

교정용 미니스크류의 형상에 따른 식립 토오크의 비교

임 선 아^a · 차 정 열^b · 황 충 주^c

교정용 스크류의 적절한 식립 토오크는 스크류와 골과의 경계에 적절히 작용하여 실패를 최소화 할 수 있는데, 너무 낮은 식립 토오크는 안정성이 없으며 반면에 너무 강한 식립 토오크는 열, 기계적 손상으로 골 괴사를 야기할 수도 있다. 본 연구에는 임상적으로 스크류의 길이와 직경 및 형태 등을 달리하여 식립 토오크를 측정해서 스크류의 각 부분에 대한 세분화된 토오크의 변화를 분석하고자 하였다. 연구결과 1.5 mm 두께의 인공피질골 블록에서 cylindrical type 스크류와 taper type 스크류 두 형태 모두에서 스크류 길이가 길수록 최대 식립 토오크 값도 함께 증가하였다. 특히 cylindrical type 스크류에서 길이에 따른 토오크 변화에 대해 통계적으로 유의한 차이가 관찰되었다 ($p < 0.05$). 미니스크류의 연속적인 식립 토오크 분석 결과 cylindrical type 스크류는 연속적인 그래프 형태를 보이면서 불완전 나사부에서 식립 토오크가 크게 증가하였으며, taper type 스크류는 나사선의 마지막 경사진 부분에서 식립 토오크가 크게 증가하였다. 외경이 커질수록 최대 식립 토오크 값은 증가하였는데, 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 형태와 외경, 길이는 모두 토오크 값에 유의한 영향을 미치는데, 식립 토오크에 가장 큰 영향을 미치는 것은 외경, 형태, 길이 순서였다. 본 연구 결과 스크류의 식립 토오크에 가장 큰 영향을 미치는 것은 스크류의 외경이며 각각의 해부학적 구조물에 대한 피질골의 두께를 고려하여 적합한 스크류의 두께 및 나사선의 형태를 선택하는 것이 스크류의 초기 고정력을 얻는데 유리하다고 판단된다. (대치교정지 2007;37(2):89-97)

주요 단어: 미니스크류, 식립 토오크, 외경, 길이

서론

많은 선학자들에 의해 다양한 골내 고정원 시스템이 개발되고 응용되고 있으나 미니스크류의 파절과 탈락으로 인하여 스크류에 대한 역학적인 이해가 필요하게 되었다.¹⁻⁶ 미니스크류의 실패에 대한 원인은 미니스크류와 골조직 사이의 계면에서 비롯된 문제로 인식되고 있으며⁷ 이는 식립부위 골의 질과 양, 미니스크류의 외경, 내경, 나사부의 길이와 형태 등을 포함하는 스크류 디자인과 연관되어 있다고 보고되었다.^{8,9} 또한 미니스크류의 식립 후 고정력의 크기와 부하시기도 스크류의 안정성에 영향을 미칠 수

있다고 보고된 바 있다.¹⁰⁻¹²

미니스크류의 대부분의 실패가 조기에 나타나므로 무엇보다 초기 안정성에 대한 중요성이 지적되었으며¹³ 이러한 초기 안정성에 스크류의 디자인이 미칠 수 있는 요소에 대한 연구가 필요하다. 스크류 디자인에 대해서는 이미 정형외과 분야의 골 스크류에서 많은 연구가 있어 왔으며 스크류의 이상적인 형태는 초기 탈락을 방지하고 안정성 있게 골질을 잡아주는 것이 중요하다고 지적하면서 안정성의 평가에 식립 토오크를 이용하였다.¹⁴⁻¹⁶

스크류의 식립 토오크란 일차적으로 전단력과 골 스크류 계면에서의 마찰력에 의해 일어나며 골 안으로 스크류가 나아가기 위해 필요한 힘의 각회전력 (angular moment)이라고 정의 할 수 있다.¹⁷ 치과용 임플란트에서도 초기 임플란트 안정성 평가를 위해 식립 토오크와 resonance frequency test를 시행하여 해당 임플란트의 안정성을 평가하면서,¹⁸⁻²¹ 식립 토오크의 측정이 일차적인 임플란트 안정성의 표시자로서 사용될 수 있으며 임플란트의 기계적인 성질을 반영한다고 하였다.²² 교정영역에서는 인공골을 이

^a대학원생 ^b전임강사, 연세대학교 치과대학 교정학교실.

^c교수, 연세대학교 치과대학 교정학교실, 두개안면기형 연구소 연구원, 구강과학 연구소 연구원.

교신저자: 황충주.

서울특별시 서대문구 신촌동 134번지 연세대학교 치과대학 교정학교실, 02-2228-3106; E-mail, hwang@yumc.yonsei.ac.kr.

원고접수일: 2006년 3월 9일 / 원고최종수정일: 2006년 9월 26일 / 원고채택일: 2006년 9월 28일.

*이 연구는 2005년 연세대학교 치과대학 학술연구비에 의해 수행되었음.

Table 1. The prescription of screws evaluated (mm)

Type	Name of product	Name of specimen	Measurements					
			External diameter (D_1)	Internal diameter (d)	Length of the spiral part (l_1)	Total length (L)	Pitch (P)	Length of Taper (l_2)
Cylindrical	OAS-T1208	1208C	1.15	0.8	6.5	8.0	0.5	-
	OAS-T1507	1507C	1.45	1	6	7.0	0.7	-
	OAS-T1508	1508C	1.45	1	6.5	8.0	0.7	-
	OAS-T1509	1509C	1.45	1	7	9.0	0.7	-
	OAS-T1808	1808C	1.75	1.2	6.5	8.0	0.75	-
	OAS-T2008	2008C	2	1.2	7	8.0	0.8	-
	OAS-T2508	2508C	2.5	1.65	7	8.0	1	-
Taper	OAS-T1506T	1506T	1.45	1	5.13	6.0	0.7	1.51
	OAS-T1507T	1507T	1.45	0.95	6	7.0	0.7	1.94
	OAS-T1508T	1508T	1.45	0.95	6.5	8.0	0.7	1.94

용하여 두 형태의 미니스크류의 식립 및 제거 토오크를 측정하여 스크류 길이에 따른 토오크의 변화에 대한 연구가 있었다.

적절한 식립 토오크는 스크류와 골과의 경계에 적절히 작용하여 실패를 최소화 할 수 있으나 너무 강한 식립 토오크는 골계면의 골에 대한 변형정도를 심화시켜 골의 흡수나 괴사를 야기할 수도 있음을 고려해야 한다.²³ Matsumoto²⁴는 스크류의 최대 실패 하중이 식립 토오크와 큰 상관관계를 보인다고 하였다. 그러나 이러한 생리적 허용 범위를 찾기 이전에 스크류 자체가 지니는 기계적인 특성에 대한 이해가 필요하다.

스크류 디자인이 식립 토오크에 미치는 영향을 관찰하기 위해 자연골을 이용할 경우 식립부위에 따라 피질골의 두께가 다르며 골질이 서로 다르기 때문에 결과에 대한 정확한 분석에 제약이 따를 수 있다. 이러한 골밀도 요인을 통제하기 위해서 Berkowitz 등은 균일한 밀도 값을 가지는 인공골을 이용하여 연구한 바 있다.²⁵

이에 본 연구는 미니스크류 식립 초기부터 마지막까지 연속적인 식립 토오크를 측정하여 스크류의 각 부분에서의 식립 토오크에 대한 특성을 분석하고자 하였으며, 스크류의 길이와 외경 및 형상 등을 달리 하여 식립 토오크 값을 측정하여 임상에서 적합한 스크류의 형태를 찾기 위한 기초적인 자료를 마련하고자 하였다.

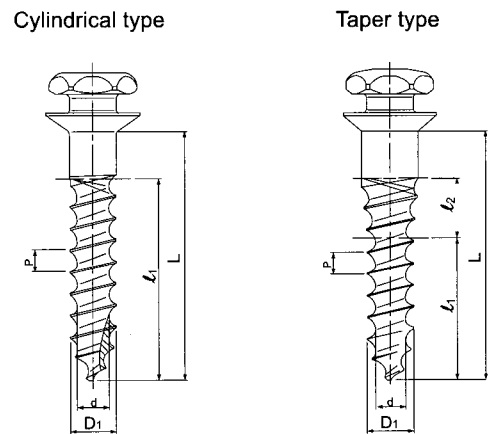


Fig 1. Drawing of 1508C and 1508T screws. D_1 , External diameter; d , Internal diameter; L , Total length; l_1 , Length of the spiral part; l_2 , Length of the Taper part; P , Pitch.

연구방법

연구재료

교정용 미니스크류

Ti-6Al-4V ELI 소재의 cylindrical type과 taper type의 교정용 미니스크류(美安強 system, Biomaterials Korea, Seoul, Korea)를 사용하였다. 스크류의 기본형상은 Fig 1과 같으며 각 스크류의 종류와 주요 치수를 다음 Table 1에 나타내었다.

Table 2. Physical properties of experimental bone block.

Alternative Test Medium	Density (g/cc)	Compressive		Tensile	
		Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)
cortical bone	1.7	120	7,600	90	12,400
cancellous bone	0.64	32.6	876	19.1	659

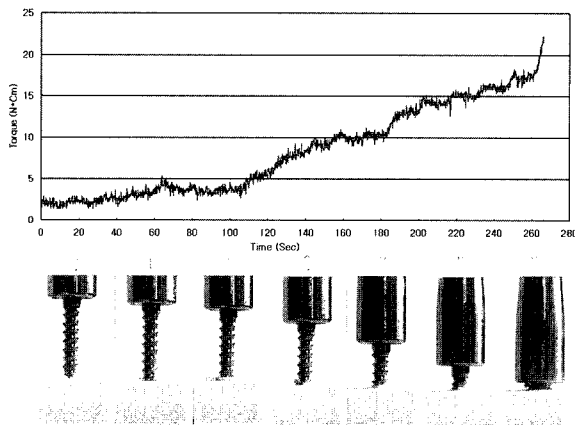


Fig 2. Graph with diagram of torque tester for the 1508C screw on the 1.5 mm cortical bone.

실험용 인공 골편

본 연구에서는 Biomechanical Test Block으로 실험용 Bone인 solid rigid polyurethane foam (Sawbones, A Division of Pacific Research Lab, Vashon, WA, USA)을 사용하였다 (Table 2). 인간의 치밀골을 대체할 수 있는 1.5 mm 두께의 E-Glass-filled epoxy sheet를 해면골을 대체하는 polyurethane foam에 cyanoacrylate adhesive (Automix, 3M, St Paul, MN, USA)를 이용하여 부착하였다.

식립 토오크 테스트

ASTM 543-02의 기준에 따라 제작된 토오크 시험기 (Biomaterial Korea, Seoul, Korea)를 이용하여 3 rpm의 일정 회전속도와 1.26 kgf의 일정하중을 가하여 식립 위치까지의 식립 토오크를 연속적으로 측정하였다. 각각의 스크류에 대해 5개씩을 사용하였으며 한번 사용한 스크류를 다시 사용하지 않았다. 또한 인공 골편에서 스크류의 삽입간격은 10 mm를 유지하였다. 연속적으로 측정된 데이터는 시간에 따른 토오크의 변화량으로 도시하였으며 분석사진을 통

하여 그래프와 식립 위치와의 관계를 명확히 하고자 하였다 (Fig 2).

연구방법

스크류의 길이, 외경 및 형상에 따른 최대 식립 토오크 측정

(1) 외경이 같고 길이가 다른 스크류를 비교하기 위하여 cylindrical type에서는 1507C, 1508C, 1509C의 최대 식립 토오크를 측정하여 비교하였고 taper type에서는 1506T, 1507T, 1508T를 비교하였다.

(2) 길이는 동일하고 외경이 다른 cylindrical type 스크류 1208C, 1508C, 1808C, 2008C, 2508C 스크류의 최대 식립 토오크를 측정하여 비교하였다.

통계처리

분석에 사용한 프로그램은 SPSS Win 12.0 (SPSS 12.0, Chicago, IL, USA)이고 사용한 분석방법은 Kruskal-Walis 검정이다.

연구성적

스크류의 길이에 따른 최대 식립 토오크 측정

1.5 mm 두께의 치밀골에서 cylindrical type 스크류와 taper type 스크류 모두 길이가 길수록 최대 식립 토오크 값이 커졌다. cylindrical type 스크류에서는 보다 일정한 경사의 기울기를 가지며 taper type 스크류에서는 시간이 지남에 따라 보다 기울기가 급변하였다. A부분은 스크류가 초기에 치밀골을 뚫는데 까지 이며 B부분은 스크류 중간의 원통형 부분이 식립되는 구간이고 C부분은 기울기가 급격히 변하는 부분으로 taper type의 스크류에서 토오크의 증가가 두드러졌다 (Figs 3, 4).

Table 3. Maximum Insertion Torque depending on the length of screws on the 1.5 mm cortical bone

	Maximum Insertion Torque		
	Mean	Standard Deviation	
1507C	19.45	0.3775	$p = 0.008^*$
1508C	20.91	0.7430	
1509C	23.03	0.7886	
1506T	32.55	0.6139	$p = 0.082$
1507T	35.64	0.8806	
1508T	37.27	0.9258	

Significance determined by Kruskal-Walis test, * $p < 0.05$.

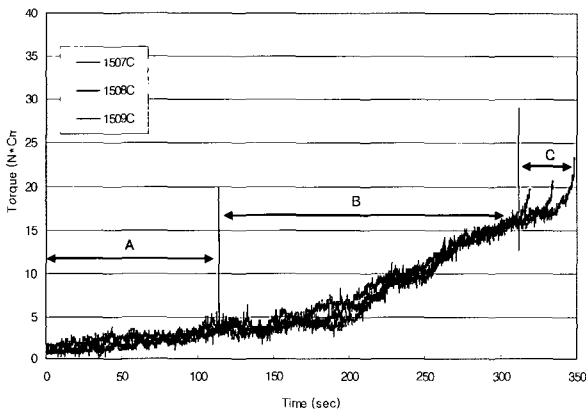


Fig 3. The change in torque depending on the length of the cylindrical type screw on the 1.5 mm cortical bone.

스크류 길이에 따른 최대 식립 토오크는 cylindrical type 스크류보다 taper type 스크류에서 크게 나타났으며 길이가 길수록 큰 값을 가졌으며 cylindrical type 스크류에서는 통계적인 유의차가 관찰되었다 ($p = 0.008$)(Table 3).

스크류 외경에 따른 최대 식립 토오크 측정

그래프에서 보여주듯이 직경이 증가할수록 보다 큰 최대 식립 토오크값을 보였다. 또한 외경이 증가할수록 연속적 그래프의 기울기가 크게 증가하였다 (Figs 5). 외경에 따른 최대 식립 토오크의 변화는 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다 ($p < 0.001$)

Table 4. Maximum Insertion Torque depending on the external diameter of screws

	Maximum Insertion Torque		
	Mean	Standard Deviation	
1208C	16.52	0.3764	$p < 0.001$
1508C	20.91	0.7430	
1808C	31.25	0.2450	
2008C	51.10	0.2771	
2508C	80.56	1.1151	

Significance determined by Kruskal-Walis test.

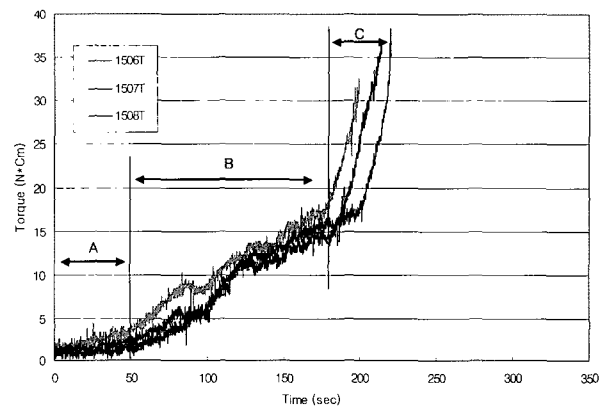


Fig 4. The change in torque depending on the length of the taper type screw on the 1.5 mm cortical bone.

(Table 4).

다중회귀분석에 의하면 형태와 직경, 길이는 모두 식립 토오크 값에 유의한 영향을 미치는데 토오크에 가장 큰 영향을 미치는 것은 외경, 형태, 길이 순서였다 (Table 5).

고찰

본 연구에 사용된 연구재료인 교정용 미니스크류는 Ti-6Al-4V ELI 소재의 cylindrical type과 taper type의 교정용 미니스크류(美安強 system, Biomaterials Korea, Seoul, Korea)를 사용하였으며 실험의 변수를 형태, 외경, 길이에 두고 다른 변수의 작용을 제거하

Table 5. Multiple regression analysis between insertion torque and shape, length, diameter of screws

	Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	p value
	B	Standard error	Beta		
Shape	13.302	1.534	0.357	8.673	0.000*
Diameter	5.295	0.165	1.070	32.062	0.000*
Length	2.176	0.899	0.093	2.420	0.018*

* $p < 0.05$.

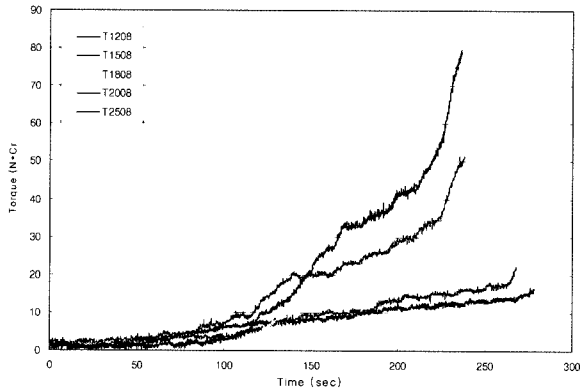


Fig 5. The change in torque depending on the external diameter of the cylindrical type screw on the 1.5 mm cortical bone.

고자 동일회사의 제품을 사용하여 실험에 임하였다.

본 연구에서의 연구방법은 기본적으로 ASTM (American Standard Specification and Test Methods) F543-02 규정을 준용하였으나 ASTM F543-02 규정은 Metallic Medical Bone Screw에 대한 일반적인 평가 규정으로 치아 교정과 영역에서의 미니스크류의 중요한 특성을 적용하기에는 무리가 있는 것으로 보인다. 따라서 본 평가에서는 교정 영역에 중요한 특성에 맞는 항목으로 준용하여 적용하고자 회전축에 470 g의 무게추를 장착하였으며 3 rpm의 회전 속도로 고정하여 평가하였다.

본 연구에서는 biomechanical test block으로 사용되는 인공골을 사용하였으며 재료는 E-Glass-filled Epoxy sheet로 Short E-Glass fibers와 Epoxy Resin의 혼합물이며 인간의 해면골에 대한 대체 실험 재료는 solid rigid polyurethane foam이었다. 이는 인체에서 토오크 테스트를 연구하는 것은 어렵고, 인간 cadaver bone을 이용할 경우 식립 부위에 따라 피질

골의 두께가 다르고 골 밀도도 다르기 때문에 토오크 값을 서로 비교하기가 힘들다고 여겼기 때문이다. 실험용 골시편을 사용하면 피질골 두께를 규격화시키기 쉽고 피질골과 해면골에서의 골 밀도도 정해진 값을 가지게 되므로 연구의 변수를 조절할 수 있다. 본 실험에 사용된 실험용 골시편의 치밀골은 밀도가 1.7 g/cc이며 수질골은 0.64 g/cc였다. Misch 등²⁶의 연구에 의하면 하악골의 밀도가 0.85 ~ 1.53 g/cc로 평균 1.14 g/cc인데 따라서 연구에 사용된 골시편의 밀도와 큰 차이는 보이지 않는다. 그러나 실험의 결과 값이 인체에서와는 다를 수 있으며 단지 기계적인 실험에 대한 결과 값을 밝혀둔다.

길이와 형태에 따른 식립 토오크 테스트에 대한 고찰

1.5 mm bone block에 cylindrical type 스크류와 taper type 스크류의 길이를 달리한 식립 토오크 테스트에 대한 연구 결과를 고찰해보면 두 형태 스크류 모두에서 길이가 길수록 더욱 큰 최대 식립 토오크 값을 보이고 있다 (Figs 3, 4). 특히 cylindrical type에서만 통계적인 유의성이 관찰되었으나 (Table 3), 다른 인공골을 이용한 연구에 의하면 두 형태의 교정용 미니스크류에서 스크류의 길이증가에 따라 식립 토오크의 유의한 증가를 보고한 바 있다.²⁷ 물론 이번 실험에서 두 종류의 미니스크류의 길이증가에 따른 식립 토오크의 증가량이 유사하였으나 유의한 차이를 확인하기 위해서는 시편개수의 증가가 필요하리라 본다.

미니스크류 식립 초기부터 마지막까지 연속적인 식립 토오크 측정을 통해 cylindrical type에서 taper type에 비해 식립하는데 시간이 많이 걸렸고 특히 치밀뼈를 뚫는데 필요한 시간인 A부분의 시간이 더 소요되었다. 두 형태 모두 나사산의 개수와 tip의 형태

가 같은데도 불구하고 차이가 나는 이유는 driver에서 스크류로 연결되는 부분과 밀접한 부위의 형태적 특성으로 인하여 동축으로 발생하는 토오크가 변화될 수 있다고 가정할 수 있겠으나 이에 대한 구체적인 연구가 필요하다고 본다.

Cylindrical type에선 외경은 유지되면서 나사부의 윗부분에 나사선이 넓어지는 부분인 불완전 나사부(0.5 ~ 1 pitch) 부분이 존재하며, taper type에선 구조적으로 dual core diameter를 가지는데 tip을 제외한 나사부가 내경과 외경이 일정하게 유지되는 paralleling part와 내경과 외경이 서서히 증가하면서 연조직 접촉부와 이행되는 경사진 부분으로 구성되어 있다. 두개의 연속적 그래프를 통해서 보면 스크류의 식립 토오크는 스크류의 마지막 부분인 cylindrical type의 불완전 나사부와 taper type의 경사진 부분에서 급격히 증가함을 볼 수 있다. 이런 차이는 두 가지 스크류의 형태학적 특징으로 인함인데 taper type의 경사진 부분에 의해 taper type의 스크류보다 큰 토오크 값의 증가를 보이고 있었다.

외경에 따른 식립 토오크 테스트에 대한 고찰

외경에 대한 실험은 cylindrical type의 스크류에서만 실시하였다. 이는 taper type의 경우 외경이 평행하게 이행되는 부분과 증가되는 부분이 함께 존재하므로 두 외경의 변수를 조절하는데 어려움이 있기 때문이었다. 그래프에서 보여주듯이 외경이 증가할수록 보다 큰 최대 식립 토오크값을 보였다. 또한 외경이 증가할수록 연속적 그래프의 기울기의 급격한 증가를 보였고 (Fig 5), 외경에 따른 최대 식립 토오크의 변화는 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.001$)(Table 4). 즉 외경이 커지면 피질골과의 접촉면적이 넓어지며 주변골의 변형에 따른 strain의 증가로²⁷ 인하여 급격한 토오크의 증가가 나타난다고 생각되어지며 외경의 크기에 따라 토오크 값의 변화가 가장 큰 차이를 보이는 것으로 보아 스크류의 식립 토오크는 스크류의 구성요소 중 외경에 가장 크게 좌우됨을 추측할 수 있다 (Table 5). 이러한 변화에 의해 스크류 주변의 응력분포가 유의하게 감소된다는 결과를 통해 스크류의 초기 유지에 길이보다 직경이 크게 관여한다는 내용과 일치한다.^{28,29}

임상적으로 경사진 구간이 길면 치밀골 두께가 두꺼울 때 식립 토오크 값은 최대 효과를 보겠지만 그럴수록 치밀골은 bone crack이나 bone necrosis를 초

래할 수 있으므로³⁰ 적당한 토오크 값과 치밀골의 부작용을 최소화 할 수 있는 상충된 스크류를 찾는 것이 중요하다고 여겨진다.

본 연구 결과는 인공골을 사용하였으므로 실제로 생체를 대상으로 하였을 때와 비교하여 다른 수준의 식립 토오크가 발생될 수 있음을 고려해야 할 것이다. 실제로 beagle견을 대상으로 한 식립 토오크 측정결과 1.5-1.8 mm 폭경의 미니스크류의 경우 하악에서는 20-35 Ncm, 상악에서는 5-15 Ncm의 식립 토오크가 측정되어 실험결과에 있어 상악의 식립 토오크 값과 유사하였다. 이번 실험에서 1.5 mm의 인공 피질골을 이용하였으므로 상악보다는 하악의 조건과 유사하다고 볼 수 있으므로 피질골의 두께가 상대적으로 얇은 상악의 조건에 대한 추가적인 실험 디자인이 필요하다고 본다.

본 연구 결과 최대 식립 토오크 값은 외경이 클수록, 길이가 길수록 증가함을 알 수 있었다. 그리고 연속적인 스크류의 식립 토오크 그래프를 통하여 스크류의 경사진 부분이 식립 토오크 증가에 크게 작용함을 알 수 있었다. 이러한 연구결과는 스크류의 초기 안정성을 높이기 위한 디자인의 개선에 필요한 기초적인 정보를 제공할 수 있다. 물론 식립 토오크를 증가시키기 위한 스크류 디자인의 선택에 앞서 골이 견딜 수 있는 생체적인 허용범위와 주변 치근에 대한 접근성을 고려해야 할 것이다.

결론

본 연구에서는 cylindrical type과 taper type의 교정용 미니스크류(美安強 system, Biomaterials Korea, Seoul, Korea)를 사용하여 ASTM F543-02 규정을 준용하여 분당 3회전의 일정한 속도를 가지는 구동모터식 토오크 테스트를 이용하여 SAWBONES사에서 시판하고 있는 Biomechanical Test Block에 미니스크류를 삽입하여 스크류의 식립 토오크를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 1.5 mm bone block에 cylindrical type 스크류와 taper type 스크류의 길이를 달리한 식립 토오크의 실험 결과, 두 형태 스크류 모두에서 길이가 길수록 더욱 큰 최대 식립 토오크 값을 보였다. 특히 cylindrical type 스크류에선 길이에 따른 토오크의 변화가 통계적으로 유의차가 있었다 ($p = 0.008$).
2. 미니스크류의 식립 초기부터 마지막까지 연속적

인 식립 토오크를 측정할 결과 cylindrical type 스크류는 불완전 나사부, taper type 스크류는 경사진 부분에서 식립 토오크가 증가하였다. Cylindrical type의 스크류는 보다 연속적인 그래프 형태를 보이며 taper type은 마지막 부위에서 식립 토오크가 보다 크게 증가하였다.

3. Cylindrical type 스크류에서 외경이 커질수록 최대 식립 토오크 값은 증가하였는데 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.001$).
4. 형태와 외경, 길이는 모두 토오크 값에 유의한 영향을 미치는데 식립 토오크에 가장 큰 영향을 미치는 것은 외경, 형태, 길이 순서였다.

이상의 결과에서 스크류의 식립 토오크에 가장 큰 영향을 미치는 것은 외경이며 taper type 스크류가 cylindrical type 스크류에 비해 큰 토오크 값을 가지는 것으로 나타났다. 따라서 치밀골이 얇은 부위엔 치근간 거리가 허락하는 범위 내에서 외경이 짧은 스크류나 taper type 스크류가 유리하겠고 치밀골이 두꺼운 하악 구치부나 정중구개봉합부위에는 외경이 가는 스크류나 cylindrical type 스크류를 식립 하는 것이 적절하다고 여겨진다.

참고문헌

1. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage: Design and clinical application of the orthosystem. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:410-6.
2. Melsen B, Petersen JK, Costa A. Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod* 1998;32:154-8.
3. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:166-74.
4. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.
5. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
6. Kim YJ, Choi JH. A clinical study on intraoral anchorage using titanium miniscrew. *J Kor Dent Asso* 2001;39:684-7.
7. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki KI, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:489-97.
8. Brown GA, McCarthy T, Bourgeault CA, Callahan DJ. Mechanical performance of standard and cannulated 4.0-mm cancellous bone screws. *J Orthop Res* 2000;18:307-12.
9. Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2001;390-9.
10. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK Jr, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003;82:377-81.
11. Buchter A, Wiechmann D, Koerdts 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.
12. 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.
13. Yerby SA, Scott CS, Evans NJ, Messing KL, Carter DR. The effect of cutting flute design on bone screw insertion and pull-out properties. In 46th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, poster session, poster 0875, 2000.12-15.
14. Ryken TC, Clausen JD, Traynelis VC, Goel VK. Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque and holding strength of anterior cervical plate screws. *J Neurosurg* 1995;83:325-9.
15. Lu WW, Zhu Q, Holmes AD, Luk KD, Zhong S, Leong JC. Loosening of sacral screw fixation under in vitro fatigue loading. *J Orthop Res* 2000;18:808-14.
16. Oktenoglu BT, Ferrara LA, Andalkar N, Ozer AF, Sarioglu AC, Benzel EC. Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. *J Neurosurg* 2001;94:91-6.
17. Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M, Sato K. Can insertional torque predict screw loosening and related failures? An in vivo study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion. *Spine* 2000;25:858-64.
18. Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;1:60-9.
19. Bambini F, Meme L, Pellicchia M, Sabatucci A, Selvaggio R. Comparative analysis of deformation of two implant/abutment connection systems during implant insertion. An in vitro study. *Minerva Stomatol* 2005;54:129-38.
20. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6:48-57.
21. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:474-80.
22. Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowotny R, Gahleitner Tschabitscher M, Bergmann H. Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study. *Radiology* 2002;224:247-52.
23. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;275:1081-101.
24. Matsumoto A. Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw with a small diameter: significance of graft/bone tunnel cross-sectional area ratio. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:330-4.
25. Berkowitz R, Njus G, Vrabec G. Pullout strength of self-tapping

- screws inserted to different depths. *J Orthop Trauma* 2005;19:462-5.
26. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:700-6.
 27. Kim JW, Cho IS, Lee SJ, Kim TW, Chang YI. Mechanical analysis of the taper shape and length of orthodontic mini-implant for initial stability. *Korea J Orthod* 2006;36:55-62.
 28. Lim JW, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korea J Orthod* 2003;33:11-20.
 29. Lee JS. Contact non-linear finite element model analysis of immediately-loaded orthodontic mini implant [thesis]. Seoul, Korea: Yonsei University; 2004.
 30. Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M, Tjellstrom A. Relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6:442-7.

Comparison of insertion torque regarding changes in shape, diameter, and length of orthodontic miniscrews

Seon-A Lim, DDS, MSD, PhD,^a Jung-Yul Cha, DDS, MSD,^b
Chung-Ju Hwang, DDS, MSD, PhD^c

Objective: The purpose of this study was to measure the insertion torque of orthodontic miniscrews regarding changes in their shape, diameter, and length. **Methods:** Torque values were measured during continuous insertion of the miniscrews into solid rigid polyurethane foam, using a torque tester of driving motor type with a regular speed of 3 rpm. Orthodontic miniscrews (Biomaterials Korea, Seoul, Korea) of cylindrical type and taper type were used. **Results:** Increasing the length and diameter of the miniscrews increased the maximum insertion torque value in both cylindrical and taper type screws. Insertion torque was increased at the incomplete head of the cylindrical type screw, and at the tapered part of the taper type screw. The insertion torque value of miniscrews was influenced most by diameter, then shape and length. As a result, it was shown that the diameter of the screw had the most influence on insertion torque, and the taper type screw had a higher torque value than the cylindrical type screw. **Conclusion:** Therefore, a large diameter or taper type screw are adequate for areas of thin cortical bone with a large interdental space, and a small diameter or cylindrical type screw are adequate in the mandibular molar area or the midpalatal area having thick cortical bone. (*Korean J Orthod* 2007;37(2):89-97)

Key words: Miniscrew, Insertion torque, Diameter, Length

^aGraduate student, ^bInstructor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Yonsei university.

^cProfessor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Dental Science Research Institute, Yonsei University.

Corresponding author: Chung-Ju Hwang.

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University, Shinchon-Dong 134, Seodaemun-Gu, Seoul 120-752, Korea.

+82 2 2228 3106; e-mail. hwang@yumc.yonsei.ac.kr.

Received March 9, 2006; Last Revision September 26, 2006; Accepted September 28, 2006.