

교정용 마이크로 임플란트의 디자인이 토오크와 파절강도에 미치는 영향

유 원 재^a·경 희 문^b

마이크로 임플란트의 식립 혹은 제거 시의 토오크는 안정성과 기계적 파절 가능성에 대한 척도가 되므로 골조건 및 임플란트의 디자인과 연계한 생역학적 분석을 통해 이를 해석적으로 예측하는 수단을 갖는 것이 의미 있는 과제라 사료된다. 이에 본 연구에서는, 국산 Absoanchor (Dentos Inc. Daegu, Korea) 마이크로 임플란트 모델을 대상으로 하여 기본적 디자인 변수(design parameter)인 길이, 직경, 나사산 크기와 토오크 및 임플란트의 비틀림 파절강도와의 역학적 상관관계에 대해 해석하였으며, 골특성이 미치는 영향을 고려하기 위해서 임플란트/해면골 계면의 저항력(S_{can})을 1.0~2.5 MPa 범위로 설정하였다. 분석을 위해 임플란트 디자인 변수들만의 함수인 토오크 지수와 비틀림 파절 강도의 지표인 강도 지수를 정의하였다. 분석결과, 임플란트 직경이 증가할수록 토오크 지수가 증가하지만 강도 지수가 토오크 지수보다 증가율이 커서 비틀림 파절에 대한 안전영역이 증가하였으며, 나사산 높이가 커지면 토오크 지수가 증가하지만 강도 지수는 감소되는 것을 관찰하였다. Absoanchor 마이크로 임플란트는 해면골과 계면에서의 저항력(S_{can})이 1.0 MPa 이하에서는 전 모델이 토오크에 의한 비틀림 파절로부터 안전한 것으로 분석되었으나 S_{can} 이 증가하면 일부 모델에서는 파절 위험성이 있는 것으로 분석되었다. S_{can} 이 1.5 MPa 수준에서는 경부직경이 1.5 mm 이상이면 전체 길이(5~12 mm)에서 안전하였다. 또한, S_{can} 이 2.0 MPa 수준에서 식립깊이 8 mm를 가지려면 경부직경이 1.5 mm 이상인 모델을 선정하는 것이 안전한 것으로 분석되었다. (대치교정지 2007;37(3): 171-81)

주요 단어: 교정용 마이크로 임플란트, 디자인 변수, 토오크, 비틀림 파절

서론

교정용 마이크로 임플란트는 작은 사이즈로 제작되므로 식립이 간편하고 식립위치에 제약이 적으며, 초기안정성(primary stability)이 적절할 경우 식립후 즉시 교정력을 적용할 수 있는 등, 장점이 많다. 반면, 임상에서는 마이크로 임플란트가 조기 탈락되거나 이완되어 교정력을 충분히 지탱하지 못하는 실패도 여전히 일어나며, 식립 혹은 제거 시 과도한 토오크 때문에 발생하는 파절이 문제가 될 수도 있다. 중

합적으로 마이크로 임플란트 시술성공률은 대체로 80~90% 내외로 보고되고 있는데¹⁻³, 교정용 마이크로 임플란트가 치료에 사용되는 기간이 1년 이내의 단기간임에도 불구하고 95% 내외로 보고되고 있는 보철용 임플란트의 성공률^{4,5}에 못 미치고 있어 생역학적 분석, 시술프로토콜 정비 등의 측면에서 더 많은 노력과 연구가 필요할 것임을 시사하고 있다.

마이크로 임플란트의 가장 큰 실패 원인은 안정성(stability)의 상실 즉, 이완에 의한 탈락으로 보고되고 있으며^{6,7} 여기에는 마이크로 임플란트의 직경과 길이, 환자의 연령과 성별, 식립부위, 식립방법 등이 영향을 줄 수 있다.^{8,9} 시술의 성공을 기하기 위해서는 식립 시의 초기안정성 확보가 대단히 중요하다. 초기안정성이 부족하면 골과의 접촉면에서 생리적 허용범위를 넘어서는 임플란트의 미세동요가 생길 수 있고 이 경우 골개형이 방해받아 안정성이 더 저하되는 악순환으로 이어질 수 있다. 임플란트/골 계

^a조교수, ^b교수, 경북대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

교신저자: 경희문.

대구광역시 중구 삼덕동 2가 188-1

경북대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

053-420-5947; e-mail, hmkyung@knu.ac.kr.

원고접수일: 2006년 9월 27일 / 원고최종수정일: 2006년 12월 30일 /

원고채택일: 2007년 1월 2일.

* 본 논문은 2005년도 경북대학교 학술진흥연구비에 의하여 연구되었음.

면에서 미세동요에 대한 생리적 허용수준은 50~150 micron (10^{-6} m) 정도로 보고되고 있다.¹⁰⁻¹³

임플란트 안정성의 미시적인 기준으로 임플란트/골 계면의 미세동요가 거론되지만, 그 정도를 직접 측정하는 수단이 현재로서는 없다. 그러므로 안정성 평가는 주로 간접적인 방법으로 이루어지며 여기에 periosteal, 식립토크(insertion torque), resonance frequency 등의 측정수단이 활용되고 있다.^{14,15} 이들 방법 중, 식립토크는 임플란트/골 계면의 저항력을 측정하는 것으로 임플란트에 의해 압박되는 골의 압축응력 수준을 반영하기 때문에 그 생역학적 의미가 크다고 사료된다. 식립토크가 적절할 경우는 임플란트 주위골의 초기응력이 생리적 범위 내에 있음을 의미하는 것으로 간주할 수 있다. 마이크로 임플란트 식립 시(1.6 mm 직경) 적절한 토크 범위는 5 to 10 Ncm 정도가 제안되고 있다.³

초기안정성 측면에서는 식립 시의 토크가 클수록 유리하지만, 토크가 과도하면 임플란트가 골에 과도한 압박을 주어 골괴사 혹은 골의 점진적 흡수를 초래할 위험이 있다. 골 개형에 장애를 주지 않는 생리적 응력(혹은 strain) 범위는 약 50 μ -strain¹⁶~3600 μ -strain¹⁷ 정도로 보고되고 있는데, 이를 피질골($E = 13.7$ GPa, Table 1) 압축응력으로 환산하면 0.6~49 MPa 정도이다. 이 역치수준을 벗어나는 응력에서는 마이크로 임플란트의 초기안정성이 확보되더라도 점진적인 계면골 흡수로 인해 안정성이 감소하게 될 것이며, 여기에 교정력에 의해 응력이 추가되거나 미세동요가 과도히 발생하면 골개형에 더욱 악영향을 주어 안정성의 상실이 가속될 수 있을 것이다.

과도한 토크와 관련된 문제 중 다른 하나는 임플란트의 파절문제이다. 마이크로 임플란트의 전형적인 파절양상의 하나는 식립 시(혹은 제거 시)의 토크에 의해 임플란트 단면에 유도되는 전단응력에 따른 비틀림 파절(torsional failure)이다. 이는 마이크로 임플란트의 긴 세장비(slenderness ratio)에 연관된 것으로 보인다. 마이크로 임플란트는 매식부 길이가 일반적으로 6~12 mm, 직경(외경)은 1.2~1.8 mm 정도로, 길이에 비해 가는 직경을 가지는데 전단력을 지탱하는 core 부위 직경은 더욱 가늘다. 따라서 그 비틀림 관성(torsional rigidity)이 작아 낮은 토크에서도 전단응력이 크게 발생할 소지가 있다. 그러므로 마이크로 임플란트 설계 시에는 식립 혹은 제거 시 부하될 토크 범위 내에서 파절에 대한 적절한

안전여유를 가질 수 있도록 디자인 변수들을 결정해야 하는 한편, 임상에서도 임플란트 선정 시에는 해부학적 공간 평가와 더불어 식립/제거 시의 토크에 의한 파절 가능성을 고려해야 할 필요가 있다고 사료된다.

토크는 마이크로 임플란트의 안정성과, 또한 기계적 파절 위험성에 대한 평가 척도가 되는 중요한 물리량으로 간주되며, 따라서, 동물실험¹⁸ 및 실험적,¹⁹ 임상적³ 관찰을 통해 이미 토크와 관련된 연구들이 진척되어 왔다. 그러나 보다 체계적인 접근을 위해서는 식립부위의 골조건, 임플란트 디자인의 변수들과 연계하여 토크를 생역학적 체계에서 분석하는 것이 필요할 것으로 판단되며, 이를 통해 해석적인 예측 기법을 정립하는 것은 마이크로 임플란트 관련 지식기반의 확대를 위한 의미 있는 시도라 사료된다. 이에 본 연구에서는, 국산 Absoanchor (Dentos Inc. Daegu, Korea) 마이크로 임플란트의 생역학적 특성 분석의 일환으로 골특성에 따른 임플란트/골 계면의 저항력 차이, 임플란트의 기본적인 디자인 변수(design parameter)인 길이, 직경, 나사 높이 등의 변수가 토크 및 임플란트 파절 강도에 미치는 영향에 대해 해석하였다.

연구방법

연구모델

Absoanchor 마이크로 임플란트는 티타늄 합금(Ti-6Al-4V)으로 제작되며, 골내에 매식되는 몸체부는 모델별로 길이 5~12 mm, 직경 1.2~1.8 mm의 범위의 사이즈를 갖는다.²⁰ 골내 매식부인 임플란트 몸체에는 약간의 테이퍼가 부여되어 있는데, 경부(cervix)로 부터 끝단(apex)에서 1 mm 떨어진 부위간에 0.1 mm의 직경 차이가 나며, 이는 모든 모델에서 동일하다. 끝단부 1 mm는 원뿔(cone) 형상으로 가늘어져 한 점에서 끝난다. 임플란트의 나사산은 매식부 사이즈(길이, 직경) 증감에 따라 변하지 않고 일정한 사이즈를 가진다. 다만, 나사산의 단면 형상은 두 가지로, 정삼각형의 60도 나사산과, 나사산의 상하면에서 각각 10도와 30도로 비대칭 형상을 갖는 모델로 나누어진다. 본 연구에서는 정삼각형 단면의 나사산을 가진 모델을 기준으로 하였으며, Absoanchor 마이크로 임플란트 모델중 SH (small head) 모델을 채택하였다. SH 모델은 SH0000-0의 방

Table 1. Material properties of bone and titanium alloy²¹

Material	Young's Modulus (GPa)	Poisson ratio	Strength (MPa)					
			Tensile		Compressive		Shear	
			Yield	Ultimate	Yield	Ultimate	Yield	Ultimate
Titanium grade 5 (Ti-6Al-4V)	113.8	0.342	880	950	970			550
cortical bone	13.7	0.3						
sponge bone	1.4	0.3						

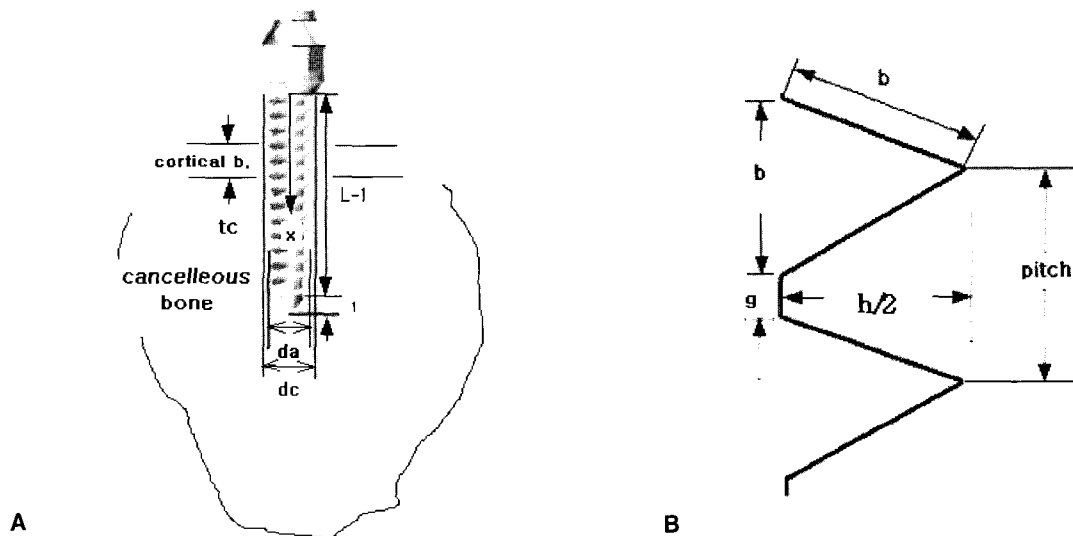


Fig 1. Schematic diagram of an Absoanchor micro-implant. **A.** Overview (L , length of the implant's endosseous part; dc , outer diameter of the implant at cervix; da , outer diameter at $x = L-1$; dcc , core diameter at cervix ($dcc = dc-h$); dca , core diameter at apex ($dca = da-h$); tc , thickness of cortical bone); **B.** magnified view of the screw thread (h , screw height: 0.25 mm for Absoanchor micro-implant); $pitch$, $b+g = 0.5$ mm for Absoanchor; b , 0.29 mm; g , 0.21 mm.

Nomenclature: TR (taper ratio), $(dc-da)/(L-1)$; S_{cor} , shear strength at the cortical bone to implant interface; S_{can} , shear strength at the sponge bone to implant interface.

식으로 명명되며 첫 두 숫자는 임플란트 경부 직경 (mm)의 10배, 다음 두 숫자는 임플란트 끝단부에서 1 mm 떨어진 부위 직경(mm)의 10배이며 마지막 숫자는 임플란트 매식부의 길이를 나타낸다. 일례로, SH1514-8 모델은 경부직경이 1.5 mm, 끝단에서 1 mm 떨어진 부위 직경이 1.4 mm 이고 길이는 8 mm 이다.²⁰

Fig 1에 Absoanchor 마이크로 임플란트가 골에 식

립되어 있는 모식도를 나타내었다. Fig 1A에서 x 축은 임플란트의 장축과 일치하며 경부에서 나사 가공이 개시되는 부분을 원점으로 하고 있다.

연구에 사용된 임플란트 디자인 및 골과 관련된 변수들은 Fig 1에서 보인바와 같이 정리하였다. 티타늄 합금²¹과 피질골 및 해면골 모두에 대해서 등방균질성을 가정하였고, 선형탄성이론에 근거하여 해석하였다. Table 1은 본 연구에서 사용된 재료물성

데이터이다

임플란트/골 계면 면적(Implant/bone interface area)

플란트 매식부 전체의 표면적, A_{implant} 를 길이 1 mm인 원뿔형 끝단부의 표면적(A_{tip})과 그 상부 몸체부의 표면적(A_{L-1})로 나누어 나타내면,

$$A_{\text{implant}} = A_{L-1} + A_{\text{tip}} \text{ ----- (1)}$$

임의의 위치 x 에서 임플란트의 1 피치 길이 ($x - \frac{b+g}{2} \leq x \leq x + \frac{b+g}{2}$: Absoanchor 모델에서는 0.5 mm) 의 표면적을 $A(x)$ 라 하면,

$$\begin{aligned} A(x) &= \pi \cdot d(x) \cdot g + \pi \cdot (d(x)+h) \cdot 2b \\ &= \pi\{d(x)(g+2b) + 2bh\} \text{ ----- (2)} \end{aligned}$$

식 (2)에 사용된 변수들의 정의는 Fig 1에 나타낸 바와 같다. 임의의 x 에서 임플란트의 core 직경인 $d(x)$ 는

$$d(x) = d_{cc} - TR \cdot x \text{ ----- (3)}$$

원뿔형 끝단부의 표면적이 전체에 기여하는 비율이 낮으므로 $A_{\text{implant}} = A_{L-1}$ 라 가정하면, A_{implant} 는

$$\begin{aligned} A_{\text{implant}} &= \int_0^{L-1} \frac{A(x)}{b+g} dx \\ &= \frac{\pi}{b+g} \int_0^{L-1} \{d(x)(g+2b) + 2bh\} dx \\ &= \frac{\pi(L-1)}{b+g} \left\{ \frac{g+2b}{2} (d_{cc} + d_{ca}) + 2bh \right\} \text{ --- (4)} \end{aligned}$$

토크 지수(torque index)

마이크로 임플란트의 식립 혹은 제거 시 발생하는 토크는 임플란트/골 계면으로부터 임플란트 회전 축간의 거리와 임플란트/골 계면의 저항력과 곱의 총량이다. 임플란트의 제거 시에는 임플란트/골 계면의 전단강도 또는 마찰력만큼 저항력이 발생될 것이며 식립 시 저항력은 대부분이 마찰력이다. 임플란트가 식립되는 깊이가 증가할수록 마찰저항을 일으키는 면적이 커지므로 토크가 증가하여, 식립깊

이가 최대가 되면 토크도 최대가 된다.¹⁹ 길이 L mm인 마이크로 임플란트의 식립 시 부하되는 토크의 최대값을 T_{implant} 라 하면,

$$T_{\text{implant}} = T_{L-1} + T_{\text{tip}} \text{ ----- (5)}$$

여기서, T_{tip} 과 T_{L-1} 는 각각 임플란트의 끝단부 1 mm 에서 생기는 토크와, 그 상부의 몸체부($L-1$ mm)에서 생기는 토크를 나타내며, 전체 임플란트 토크는 두 토크의 합으로 구성된다. 끝단부 1 mm는 표면적 및 moment arm(임플란트 중심축과의 거리)이 모두 작아서 전체 임플란트 토크에 대한 T_{tip} 의 기여도는 미미할 것으로 보이므로 계산의 편의를 위해 $T_{\text{implant}} = T_{L-1}$ 로 가정한다.

임플란트가 회전할 때, 임의 위치에서 한 피치 길이에서 발생하는 토크를 $T(x)$ 로 하면,

$$\begin{aligned} T(x) &= \pi d(x)g \cdot s(x) \cdot \frac{d(x)}{2} + \pi [d(x) + h] \\ &2b \cdot s(x) \cdot \frac{d(x) + h}{2} \text{ ----- (6)} \end{aligned}$$

여기서 $s(x)$ 는 임플란트/골 계면에서 단위 면적당 저항력을 나타내며, 치밀골($0 \leq x \leq t_c$)계면에서는 $s(x) = S_{\text{cor}}$ 이고 그 하부의 해면골($t_c \leq x$)계면에서는 $s(x) = S_{\text{can}}$ 이라 정의한다 (Fig 1). 식 (2)를 이용하여 T_{implant} 를 다시 쓰면,

$$\begin{aligned} T_{\text{implant}} &= \int_0^{L-1} T(x) dx \\ &= \frac{\pi S_{\text{cor}}}{b+g} \int_0^{t_c} \left[\frac{g}{2} d(x)^2 + \{bd(x) + h\}^2 \right] dx + \\ &\frac{\pi S_{\text{can}}}{b+g} \int_{t_c}^{L-1} \left[\frac{g}{2} d(x)^2 + \{bd(x) + h\}^2 \right] dx \text{ ----- (7)} \end{aligned}$$

식(7)을 적분하면, T_{implant} 는

$$\begin{aligned} T_{\text{implant}} &= \frac{\pi S_{\text{cor}}}{b+g} [\Delta_1 t_c - \Delta_2 TR t_c^2 + \Delta_3 TR^2 t_c^3] \\ &+ \frac{\pi S_{\text{can}}}{b+g} [\Delta_1 (L-1 - t_c) - \Delta_2 TR \{(L-1)^2 - t_c^2\} + \Delta_3 TR^2 \{(L-1)^3 - t_c^3\}] \text{ ----- (8)} \end{aligned}$$

여기서 Δ₁, Δ₂, Δ₃는 임플란트 디자인 변수들의 함수이며 각각 다음과 같다.

$$\Delta_1 = \frac{g}{2} d_{cc}^2 + b d_{cc}^2 + 2bhd_{cc} + bh^2,$$

$$\Delta_2 = bh + \frac{gd_{cc}}{2} + b d_{cc} \quad \text{and} \quad \Delta_3$$

$$= \frac{(g+2b)}{6} \dots\dots\dots (9)$$

편의를 위해, 식 (8)을 임플란트 디자인 변수들만의 함수인 Δ (토오크 지수: torque index)와 임플란트/해면골 계면의 저항력 부분(S_{can})으로 나누어 다시 정리하면,

$$T_{\text{implant}} = S_{\text{can}} \cdot \Delta \dots\dots\dots (10)$$

토오크 지수와 임플란트 비틀림 파절강도

임플란트의 몸체부에 특별한 결함이 없는 한 토오크가 최대로 걸리는 경부부위가 파절에 가장 취약하다. 비틀림 파절이 일어나지 않기 위해서는 경부 (core 직경: dcc)에서 단면의 최대 전단응력(τ_{max})이 티타늄 합금의 전단극한강도(ultimate shear strength)를 넘지 않아야 한다. 따라서

$$\tau_{\text{max}} = \frac{T_{\text{implant}} \cdot \frac{dcc}{2}}{J} \leq S_{\text{ult}} \dots\dots\dots (11)$$

여기서 J (= $\frac{\pi dcc^4}{32}$)는 경부에서 단면의 극관성모멘트이고, S_{ult}는 티타늄합금(Ti-6Al-4V)의 전단극한강도이다(Table 1). 식 (10)과 (11)을 다시 정리하면,

$$\Delta \leq \frac{S_{\text{ult}} \pi dcc^3}{16 S_{\text{can}}} \dots\dots\dots (12)$$

즉, 골조건과 임플란트의 디자인 변수들이 식(12)를 만족하는 영역에서는 임플란트는 비틀림 파절로부터 안전하며, 이때 식(12) 우변 항은 임플란트의 비틀림 파절 강도에 대한 평가척도를 나타낸다. 내용 기술의 편의를 위해 식(12) 우변 항을 강도 지수 (strength index)라 정의한다.

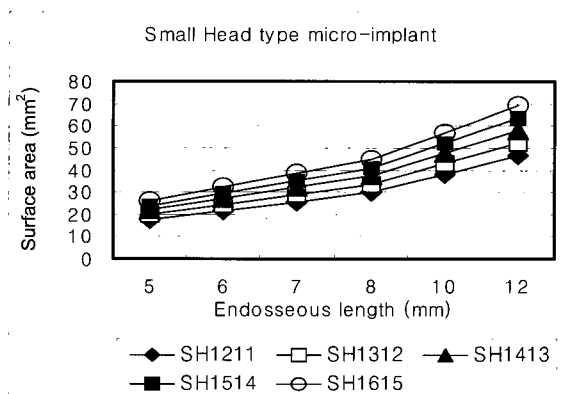


Fig 2. Variations of the external surface area (implant/bone interface area) due to the differences in the implant design variables (diameter and length).

연구성적

Absoanchor 마이크로 임플란트의 SH 모델에 대해 매식부의 표면적과 토오크 지수(torque index)를 Fig 2와 Fig 3에 각각 나타내었다. 임플란트의 머리(head) 형상은 몸체부의 파절과 직접적인 관련이 없으므로, Fig 2와 Fig 3의 결과는 타 모델에도 적용이 가능하다.

임플란트 표면적

Absoanchor 마이크로 임플란트가 약간의 테이퍼가 있음에도 불구하고 Fig 2에 보인 바와 같이 임플란트 매식부 표면적은 전체적으로 임플란트의 길이에 거의 정비례하였다. 길이보다 표면적의 증가율이 약간 더 큰 비율로 증가하는 것은 계산과정에서 임플란트의 끝단부 1 mm 면적이 제외되었기 때문이다. 일례로 매식부 길이 12 mm인 SH1312-12와 매식부 길이 6 mm인 SH1312-6 임플란트의 경우 끝단부 1 mm를 제외하면 각각의 길이는 11, 5 mm가 되므로 표면적 차이가 각각 52 mm²와 24 mm²로 2배 이상의 차이가 난다.

토오크 지수

Fig 3의 임플란트 사이즈별 토오크 지수 산출 시에는, 피질골 두께를 1 mm로 가정하였으며, 피질골에서 임플란트/골계면 저항력인 S_{cor}을 해면골에서의

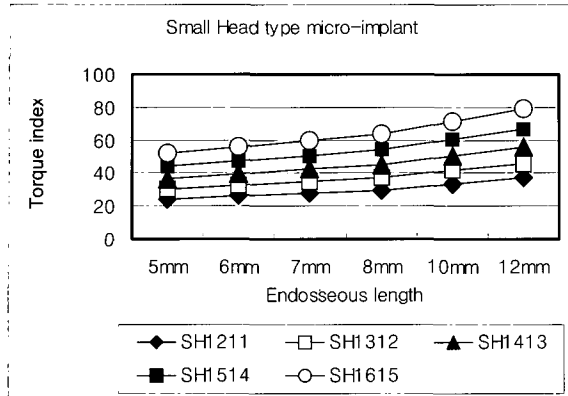


Fig 3. Torque index variation due to the differences in the implant design variables (diameter and length).

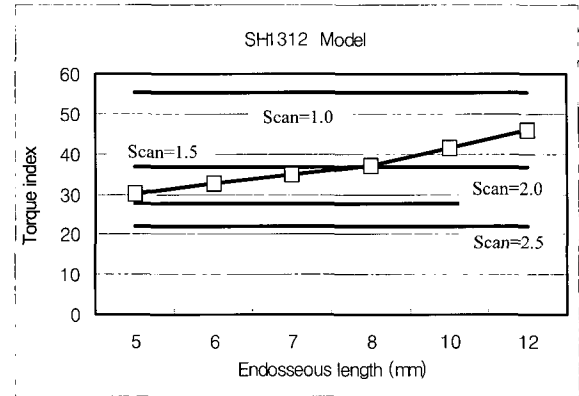


Fig 5. Torque index vs. strength index for SH1312 model.

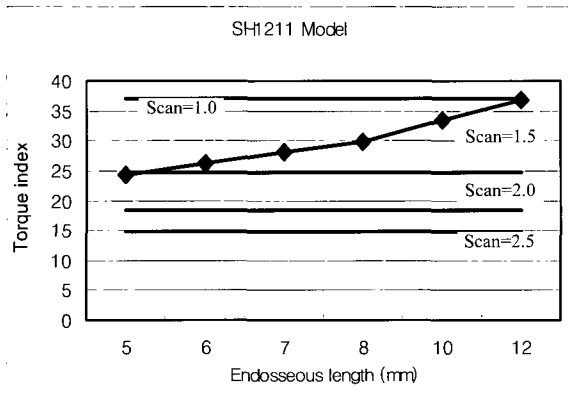


Fig 4. Torque index vs. strength index for SH1211 model.

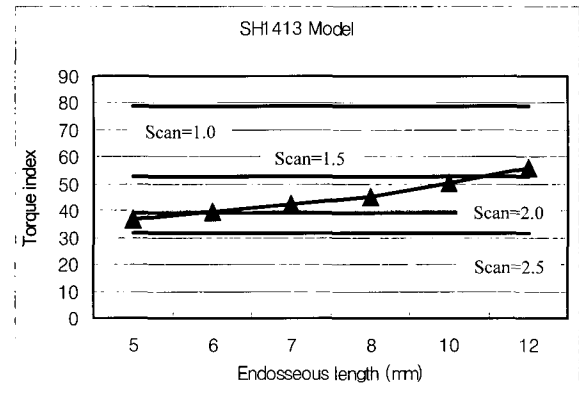


Fig 6. Torque index vs. strength index for SH1413 model.

저항력 S_{can} 의 10배로 가정하였다. 골밀도에 따라 또한 임플란트의 표면처리에 따라 식립 시 계면의 저항력은 차이를 보일 것이며, 골융합(osseointegration)이 일어나면 그 접촉면적에 따라 제거 저항에 큰 차이를 보일 것이지만, 마이크로 임플란트와 치밀골 및 해면골 계면의 저항력에 대해 구별하여 측정된 결과가 문헌상에 보고되지 않아 본 연구에서는 우선 전술한 바와 같이 10:1로 가정하였으며, 이는 골밀도와 골의 탄성을 간에,²² 또한 골밀도와 마찰력(토크)사이²³ 비례관계가 있음을 보고한 연구결과를 참조한 것이다. Table 1에 보인 바와 같이 피질골과 해면골의 탄성율은 10배 정도의 차이를 보인다.

Fig 3에 나타난 바와 같이 임플란트의 토크 지수 역시 길이와 직경 증가에 따라 증가되었지만 차이가 표면적의 경우보다 그 증가율이 낮았다. 이는

임플란트 경부의 피질골에서 임플란트/골 계면의 저항력(S_{cor})이 큰 수치를 갖기 때문이다.(피질골 1 mm의 저항력은 해면골의 10 mm에 해당되므로 몸체(끝단부 1 mm를 제외한)길이 4 mm 임플란트와 11 mm 길이 임플란트의 경우 토크 지수 차이는 약 13:20 정도로 산출된다.)

강도 지수

Figs 4-8은 직경과 길이가 다른 마이크로 임플란트가 골질이 다른, 즉 S_{can} 이 다른 골에 매식되는 경우의 토크 지수를 도시한 것이며, 강도지수를 함께 나타내어 그 상호비교를 통해 임플란트의 파절 가능성을 판별할 수 있도록 하였다. 식 (12) 우변에서 정의된 바와 같이 강도지수는 임플란트 길이와는 무관

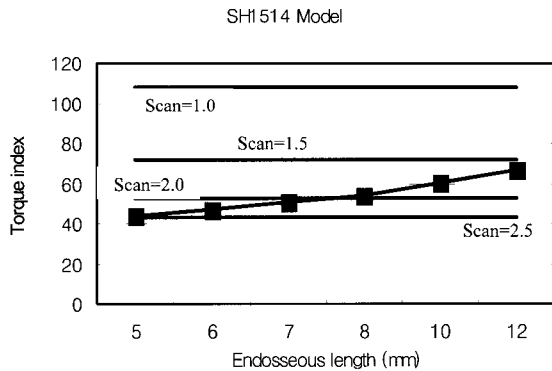


Fig 7. Torque index vs. strength index for SH1514 model.

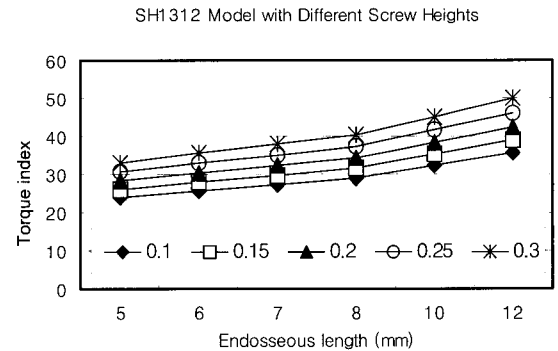


Fig 9. Torque index variation as a function of the screw height (for SH1312 model).

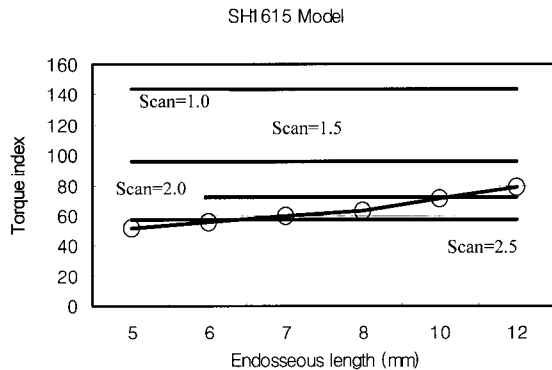


Fig 8. Torque index vs. strength index for SH1615 model.

하므로 그림에서는 직선으로 나타났다. 골질에 따라 증가하는 저항력을 고려하기 위해 S_{can} 이 1 MPa부터 2.5 MPa까지 증가할 때 식(12)의 오른쪽 항의 강도 지수를 계산하여 토오크 지수와 비교하였으며, 이때 Ti-6Al-4V 합금의 전단강도(S_{ult})는 Table 1에서 제시한 바와 같이 550 MPa로 가정하였다.

나사산 높이의 영향

Fig 9는 0.25 mm 높이로 균일하게 제작되는 Absanchor 마이크로 임플란트의 나사산 높이를 변경을 시켰을 때 토오크에 미치는 영향을 나타낸 것이다. 외경이 동일한 임플란트에서 나사산 높이를 크게 하면 core 직경은 줄어들거나 전체 표면적이 커져서 토오크 지수가 증가하는 것이 관찰된다. 그림에서 보는바와 같이 SH1312 모델에서 나사 높이가 0.05 mm

커질 때 토오크 지수가 약 9% 증가하였다.

고찰

임플란트의 식립토오크는 식립 시 임플란트의 진행방향에 저항하는 임플란트/골 계면에서의 저항력에 의한 토오크이다. 식립 시 저항력의 대부분은 임플란트/골 계면의 마찰력이고, 마찰력은 임플란트 표면과 골 사이의 압축응력에 비례하므로, 식립토오크는 결과적으로 임플란트/골 계면의 압축응력과 직접적인 비례관계가 있다. 식립토오크가 작으면 임플란트와 골 사이에 밀착/압박이 부족하여 작은 하중 하에서도 임플란트 계면의 미끄러짐에 의해 미세동요(micromotion)가 생길 수 있으며 이는 골개형 장애와 연조직 개재로 이어져 임플란트가 교정력을 지지하기 어렵게 된다. 식립토오크가 과도할 경우는 골에 압축응력이 과도하게 작용하는 것을 의미하며 이 또한 골개형 장애와 혈류 장애로 골괴사(compression necrosis)로 이어질 수 있다. 임플란트 식립 시 토오크 크기와 임플란트 주위골에 유도되는 응력수준과의 상관관계에 대한 연구보고는 아직 없으나 보철용 임플란트의 경우, 골의 과도한 압박 없이 초기안정성 확보하기 위한 식립토오크 범위를 40~50 Ncm로 제안하고 있으며,²⁴ 전술한 바와 같이 교정용 마이크로 임플란트의 경우는 5~10 Ncm 범위가 추천되었다.³

토오크에 의한 임플란트의 파절 가능성은 골질 및 임플란트의 디자인 변수들과 연관된다. 마이크로 임플란트의 디자인은 크게 외형변수(직경, 길이, 테이퍼율)와 나사변수(높이, 피치, 단면형상 등)의 두 항

목으로 구분할 수 있으며, 각 변수들의 조합에 따라 임플란트의 토오크와 파절강도가 달라진다 (식 (8), 식 (12)). 직경(외경)이 같더라도 나사피치가 작은 디자인은 임플란트 표면적과 안정성 증가로 이어지는 반면 식립/제거토오크도 커져 파절 위험은 증가된다. 나사 높이가 커지면 역시 임플란트의 표면적과 안정성을 키울 수 있으나 임플란트의 core 직경이 감소되므로 비틀림 파절 위험성은 급격히 (식 (12)에서 보는 바와 같이 강도 지수는 core 직경 3제곱에 비례하여 감소) 증가될 것이다. 즉 임플란트의 직경, 길이, 나사형상이 임플란트의 표면적, 안정성 및 토오크 지수와 연계되며 또한 임플란트의 직경, 나사형식은 이에 더하여 임플란트의 강도 지수와도 연계된다. 따라서 본 연구에서는 마이크로 임플란트의 안정성을 높이며 토오크에 의한 임플란트의 파절가능성을 최소화하기 위한 노력의 일환으로 다양한 골조건 하에서 임플란트 디자인 변수들이 토오크와 임플란트 파절강도에 미치는 영향에 대해 해석하였다.

식 (8), (9), (10) 및 식 (12)에서 보는 바와 같이 토오크 지수는 임플란트 직경의 제곱에 비례하는 한편 강도 지수는 그 세제곱에 비례한다. 따라서 임플란트 직경이 증가할수록 강도 지수가 토오크 지수보다 증가율이 커져서, 비틀림 파절에 대한 안전 영역을 규정하는 식 (12)가 만족되는 범위가 커진다. Figs 4-8은 임플란트 직경 증가의 효과를 극명히 나타내고 있다. 가장 직경이 작은 SH1211 모델의 경우 (Fig 4), 임플란트와 해면골 사이에서 계면의 저항력(S_{can})이 1.0 MPa인 경우에는 강도 지수가 토오크 지수보다 크므로 식(12)를 만족하지만, 계면의 저항력이 1.0 MPa보다 큰 다른 3 조건에서는 모든 길이 영역에서 식(12)를 만족하지 못하므로 파절위험성이 크다고 할 수 있다. 반면, 가장 직경이 굵은 SH1615 모델(Fig 8)의 경우에는 S_{can} 이 2.0이하이면 대체로 식 (12)를 만족하고 있다. 임상에서 사용빈도가 높은 SH1312 모델의 경우 (Fig 5), S_{can} 이 1.0 MPa인 경우에는 모든 길이에서 안전하지만 골밀도가 증가하거나 사용기간 중의 골융합 등으로 인해 S_{can} 이 1.5 MPa에 이르면 임플란트 길이가 8 mm 이하에서만 파절에 안전하고 이보다 긴 모델을 식립하는 경우 파절이 일어날 수 있다. 골밀도가 더 크거나 골융합 수준이 증가하여 S_{can} 이 2.0 MPa 수준이상으로 증가하면 모든 경우에서 식(12)를 만족하지 못하므로 파절 방지를 위해서는 직경이 큰 임플란트를 사용하여야 할 것이다. S_{can} 이 2.0 MPa 경우 8 mm 길이의 임

플란트 식립을 위해서는 SH1514 모델 및 그 이상 직경의 임플란트를 선택하여야 한다 (Figs 7 and 8).

한편, S_{can} 은 임플란트 식립후의 경과시간에 따라 변화되며 처음에는 감소하다가 그 이후는 점차 증가하는 것으로 보고되었다. Lee 등²⁵은 티타늄합금 (Ti-6Al-4V) 재질의 피질골 나사못을 개의 다리뼈에 식립한 후 시간경과에 따라 제거토오크를 측정, 2주 이후까지 제거토오크가 감소하다가 4주 이후부터는 식립 당시의 토오크보다 유의하게 증가되는 것으로 보고하였다.

임상관찰을 통해 마이크로 임플란트의 토오크를 분석한 Motoyoshi 등³의 최근 연구에 의하면 Ti-6Al-4V 재질, 직경 1.6 mm, 길이 8 mm 임플란트의 경우 식립토오크가 72~135 Nmm (7.2~13.5 Ncm) 범위에 있었다. 이와 유사한 사이즈의 Absoanchor 모델은 SH1615-8 이고 그 토오크 지수는 63.8 (Fig 3)이므로, 식 (10)으로부터 Motoyoshi 등의 연구에서는 약 1.1~2.1 MPa 정도로 S_{can} 이 측정된 것으로 추정할 수 있다. 본 연구에서는 이를 참조하여 S_{can} 의 범위를 1.0~2.5 MPa로 설정하였다. 골질에 따라 S_{can} 의 범위가 Motoyoshi 등이 보고하는 바와 같이 2.0 MPa 이상까지 증가한다면, 또한 이를 Figs 4-8을 비교하여 고찰하면, Absoanchor 모델 중 일부는 비틀림 파절에 안전한 영역을 이탈해 있는 것으로 평가된다. 따라서 해부학적 여건에 따라 굵은 직경의 임플란트의 선택이 불가능한 경우 그 식립 시 screw driver의 토오크 값에 유의하여 임플란트 파절을 예방하는 노력이 필요해 보인다.

마이크로 임플란트 디자인의 변수중 하나인 나사산의 높이도 중요한 영향을 미치는 것으로 나타났다. Fig 9에 명시적으로 제시하지는 않았지만, 토오크 지수와 관련된 식 (8), (9), (10)과 강도 지수를 나타내는 식(12)에 나사산높이(h)가 제곱 또는 세제곱으로 연계되어 있다. 즉 임플란트의 직경 변동 없이 나사산의 높이를 감소시키면 이는 토오크 지수 감소 (식 (8))와 강도 지수 증가의 효과 (식 (12))를 동시에 가져오므로 비틀림 파절 가능성을 낮추는 유력한 대책이 될 수 있다. 반면 나사산의 높이를 키우면 임플란트 표면적과 토오크 지수가 증가하고 강도 지수가 낮아지므로 파절 위험성이 급격히 커진다. 그러나 토오크 지수의 변화에 따라 임플란트의 안정성도 함께 증감되므로 임플란트 설계 시 나사산 크기에 대해서는 다양한 골질과 연관, 안정성과 파절 위험성 간의 손익관계(trade off)에 대해 보다 면밀한 분석이

필요할 것으로 사료된다.

본 연구에서는 마이크로 임플란트 가공 후에도 Titanium 합금(Ti-6Al-4V, Grade 5)이 그 재료의 전단 강도 550 MPa를 다 발휘한다고 가정하였다. 그러나 마이크로 임플란트의 나사가공에 의해 그 기저부(valley)에 생기는 예각의 노치(notch) 주위에서의 응력집중, 또는 가공 상의 결합발생 등에 의해 전단 강도가 저하될 가능성이 크다. 국산 테이퍼형 마이크로 임플란트를 대상으로 한 Wilmes 등⁸의 연구에 의하면, 동일한 Titanium 합금 재질로 제작된 직경 1.6 mm 임플란트가 230 Nmm의 토오크에서 30%의 파절율을 보였다. 이 경우 임플란트 단면의 최대전단 응력은 보수적으로 산출하더라도 300 MPa 정도이다. 이같이 임플란트의 가공 후에 강도가 재질 자체의 강도에 비해 현저히 저하된 이유는 보고되지 않았으나 전술한 바와 같이 응력집중과 가공 시의 결합발생 등의 측면에서 면밀한 분석이 요구된다. 임플란트 재질의 강도가 550 MPa 보다 저하되면 강도 지수(strength index)가 낮아짐에 따라 식(12)를 만족하는 영역이 감소될 것이다.

결론

본 연구에서는 Absoanchor (Dentos Inc, Daegu, Korea) 마이크로 임플란트를 모델로 하여, 임플란트/골 계면의 저항력 및 마이크로 임플란트의 디자인과 이에 영향받는 토오크 및 임플란트의 비틀림 파절강도와의 상관관계에 대해 해석적으로 정리하였다. 임플란트의 디자인 변수에는 길이, 직경 및 나사산 높이가 고려되었고, 임플란트 디자인과 임플란트/골 계면의 저항력 수준에 따라 달라지는 토오크와, 임플란트 재질과 직경의 함수인 단면전단강도와의 관계식을 이끌어 내었다. 이로부터 Absoanchor 마이크로 임플란트가 비틀림 파절로부터 안전한 영역을 규명하였으며 본 연구의 범위 내에서 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 임플란트 직경이 증가할수록 강도지수가 토오크 지수보다 커져서 비틀림 파절에 대한 안전 조건이 만족되는 범위가 커지며, 나사산의 높이가 증가하는 토오크 지수를 증가시키지만 강도지수는 감소시킨다.
2. Absoanchor 마이크로 임플란트는 피질골과 계면에서의 저항력(S_{can})이 1.0 MPa 이하에서는 전 모

델이 토오크에 의한 비틀림 파절에서 안전하다.

3. 임플란트/골 계면의 저항력이 1.0 MPa보다 크면 일부 Absoanchor 마이크로 임플란트 모델은 파절 위험성이 있다. S_{can} 이 1.5 MPa 수준이면 SH1514 모델 이상의 직경을 가져야 전체 길이(5~12 mm)에서 안전하고, S_{can} 이 2.0 MPa 수준에서 8 mm 식립깊이를 가지려면 경부직경이 1.5 mm 이상인 모델을 선정하는 것이 안전하다.

골의 조건에 따른 임플란트 선정 시에는 임플란트의 파절가능성외에도 임플란트의 일차 및 이차안정성에 대한 고려가 더욱 필요하고 이를 위해서는 향후, 토오크와 임플란트/골 계면의 압축응력간의 관계에 대한 정량적인 규명이 필요할 것으로 판단된다.

참고문헌

1. Bae SM, Park HS, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. J Clin Orthod 2001;35:417-22.
2. Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. Korean J Orthod 2003;33:151-6.
3. 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.
4. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Nys L. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part I: periodontal aspects. J Prosthet Dent 1992;68:655-63.
5. Degidi M, Piattelli A, Gehrke P, Carinci F. Clinical outcome of 802 immediately loaded 2-stage submerged implants with a new grit-blasted and acid-etched surface: 12-month follow-up. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:763-8.
6. Bae SM, Park HS, Kyung HM, Sung JH. Ultimate anchorage control. Tex Dent J 2002;119:580-91.
7. Bae SM, Kyung HM. Clinical application of micro-implant anchorage (MIA) in orthodontics - anatomic consideration and surgical procedures. The Korean Journal of Clinical Orthodontics 2002;1: 16-29.
8. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters Affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. J Orofac Orthop 2006;67:162-74.
9. Akca K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intrasosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. Clin Oral Implants Res 2006;17:465-72.
10. Maniatopoulos 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.
11. 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.
12. 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.
 13. Soballe K, Hansen ES, B-Rasmussen H, Jorgensen PH, Bunger C. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *J Orthop Res* 1992;10:285-99.
 14. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:601-9.
 15. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *J Oral Rehabil* 2006;33:754-9.
 16. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;64:175-88.
 17. 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 Musculoskel Neuronal Interact* 2000;1:165-70.
 18. Kang ST, Kwon OW, Sung JH, Kyung HM, Park HS. Comparison of histologic observation and insertional and removal torque values between titanium grade 2 and 4 microimplants. *Korean J Orthod* 2006;36:171-7.
 19. Kim JW, Cho IS, Lee SJ, Kim TW, Chang YI. Effect of dual pitch mini-implant design and diameter of an orthodontic mini-implant on the insertion and removal torque. *Korean J Orthod* 2006;36:275-83.
 20. Sung JH, Kyung HM, Bae SM, Park HS, Kwon OW, McNamara JA. Microimplants in orthodontics. *Dentos, Daegu, Korea. Chap.3:34-6.*
 21. *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys*, R. Boyer, G. Welsch, and E. W. Collings, eds. ASM International, Materials Park, OH, USA. 1994.
 22. Kato N, Koshino T, Saito T, Takeuchi R. Estimation of Young's modulus in swine cortical bone using quantitative computed tomography. *Bull Hosp Jt Dis* 1998;57:183-6.
 23. Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 1995;74:608-12.
 24. Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5 Suppl 1:10-20.
 25. Lee JH, Chang BS, Lee CK. Evaluation of osseointegration in titanium alloy cortical screws with the passage of time. *Journal of the Korean Society Fractures* 2004;17:401-7.

Torque and mechanical failure of orthodontic micro-implant influenced by implant design parameters

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

Objective: The present study was aimed at an analytical formulation of the micro-implant related torque as a function of implant size, i.e. the diameter and length, screw size, and the bony resistance at the implant to bone interface. **Methods:** The resistance at the implant to cancellous bone interface (S_{can}) was assumed to be in the range of 1.0-2.5 MPa. Micro-implant model of Absoanchor (Dentos Inc. Daegu, Korea) was used in the course of the analysis. **Results:** The results showed that the torque was a strong function of diameter, length, and the screw height. As the diameter increased and as the screw size decreased, the torque index decreased. However the strength index was a different function of the implant and bone factors. The whole Absoanchor implant models were within the safe region when the resistance at the implant/cancellous bone ($= S_{can}$) was 1.0 or less. **Conclusion:** For bone with S_{can} of 1.5 MPa, the cervical diameter should be greater than 1.5 mm if micro-implant models of 12 mm long are to be placed. For S_{can} of 2.0 MPa, micro-implant models of larger cervical diameter than 1.5 mm were found to be safe only if the endosseous length was less than 8 mm. (**Korean J Orthod** 2007;37(3):171-81)

Key words: Orthodontic micro-implant, Design parameter, Torque, Torsional failure

^aAssistant Professor, ^bProfessor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University.

Corresponding author: Hee-Moon Kyung.

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University, 188-1, Samduk 2 Ga, Jung-Gu, Daegu 700-412, Korea.

+82 53 420 5947; email, hmkyung@knu.ac.kr.

Received September 27, 2006; Last Revision December 30, 2006; Accepted January 2, 2007.