

3차원 유한요소법을 이용한 교정용 마이크로임플란트 식립 시의 피질골 스트레인 해석

남옥현^a · 유원재^b · 경희문^c

식립 후 힘의 부하가 조기에 이루어지는 마이크로임플란트의 경우 식립 시의 골응력 혹은 스트레인의 관리가 그 안정성에 있어 중요한 요인으로 작용할 수 있다. 이에 본 연구에서는 3D 유한요소법을 사용하여 교정용 마이크로임플란트 식립 시 피질골에 발생하는 응력(스트레인)을 해석하였다. 0.9 mm 직경으로 미리 드릴링한 1 mm 두께 피질골에 마이크로임플란트(AbsoAnchor SH1312-7, Dentos, Daegu, Korea)가 식립되는 전체 과정(10회전, 식립 깊이 5 mm)의 모사를 위해 총 1,800 step의 유한요소해석을 실시하였다. 식립 진행과 더불어 생기는 나사산 주위 피질골의 기하학적 형상변화를 유한요소해석에 반영하기 위하여 지속적인 remesh를 실행하였으며, 빠른 수렴을 위해 마이크로임플란트는 강체로, 피질골은 강소성체로 모델링하였다. 해석 결과, 마이크로임플란트 식립 시 피질골에 발생하는 스트레인은 임플란트 주위골 전체에서 정상적인 골개형을 위한 한계치로 보고되고 있는 4,000 μ -strain을 상회하였고, 나사산 첨부 인접골에서는 스트레인이 100% 이상에 달하였다. 계산된 피질골 식립토크는 약 1.2 Ncm 정도로 가토 경골에 동일 모델의 마이크로임플란트를 식립하며 측정된 값에 약간 미달하였으나 근접한 수치를 보였다. 본 연구를 통해, 마이크로임플란트의 식립과정을 3D 유한요소법으로 재현할 수 있음을 확인하였고, 또한 마이크로임플란트 식립에 의해 피질골에 발생하는 스트레인 크기는 생리적인 골개형을 저해할 수 있는 수준임을 확인할 수 있었다. (대치교정지 2008;38(4):228-239)

주요 단어: 교정용 마이크로임플란트, 식립 스트레인, 3D 유한요소법, 동물실험

서론

마이크로임플란트의 안정성은 기본적으로 임플란트와 그 지지골 사이의 계면에서 생기는 골개형(bone remodeling)의 문제이다. 임플란트/골 계면의 골이 생리적인 개형을 지속적으로 유지하지 못하면 골소실이 발생하게 되고, 더불어 임플란트는 점차 이완되어 교정력을 지탱하지 못하게 되며 적절한 조치가 없을 경우 탈락으로 이어질 것이다. 생리적 골개형을 위해서는 초기안정성(primary stability)이 매우 중요하다. 임플란트의 안정성을 위한 임플란

트/골 계면에서의 미세동요(micromotion) 허용수준은 50 - 150 micron 정도로 보고되고 있다.^{1,3} 초기 안정성이 부족하면 임플란트/골 계면에서의 미세동요가 허용수준을 초과하여 골개형의 장애로 안정성이 더욱 저하될 수 있다. 반면, 식립 시 초기안정성 확보를 위해 임플란트/골 계면에서 과도한 압박을 허용하면 이는 혈류장애 및 허혈성 골괴사의 원인으로 작용할 수도 있다.^{4,7}

교정용 마이크로임플란트는 작은 사이즈로 인해 식립이 간편하고 식립 위치에 제약이 적으며, 초기 안정성이 적절할 경우 교정력을 조기에 적용할 수 있는 등의 장점이 있다. 생역학적 관점에서, 교정용 마이크로임플란트는 작은 사이즈 외에도 보철용 임플란트와 구별되는 중요한 차이가 있는데, 마이크로임플란트의 경우 부하개시 시점이 대체로 2주일 이내로 보철용 임플란트에 비해 빠르다는 점이다. 이는 마이크로임플란트와 인접하는 계면골이 교체(turnover), 개형(remodeling)될 수 있는 시간적 여유

^a대학원생, ^b조교수, ^c교수, 경북대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

교신저자: 유원재.

대구시 중구 삼덕동 2가 188-1 경북대학교 치의학전문대학원 교정학교실.
053-420-4991; e-mail, wonjaeyu@knu.ac.kr.

원고접수일: 2008년 2월 1일 / 원고최종수정일: 2008년 6월 5일 /

원고채택일: 2008년 6월 8일.

*이 논문은 2006년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(KRF-2006-511-E00038).

가 없음을 뜻하며, 그 결과 식립 시 초기고정을 위해 골에 가해진 압박 혹은 응력이 소실되기 이전에 교정력에 의한 응력이 가중된다는 것이다. 그러므로 임플란트/골 계면에서의 골교체가 대체로 이루어진 이후에 기능력이 부하되는 보철용 임플란트에 비해 마이크로임플란트 주위골은 식립 시의 응력이 향후 골개형과 안정성에 영향을 미칠 소지가 크다.

식립에 의해 생기는 골응력의 수준도 마이크로임플란트의 경우가 상대적으로 더 클 것으로 보인다. 마이크로임플란트는 몸체 대비 나사부 부피 비율이 보철용 임플란트에 비해 더 크기 때문이다. 일례로 직경 4.1 mm의 ITI 표준형 solid 임플란트의 경우 나사높이는 0.3 mm인데 비해, 본 연구에서 사용한 마이크로임플란트(AbsoAnchor SH1312-7, Dentos, Daegu, Korea)는 직경 1.3 mm, 나사높이 0.25 mm이다. 그러므로 self drilling 방식은 물론, 마이크로임플란트 식립이 self tapping으로 행해질 경우에도 보철용 임플란트에 비해 상대적으로 더 큰 식립 응력이 발생될 것이다. 몸체에 비해 큰 나사부를 가진 디자인은 나사의 전단파절 위험을 증가시키는 문제점이 있으나 식립 토크를 증가시켜 우수한 초기고정을 얻을 수 있다는 장점이 있다. 적절한 식립 토크는 마이크로임플란트 안정성의 중요한 지표가 되므로 그 크기를 적절한 범위 내로 관리하는 것이 대단히 중

요하다.

식립 응력은 마이크로임플란트와 인접하는 골 전반에 분포할 것이나 특히 그 경부 피질골판에 작용하는 응력은 생역학적으로 주목할 필요가 있다. 경부 피질골은 측방 교정력하에서 마이크로임플란트의 받침점(fulcrum)이 되는 곳이기 때문이며, 따라서 그 보존은 마이크로임플란트의 안정성 유지에 중요한 의미를 갖고 있기 때문이다. 또한 이 부위는 교정력 작용에 따라 높은 응력집중이 발생하여 식립 응력과 중첩되는 취약부이다.⁸ 이에 본 연구에서는 마이크로임플란트 식립에 따른 피질골판의 식립 응력(또는 스트레인)을 분석하기 위해 그 식립 과정을 3차원 유한요소모델링을 통하여 모사(simulation)하였으며, 이를 통해 마이크로임플란트 식립 시 생리적 범위를 벗어나는 스트레인의 발생 여부에 대해 조사하였다.

연구방법

기하 모델(geometric model)

Fig 1A에 마이크로임플란트와 피질골의 형상을 나타내었다. 피질골에서의 응력발생을 중시하여 해면골은 모델링에서 제외하였으며, 마이크로임플란

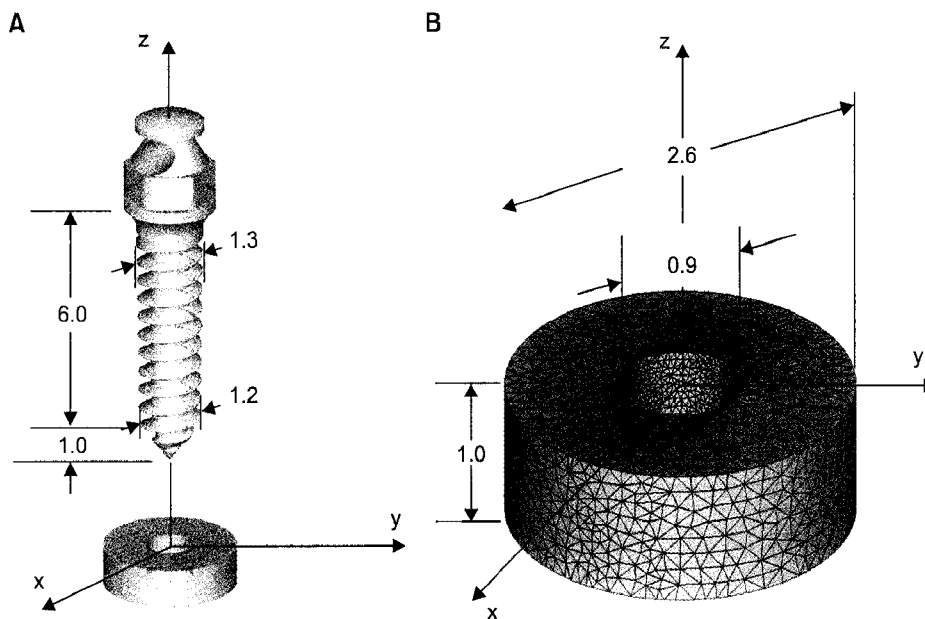


Fig 1. Geometry of microimplant and cortical bone specimen together with axis system and important dimensions (implant: rigid, cortical bone: rigid-plastic, unit: mm). A, Geometry model; B, initial mesh of the cortical bone constructed of 30,706 tetrahedral element.

트는 피질골판에 수직으로 식립되는 조건을 상정하였다. 마이크로임플란트는 Absoanchor SH1312-7 모델(Dentos, Daegu, Korea)로 ASTM F2146-01 분류에 따른 grade V 티타늄합금 재질로, 매식부 길이 약 6 mm, 경부 직경 1.3 mm, 침부 직경 1.2 mm로 약한 테이퍼를 가진 형상이다. 임플란트 몸체에는 0.25 mm 높이를 갖는 정삼각형 단면의 단일나사산이 0.5 mm 피치로 가공되어 있고 끝단부(apex) 1 mm는 원뿔(cone) 형상으로 가늘어진다. 피질골판은 Fig 1B에 보인 바와 같이 두께 1.0 mm, 직경 2.6 mm를 모델에 포함시켰다(예비해석을 통해 임플란트 식립에 의해 영향을 받는 골은 임플란트 직경의 2배 정도인 것으로 확인하였다). 임플란트는 self tapping 방식에 의해 식립되는 것으로 가정하여 피질골 외표면에 수직인 방향으로 직경 0.9 mm의 드릴링 hole이 관통되어 있는 것으로 하였다.

마이크로임플란트 침부(apex)의 절삭부(cutting edge)는 모델링에 포함시키지 않았다. 본 연구에서는 피질골에 드릴링이 이미 이루어진 것으로 가정하였으므로 이 경우 절삭부의 역할은 크지 않을 것으로 보인다. 마이크로임플란트가 self drilling 방식으로 식립되는 경우 절삭부(cutting edge)가 나사의 진행로를 만드는 과정에서 골이 삭제되는데 이를 유한요소해석으로 모사하기 위해서는 결정하기 어려운 변수(절삭에 대한 골의 파괴조건, 임플란트 절삭부 형상, 임플란트의 식립속도와 압력 등 골의 파괴에 영향을 미칠 수 있는 인자)들에 대한 정의와 해석에의 반영이 필요할 것이다.

유한요소모델(FE modelling)

유한요소해석에는 PC용으로 출시된 DEFORM™ 3D (ver 5, SFTC, Columbus, OH, USA)가 사용되었다. 한편, 임플란트와 골의 기하학적 모델은 pro/ Engineer Wildfire (ver 2.0, Needham, MA, USA) 프로그램을 이용하여 구성된 후 STL 모델로 DEFORM™ 3D 프로그램으로 export하여 사용하였다.

Fig 1B의 피질골 초기 mesh 모델 제작을 위해

30,706개의 사면체 요소(tetrahedron element)를 사용하였다(마이크로임플란트 식립이 진행되어 나사부가 골 내에 삽입됨에 따른 골에 생긴 형상변화를 해석 모델에 반영하기 위하여 초기 mesh는 그대로 유지되지 못하고 mesh 재구성(remesh)에 의해 지속적으로 변화된다. 따라서 해석 진행에 따라 피질골의 mesh 패턴과 요소수의 변화가 이루어진다).

임플란트 식립 과정을 유한요소해석으로 모사하기 위하여 임플란트 식립 전체 과정은 모두 1,800 단계(step)로 구성하였다. 각 step에서 임플란트는 2도씩 회전함과 동시에 0.0028 mm씩 하방 전진한다. 그 결과 매 180 step마다 1회전하는 동시에 한 피치인 0.5 mm씩 식립된다. 식립 과정 전체 단계에서 임플란트 표면과 인접골 간의 마찰계수는 임플란트 나사부와 골(valley)부에서 모두 0.5로 일정한 것으로 가정하였다.

Fig 1에 보인 바와 같이 해석 모델에는 피질골 하방의 해면골(trabecular bone)은 포함시키지 않았다. 경부 피질골의 mesh 구성에 30,000개 이상의 요소가 사용되었기 때문이며 해면골까지 포함시키면 요소수가 훨씬 많아져 PC의 CPU 용량으로는 효율적인 계산이 어렵게 될 수 있다. 몇 차례 예비 해석을 통하여 요소수는 최대 50,000개 이내로 관리하는 것이 실용적임을 확인하였다.

변위경계조건으로 식립 전체 과정에서 피질골의 돌레를 이루는 면, 즉 인접 피질골과 경계를 이루는 면에 완전고정(clamp) 조건을 적용하여 모든 방향의 변위와 회전을 고정하였다.

물성 모델(Material properties)

유한요소해석의 수렴(convergence)성을 위해 마이크로임플란트는 강체(rigid)로, 피질골은 강소성체(rigid-plastic)로 가정하였다. 이는 식립 시 마이크로임플란트 자체의 변형은 무시할 수 있다는, 또 골의 탄성한계 내의 변형은 이를 초과하는 영역에서의 변형에 비해 무시할 정도로 작다는 가정이며 해석 신뢰성의 과도한 저하 없이 해석시간(CPU time)을

Table 1. Mechanical properties (bone and implant materials)

Material	Young's modulus (GPa)	Poisson ratio	Yield stress (MPa)	Remarks (present study)
Titanium	102.2	0.35	-	Rigid
Cortical bone	13.7	0.3	60 - 135	Plastic

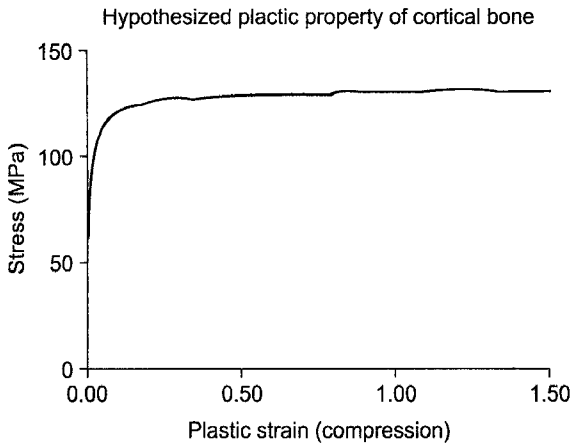


Fig 2. Material property of cortical bone used in the present study (cf. Table 1).

절감하기 위한 목적이었다. 피질골은 등방균질성을 가정하였으며 시간의존성(time dependence)은 무시하였다. Table 1에는 선학들의 자료를 참조하여 본 연구에서 적용한 골 및 티타늄 재질의 물성치를 나타내었으며, Fig 2는 본 연구에서 가정한 골의 소성 물성에 대한 그래프이다. 연조직의 경우 그 하중 분담을 무시할 수 있으므로 해석 전반에 걸쳐 모델링에서 제외하였다.

동물실험(Animal study)

유한요소해석의 신뢰성을 평가하기 위한 목적으로 해석과 유사한 조건으로 동물실험을 실시하였다. 가급적 해면골이 배제된, 두께 1 mm 내외의 피질골 조건을 얻기 위하여 가토 경골 골간부(dia-physis)를 활용하였다. 체중 약 2.0 kg의 성숙 가토 1마리를 통법에 따라 전신마취하고, 경골부위 제모와 연조직 절개/박리를 통해 골을 노출시킨 후 충분한 생리식염수 주수하에 0.9 mm 드릴을 사용하여 피질골 외면에 수직인 방향의 hole을 가공하였다. 1명의 수련의가 좌우 경골에 각각 2개씩 총 4개의 hole을 만들었으며, 이어 엔진(Elcomed SA 200C, W&H Co., Austria)을 이용하여 15 rpm의 회전속도로 마이크로임플란트를 식립하며 엔진 내장 기록장치를 사용하여 토오크를 기록하였다.

연구성적

Fig 3에 나타낸 바와 같이 임플란트의 전체 길이가 피질골을 통과하는 모두 1,800 step의 식립모사

해석이 연속 수행되었다. 임플란트가 식립되며 나사부가 차례로 피질골을 관통해 감에 따라 골에 re-mesh가 일어나 피질골 mesh 패턴이 달라지고 이에 따라 mesh를 구성하는 요소수도 자동적으로 조절되었다. 전체 1,800단계 계산 중 모두 23번의 remesh가 이루어졌는데 그 중 17회가 초기 360 step 즉, 임플란트의 침부가 피질골판을 통과하는 과정에 생겼다. Fig 1B에 보인 초기 mesh는 DEFORM 프로그램에 내장되어 있는 automesh 기능을 사용하여 만들었는데 CAD (pro/Engineer) 프로그램으로부터 import시킨 STL 모델의 특성이 mesh에 영향을 미쳐 그 패턴에 비대칭성이 관찰되었다. 그러나 해석진행과 더불어 remesh가 일어나며 mesh 패턴이 점차 확대칭적으로 변화되었고 동시에 임플란트 주위의 스트레인 변화가 급격한 부위에는 fine mesh가 형성되는 한편, 외곽에는 coarse mesh가 생성되었다.

직경 0.9 mm의 드릴링 hole에 임플란트 식립과 더불어 나사산이 형성됨에 따라 스트레인이 발생되었다. Fig 3에는 전체 식립 과정을 대표하는 12단계에서 산출된 골 내의 스트레인을 나타내었으며, 최대 스트레인의 수준과 그 발생위치를 포착하기 위하여 상한값(cut-off) 없이 전체범위의 스트레인을 plot하였다. Fig 3 및 Fig 4의 스트레인은 유효 스트레인(effective strain)으로, 3차원적인 스트레인 분포 상태를 스칼라 값으로 변환하여 크기를 간결하게 나타내기 위하여 사용하였으며 이는 von-Mises stress에 대응되는 스트레인이다. Fig 3에서 보인 바와 같이 피질골의 스트레인은 나사산부와 나사의 골(valley) 부위에서 확연히 다른 분포를 보였다. 골(valley)에 인접한 골에는 스트레인이 낮는데 비해 나사산 인접부에는 100% 이상의 매우 높은 스트레인이 발생하였으며 특히 나사산 침부에서 그 값이 크게 산출되었다. 골의 스트레인은 나사 식립이 진행함에 따라 그 수준이 높아짐을 관찰할 수 있었다.

Fig 4는 피질골의 생리적 개형에 대한 허용수준인 $4,000 \mu\text{-strain}^{4,5,9,10}$ (0.4% strain)을 상한값으로 설정하고 임플란트 주위골에서 이를 상회하는 스트레인 값은 모두 빨간색으로 plot한 것이다. 나사산은 물론 골(valley) 부위의 모든 위치에서 생리적 허용수준을 상회하는 스트레인이 발생하는 것을 관찰할 수 있으며, 그 범위는 임플란트 외경의 약 1.5 - 2배 영역임을 관찰할 수 있다.

Fig 5는 임플란트 식립 모사 과정 중 계산된 토오크 값이다. 그림 상의 한 peak가 각 step에 해당되는 토오크이며, 초기 단계 즉 마이크로임플란트 침부

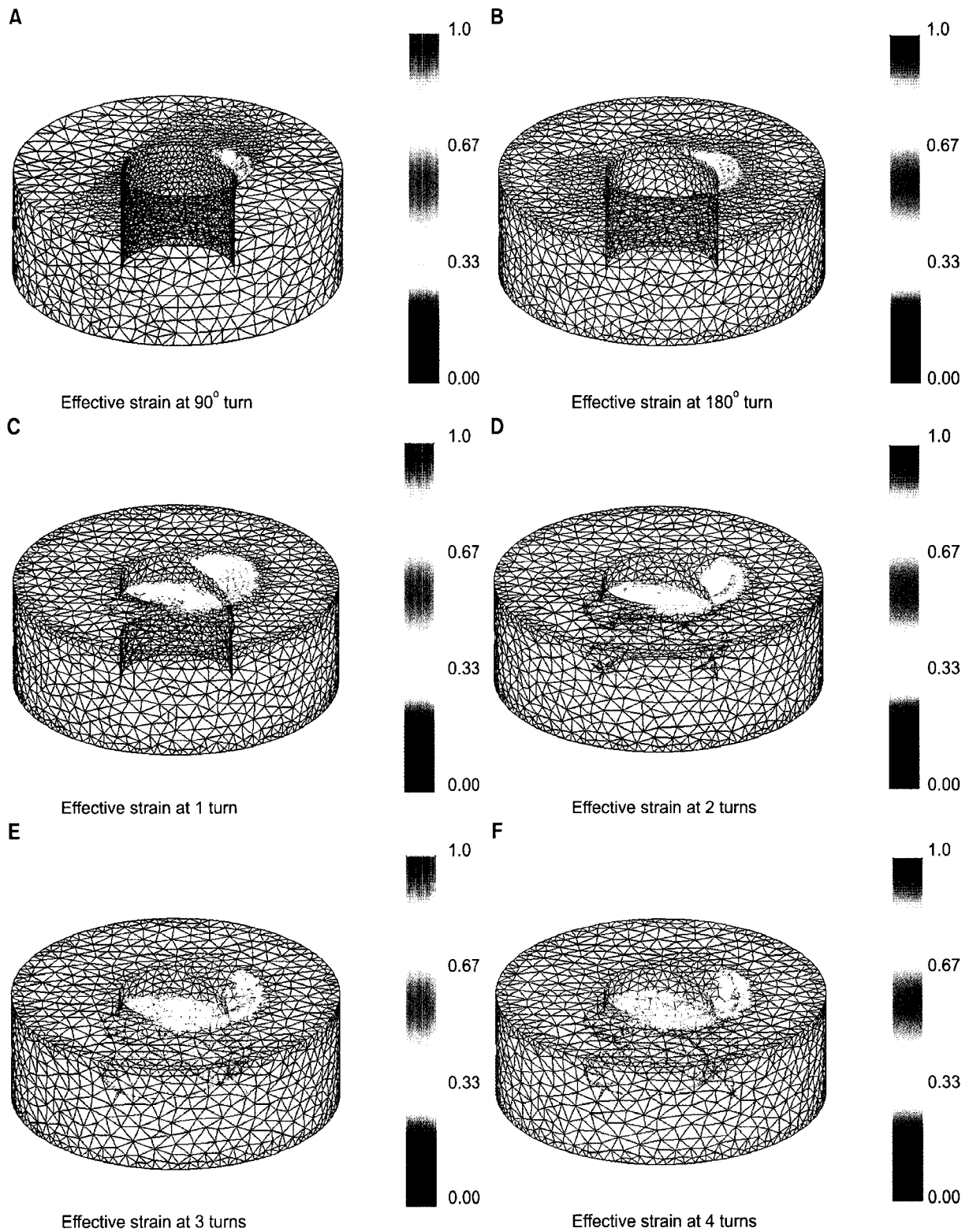


Fig 3. A-L, Effective strain distribution in the cortical bone at 12 separate stages of microimplant insertion.

(apex)가 식립되는 초기 3 - 4회전 시에 토오크가 점차 증가하고 그 이후의 4 - 10회전 단계에서 토오크는 약 1.1 - 1.3 Ncm에서 비교적 안정된 값을 가진

다. 그림에 포함시키지는 않았으나 10회전 이후 불완전 나선부위가 식립되는 영역에서는 토오크가 급격히 증가되었다.

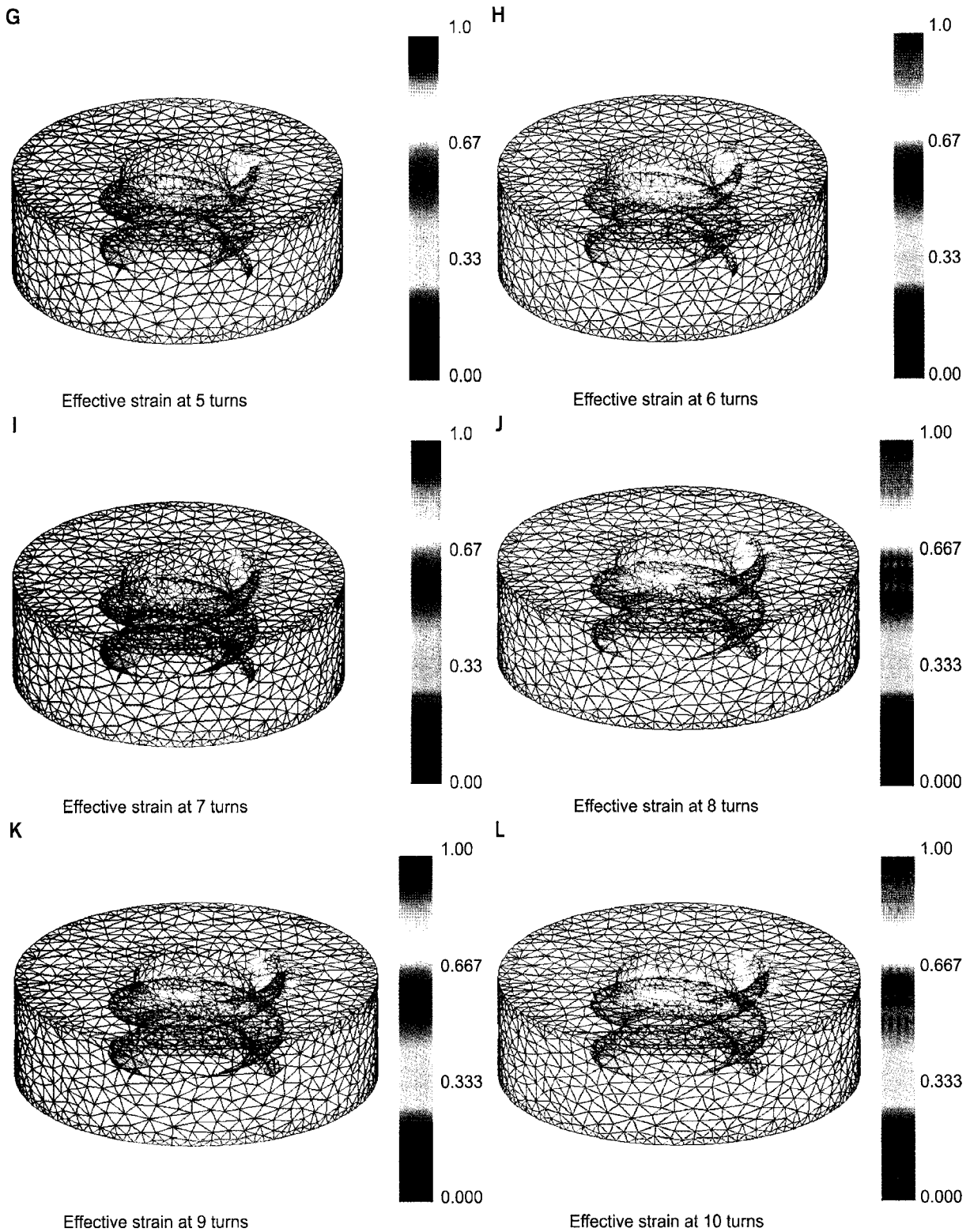


Fig 3. Continued.

Fig 6은 가도 경골 피질골판에 SH1312-7 마이크로임플란트를 식립하며 측정된 토크 결과이다. 이는 총 4개의 실험 위치 중 피질골판 두께가 1 -

1.3 mm 내외로 비교적 1 mm에 가깝고 임플란트가 피질골판에 수직에 가깝게 식립된 두 경우이다. 나머지 두 경우는 식립각에 경사가 있거나 피질골판

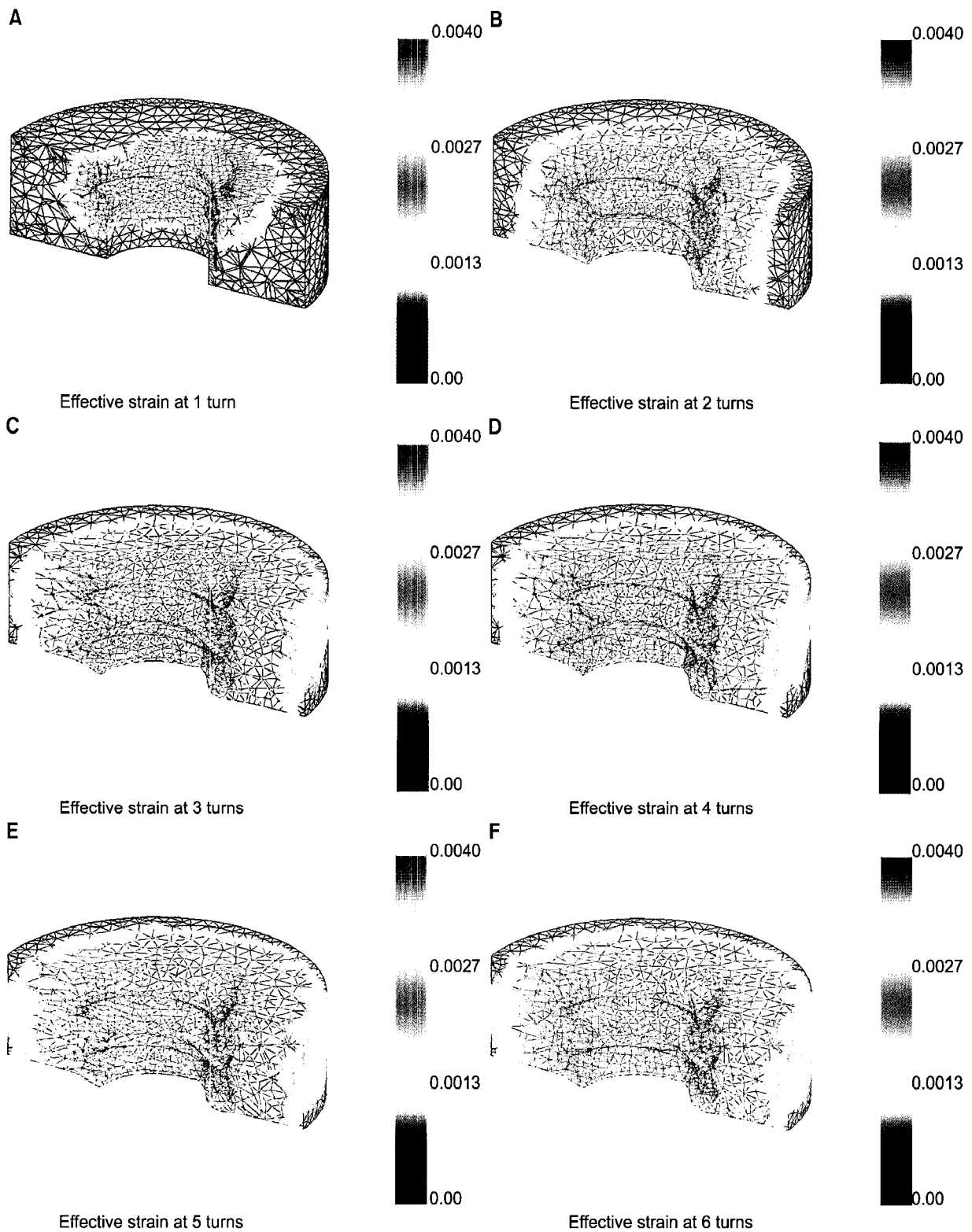


Fig 4. A-J, Strain distribution in the cortical bone at 9 separate stages of microimplant insertion with strains cut off at 4000μ -strain.

두께가 1.3 - 1.5 mm로 해석조건보다 다소 두꺼운 것으로 판단되어 비교 대상에서 제외하였다. 측정

횟수가 충분치 않고, 측정이 이루어진 토크 영역에서 Elcomed SA 200C 엔진에 내장된 토크 기록

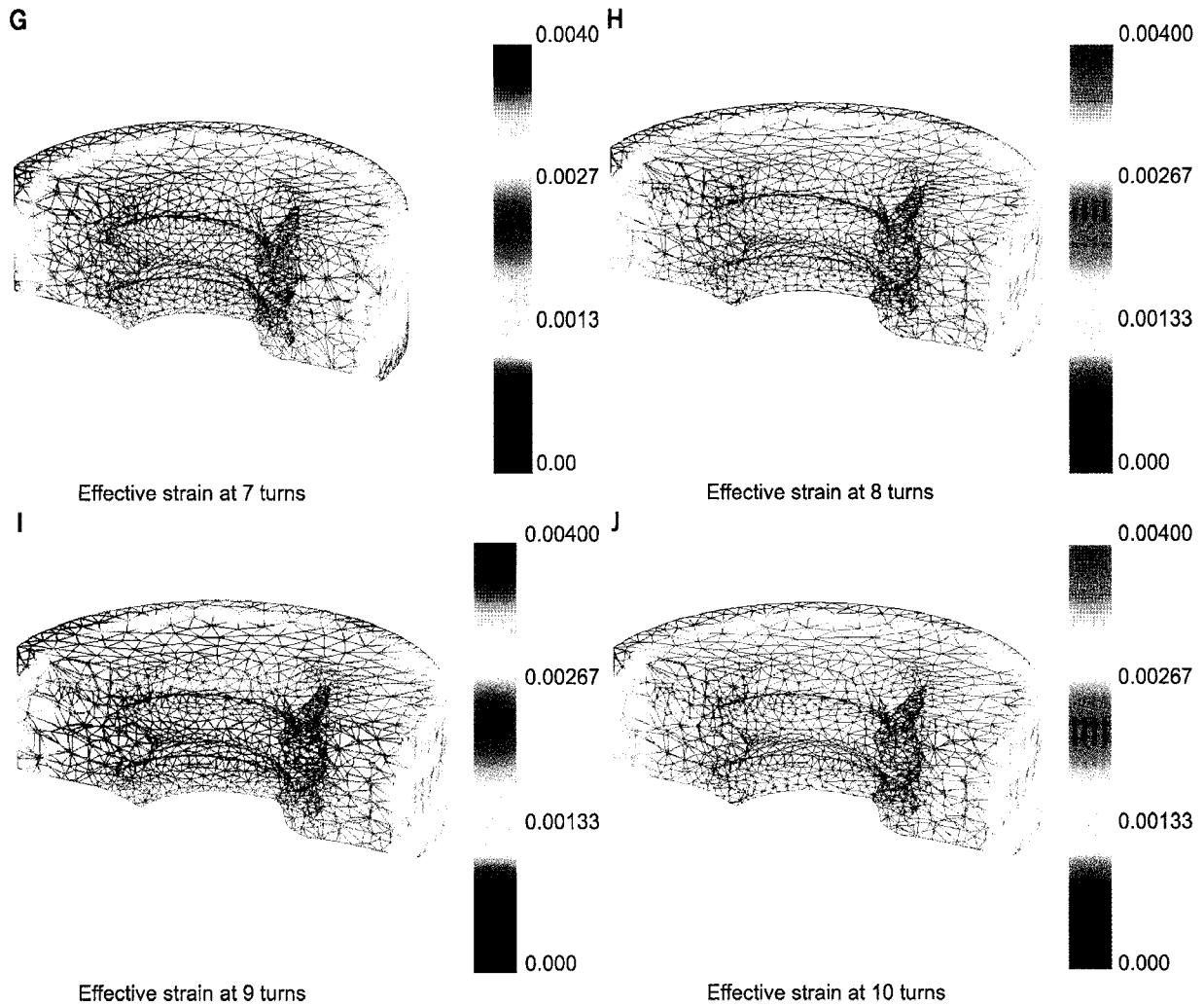


Fig 4. Continued.

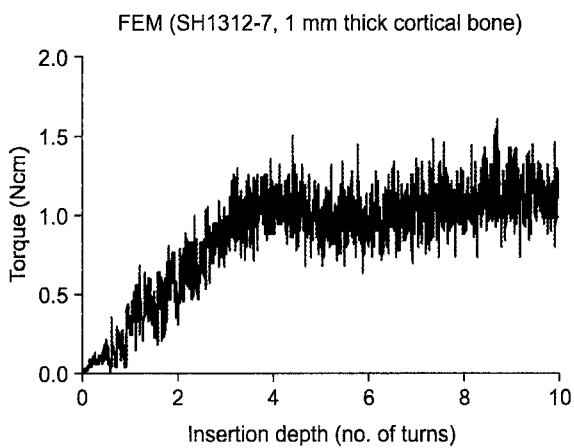


Fig 5. Estimated insertion torque during microimplant placement of FEM model.

장치의 정밀도가 높지 않아 향후 보완이 필요할 것으로 보이지만, 대체로 토오크는 1.4 - 2.0 Ncm 정도로 관찰되는 것을 볼 수 있다.

고찰

교정치료에서 마이크로임플란트의 사용은 간편한 시술로 견고한 고정원을 제공해 주어 이전에는 달성하기 어려웠던 많은 문제를 해결하게 되었다. 반면에 마이크로임플란트의 안정성 상실로 인한 치료실패도 나타나고 있는데, 그 주요 원인 중 하나로 마이크로임플란트 주위골의 응력에 대한 고려가 미흡했다는 점을 생각할 수 있다.

마이크로임플란트를 포함한 임플란트의 응력과 관련한 이전의 생역학적 연구에서는 식립에 의한 응력보다는 교정력이나 교합력 등, 기능력 부하에

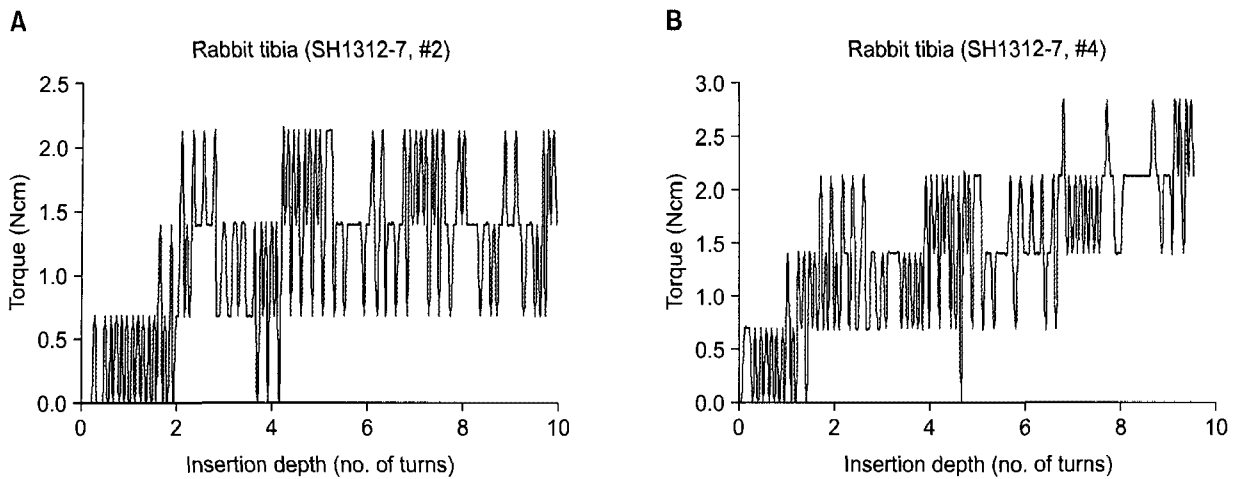


Fig 6. Insertion torque measured during microimplant placement into a rabbit tibia of 1.0 - 1.5 mm thickness. **A,** Upper part of tibia; **B,** lower part of tibia.

의해 발생하는 응력에 국한하여 해석/평가하여 왔다. 임플란트의 사이즈나 몸체 형상,^{11,12} 경부 모양 혹은 나사산^{13,14} 등으로 특성지워지는 임플란트 요소(implant factors)와 골밀도나 피질골 두께, 골질 등의 골요소(bone factors)¹⁵⁻¹⁷가 응력에 미치는 영향이 광범위하게 연구되었다. 반면 임플란트 식립 과정에서 발생하는 골응력 혹은 스트레인에 대해서는 직접적으로 분석한 사례가 아직 없는 것으로 보이며 현재까지는 식립 토오크를 이용한 간접 분석에 머물고 있다.

그러나 마이크로임플란트와 같이 식립 후 단기간에 교정력이 부하되는 경우 식립 시 응력이 소실되지 않고 교정력에 중첩되어 골에 영향을 미칠 가능성이 있을 것으로 추정된다. 치과용 임플란트에서도 식립 후 상부구조 장착까지의 기간이 단기화되는 경향이 있으므로 이 경우도 기능력과 식립 응력이 중첩하여 골융합(osseointegration)에 영향을 미칠 소지가 있어 보인다.

식립 시 응력 혹은 스트레인이 과도하다면 이는 골융합에 장애를 줄 수 있다. Frost^{4,5}는 골조직의 변형이 과도하게 일어나면 임플란트와 골계면 간의 긴밀한 관계를 유지할 수 없다고 하였으며 4,000 μ -strain 이상의 부하는 병리적인 골변화를 야기할 가능성이 있으며 25,000 μ -strain 이상에서는 골괴사나 미세골균열을 일으킬 수 있다고 하였다. Meyer 등^{9,10}은 반복적이고 지속적인 4,000 μ -strain 이상의 스트레인에서는 임플란트와 골조직 간에 섬유성조직이 개재되어 치유된다고 보고하였으며 최대 200,000 μ -strain 이상에서는 콜라겐 배열에 이상이 온다고 하

였다. Hansson과 Werke¹⁸는 골조직에 응력이 과도하게 집중이 되어 생리적인 한계를 넘어가면 골흡수가 일어나며 Isidor¹⁹는 6,700 μ -strain 이상에서는 임플란트 주위의 골흡수가 일어난다고 하였다. 이러한 골 생리 이론(bone physiology theory)에 의하면 임플란트 주위골의 스트레인은 골개형 혹은 골융합과 밀접한 관련이 있다.^{20,21} 그러나 임플란트의 식립 시 골의 스트레인의 정도, 그 디자인이 미치는 영향 등에 대해서 구체적으로 연구된 바가 없는 것으로 보인다.

치조골의 골개형에 장애를 주지 않는 생리적 스트레인 범위를 약 50 μ -strain - 4,000 μ -strain^{4,5,22} 정도로 가정하여 이를 피질골(E = 13.7 GPa, Table 1) 압축응력으로 환산하면 0.6 - 55 MPa 정도이다. 이 역치수준을 넘어가는 응력 혹은 스트레인 수준에서는 임플란트는 초기 안정성이 확보되더라도 계면골의 점진적 흡수로 인해 안정성이 감소하게 될 것이며, 여기에 기능력에 의해 응력과 스트레인이 중첩하여 작용한다면 더욱 악영향을 주어 골융합의 실패로 이어질 수 있다.

Fig 3에서 보는 바와 같이 마이크로임플란트 식립 시 나사에 인접한 골에는 100% 이상의 스트레인이 발생하였으며, 임플란트 주위 모든 영역에서 4,000 μ -strain 이상의 변형이 발생하였다 (Fig 4). 이는 임플란트 식립 자체에 의해 과도한 스트레인이 피질골의 골개형 장애를 미칠 수 있음을 시사한다. 그러나 본 연구는 강소성 모델에 기반한 해석이므로 골의 점탄성 물성은 해석에 반영되어 있지 않다. 정량적 산출은 어렵지만 골의 점탄성적 특성에 의

한 응력이완(stress relaxation)이 있으므로 스트레인 수준이 높더라도 시간 경과와 더불어 응력수준이 감소할 것이라 추론할 수도 있다. 식립 시의 과도한 응력 발생에 의해 골조직의 압축파절이 생기고 파절된 골편이 배출된다면 이 또한 국부적인 골응력의 감소 원인으로 작용할 수 있다. 임플란트 첨부 절삭부(cutting edge)에 의해 골의 절삭이 이루어지므로 이 또한 식립 스트레인의 감소 요인으로 작용할 수 있다. 따라서 계산상, 임플란트 인접골에 생리범위를 넘는 높은 스트레인이 발생하더라도 이를 인접골 전반에 걸친 골괴사를 일으키는 충분조건으로 단정할 수는 없으며, 골(valley) 부위 등에서 생리범위의 건전한 골개형이 일어날 가능성도 배제할 수 없다.

교정력에 의한 피질골 응력을 약 8 MPa 이내로 가정한다면²³ 이는 600 μ -strain 내외에 불과하다. 즉, 식립 시 나사산 부위에 발생하는 스트레인이 이보다 100배 이상 크므로 역설적으로 기능력 부하에 의한 스트레인 중첩효과는 사실상 무시할 수 있을 것으로 추론할 수 있다. 이는 마이크로임플란트의 이차고정 또는 골융합은 식립 시의 스트레인에 의해 결정되며 교정력의 크기나 부하시점은 중요하지 않을 수도 있음을 시사한다. 그러나 임플란트의 이차고정에는 응력이나 스트레인 이외에 생물학적 조건 등 다른 요인들도 작용할 것이며 본 연구의 결과는 매우 제한적인 조건을 가정하여 임플란트의 식립과정을 유한요소법으로 해석한 첫 시도이므로 향후 추가적인 보강 연구가 필요할 것이다.

본 연구에서 계산된 식립 토오크는 1.2 Ncm 수준으로 마이크로임플란트의 동물연구나 임상관찰에 비해 낮게 산출되었다.^{24,25} 그러나 식립 토오크 계산에는 1 mm 두께의 피질골만 고려되었고 그 하방의 해면골에 의한 토오크는 포함되어 있지 않다. 식립 토오크 계산값이 비슷한 조건에서 실시한 동물실험 결과(Fig 6)에 비해서도 낮은 값을 보이는데 이는 해석 시 가정하였던 1) 임플란트/피질골 계면의 마찰계수 0.5가 동물실험 시의 실제 값보다 작았거나, 2) Table 1에서 가정한 피질골의 탄성계수나 항복응력이 가토 경골의 경우에 비해 낮았거나, 3) 유한요소해석의 수렴을 위해 피질골을 강소성체로 가정한 것 등이 원인으로 작용하였을 것으로 생각한다. 피질골 물성을 보다 사실에 근접하게 모델링할 수 있다면 식립 토오크도 더 정량적으로 계산할 수 있을 것이며 이 역시 다음 연구에 포함되어야 할 것으로 보인다. 한편, 토오크 값은 스트레인 해석 결과에는

영향을 미치지 않으므로, 토오크 값의 차이에도 불구하고 스트레인 결과는 여전히 유효하다.

결론

본 연구에서는 마이크로임플란트(AbsorAnchor SHI312-7, Dentos, Daegu, Korea)를 대상으로, 피질골의 골개형에 중요한 영향을 줄 것으로 예상되는 스트레인에 대해 3D 유한요소법을 이용하여 분석하였다. 본 연구의 범위 내에서 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. DEFORMTM 3D 프로그램의 remesh 기능을 활용하여 마이크로임플란트 식립과정 전체단계를 유한요소해석으로 모사할 수 있었다.
2. 마이크로임플란트가 식립될 때 피질골에 발생하는 스트레인은, 임플란트 주위 전체 영역에서 4,000 μ -strain 이상의 스트레인이 발생하였고, 나사산 부위에 인접하는 영역에서는 100% 이상에 달하였다. 이러한 스트레인은 골생리 이론에서 제시하는 생리적 허용치를 월등히 상회하므로 임플란트/골 계면의 일부에서는 골개형의 장애가 예상되었다.
3. 피질골에서의 식립 토오크는 1.2 Ncm 정도였으며 동물실험결과에 미달하였다. 유한요소해석과 실험 결과에서 보인 토오크 값 차이는 피질골의 소성 모델링과 항복응력 값, 임플란트/피질골 간 마찰계수 값 등의 부정확성에 의한 것으로 추론하였다.

참고문헌

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptation to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;64:175-88.
5. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;275:1081-101.
6. Rubin CT, Lanyon LE. Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Calcif Tissue Int* 1985;37:411-7.

7. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sorten 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.
8. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:480-5.
9. 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.
10. Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T, et al. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials* 2004;25:1959-67.
11. 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.
12. 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.
13. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1992;1:24-8.
14. 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.
15. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23: 104-11.
16. 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.
17. 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.
18. 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.
19. 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.
20. Dalstra M, Cattaneo PM, Melson B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthod* 2004;1:53-62.
21. De Smet E, Jaecques SV, Jansen JJ, Walboomers F, Vander Sloten J, Naert IE. Effect of constant strain rate, composed of varying amplitude and frequency, of early loading on peri-implant bone (re)modelling. *J Clin Periodontol* 2007;34:618-24.
22. Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2000;1:165-70.
23. Yu WJ, Kyung HM. A quantitative evaluation of cortical bone stresses influenced by diameter of orthodontic micro-implant. *J Korean Res Soc Dent Mater* 2007;34:75-87.
24. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:109-14.
25. Cha JY, Yoon TM, Hwang CJ. Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design. *Korean J Orthod* 2008;38:5-12.

Cortical bone strain during the placement of orthodontic microimplant studied by 3D finite element analysis

Okhyun Nam, DDS, MSD,^a Wonjae Yu, DDS, MSD, PhD,^b Hee-Moon Kyung, DDS, MSD, PhD^c

Objective: The aim of this study was to evaluate the strain induced in the cortical bone surrounding an orthodontic microimplant during insertion. **Methods:** A 3D finite element method was used to model the insertion of a microimplant (AbsoAnchor SH1312-7, Dentos Co., Daegu, Korea) into 1 mm thick cortical bone with a pre-drilled hole of 0.9 mm in diameter. A total of 1,800 analysis steps was used to simulate the 10 turns and 5 mm advancement of the microimplant. A series of remesh in the cortical bone was allowed to accommodate the change in the geometry accompanied by the implant insertion. **Results:** Bone strains of well higher than 4,000 microstrain, the reported upper limit for normal bone remodeling, was observed in the bone along the whole length of the microimplant. At the bone in the vicinity of the screw tip, strains of higher than 100% was recorded. The insertion torque was calculated at approximately 1.2 Ncm which was slightly lower than those measured from the animal experiment using rabbit tibias. **Conclusions:** The insertion process of a microimplant was successfully simulated using the 3D finite element method which showed that bone strains from a microimplant insertion might have a negative impact on physiological remodeling of bone. (**Korean J Orthod 2008;38(4):228-239**)

Key words: Microimplant, Strain during insertion, 3D finite element method, Rabbit experiment

^aGraduate student, ^bAssistant professor, ^cProfessor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University.

Corresponding author: Wonjae Yu.

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

+82 53 420 4991; e-mail, wonjaeyu@knu.ac.kr.

Received February 1, 2008; Last Revision June 5, 2008; Accepted June 8, 2008.