세나사가 있으나 몸체는 대조 모델과 동일하게 실린더형인 type I 임플란트의 경우(Fig. 6, 7) 미세나사가 골에 진입하기 이전에는 대조 모델과 유사한 스트레인 분포를 보였다가 미세나사가 골에 진입하게 되는 순간부터 스트레인 분포는 훨씬 커져 골의 과부하 영역이 인접골로 확산되었으며, 식립 최종단계에서의 과부하 영역이 대조 모델의 경우보다 더 크게 생기는 것이 관찰되었다. Fig. 8, 9에 보인 type II의 경우에도 미세나사 부위가 골에 진입하기 이전의 식립 스트레인은 사실상 무시할 수 있는 수준이었다. 그러나 미세나사가 골에 진입하게 되는 단계부터 스트레인이 크게 발생하여 임플란트가 식립 최종깊이에 접근함에 따라 과부하 영역은 type I의 경우보다 더 확장되었다.

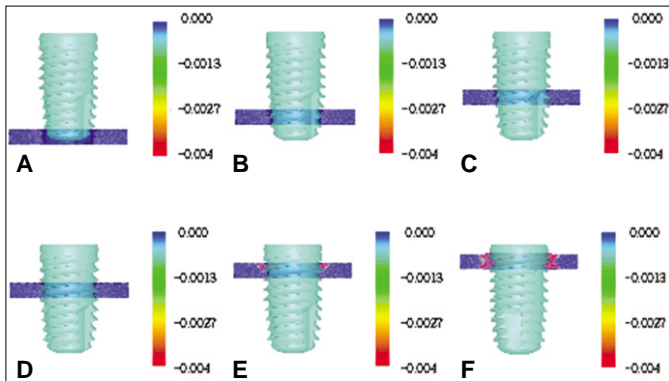


Fig. 4. Radial strain development in the cortical bone at 6 stages of implant insertion. A: initial, B: 1 turn, C: 2 turn, D: 3 turn, E: 4 turn, F: 4.5 turn in control model implant.

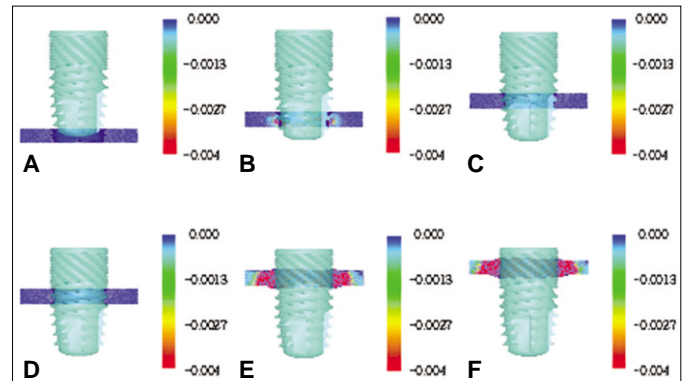


Fig. 6. Radial strain development in the cortical bone at 6 stages of implant insertion. A: initial, B: 1 turn, C: 2 turn, D: 3 turn, E: 4 turn, F: 4.5 turn in Type I implant.

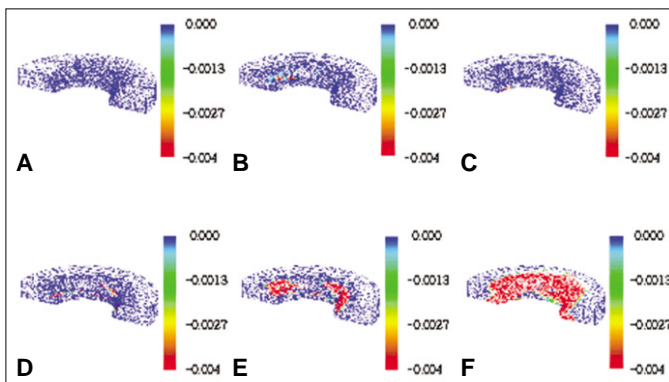


Fig. 5. Radial strain development in the half of cortical bone. A: initial, B: 1 turn, C: 2 turn, D: 3 turn, E: 4 turn, F: 4.5 turn in control model implant.

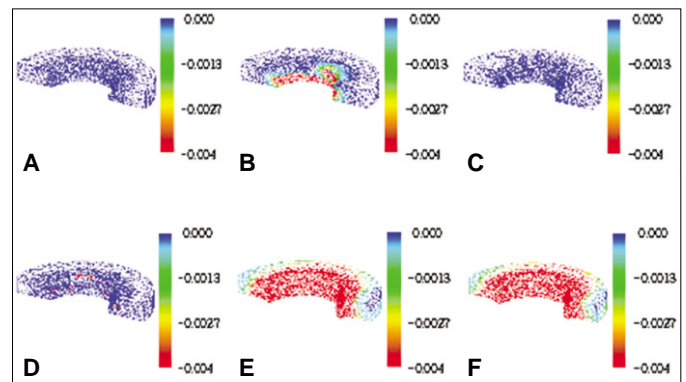


Fig. 7. Radial strain development in the half of cortical bone. A: initial, B: 1 turn, C: 2 turn, D: 3 turn, E: 4 turn, F: 4.5 turn in Type I implant.

Fig. 10은 대조 모델 임플란트와 type I 및 type II 임플란트에 대해서 인접골에 설정된 스트레인 관찰점에서의 스트레인 변화 추이를 나타낸 것이다. 경부 미세나사 유무를 제외하면 그 하방의 형상이 동일한 대조 모델과 Type I 임플란트에서 식립 초기 단계의 변연골 스트레인은 Fig. 10의 A와 B에서 보듯이 사실상 동일하였다. 임플란트가 1회전하는 단계까지는 스트레인 발생이 거의 없다가 그 이후부터 스트레인이 발생되고 있다. 스트레인 값이 안정되는 것은 2회전 이후 단계이다.

Fig. 10의 A에서 보듯이 대조모델에서는 임플란트가 4회전 되기 직전, 즉 불완전 나사산이 나사길에 진입하는 단계부터

스트레인 값이 급격히 증가되는 것이 관찰되었다. 그 결과 나사산에 인접한 관찰점인 pt#1의 스트레인이 크게 증가되었다. 이에 비해 Fig. 10의 B에서 보듯이 type I 임플란트의 경우에는 임플란트가 3 회전된 직후부터 스트레인이 크게 발생하였는데 이는 미세나사가 골에 진입되는 시점이다. 이 경우 스트레인 절대치도 대조군에 비해 매우 높았다. 한편 Fig. 10의 B에서 pt#1과 pt#3에서의 스트레인이 pt#2보다 더 크게 관찰되었다.

Fig. 10의 C에서 역시 유의미한 스트레인은 미세나사가 골에 진입되며 발생하는 것을 볼 수 있다.

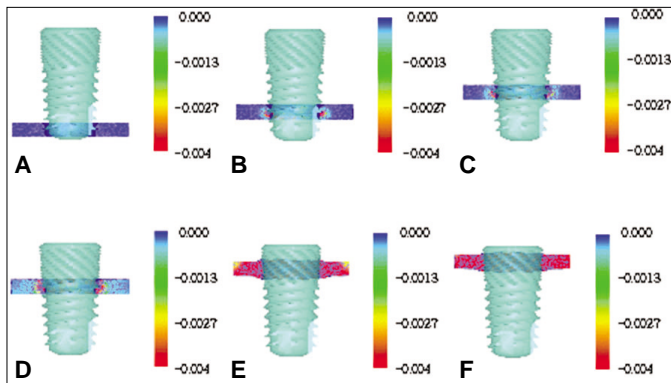


Fig. 8. Radial strain development in the cortical bone at 6 stages of implant insertion. A: initial, B: 1 turn, C: 2 turn, D: 3 turn, E: 4 turn, F: 4.5 turn in Type II implant.

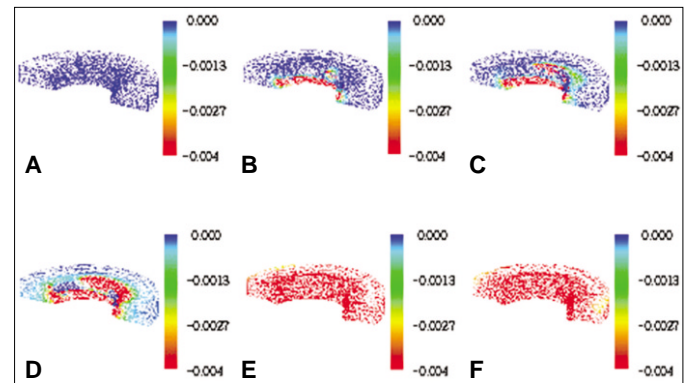


Fig. 9. Radial strain development in the half of cortical bone. A: initial, B: 1 turn, C: 2 turn, D: 3 turn, E: 4 turn, F: 4.5 turn in Type II implant.

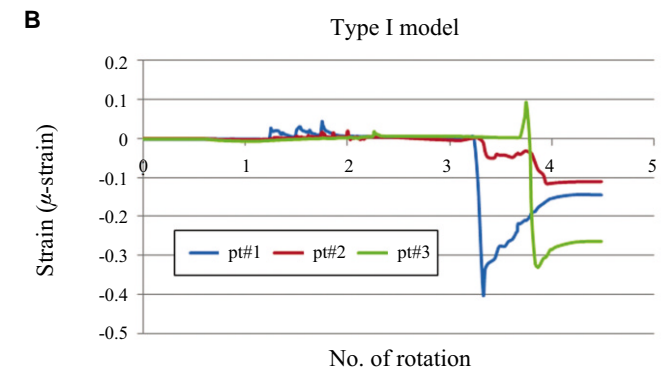
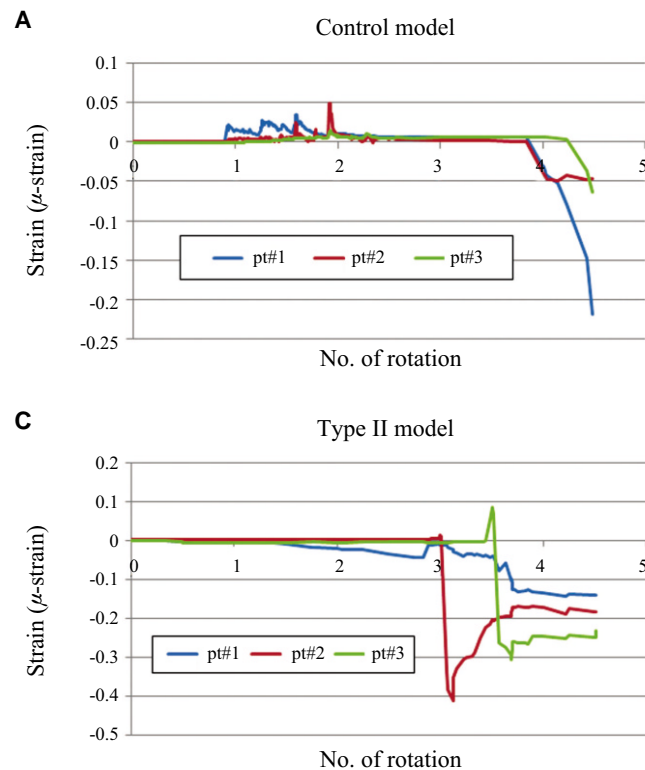


Fig. 10. Radial strains recorded at the 3 reference points around. A: control, B: Type I and C: Type II implants during the placement. Significantly high strains were associated with either with the insertion of the imperfect thread (control), or with microthread (Type I and Type II).

고찰

임플란트 몸체의 나사산은 몇 가지 중요한 기능을 한다. 첫째, 나사산은 임플란트 식립시 임플란트를 인접골에 압박고정시켜 정상적인 골유착을 위한 초기안정성을 얻도록 한다. 초기안정성이 부족하여 임플란트/골계면에서 생기는 미세동요가 50 - 150 μm 정도의 허용수준²³⁻²⁵을 넘어서면, 계면의 치유와 골개형이 장애를 받아 안정성이 더 저하되어 골유착의 실패로 이어질 수 있다. 둘째, 나사산은 임플란트의 표면적, 즉 골과의 접촉면적을 키워 인접골의 응력분산에 기여하며 이를 통해 이차 안정성을 증대시키는 역할을 한다. 임플란트/골 접촉 면적이 충분치 못하다면 인접골이 과하중을 받아 골유착의 훼손위험이 커질 수 있다. 셋째, 나사산은 인접골내 응력의 방향을 바꾸어 골에 유리한 응력분포 상태를 유도한다. 저작압이 임플란트를 통해 인접골에 전달될 때 임플란트에 나사산이 없다면 힘 전달은 전단응력의 형태로 이루어지지만, 나사산으로 인해 나사 윗면에서 인장응력, 나사 아랫면에서 압축응력 형태로 일어나게 된다. 인장응력이나 압축응력에 대한 골의 저항력은 전단응력의 경우보다 강도가 2 - 3배 크므로 나사산 인접골에 가해지는 응력에 대한 저항능력이 증가하여,²⁶ 골유착의 보존에 기여할 수 있다. 변연골 소실이 임플란트 외벽을 따라 하방으로 진행하다가 나사산을 만나면서 중지하는 것이 종종 관찰되는데 이같은 나사산 주위의 응력분포 특성에서 찾을 수 있을 것으로 생각된다.

나사산이 인접골에 미치는 생역학적 의미를 종합해 보면 임플란트 몸체에 주나사만 가공되어 있는 것 보다, 경부에 미세나사가 추가로 존재하는 디자인에 장점이 있음을 알 수 있다. 나사산이 낮고 촘촘한 미세나사는 치밀골과 임플란트의 초기 접촉면적을 키울 뿐 아니라 임플란트의 경부직경 (골지름: minor diameter)을 증가시키는 효과가 있다. 임플란트 직경의 증가는 변연골의 응력감소 효과를 얻을 수 있는 것으로 보고되고 있으며,^{2,8,27,28} 특히 치조골 폭경과 임플란트 경부 직경간의 조화는 변연골 응력 감소에 기여도가 크다.²⁸ 또, 미세나사는 인접 나사산간의 거리, 즉 피치가 짧아, 피치가 큰 주나사만 있는 경우보다 변연골 소실의 하방 진행을 조기에 차단할 수 있는 점이 중요한 장점으로 부각될 수 있다.

Astra Tech의 임플란트 시스템에서 처음으로 미세나사가 사용된 이후 지금까지의 임상연구나 동물실험에서도 그 변연골의 보존에 효과가 있음을 발표되었다. 동물실험을 이용한 연구결과에서 Astra 임플란트가 Brånemark 임플란트보다 골 흡수량이 작았으며 골/임플란트 접촉률과 공명주파수 분석방법으로 측정한 안정성도 더 높았다고 보고하였고,¹⁷ 임플란트 경부에 미세나사 가공 유무에 따른 임플란트의 변연골 흡수 성향을 비교 관찰한 연구들에서도 미세나사가 있는 Astra 임플란트가 장기간의 골 흡수량이 작았다고 보고하고 있다.¹⁸

반면, 미세나사가 변연골에 오히려 불리한 영향을 미칠 수 있음도 보고되었다. 미세나사가 없는 임플란트에서는 지대주

의 연결후 변연골 흡수가 개시되었는데 비해 미세나사가 있는 임플란트는 매식 직후부터 변연골 흡수가 개시되었다고 하였다.^{14,15} 미세나사가 있는 GS II (Osstem, Seoul, Korea)와 없는 US II (Osstem, Seoul, Korea)를 비교한 연구결과는 미세나사가 적어도 임플란트 식립 직후 일정기간까지 변연골의 소실을 촉진하는 것을 보고하였으며,¹⁶ 또 다른 연구에서는 장기적으로 미세나사가 변연골 소실 방지 효과가 없다고 하였다.²¹

임플란트 식립이 인접골에 과도한 압박을 초래하면 이는 혈류장애 및 허혈성 골괴사의 원인으로 작용할 수도 있기 때문에⁴⁷ 미세나사와 식립시의 골의 과부하와의 연관성에 대한 고려가 필요할 것으로 생각된다. 골은 응력에 적응하여 골개형을 지속한다. 골에 작용하는 응력 혹은 스트레인이 생리 범위 내에 있을 때의 골개형은 생성과 흡수의 두 기구가 평형을 이루어 골량과 골밀도의 항상성을 유지하지만, 그 범위를 벗어나면 균형이 한쪽으로 치우쳐 골량 변화가 생긴다. 과도한 힘이 주기적으로 작용하는, 과부하 상태에서는 골흡수 기구가 우세하게 되어 골소실이 생긴다. 골생리이론에서는 스트레인 값을 과부하의 척도로 하고 있다. 치밀골의 경우 생리적 허용치는 약 4000 - 7000 $\mu\text{-strain}$ 수준으로 보고되고 있다.^{29,32} 이를 넘는 상태가 지속되면 미세균열이나 골괴사 등의 병리적인 변화와 함께 골개형 장애가 생겨 골량이 감소된다.

본 연구의 결과, 임플란트 경부의 미세나사가 식립시 4000 $\mu\text{-strain}$ 을 초과하는 스트레인을 발생시켜 골에 과부하를 초래할 수 있음을 보여주었다. 미세나사가 존재하는 모델에서 변연골의 스트레인이 월등히 높아졌으며 이 경향은 특히 임플란트 몸체가 테이퍼를 가질 때 더욱 현저하였다. Type I 임플란트의 경우 임플란트 외벽으로부터 1 - 1.5 mm 영역이내의 인접골이 과부하 영역에 속하였고, type II 임플란트의 경우에는 2 mm 이상이였다.

주나사 인접골은 나사산 끝부분에 국한하여 골의 과부하가 생긴데 반해 미세나사의 경우 임플란트 인접골 전체에 과부하를 발생시키는 특징적인 차이를 보였다. 이러한 차이는 드릴링과 절삭연에 의해 삭제된 나사길의 형상적 특성 (나사길의 골지름이 주나사 골지름보다는 크지만 미세나사의 골지름보다는 작은) 차이에 기인한 것으로 보인다. 즉, 주나사 인접골에는 임플란트와 골 사이에 틈이 존재하여 나사산 주위 골의 압박에 따른 변형을 흡수할 수 있으므로 골 (valley)부위 인접골은 물론 나사산 주위골의 스트레인 감소에도 기여할 수 있을 것이다. 반면, 미세나사 주위에는 이러한 틈이 없어 인접골 전역에서 과도한 스트레인 발생이 되었을 것으로 추론된다. 회전수 1 - 2 사이에서 골에 양 (+)의 스트레인, 즉 인장방향의 스트레인이 생기는 것은 골시편의 나사길을 확장시키며 나사산이 진입되는 것을 반영하는 것으로 보인다. 그러나 이 단계에서는 나사길 주위 골에 매쉬 재구성이 생기며 스트레인 값이 심한 불안정성을 보이므로 계산값의 신뢰도가 낮아 보인다.

한편, 미세나사가 없는 대조모델에서도 경부의 불안정한 나사산이 골내로 진입되면 역시 과부하가 발생하였으므로 이 모델

도 골의 과부하로부터 자유스럽지는 않음이 확인되었다. 그러나 과부하 영역은 임플란트외벽으로부터 1 mm 이내로 미세나사가 있는 모델에 비해 좁았다.

Fig 10의 B에서 p# 1과 p# 3에서의 스트레인이 p# 2보다 더 크게 관찰되는데 이는 당초 관찰점을 주나사의 나사길 주위에 지정하였지만, 주나사산이 모두 통과한 이후 미세나사가 진입되며 골에 소성변이 일어나 p# 2 보다 p# 1과 p# 3이 미세나사의 나사산에 인접하게 되었기 때문에 후자에서의 스트레인이 더 크게 산출된 것으로 보인다.

Type II 임플란트의 경우 임플란트가 3회전 하는 시점부터, 즉 type I 보다 더 빨리 스트레인이 발생하였는데, 이는 초기조건으로 임플란트가 나사길에 더 많이 진입된 상태에서 해석을 시작하였기 때문으로 생각된다 (Fig. 6A 와 Fig. 8A 비교).

변연골의 과부하에 따른 골개형 장애가 일정기간 있을 경우, 그 변연 치밀골이 얇은 대신 하방의 해면골에 의한 지지가 있는 경우에는 변연골의 고정에 일정기간 없더라도 임플란트의 고정을 유지하여 골유착을 이룰 수 있을 것이다. 그러나 하악골의 예에서 볼 수 있는 바와 같이 하방의 해면골에 의한 지지가 약하다면 변연골의 골개형 장애기간 동안 안정성을 잃고 임플란트 동요 (mobility)가 초래될 가능성이 상대적으로 높을 것이다. 이 경우 적절한 대처가 없다면 미세나사에 근접된 변연골은 골개형 장애의 가능성이 있을 것이다.

임플란트 식립시의 변연골 과부하 문제를 완화시키기 위해서는 임플란트 디자인, 특히 절삭면의 위치 디자인이 미세나사 유무에 따라 달라져야 할 필요가 있고, 식립 프로토콜 또한 미세나사 유무에 따라 달라져야 할 것으로 생각된다. 특히 테이퍼형 임플란트에 미세나사가 있는 모델에서는 카운터싱킹 (countersinking)을 포함, 식립시 변연골의 스트레인 완화를 위한 대처가 대단히 중요한 것으로 보인다.

한편, 미세나사의 존재는 임플란트 식립 시 인접골의 과부하를 일으키며, 그 영역을 확장시킬 수 있음이 본 연구를 통해 관찰되었고 따라서 미세나사가 임플란트 식립 이후 골개형의 장애요인으로 작용할 수 있다고 생각된다.

결론

미세나사의 존재가 임플란트 식립시 과도한 압박을 변연골에 가해 골개형에 대한 장애요인으로 작용하였을 가능성이 있다는 가설을 세워, 그 타당성을 조사하기 위해 3D 유한요소법을 이용하여 미세나사 존재 및 임플란트 몸체의 테이퍼 유무에 따라 미세나사와 테이퍼가 없는 대조모델과, 테이퍼는 없으나 미세나사가 있는 type I, 미세나사와 테이퍼가 모두 있는 type II 임플란트의 식립시 변연골에 발생하는 스트레인 크기를 조사하였다. 본 연구의 범위 내에서 다음의 결론을 도출하였다.

1. 미세나사의 유무와 몸체의 테이퍼 유무에 따라 변연골 스트레인은 직접적인 영향을 받았다.

2. 대조모델에 비해 type I 및 type II 임플란트의 식립시 변연골의 과부하 영역이 월등히 컸으며 과부하 영역은 임플란트 외벽으로부터 대조모델은 1 mm 이내, type I 임플란트는 1 - 1.5 mm, type II는 2 mm 이상이였다.
3. Type II 임플란트의 경우 변연골의 과부하 영역이 미세나사 인접골에 광범위하게 확산되어 일정기간 골개형의 장애 위험성이 큰 것으로 추론되었다.

참고문헌

1. 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.
2. Himmlová L, Dostálová T, Kácvský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent 2004;91:20-5.
3. 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.
4. 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.
5. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. Clin Implant Dent Relat Res 2000;2:33-41.
6. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2003;14:286-93.
7. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. J Prosthet Dent 2007;97:85-92.
8. 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.
9. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. Clin Oral Implants Res 1999;10:394-405.
10. 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.
11. 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.
12. 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.
13. Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CS, Moon IS. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospec-

- tive study. Clin Oral Implants Res 2007;18:465-70.
14. Engquist B, Astrand P, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Gröndahl K. Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Brånemark system implants. Clin Oral Implants Res 2002;13:30-7.
15. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Gröndahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Brånemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. Clin Oral Implants Res 2004;15:413-20.
16. Kwon MA, Kim YD, Jeong CM, Lee JY. Clinical and radiographic evaluation of implants with dual-microthread: 1-year study. J Korea Acad Periodontol 2009;39:27-36.
17. Rasmusson L, Kahnberg KE, Tan A. Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. Clin Implant Dent Relat Res 2001;3:2-8.
18. Gotfredsen K. A 5-year prospective study of single-tooth replacements supported by the Astra Tech implant: a pilot study. Clin Implant Dent Relat Res 2004;6:1-8.
19. Palmer RM, Palmer PJ, Smith BJ. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. Clin Oral Implants Res 2000;11:179-82.
20. 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.
21. Van de Velde T, Collaert B, Sennerby L, De Bruyn H. Effect of implant design on preservation of marginal bone in the mandible. Clin Implant Dent Relat Res 2010;12:134-41.
22. Jeong HC. Three dimensional finite element analysis of cortical bone strain induced by insertion of self tapping implant. Doctorate Thesis, Department of Dentistry, Graduate School, Kyungpook National University, Daegu, Korea, 2008.
23. Maniopoulos C, Pilliar RM, Smith DC. Threaded versus porous-surfaced designs for implant stabilization in bone-endodontic implant model. J Biomed Mater Res 1986;20:1309-33.
24. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. Clin Orthop Relat Res 1986;208:108-13.
25. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. J Biomed Mater Res 1998;43:192-203.
26. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. St. Louis: Mosby; 1999: p.337.
27. Han SU, Vang MS, Yang HS, Park SW, Park HO, Lim HP. Stress analysis of supporting tissues according to implant fixture diameter and residual alveolar bone width. J Korean Acad Prosthodont 2007;45:506-21.
28. 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.
29. Rubin CT, Lanyon LE. Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. Calcif Tissue Int 1985;37:411-7.
30. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod 1994;64:175-88.
31. 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.
32. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol 2003;275:1081-101.

Influence of microthread design on marginal cortical bone strain development: A finite element analysis

Seung-Geun Chun, DDS, 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: The present study was aimed to evaluate the level of cortical bone strain during the placement of an implant. The primary concern was to investigate if the extent of overloading area near the marginal bone could be affected by microthread fabricated at the cervical 1/3 of an implant. **Materials and methods:** Three dimensional finite element analysis was used to simulate the insertion of 3 implants. Control model was 4.1 x 10 mm implant (Submerged model, Dentis Co., Daegu, Korea) equipped with a main thread only. Type I was with main thread and microthread, and Type II had similar thread pattern but was of tapered body. A PC-based finite element software (DEFORM 3D ver 5, SFTC, Columbus, OH, USA) was used to calculate a total of 3,600 steps of analysis, which simulated the whole insertion. **Results:** Results showed that the strain field in the marginal bone within 1 mm of the implant wall was higher than 4,000 micro-strain in the control model. The size of bone overloading was 1-1.5 mm in Type I, and greater than 2 mm in Type II implants. **Conclusion:** These results indicate that the marginal bone may be at the risk of resorption on receiving the implant for all 3 implant models studied. Yet, the risk was greater for Type I and Type II implants, which had microthread at the cervical 1/3. (*J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:215-23)

Key words: Implant, Microthread design, Finite element method

*Corresponding Author: Kwang-Heon Jo

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University, 188-1, Samduk 2, Jung-Gu, Daegu, 700-721, 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