

교정용 마이크로 임플란트의 나사산 디자인 최적화

김광덕^a · 유원재^b · 박효상^c · 경희문^c · 권오원^c

교정용 마이크로 임플란트는 나사산을 매개수단으로 한 인접골 압박으로 골내 고정력을 얻는다. 그러므로 충분한 고정력을 얻기 위해서는 나사산이 크면 유리하다. 그러나 몸체에서 차지하는 나사산의 부피비율이 과도하면 이는 코어(core) 직경을 감소시켜 파절위험성을 증대시킬 뿐 아니라, 식립 시 나사산이 골을 지나치게 압박, 인접골에 골개형 장애를 일으켜 임플란트를 이완시키는 원인이 될 수도 있다. 따라서 마이크로 임플란트의 안정성은 그 나사산 디자인이 치밀골 특성과 조화를 이루어야 한다. 본 연구에서는 Absoanchor[®] SH1312-7 (Dentos Inc. Daegu, Korea) 모델을 비교모델로 선택, 몸체와 나사산 사이즈의 조화를 이루기 위한 최적화 해석을 실행하였다. 나사산의 높이(h)와 피치(p)를 디자인 변수로 하여 임플란트 안정성 증대, 식립 시 골 과부하 감소, 파절강도 증대를 목표로 목적함수 SQ (Stability Quotient)를 설정, 해석함으로써 4가지의 다른 h, p 조합을 갖는 나사산을 디자인하였다. 4종의 실험모델과 비교모델에 대해 3D 유한요소법을 이용한 임플란트 식립모사 해석으로, 식립 시 예상되는 골 과부하 영역을 비교하였으며(self tapping과 self drilling의 두 식립 방식에 대해), 또한 실험모델의 실물(prototype)을 가공, 토오크 파절 시험을 실시하였다. 평가결과, 실험모델은 비교모델에 비해 식립 시 인접골 과부하 영역을 덜 발생시켰으며, 파절강도는 더 높게 관찰되었으며, 이로써 나사산 디자인 최적화에 사용된 SQ의 타당성을 확인할 수 있었다. (대치교정지 2011; 41(1):25-35)

주요 단어: 교정용 마이크로 임플란트, 최적화, 식립 스트레인, 유한요소해석, 파절 토오크

서론

교정용 마이크로 임플란트의 고정원으로서의 기능은 골내 고정력(holding power)을 기반으로 하며,¹ 여기에 관련된 중요한 요소 두 가지는 치밀골과 마이크로 임플란트 나사산의 디자인이다.^{2,3} 치밀골은 임플란트의 안정성에 직접적인 영향을 미칠 수 있으므로 중요하다. 임플란트 종류에 무관하게 안정성을 얻기 위해서는 식립 시의 초기고정이 필수적이며 여기에 치밀골의 두께와 밀도가 중요한 역할을 한다고 보고되었다.^{4,6} 마이크로 임플란트 경우에

는 치밀골의 역할이 특히 중요하다. 안정성 또는 고정력의 지표로 간주되는 식립 혹은 제거 토오크가 치밀골 특성에 주로 영향을 받기 때문이며,^{7,8} 또한 측방으로 작용하는 교정력에 대하여 받침점(fulcrum) 역할을 하는 치밀골의 지지가 부족하다면 마이크로 임플란트는 쉽게 동요되며 이완될 수 있기 때문이다. 이같은 치밀골의 중요성을 감안, Park⁹은 치근접촉 위험성을 줄이는 동시에 치밀골과의 접촉면 증대 효과를 얻기 위해 마이크로 임플란트를 치조골면에 경사지게 식립할 것을 제안하였다.

나사산 디자인이 중요한 이유는 대부분 마이크로 임플란트가 골융합(osseointegration)보다는 나사산을 통해 인접골을 압박 고정(press fit)하여 고정력을 얻기 때문이다. 그러므로 마이크로 임플란트 몸체에서 나사산이 차지하는 비율이 크면 고정력을 얻는데 유리하다. 그러나 나사산이 지나치게 커서 식립 시 골에 과도한 압박을 준다면 이는 골에 국소적인 허혈상태나 괴사를 초래하고¹⁰ 골개형에 장애를 일으켜 오히려 마이크로 임플란트를 이완시키는 원인이 될 수 있다. 또, 나사산이 크면 코어(core)가 가늘

^a박사과정, ^b부교수, ^c교수, 경북대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

교신저자: 유원재.

대구시 중구 삼덕동2가 188-1 경북대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

053-420-4991; e-mail, wonjaeyu@knu.ac.kr.

원고접수일: 2010년 1월 4일 / 원고최종수정일: 2010년 6월 5일 /

원고채택일: 2010년 6월 9일.

DOI:10.4041/kjod.2011.41.1.25

*본 연구는 중소기업청에서 지원하는 2010년도 산학연 공동기술개발사업의 지원을 받아 수행되었음.

어져 토오크에 의한 파절위험성이 커질 수 있다.¹¹ 즉, 마이크로 임플란트의 나사산은 고정력 확보 수단인 동시에 이완과 파절원인으로도 작용할 수 있으므로, 치밀골의 해부학적 조건과 나사산 디자인 간의 적절한 조화(balance)가 중요할 것이다.

나사산의 중요성이 마이크로 임플란트에서 상대적으로 더 큼에도 불구하고 관련 연구는 주로 보철용 임플란트 분야에서 진행되어 왔다. 나사산의 크기, 피치, 단면형상 등의 디자인 변수가 임플란트 안정성에 미치는 영향이 다각도로 연구되었다.^{12,13} 연구의 주목적은 골융합을 전제로 인접골, 특히 변연골의 응력분산에 유리한 나사산 디자인을 찾고자 하는 것이었으며, 그 결과 임플란트 시스템별 다양한 나사산 디자인이 이미 개발되어 사용되고 있다. 그러나 외형, 사이즈, 기능력의 크기와 작용방향 등이 마이크로 임플란트와 다르고, 인접골이 완전히 교체(turn over)된, 골융합이 확립된 여건에서 저작압을 받는 보철용 임플란트를 대상으로 개발된 나사산 디자인을 마이크로 임플란트에 바로 응용할 수는 없다. 인접골 교체 이전에 교정력이 부하되는 마이크로 임플란트 경우에는 나사산에 의해 생기는 식립 응력이 보철용 임플란트에서 보다 안정성에 더 큰 영향을 미칠 수 있기 때문이며, 또한 식립 응력에 더하여 교정력에 의해 응력이 가중되는 생역학적 환경이 보철용 임플란트와 다르기 때문이다. 최근 Nam 등,¹⁴ Park 등¹⁵은 마이크로 임플란트 식립 당시 발생하는 스트레인(혹은 응력) 수준이 이미 생리적 허용치를 상회한다고 보고하였다.

골 스크류(bone screw) 특히 치밀골 스크류(cortical screw)는 사이즈 측면에서 교정용 마이크로 임플란트와 동질성이 있어 보인다.^{2,3,16} 반면, 골 스크류의 경우 주로 pull-out 강도에 초점을 맞춘 실험적 관찰로 나사산 디자인을 평가하여 왔으며,^{17,18} 포괄적 평가 체계가 아직 미흡하고 교정용 마이크로 임플란트와 생역학적 환경에도 차이가 있어 접목에 여전히 한계가 있어 보인다.

현재까지의 마이크로 임플란트 나사산 디자인에 대한 연구는 매우 제한적이며 나사산의 역할에 대해 보고되는 내용도 상충하고 있어^{19,20} 심도 있는 연구가 더 필요할 것으로 보인다. 이에, 본 연구에서는 마이크로 임플란트 나사산의 최적화를 목표로 나사산의 높이와 피치를 생역학적으로 분석하여 몇 가지 실험 모델을 디자인하였다. 이어 최적화에 사용한 기법의 타당성을 조사해 보기 위하여 실험모델에 대해 식립 스트레인을 비교분석하고, 또한 실험

물을 제작하여 파절시험을 실시하여 디자인 건전성을 평가하였다.

연구방법

비교모델 선정 및 나사산 디자인의 최적화

비교모델(control model)로 임상 사용빈도가 높은 Absoanchor SH1312-07 모델(Dentos Inc., Daegu, Korea)을 선택하였다. 비교모델은 ASTM Grade 23 티타늄 합금(Ti6Al4V) 재질, 매식부 길이 약 6.5 mm, 경부 직경 1.3 mm, 첨부 직경 1.2 mm로 약한 테이퍼를 가진 매식부 몸체에 0.25 mm 높이의 정삼각형(V형) 단일나사산이 0.5 mm 피치로 가공된 형상을 가진다. 주요 치수는 Fig 1에 제시된 바와 같다.

재질, 머리부 형상, 외경, 테이퍼 비 등은 비교 모델의 형상을 유지하고, 매식부의 나사산만을 대상으로 하여 최적화 해석을 실시하였다. 디자인 변수로는 나사산 높이(h)와 피치(p) 2가지로 설정하였으며, 단면형상(profile)은 비교모델의 정삼각형(V형)을 유지하였다. 최적화는 1) 마이크로 임플란트의 안정성 증대, 2) 식립 시 골에 대한 trauma 감소, 3) 파절강도 증대라는 3가지 목적을 만족시키는 것을 목표로 하였고, 이를 위해 목적함수 stability quotient (SQ)를 식 (1)과 같이 설정하였다. 나사산 높이(h)와 피치(p)를 변화시키며 SQ 값이 극값을 갖도록 하는 h와 p의 조합을 찾는 해석을 수행하였다.

$$SQ = f\left(\frac{S}{V} \cdot \frac{J}{T}\right) \quad (1)$$

여기서, S는 나사산이 있는 마이크로 임플란트 매식부의 표면적, V는 부피, J는 매식부 단면의 극관성 모멘트(polar moment of inertia), 그리고 T는 토오크 지수이다. 각 변수들의 수식화(formulation)를

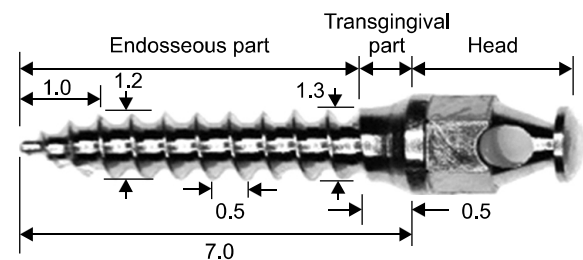


Fig 1. Configuration of the Absoanchor SH1312-07 microimplant together with important dimensional data.

위해서 참고문헌 [11]의 내용을 참고로 하였다.

식 (1)의 목적함수 SQ 는 기본적으로 나사산의 생역학적 효과를 반영하는 S/V 비율과 파절특성을 나타내는 J/T 비율로 구성되어 있다. 나사산의 표면적과 부피 간의 비율이 크면 임플란트의 안정성은 키우고 나사산의 골내 진입으로 인한 골의 손상 (trauma) 소지는 최소화할 수 있을 것이다. 그러나 S/V 극대화에만 초점을 두면 나사산의 높이는 크고 두께는 얇은 형상으로 되어 파절 강도가 떨어지므로 J/T 비율, 즉 토오크 지수와 골(valley)의 극관성 모멘트 비율도 함께 고려하여야 임플란트의 파절위험을 조절할 수 있다. 즉 SQ 는 생역학적, 기계적 두 측면의 설계 목표를 함께 만족하는 나사산 높이(h)와 피치(p) 간의 조합을 구하려는 목적함수이다

식립 스트레인의 유한요소 해석

최적화 해석을 통해 결정된 나사산 디자인을 갖는 실험모델(모두 4종)에 대하여, 식립 시 인접골을 압박하여 발생시키는 스트레인을 유한요소법으로 해석하여 비교모델과 비교하는 것을 통해 식립 시의 trauma를 평가하였다. 유한요소 해석에는 PC용 DEFORM™ 3D (ver 5, SFTC, Columbus, OH, USA)를 사용하였다. 임플란트와 치밀골의 기하모델은

Inventor 프로그램(Autodesk, San Rafael, CA, USA)을 이용하여 제작, STL 형식으로 유한요소 프로그램에 이전(export)하였다.

유한요소 해석은 Park 등¹⁵과 같은 방법을 사용하여, 마이크로 임플란트가 self tapping 및 self drilling 방식으로 1.0 mm 두께의 치밀골에 식립되는 과정을 각각 모사하였다. 5개의 모델(비교모델 + 실험모델 4종)에 대해서 각각 2가지 식립 방식을 모사 해석하였으므로 총 10회의 계산이 수행되었다.

Fig 2에 비교모델의 유한요소 모델을 나타내었으며, 실험모델들의 해석에도 동일한 방식의 모델을 사용하였다. Fig 2C에 보인 바와 같이 self tapping 해석 시의 치밀골 시편은 0.9 mm 드릴로 드릴링 된 후 그 벽면이 마이크로 임플란트 절삭연에 의해 재차 삭제된, 골지름 0.9 mm, 바깥지름이 1.1 mm인 나사길이 각각의 임플란트 모델별 피치로 만들어진 형상을 가졌다. 이에 비해 self drilling 해석 시에는 마이크로 임플란트의 절삭연의 의해서 만들어진 골지름 0.7 mm, 바깥지름 1.1 mm의 나사길이 각 모델별 피치로 만들어진 골시편을 사용하였다.¹⁵

임플란트 식립 과정은 여러 step의 조합으로 구성하였다. 각 step에서 임플란트는 1도씩 회전함과 동시에 그에 해당하는 거리만큼 하방 전진하여, 결과적으로 매 360 step마다 임플란트는 1회전하여 한

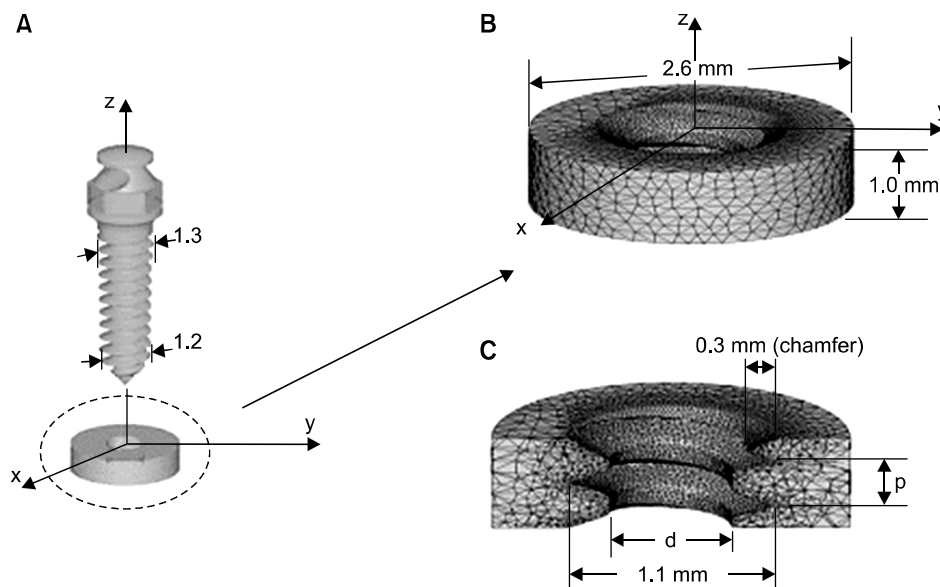


Fig 2. Geometry of microimplant and cortical bone specimen. **A**, Geometry model (unit: mm); **B**, shape and dimensional data of cortical bone specimen, constructed of tetrahedral elements; **C**, sectional view of cortical bone specimen, where p is the thread pitch for each of the 5 microimplants and d is the inner bone diameter made by the microimplant (0.7 mm and 0.9 mm for self drilling and self tapping simulations respectively).

피치씩 식립되게 하였다. 전체 과정에서 임플란트 표면과 치밀골 사이의 마찰계수는 일정하게 0.1로 가정하였다.

Nam 등¹⁴ 및 Park 등¹⁵의 연구를 참조, 마이크로 임플란트는 강체로, 치밀골은 강소성체로 가정하였으며, 동일한 재질물성을 사용하였다 (Table 1). 변위경계조건으로 식립 전체 과정에서 치밀골의 둘레를 이루는 면, 즉 인접 치밀골과 경계를 이루는 면에 완전고정조건을 적용하여 모든 방향의 변위와 회전을 고정하였다.

파절 토오크 평가

비교모델과 실험모델의 시편을 제작, 모델들 간의 비틀림 파절 강도를 평가하기 위한 실험을 실시하였다. 시편 제작에 사용된 재질은 티타늄 합금 (Ti6Al4V) 재질로 예비시험을 통해 평가한 결과 양산용 ELI 재질에 비해 연성은 우수하나 파절강도는 약 30% 낮았다.

제작된 마이크로 임플란트 시편을 미니 선반용 척 (chuck)에 물려 고정시키고, 상용 임플란트 엔진 (Elcomed SA 200C, W&H Co., Austria)을 사용하여 15 rpm의 회전 속도로 마이크로 임플란트가 파절될 때까지 머리부에 토오크를 부하하였으며, 동시에 엔진 내장 기록 장치를 사용하여 토오크를 기록하였다. 몇 차례 예비실험을 통해 파절이 일어나는 부

위가 임플란트 경부의 #1 나사산과 #2 나사산 사이가 되도록 척에 물리는 높이를 조정하였다.

각 모델에 대해 10개씩, 총 50개의 마이크로 임플란트에 대해 파절시험을 실시하였다. 모델 간의 비교를 위해 SPSS for Window (ver. 14.0, Chicago, IL, USA) 프로그램을 이용, 일원분산분석(one way ANOVA)으로 분석하였으며 Tukey 방법으로 사후검증을 실시하였다 ($p < 0.05$).

연구성적

나사산 디자인 최적화

제작성을 고려하여 디자인 변수 h와 p의 범위를, h는 0.2 - 0.3 mm, p는 0.4 - 1.0 mm로 설정하여 Excel 프로그램을 이용, SQ 값을 계산하였으며, 그 결과를 Fig 3에 나타내었다.

나사산 높이와 피치 사이의 조합은 나사산이 커지면 피치도 증가하는 것이 바람직한 것으로 나타

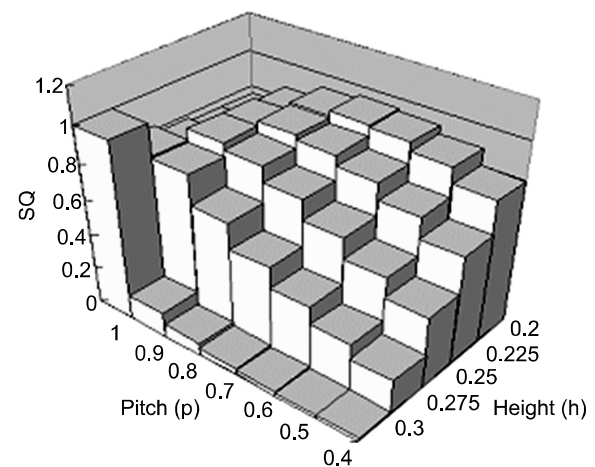


Fig 3. SQ values varying as a function of two design parameters: thread height (h) and thread pitch (p).

Table 1. Mechanical properties (bone and implant materials)

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

Table 2. Microimplant models and design parameters (unit: mm)

Microimplant model	Endosseous length	Tip length	Thread height	Pitch	Thread profile
SH1312-07 (control)	6.5	1.0	0.25	0.5	V
h200p6	6.5	1.5	0.20	0.6	V
h225p7	6.5	1.5	0.225	0.7	V
h250p8	6.5	1.5	0.25	0.8	V
h275p8	6.5	1.5	0.275	0.8	V

났다. Fig 3에서 보는 바와 같이 SQ는 h 와 p 조합에 따라 변화하였으며 $0.2 \leq h \leq 0.275$ 의 영역에서 p 값에 따라 SQ에 극값이 형성되었다. 그러나 h 가 0.3보다 큰 영역에서는 SQ가 수렴하지 않고 발산하는 경향을 보였다.

Fig 3의 SQ 계산 결과를 참조하여 h 와 p 의 4가지 조합을 결정하였다. 한편, 나사산 기저부와 골(valley)이 만나는 부위의 선각을 완화하기 위해 fillet을 부여하였다(fillet size; h200p6와 h225p7모델에서 0.2 mm, h250p6와 h275p7모델에서 0.3 mm). Table 2는 4종 실험모델의 나사산 디자인을 결정한 내역이며, Fig 4에는 가공이 이루어진 실험모델의 SEM 사진을 주요치수와 함께 나타내었다.

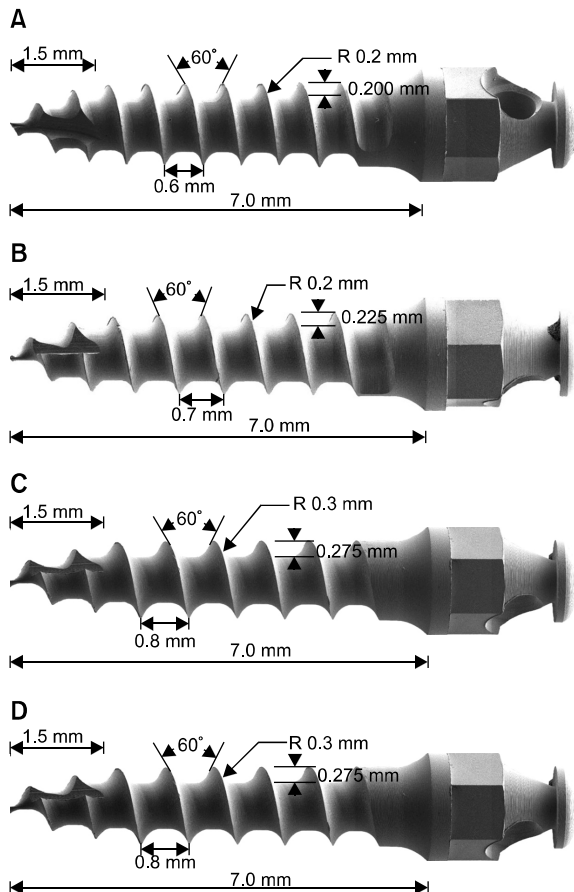


Fig 4. SEM images of four experimental microimplant models together with important dimensions: A, h200p6; B, h225p7; C, h250p8; D, h275p8 models.

식립 스트레인

각 모델들의 매식부가 치밀골을 통과하는 식립 과정에 대한 모사해석을 연속 수행하였으며, 이를 통해 비교모델 및 4종의 실험모델의 식립 시 치밀골에 발생하는 스트레인을 계산하였다. Fig 5는 self drilling 방식 식립 시의 최종단계에서 생기는 마이크로 임플란트 인접골 스트레인 해석결과를 나타낸 것이다. 스트레인 요소는 임플란트 직경(radial) 방향의 압축 스트레인으로, 절삭연의 골삭제로 생긴 나사길보다 사이즈가 큰 마이크로 임플란트의 윗부분이 진입되면서 골을 압박하여 생긴다.

Fig 5는 골의 과부하부위, 즉 치밀골의 생리적 개형에 대한 허용수준으로 보고된 $4,000 \mu\text{-strain}$ ¹⁸⁻²¹ (0.4% strain)을 상한값으로 설정하고 이를 상회하는 스트레인 영역, 즉 과부하로 간주되는 영역을 모두 빨간색으로 plot한 것이다. 모델별로 차이가 있지만 나사산 인접골은 물론 골(valley) 부위의 모든 영역에서 생리적 허용수준을 상회하는 스트레인이 발생하는 것을 관찰할 수 있다.

Fig 6은 나사산 첨부와 골(valley)에 인접한 부위에 설정한 2개의 스트레인 관찰점(reference point)에서 마이크로 임플란트의 식립과정 중에 발생하는 스트레인을 식립 회전수에 따라 나타낸 것이다. 그림에서 각 관찰점의 스트레인 변화는 연속적이지 않고 수차례 극값(peak)을 갖는 부위가 생기는데 이것은 mesh의 과다 변형(distortion)때문에 발생한 것으로 remesh에 의해 국소부의 과다 변형이 해소되면 스트레인 값이 다시 안정되는 것이 관찰되었다. 그러나 모든 모델에서 2, 3회전, 즉 2, 3피치 이상 깊이로 식립되면 인접골 스트레인은 $4,000 \mu\text{-strain}$ 이상 발생하는 것이 관찰되었다. 즉, 영역 넓이에 차이가 있겠으나 비교모델은 물론 실험모델에서도 self drilling 식립 시의 나사산 인접골은 과부하 소지가 큰 것으로 관찰되었다.

Fig 7은 self tapping 방식 식립 시의 최종단계에서 생기는 피질골 스트레인, 역시 임플란트 직경(radial) 방향의 압축스트레인이다. $4,000 \mu\text{-strain}$ 을 넘는 영역이 모델별로 차이가 있지만 나사산 인접골에 국한되어 생기고, self drilling 경우와 달리, 골(valley) 부위에서는 압축대신 오히려 인장방향의 스트레인이 발생하는 것을 관찰할 수 있었다.

Fig 8은 나사산 첨부와 골(valley)에 인접한 부위에 설정한 2개의 스트레인 관찰점(reference point)에서 전체 식립과정 중에 발생하는 스트레인을 나타

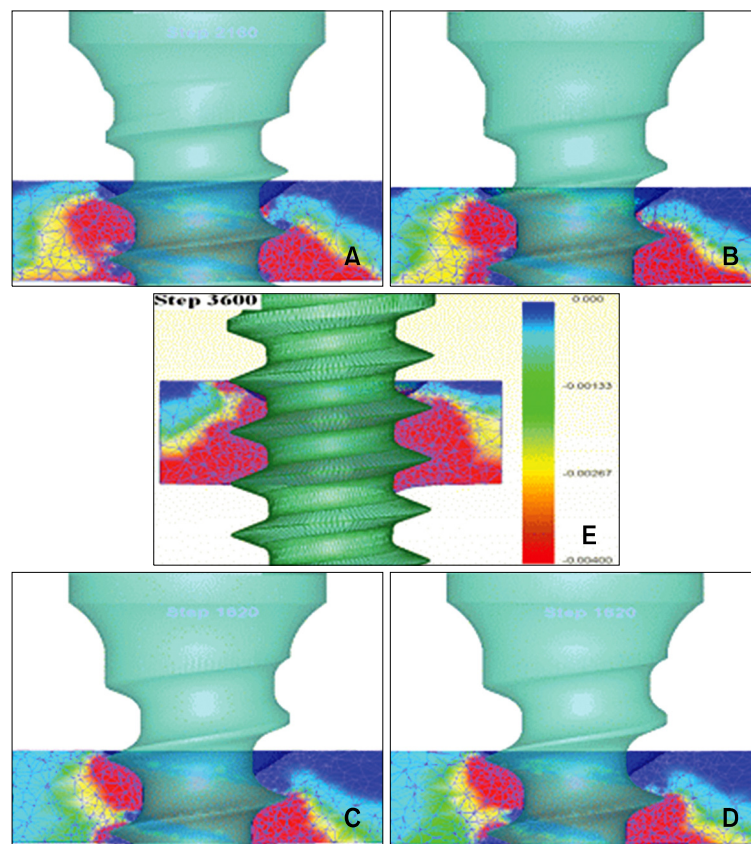


Fig 5. Radial strain development in the adjacent cortical bone at the final stage of self drilling placement of **A**, h200p6; **B**, h225p7; **C**, h250p8; **D**, h275p8; **E**, control models.

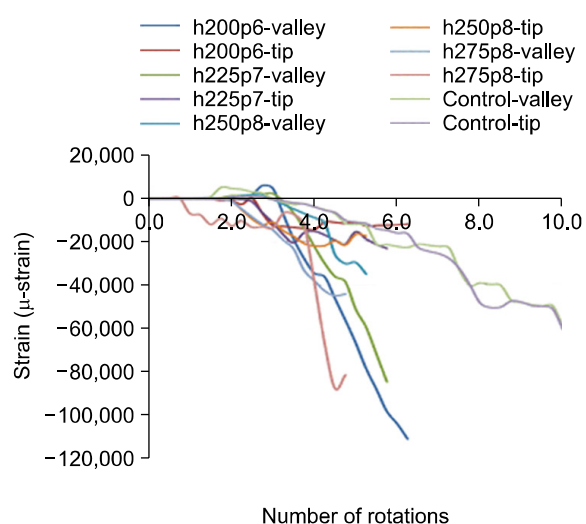


Fig 6. Radial strain development in cortical bone near the tip (0.05 mm ahead of tip) and valley (0.1 mm apart from shank) of each of the 5 microimplant models during the course of self drilling microimplant placement.

낸 것이다. 나사산 인접골의 압축스트레인 값이 self drilling 경우보다 많이 낮은 것이 관찰된다.

파절 토오크

각 그룹에 대해 측정된 파절강도는 등분산을 가정하였으며, ANOVA 분석 후 Tukey 방법으로 사후 검증한 결과를 Table 3에 나타내었다.

고찰

교정용 마이크로 임플란트는 보철용 임플란트에 대비하여 몇 가지 차이점이 있다. 먼저 그 매식부 직경이 1.0 - 2.0 mm 내외로, 표준형 보철용 임플란트의 1/2 이하로 가늘다는 점이다.^{1,21,22} 특히 치근 사이의 좁은 공간에 마이크로 임플란트를 식립하는 경우에는 직경 1.2 - 1.5 mm 사이즈 모델이 추천된다.^{21,22} 이같이 작은 사이즈로 인해 마이크로 임플란

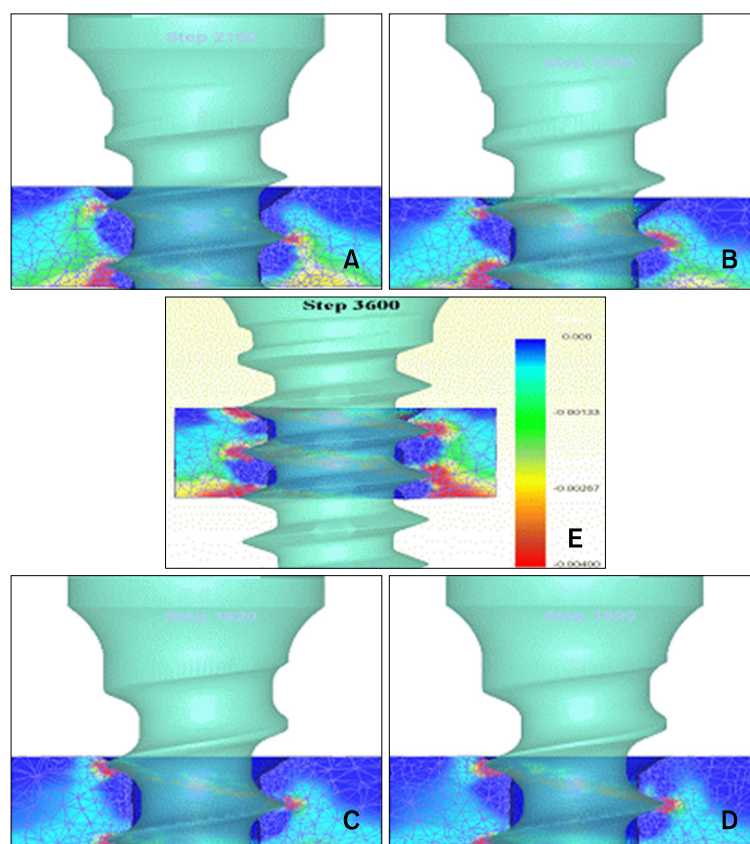


Fig 7. Radial strain development in the adjacent cortical bone at the final stage of self tapping microimplant placement of **A**, h200p6; **B**, h225p7; **C**, h250p8; **D**, h275p8; **E**, control models.

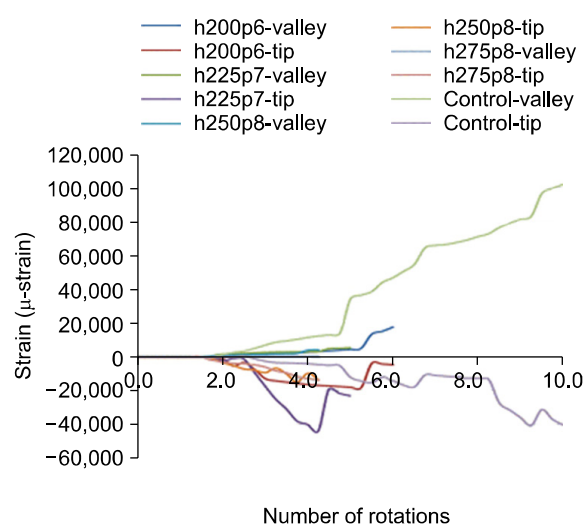


Fig 8. Radial strain development in cortical bone near the tip (0.05 mm ahead of tip) and valley (0.1 mm apart from shank) of each of the 5 microimplant models during the course of self tapping microimplant placement.

트는 식립이 간편하고, 식립부위에 대한 해부학적 제약이 작아 사실상 구강 내 모든 골조직에 식립이 가능하다. 작은 사이즈 모델은 치근접촉 등 의원성 손상을 최소화하며, 환자 안전성을 높일 수 있다는 중요한 이점이 있으므로 교정력을 지지할 수 있는 범위 내에서 마이크로 임플란트는 작을수록 바람직할 것이다.

마이크로 임플란트는 골융합(osseointegration)을 추구하지 않는다는 점에서도 보철용 임플란트와 구별된다. 저작압을 장기간 지탱하기 위해서는 골융합이 필수적인 후자와는 달리 전자는 골융합보다는 인접골에 대한 압박고정, 즉 기계적 고정(mechanical purchase)을 통해 고정을 얻는다. 이는 나사산을 매개로 하므로 마이크로 임플란트에서 나사산은 중요한 의미를 가진다.

작은 사이즈의 마이크로 임플란트로 골융합이 없거나 미미한 상태로 큰 고정력을 얻기 위해서는 나사산이 커야 한다. 그러므로 매식부 몸체에서 나사

Table 3. Torsional strength test results

Microimplant model	n	Average torque (Ncm)	SD	Different group ($p < 0.05$)
SH1312-07 (control)	10	12.5	0.886	h200p6, h225p7
h200p6	10	14.1	0.590	SH1312-07, h275p8
h225p7	10	14.0	1.417	SH1312-07, h275p8
h250p8	10	13.4	1.011	h275p8
h275p8	10	12.3	0.80	h200p6, h225p7, h250p8

SD, Standard deviation.

산이 차지하는 부피비율은 보철용 임플란트에 비해 마이크로 임플란트에서 크다. 임상 사용빈도가 높은 직경 1.4 mm 내외의 국내 출시 마이크로 임플란트 모델의 나사산 높이는 대체로 0.2 - 0.3 mm로 나사산이 외경의 약 30 - 40%를 차지한다. 이에 비해 직경 4.1 mm 표준형 보철용 임플란트의 나사산 높이는 0.3 - 0.35 mm로 직경의 20% 이내이다. 나사산은 또한 골/임플란트 접촉면적 증대,⁶ 계면골 응력 분산,⁶ 응력 방향의 전환으로 골흡수를 차단하는 등 임플란트의 생역학적 특성에 중요한 기여를 한다.

대조모델인 SH1312-07 모델의 나사산 디자인은 매우 특징적이다. 나사산의 높이는 0.25 mm로 다른 국산모델들과 유사하지만, 그 피치가 0.5 mm로 일반적으로 0.6 - 0.9 mm의 피치를 갖는 타 모델들에 비하여 작다. 작은 피치, 즉 매식부 몸체에 나사산이 촘촘히 배열되는 디자인은 임플란트의 표면적을 극대화하여 고정력 증대에 도움이 되므로, 작은 사이즈의 임플란트로 큰 고정력을 얻는데 유리한 면이 있으나, 골개형 장애로 이완되거나 식립 토오크가 커져 파절 위험이 높아지는 단점도 있다. You 등¹⁶은 소의 치밀골을 이용하여 직경 2.0 mm의 bone screw의 고정력을 평가하여, 나사산 피치는 0.8 mm 정도가 이상적이라고 하였다.

본 연구에서는 SH1312 모델 나사산의 디자인 최적화를 위해, 나사산 높이(h)와 피치(p)가 나사산의 생역학적 특성과 기계적 특성에 미치는 영향을 목적함수로 구현하여 최적화를 추구하였다. 나사산의 디자인 변수에는 높이(thread depth 또는 thread height)와 두께(thread thickness), 나사산 상하면의 각도(thread face angle), 피치(thread pitch) 및 나선각(thread helix angle) 등이 포함될 수 있겠으나 본 연구에서는 이들 중 안정성, 파절강도 및 식립 속도 등 임상적 편의성에 영향이 큰 나사산 높이와 피치를 설계변수로 설정하였다.

목적함수 SQ를 구성하는데 있어 치밀골의 두께나 밀도는 변수로 사용하지 않았다. 이 연구는 마이크로 임플란트 나사산의 최적화에 대한 일차 시도로, 다양한 골조건에 무관하게 마이크로 임플란트 자체의 생역학 그리고 기계적 특성의 조화를 추구하기 위함이었다. SQ 값의 수렴이 이루어진 $0.2 \leq h \leq 0.275$ 영역에서 나사산/피치 조합에 따른 SQ의 극값 차이가 현저하게 다르지 않았으며, 이는 골의 특성에 대한 고려 없이 나사산 디자인의 관점에 국한할 때 4종의 실험 모델의 디자인 건전성(design soundness)은 유사한 수준이라 볼 수 있다. 그러나 골조건을 고려한다면 도출된 실험 모델 중 골조건에 합당한 모델을 선정할 수 있을 것이다. 가령, 나사산의 높이와 피치가 작은 h200p6 모델은 피질골이 두껍고 밀도가 높은 경우에, 반대로 h250p8 또는 h275p8 모델은 피질골이 얇고 밀도가 낮은 경우에 더 적합할 것이다.

실험모델의 생역학적 특성에 대한 궁극적인 평가를 위해서는 임상시험이 필요할 것이나, 본 연구에서는 우선 유한요소해석을 이용, 나사산 차이에 따른 식립 스트레인을 해석/비교하여 평가를 하였다. 임상문제에 대한 유한요소 해석에는 주의가 필요하다. 특히 치근막을 위시한 연조직의 거동(behaviour)이 해석에 포함되는 경우, 연조직 변위가 힘의 흐름에 미치는 영향을 정직하게 반영할 수 있는 해석모델의 디자인이 쉽지 않다. 이에 비해 본 연구의 해석에는 연조직이 포함되지 않았으므로 해석결과와 신빙성은 상대적으로 높을 것으로 생각된다.

골 스트레인은 식립방법에 무관하게 대조 모델에 비해 4종의 실험모델 모두 불리하지 않음을 보여주었다 (Figs 5 and 7). Self drilling 방식과 self tapping 방식 모두에서, 인접 피질골의 과부하 영역이 비교 모델보다 실험 모델에서 더 작았고, 이는 실험 모델이 골내 안정성을 조기에 얻는데 기여할 수 있음을

시사한다. 한편, Figs 5, 7의 결과에서 식립 스트레인 수준은 나사산 디자인 차이보다는 마이크로 임플란트의 식립 방법 차이에 훨씬 더 큰 영향을 받을 것으로 보였다.

본 연구에서의 골 스트레인 해석은 임플란트 식립 시 절삭연에 의해 생긴 나사산 길에 상부의 나사산이 이상적으로 진입하는 경우를 가정하여 행한 것으로, 임상적 현실이 이와 다를 수 있으므로 유의를 요한다. 인공골을 이용하여 마이크로 임플란트의 식립 실험을 실시한 선행 연구에서^{23,24} 식립에 소요된 회전수는 임플란트 몸체에 가공되어 있는 나사산 수보다 많았다. 특히 self drilling 식립 시 절삭연 부위가 피질골을 관통하기 이전 식립 초기 단계에서 회전수에 비례하여 식립 깊이가 증가하지 않았다. 이는 임상조건에서 치밀골의 나사길이 본 연구에서 가정한 것보다 더 확장되어 있을 가능성이 있음을 시사한다. 그런 조건에서는 식립 스트레인이 Figs 5, 6보다 현저하게 낮아질 가능성이 있다.

본 연구에서는 마이크로 임플란트의 절삭연 디자인을 변수로 포함시키지 않았다. 그러나 마이크로 임플란트의 압박고정 능력 및 식립 스트레인은 식립 시 절삭연(self tapping 경우에는 드릴링을 포함하여)으로 임플란트 사이트에 형성한 공간의 크기와 임플란트 크기의 차이에 의해 결정될 것이며, 특히 self drilling형 마이크로 임플란트의 경우, 절삭연의 디자인이 마이크로 임플란트의 고정력에 중요한 변수가 될 수 있다. You 등¹⁶은 특히 치밀골 두께가 2 mm 이하일 경우 절삭연의 형태가 bone screw의 고정력에 큰 영향을 미쳤다고 하였다.

마이크로 임플란트의 파절강도는 h200p7 및 h225p7 모델에서 대조모델에 비해 통계적으로 유의미한 수준으로 약 10%의 증가가 관찰되어 고무적으로 평가되었지만, 파절강도의 증가량은 초기 예상한 것보다 낮은 수치였다. 코어(core) 부위가 토오크를 지탱하는 것으로 또한 코어 단면은 원이라 가정하면, 토오크에 의한 코어의 비틀림 응력은 단면 직경의 3제곱에 비례하여 감소되므로,²⁵ 이 비율로 파절강도가 높아지면 h200p6 모델(경부의 코어 직경 0.9 mm)은 대조모델(경부의 코어 직경 0.8 mm)에 비해 약 40%, h225p7 모델은 약 20% 높아질 것이다. 그러나 예상과는 달리 파절실험 결과 두 모델 공히 약 10% 내외의 증가만을 보였는데, 이는 토오크 지탱이 마이크로 임플란트 코어뿐만 아니라 나사산도 일부 담당하는 것을 시사한다. 그러므로 h200p6이나 h225p7 모델에 비해 대조모델은 코어 직경이 작

지만 상대적으로 나사산이 커서 파절강도 감소가 일정량 완충된 것으로 추론할 수 있다.

결론

마이크로 임플란트 나사산의 최적화를 목표로 기존 Absoanchor[®] SH1312-07 모델을 대상으로 최적화 기법을 사용하여 나사산을 수정, 4종의 실험 모델을 디자인하였다. 대조모델과 함께 4종의 실험모델에 대해 파절 토오크 평가시험과 식립 스트레인 분석을 실행하여 디자인 건전성을 평가하였으며, 그 결과 다음의 결론을 도출하였다.

1. 나사산 높이(h) 0.2 - 0.3 mm, 피치(p) 0.5 - 1.0 mm 범위에서 목적함수 SQ를 계산한 결과 SQ는 $0.2 \leq h \leq 0.275$ 영역에서 수렴하였다. 이 결과로부터 h200p6, h225p7, h250p8, h275p8의 4종의 실험모델의 나사산 디자인을 결정하였다.
2. 3D 유한요소 해석을 통해 식립모사 해석을 수행하였으며, 그 결과 self drilling 방식과 self tapping 방식 모두에서, 인접 피질골의 과부하 영역이 4종의 실험 모델에서 더 작게 발생하였다.
3. 실험모델의 파절 강도는 대조모델에 비해 높거나(h200p6, h225p7, h250p8) 유사한(h275p8) 수준이었다.

참고문헌

1. Ludwig B, Baumgaertel S, Bowman SJ. Mini-implants in orthodontics. Innovative anchorage concepts. 1st ed. London: Quintessence Publishing; 2008. p. 23.
2. Ramaswamy R, Evans S, Kosashvili Y. Holding power of variable pitch screws in osteoporotic, osteopenic and normal bone: are all screws created equal? Injury 2010;41:179-83.
3. Saka B. Mechanical and biomechanical measurements of five currently available osteosynthesis systems of self-tapping screws. Br J Oral Maxillofac Surg 2000;38:70-5.
4. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;124:373-8.
5. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery-clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. Bone 2005;37:776-80.
6. Uthoff HK. Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. J Bone Joint Surg Br 1973; 55:633-9.
7. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an ortho-

8. B chter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res* 2005;16: 473-9.
9. Park HS. Orthodontic treatment using micro-implant: clinical applications of micro-implant anchorage. Seoul: DaehanNare Publishing; 2006. p. 5-33.
10. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501.
11. Yu W, Kyung HM. Torque and mechanical failure of orthodontic micro-implant influenced by implant design parameters. *Korean J Orthod* 2007;37:171-81.
12. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002; 29:565-74.
13. 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.
14. Nam O, Yu WJ, Kyung HM. Cortical bone strain during the placement of orthodontic microimplant studied by 3D finite element analysis. *Korean J Orthod* 2008;38:228-39.
15. Park JS, Yu WJ, Kyung HM, Kwon OW. Finite element analysis of cortical bone strain induced by self-drilling placement of orthodontic microimplant. *Korean J Orthod* 2009;39:203-12.
16. You ZH, Bell WH, Schneiderman ED, Ashman RB. Biomechanical properties of small bone screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;52:1293-302.
17. Kincaid B, Schroder L, Mason J. Measurement of orthopedic cortical bone screw insertion performance in cadaver bone and model materials. *Exp Mech* 2007;47:595-607.
18. Krenn MH, Piotrowski WP, Penzkofer R, Augat P. Influence of thread design on pedicle screw fixation. Laboratory investigation. *J Neurosurg Spine* 2008;9:90-5.
19. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod* 2009;79: 1156-61.
20. 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.
21. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:18-25.
22. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:284-91.
23. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod* 2007;77:979-85.
24. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Evaluation of insertion torque and pull-out strength of mini-screws according to different thickness of artificial cortical bone. *Korean J Orthod* 2007; 37:5-15.
25. Hwang CJ, Choi BJ, Kim KN, Kim KM, Lee YK. Orthodontic materials and clinical technique. Seoul: DaehanNare Publishing; 2003. p. 24.

Optimization of orthodontic microimplant thread design

Kwang-Duk Kim, DDS, MSD, PhD,^a Won-Jae Yu, DDS, MSD, PhD,^b
Hyo-Sang Park, DDS, MSD, PhD,^c Hee-Moon Kyung, DDS, MSD, PhD,^c
Oh-Won Kwon, DDS, MSD, PhD^c

Objective: The purpose of this study was to optimize the thread pattern of orthodontic microimplants. **Methods:** In search of an optimal thread for orthodontic microimplants, an objective function stability quotient (SQ) was built and solved which will help increase the stability and torsional strength of microimplants while reducing the bone damage during insertion. Selecting the AbsoAnchor SH1312-7 microimplant (Dentos Inc., Daegu, Korea) as a control, and using the thread height (h) and pitch (p) as design parameters, new thread designs with optimal combination of h and p combination were developed. Design soundness of the new threads were examined through insertion strain analyses using 3D finite element simulation, torque test, and clinical test. **Results:** Solving the function SQ, four new models with optimized thread designs were developed (h200p6, h225p7, h250p8, and h275p8). Finite element analysis has shown that these new designs may cause less bone damage during insertion. The torsional strength of two models h200p6 and h225p7 were significantly higher than the control. On the other hand, clinical test of models h200p6 and h250p8 had similar success rates when compared to the control. **Conclusion:** Overall, the new thread designs exhibited better performance than the control which indicated that the optimization methodology may be a useful tool when designing orthodontic microimplant threads. (Korean J Orthod 2011;41(1):25-35)

Key words: Orthodontic microimplant, Thread, Design optimization, Insertion strain, Finite element analysis, Torsional strength

^aGraduate Student, ^bAssociate Professor, ^cProfessor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University.

Corresponding author: **Won-Jae 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 January 4, 2010; Last Revision June 5, 2010; Accepted June 9, 2010.