

교정용 미니 스크류의 형상에 따른
식립 토오크의 비교

연세대학교 대학원

치의학과

임선아

교정용 미니 스크류의 형상에 따른
식립 토오크의 비교

지도 황충주 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2005년 12월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

임 선 아

임선아의 박사학위 논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2005년 12월 일

감사의 글

이 논문이 나올 수 있기까지 아낌없는 지도 편달 해주신 황충주 교수님께 진심으로 감사드리며, 많은 관심으로 논문 심사를 맡아주신 김경남 교수님, 유형석 교수님, 오근택 교수님, 이기준 교수님께도 감사드립니다. 또한 교정 학이라는 학문을 통해 제가 이 논문을 쓸 수 있도록 지도해 주신 유영규 교수님, 손병화 교수님, 박영철 교수님, 백형선 교수님, 김경호 교수님, 최광철 교수님께 감사드립니다.

또한 논문의 실험에 많은 도움을 주신 Biomaterials Korea Inc. 부설 연구소 이덕창 소장님과 통계에 도움을 주신 이무송 교수님께 감사드립니다. 논문이 있기까지 물심양면으로 많은 도움과 격려를 보내준 이운정 선생님, 권미정 선생님, 김정아 선생님, 한수연 선생님을 비롯한 교정과 선배님들, 동기들과 의국원 후배님들께도 이 자리를 빌어 감사의 마음을 전합니다.

마지막으로 제가 무사히 논문을 쓸 수 있도록 열심히 도와주신 부모님과 사랑하는 남편, 두 아들 찬호, 재호와 이 기쁨을 함께 나누고자 합니다.

2005년 12월

저자 씀

차 례

감사의 글	iv
차례	v
그림 및 표 차례	vi
국문요약	viii
I. 서론	1
II. 연구 재료 및 연구 방법	3
1. 연구 재료	3
가. 교정용 미니 스크류	3
나. 실험용 인조골	4
다. 식립 토오크 시험	5
2. 연구 방법	6
가. 스크류의 길이, 외경 및 형상에 따른 최대 식립 토오크 측정	6
나. 치밀골 두께에 따른 최대 식립 토오크의 측정	7
3. 통계 처리	7
III. 연구 결과	8
1. 스크류 길이에 따른 최대 식립 토오크 측정	8
2. 스크류 외경에 따른 최대 식립 토오크 측정	11
3. 피질골 두께에 따른 최대 식립 토오크 측정	14
IV. 총괄 및 고찰	18
V. 결론	24
참고 문헌	26
영문 요약	31

그림 및 표 차례

Fig. 1.	Drawing of 1508C & 1508T screws·····	3
Fig. 2.	Torque tester·····	5
Fig. 3.	Graph with diagram of torque tester of 1508C screw on the 1.5mm cortical bone·····	6
Fig. 4.	The change of torque depending on the length of cylindrical type screw on the 1.5mm cortical bone·····	8
Fig. 5.	The change of torque depending on the length of taper type screw on the 1.5mm cortical bone·····	9
Fig. 6.	Maximum Insertion Torque depending on the length of screws on the 1.5mm cortical bone·····	10
Fig. 7.	The change of torque depending on the external diameter of cylindrical type screw on the 1.5mm cortical bone·····	11
Fig. 8.	Maximum Insertion Torque depending on the external diameter·····	12
Fig. 9.	Maximum Insertion Torque depending on the thickness of cortical bone·····	14
Fig. 10.	The change of torque depending on the thickness of cortical bone of cylindrical type screw (2508C)·····	16
Fig. 11.	The change of torque depending on the thickness of cortical bone of taper type screw (1507T)·····	16

Table 1.	The kind of screws & main measurements.....	4
Table 2.	Physical properties of experimental bone block.....	5
Table 3.	Maximum Insertion Torque depending on the length of screws on the 1.5mm cortical bone.....	10
Table 4.	Maximum Insertion Torque depending on the external diameter of screws.....	12
Table 5.	Multiple regression analysis of insertion torque among to shape, length and diameter of screws.....	13
Table 6.	Maximum Insertion Torque depending on the thickness of cortical bone.....	15

국문요약

교정용 미니 스크류의 형상에 따른 식립 토오크의 비교

교정치료에서 고정원의 확보를 위해 최근 미니 스크류가 많이 사용되고 있는데 스크류의 초기 안정성을 결정하는 요인을 분석할 때 일반적으로 식립 토오크를 측정한다. 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 피사를 야기할 수도 있다.

이에 본 연구에는 임상적으로 스크류의 길이와 직경 및 형태 등을 달리하여 식립 토오크를 측정해서 스크류의 각 부분에 대한 세분화된 토오크를 결정하고자 하였다. 또한 스크류와 치밀뼈의 상관성을 알아보아 치밀뼈의 두께에 따른 스크류 선택의 기준을 마련하고자 하였다.

본 연구에 사용된 미니 스크류는 cylindrical type과 taper type의 교정용 미니 스크류이며, 스크류의 외경과 길이를 달리하여 식립 토오크를 비교해 보았고 시편의 피질골 두께를 달리하여 치아 교정용 미니 스크류의 식립 토오크를 측정하여 다음과 같은 결과를 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 ($p < 0.05$).

2. 미니 스크류의 식립 초기부터 마지막까지 연속적인 식립 토오크를 측정한 결과 cylindrical type 스크류는 불완전 나사부, taper type 스크류는 경사진 부분에서 식립 토오크가 증가하였다. cylindrical type의 스크류는 보다 연속적인 그래프 형태를 보였고, taper type은 마지막 부위에서 식립 토오크가 보다 크게 증가하였다.

3. 외경이 커질수록 최대 식립 토오크 값은 증가하였는데, 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$).
4. 모든 스크류에서 피질골 두께가 두꺼울수록 보다 큰 최대 식립 토오크 값을 보였으며 피질골 두께가 1.0 mm와 1.5 mm일 때는 큰 차이를 보이지만, 피질골 두께가 1.5 mm와 2.0 mm일 때는 별 차이가 없었다.
5. 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 범위가 허락하는 범위 내에서 외경이 굵은 스크류나 taper type 스크류가 유리하겠고, 치밀골이 두꺼운 하악 구치부나 정중구개봉합부위에는 외경이 가는 스크류나 cylindrical type 스크류를 식립 하는 것이 적절하다고 여겨진다.

교정용 미니 스크류의 형상에 따른 식립 토오크의 비교

(지도 : 황 충 주 교수)

연세대학교 대학원 치의학과

임 선 아

1.서론

교정치료에서 적절한 고정원의 확보는 치료목표 달성에 매우 중요한 요소중의 하나이다.

고정원이란 원치 않은 치아이동에 대한 저항으로, 치아의 삼차원적인 이동에 큰 영향을 주게 된다. 원하는 치아이동을 위해서 적용되는 작용력은 언제나 그와 동등하고 반대방향인 반작용력이 발생되고 이러한 반작용력은 불필요한 치아의 이동을 야기하므로 치료목표 달성을 방해하고 치료기간을 연장시키게 된다. 일반적으로 치열을 고정원으로 사용하는 것은 손쉽고 간단하지만 교정력에 대한 반작용으로 원치 않은 치아의 움직임이 있을 수 있고, 두부나 경부를 통한 구외력을 사용할 경우에는 비심미적인 면과 불편감 등의 이유로 환자들의 협조도가 낮아지는 경우가 많으므로 고정원의 확보에 어려움이 있다.

이에 반해 골 내에 식립한 임플란트를 고정원으로 이용할 경우에는 이런 제약을 극복할 수가 있다. Aronson 등(1990), Asikanine 등(1997), Majoub 등(1999), Pauw 등(1999), Smalley 등(1998), Wehrbeine 등(1997)은 동물실험에서 골유착 임플란트(osseointegrated implant)가 교정적 고정원으로 사용될 수 있음을 보여주었고, Higuchi 등(1991), Wehrbein 등(1998)은 임상연구에서도 이들 골유착 임플란트가 안정적인 고정원으로 사용될 수 있음을 보여주었다. 그러나 골유착 임플란트는 비용적인 부담이 크고 광범위한 수술이 필요하며 골유착을 위한 기간이 필요하고 임플란트의 크기로 인해 식립 부위의 한계를 가져 교정용 고정원으로 적절하지 못하였다.

Roberts 등(1990), Wehrbein 등(1996), Melsen 등(1998), Umemori 등(1999)과 정 등(2003) 많은 선행들에 의해 다양한 골내 고정원 시스템이 개발되고 연구되었다. 특히 Kanomi(1997), Costa 등(1998)은 미니 스크류 타입의 임플란트가 식립과 제거가 손쉽고, 식립 부위의 선택이 넓어 다양한 목적에 사용할 수 있으며 식립 후 조기에 하중을 가할 수 있을 뿐 아니라 상대적으로 경제적이란 장점이 있어 특히 유용하다고 하였다. 그러나 김과 최(2001), Miyawaki 등(2003)과 Cheng 등(2004)은 골유착성 임플란트에 비하여 상대적으로 낮은 성공률을 한계로 지적하였다. 성공률이 낮은 경우에는 교정용 미니 스크류에 의존하여 치료계획을 수립하는 것이 불가능하므로 통상적인 치료 수단으로서 의미를 가지기 위해서는 무엇보다 정확하고 예측가능하며 재현성이 높아야 할 것이다. 이러한 안정성에 영향을 주는 요소로서 Miyawaki 등(2003)과 Cheng 등(2004)은 식립 부위의 피질골의 골질 및 골량, 식립 술식과 술자의 숙련도, 그리고 교정용 임플란트의 재질과 디자인 등을 지적하였다. 경 등(2001)은 미니 스크류의 안정성에 영향을 미치는 요소로 연령, 식립 부위 등의 환자와 관련된 요소(patient factors)와 미니 스크류의 직경, 길이 등의 스크류와 관련된 요소(screw factors), 그리고 미니 스크류의 식립 과정이나 치료 과정과 관련된 요소(technical factors)로 나누어 볼 수 있다고 하였다.

Miyawaki 등(2003)과 Cheng 등(2004)은 교정용 미니 스크류는 대부분의 실패가 조기에 나타나므로 무엇보다 초기 안정성이 중요하다고 하였다. 정형외과 분야와 치과분야에서도 미니 스크류 타입이 고정을 위한 목적으로 많이 사용되고 있는데 이들 스크류의 초기 안정성을 결정하는 요인을 분석할 때 일반적으로 스크류의 식립 토크를 측정한다. 교정용 미니 스크류의 안정성을 평가하는데도 식립 토크는 매우 중요하리라 여겨지지만 지금까지 보고된 논문들 중에서 교정용 미니 스크류의 식립 토크를 측정하는 연구는 보고된 바가 미미하며, 특히 연속적인 토크를 측정하여 스크류의 부분별 분석을 한 연구는 거의 없었다. 이에 본 연구에서는 임상적으로 스크류의 길이와 외경 및 형상 등을 달리하여 식립 토크 값을 측정하여 임상에서 실패율을 최소화하는 안정된 스크류를 선택할 수 있는 근거를 마련하고자 하였다. 특히 미니 스크류 식립 초기부터 마지막까지 연속적인 식립 토크를 측정하여 스크류의 각 부분에 대한 세분화된 토크를 결정하고자 하였으며 또한 구강 내 스크류를 식립 할 수 있는 부위의 치밀뼈의 두께는 각각 다르므로 스크류와 치밀뼈의 두께와의 상관성을 알아보아

치밀뼈의 두께에 따른 스크류 선택의 기준을 마련하고자 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

가. 교정용 미니 스크류

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

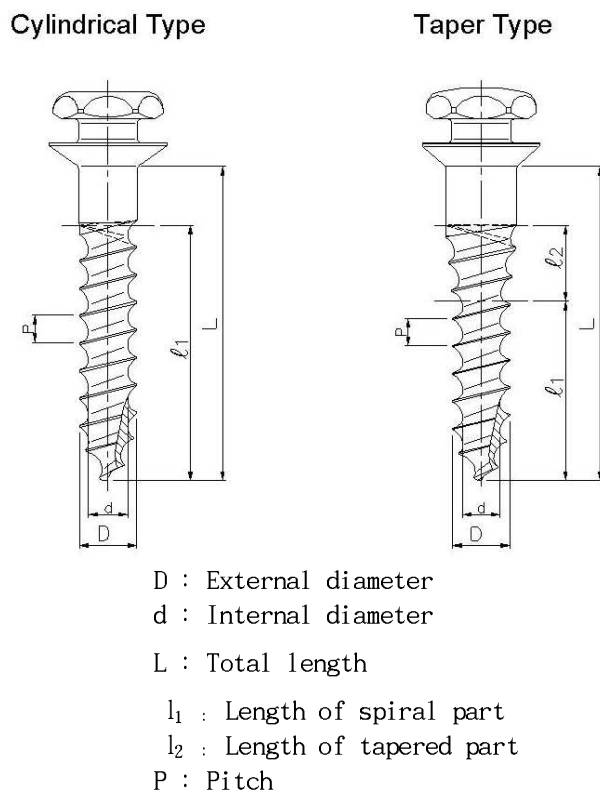


Fig. 1. Drawing of 1508C & 1508T screws.

Table 1. The kind of screws & main measurements (mm)

Type	Product	Specimen	Measurements					
			External diameter (D)	Internal diameter (d)	Length of spiral part (l_1)	Total length (L)	Pitch (P)	Length of tapered part (l_2)
Cylindrica 1 Type Screw	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 Type Screw	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

나. 실험용 인조골

본 연구에서는 인간의 골을 대체하는 실험용 인조골인 Biomechanical Test Block (SAWBONES inc., U.S.A.)을 사용하였다 (Table 2).

인간의 치밀골을 재현하기 위한 E-Glass-filled epoxy sheet의 두께를 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm로 가공하여, 해면골을 재현하기 위한 solid rigid polyurethane foam에 acrylate bond로 부착하여 세 종류의 Bone Block 시편을 제작하였다.

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

다. 식립 토오크 시험

ASTM 543-02의 기준에 따라 제작된 토오크 시험기 (Biomaterial Korea Inc., Seoul, Korea, Fig. 2)를 이용하여 3 rpm의 일정 회전속도와 1.26 kgf의 일정하중을 가하여 식립 위치까지의 식립 토오크를 연속적으로 측정하였다. 연속적으로 측정된 데이터는 시간에 따른 토오크의 변화량으로 도시하였으며 분석사진을 통하여 그래프와 식립 위치와의 관계를 명확히 하고자 하였다 (Fig. 3).

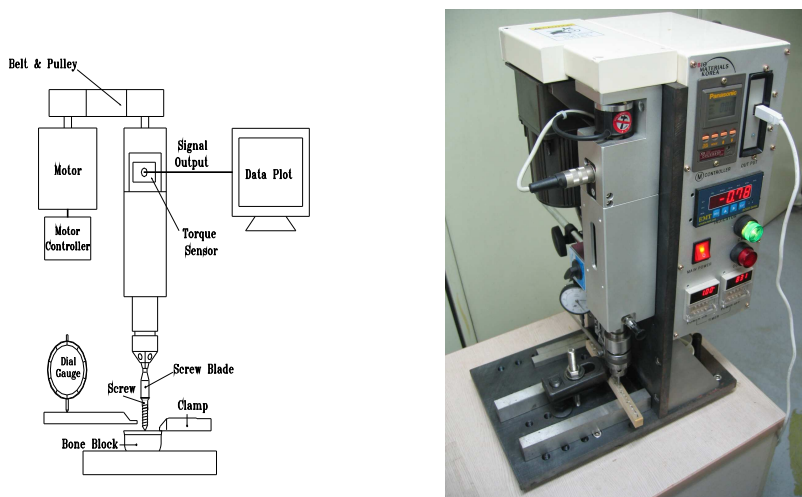


Fig. 2. Torque tester.

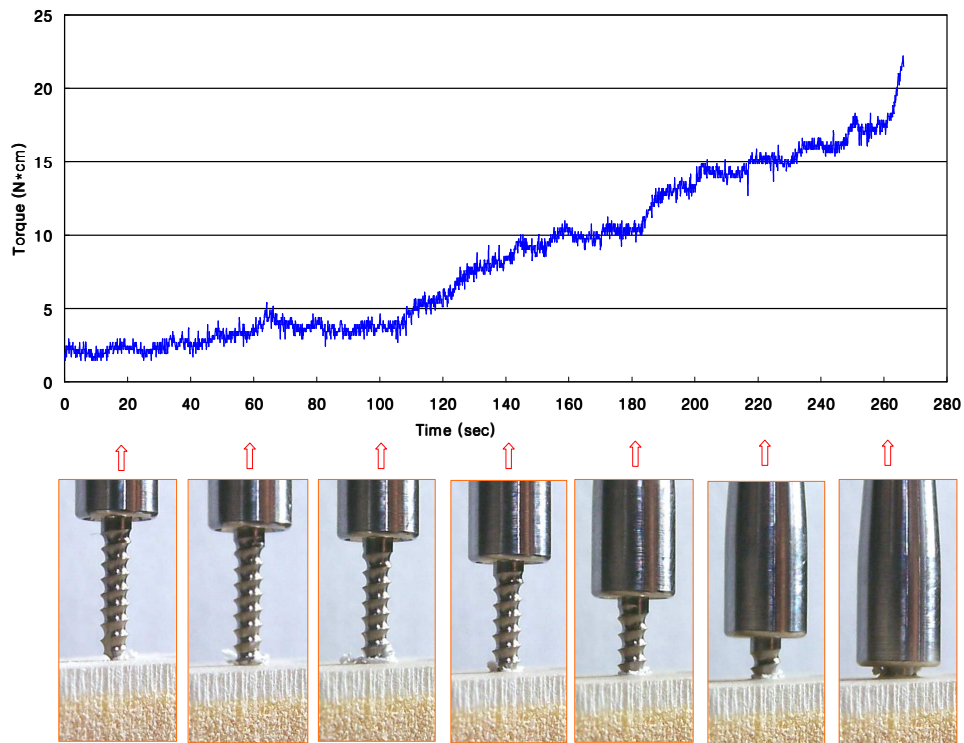


Fig. 3. Graph with diagram of torque tester of 1508C screw on the 1.5mm cortical bone.

2. 연구 방법

가. 스크류의 길이, 외경 및 형상에 따른 최대 식립 토오크 측정

(1) 1.5mm 치밀골에 스크류의 길이에 따른 최대 식립 토오크 측정

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

(2) 1.5mm 치밀골에 스크류 외경에 따른 최대 식립 토오크 측정

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

(3) 1.5mm 치밀골에 스크류 형태 비교

cylindrical type 1507C, 1508C, 1509C와 taper type 1506T, 1507T, 1508T 스크류의 식립 토오크의 연속적인 그래프를 분석하여 형태에 따른 토오크 값의 변화를 분석하였다.

나. 치밀골 두께에 따른 최대 식립 토오크 측정

cylindrical type의 스크류는 1508C, 2008C, 2508C, taper type의 스크류는 1506T, 1507T, 1508T를 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm의 치밀골 두께의 변화에 따른 최대 식립 토오크를 측정하였다. 연속적인 토오크의 변화량을 측정하여 치밀 뼈 두께에 따른 스크류의 형상이 토오크에 미치는 영향을 분석하였다.

3. 통계 처리

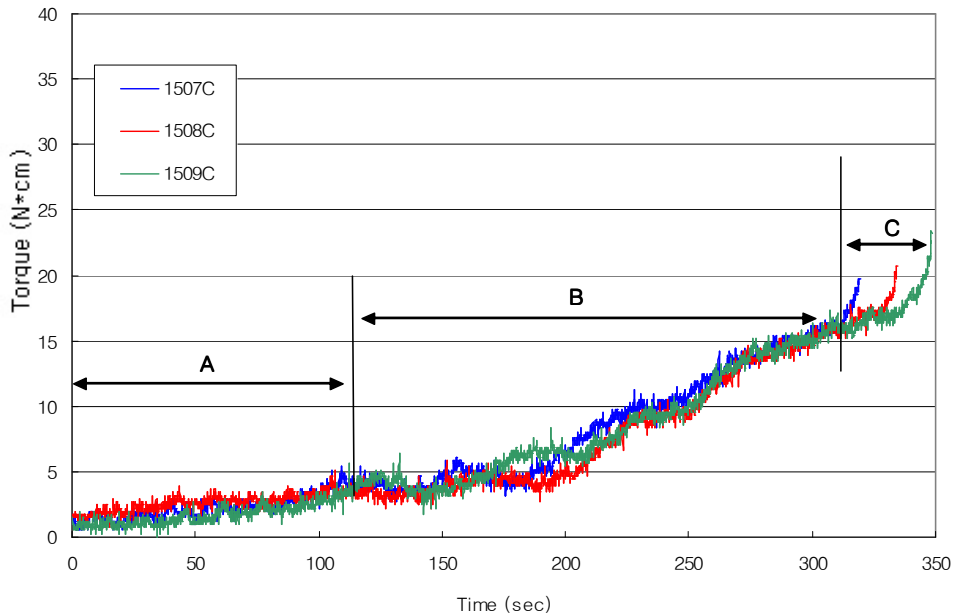
분석에 사용한 프로그램은 SPSS Win 12.0이고 사용한 분석방법은 Kruskal-Walis 검정이다.

III. 연구 결과

1. 스크류의 길이에 따른 최대 식립 토오크 측정

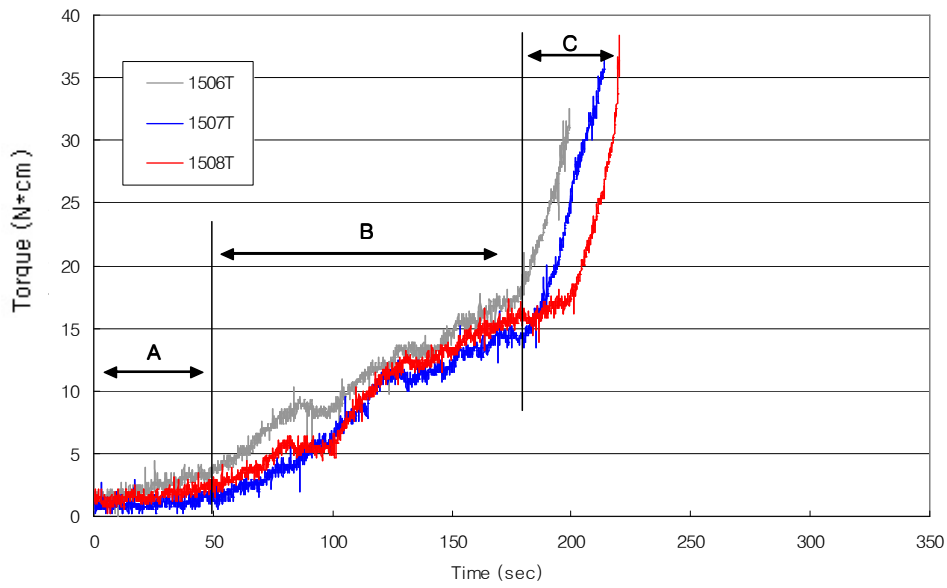
1.5mm 두께의 치밀골에서 cylindrical type 스크류와 taper type 스크류 모두 길이가 길수록 최대 식립 토오크 값이 커졌다.

cylindrical type 스크류에서는 보다 일정한 경사의 기울기를 가지며 taper type 스크류에서는 시간이 지남에 따라 보다 기울기가 급변하였다. A부분은 스크류가 초기에 치밀뼈를 뚫는 데까지 이며 B부분은 스크류 중간의 원통형 부분이 식립되는 구간이고 기울기가 급격히 변하는 C부분은 스크류의 경사진 부분이 식립되는 구간인데 taper type의 스크류에서 C부분이 보다 급변하였다 (Fig. 4, 5).



- A : The section of perforating cortical bone at initial phase
- B : The insertion section of cylindrical part
- C : The insertion section of taper part

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



A : The section of perforating cortical bone at initial phase
 B : The insertion section of cylindrical part
 C : The insertion section of taper part

Fig. 5. The change of torque depending on length of taper type screw on the 1.5mm cortical bone.

Table 3. Maximum Insertion Torque depending on the length of screws

on the 1.5mm cortical bone

Maximum Insertion Torque			
	Mean	Standard Deviation	p-value
1507C	19.45	0.3775	
1508C	20.91	0.7430	*
1509C	23.03	0.7886	
1506T	32.55	0.6139	
1507T	35.64	0.8806	NS
1508T	37.27	0.9258	

Significance determined by Kruskal-Wallis test

* Statically significant, $p < 0.05$

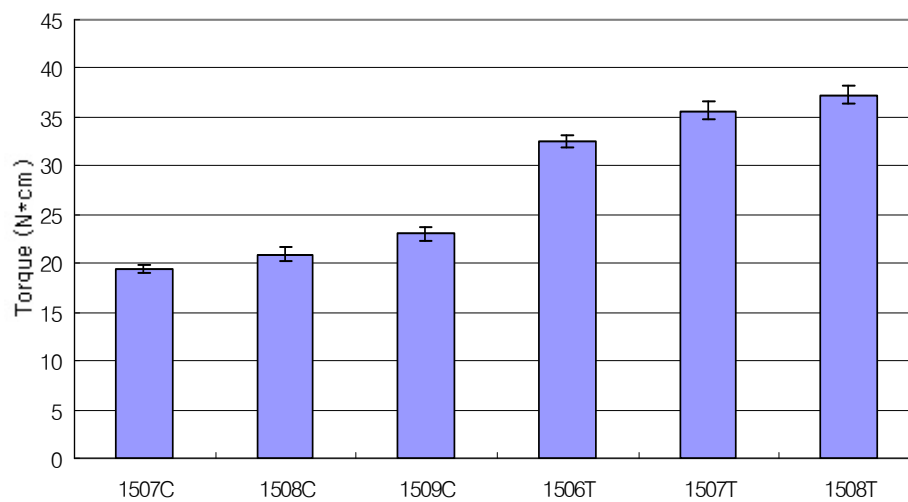


Fig. 6. Maximum Insertion Torque depending on the length of screws on the 1.5mm cortical bone.

1.5mm 두께의 치밀골에서 스크류 길이에 따른 최대 식립 토크는

cylindrical type 스크류보다 taper type 스크류에서 크게 나타났으며 길이가 길수록 큰 값을 가졌다 (Fig. 6). 길이에 따른 스크류의 최대 식립 토오크를 Kruskal-Walis test로 분석해보면 cylindrical type 스크류에서는 길이에 따른 토오크의 변화가 통계적으로 유의차가 있었다 ($p < 0.05$) (Table 3).

2. 스크류 외경에 따른 최대 식립 토오크 측정

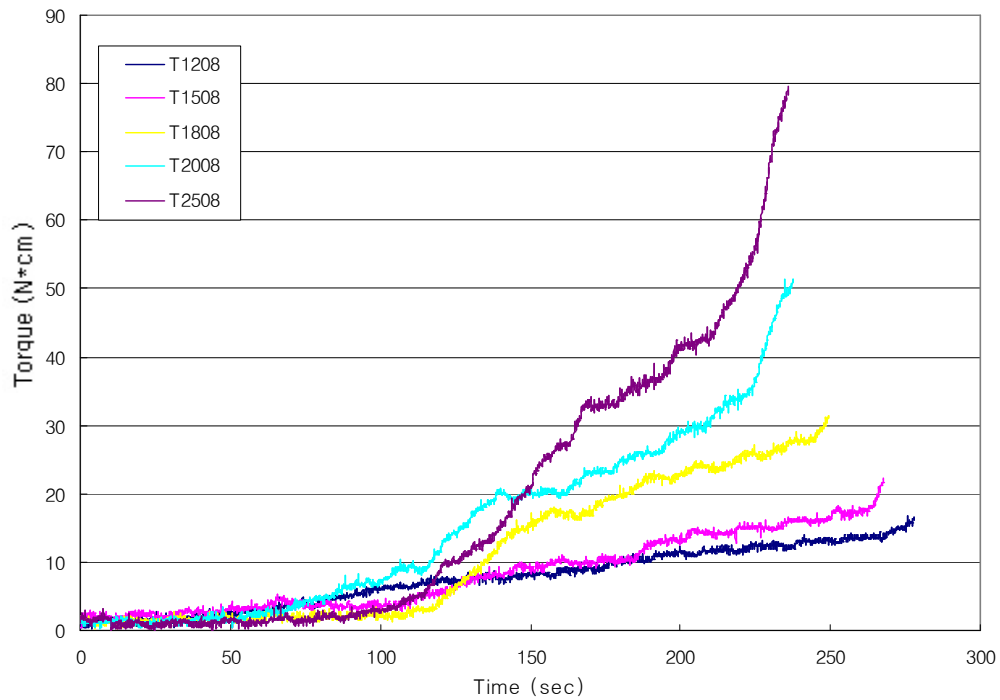


Fig. 7. The change of torque depending on the external diameter of cylindrical type screw on the 1.5mm cortical bone.

Table 4. Maximum Insertion Torque depending on the external diameter

of screws

Maximum Insertion Torque			
	Mean	Standard Deviation	p-value
1208C	16.52	0.3764	
1508C	20.91	0.7430	
1808C	31.25	0.2450	*
2008C	51.10	0.2771	
2508C	80.56	1.1151	

Significance determined by Kruskal-Wallis test

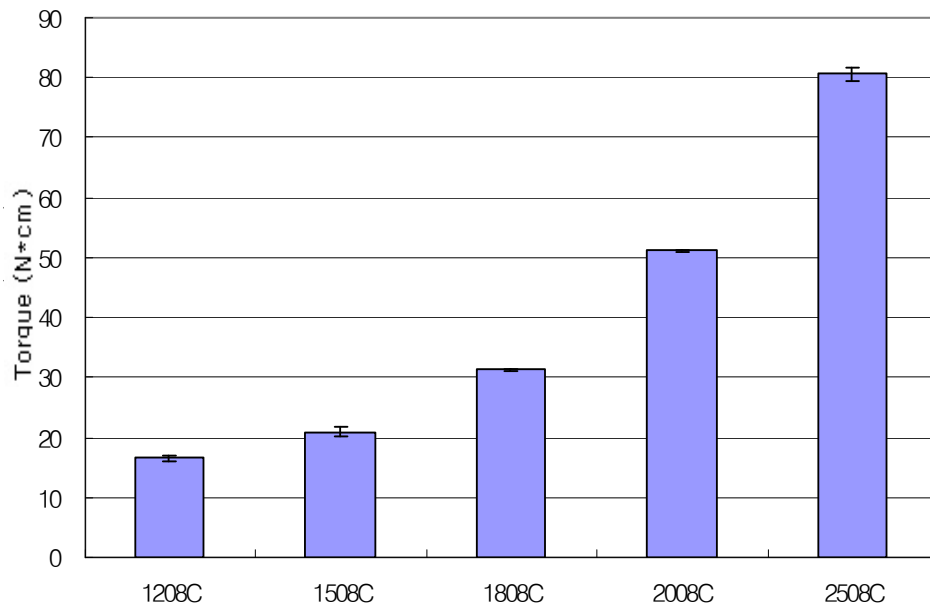


Fig. 8. Maximum Insertion Torque depending on the external diameter of screws.

그래프에서 보여주듯이 직경이 증가할수록 보다 큰 최대 식립 토크값을 보

였다. 또한 외경이 증가할수록 연속적 그래프의 기울기가 급격히 증가하였다 (Fig. 7, 8). 외경에 따른 최대 식립 토오크의 변화는 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다 ($p < 0.001$) (Table 4).

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

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

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

3. 피질골 두께에 따른 최대 식립 토오크 측정

모든 스크류에서 피질골 두께가 두꺼울수록 보다 큰 최대 식립 토오크 값을 보였다. 그런데 1508C를 제외하고는 피질골 두께가 1.0mm와 1.5mm일때는 차이를 보이지만, 피질골 두께가 1.5mm와 2.0mm일 때는 별 차이가 없었다 (Fig 9).

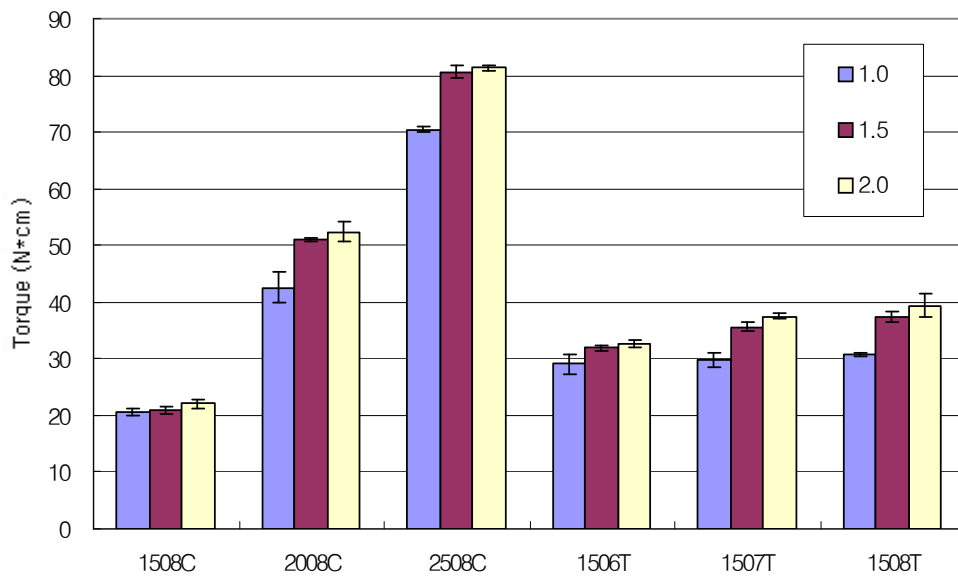


Fig. 9. Maximum Insertion Torque depending on the thickness of cortical bone

Table 6. Maximum Insertion Torque depending on the thickness of cortical bone

	Thickness of cortical bone			p-value
	1.0mm	1.5mm	2.0mm	
1508C	20.50 ± 0.6501	20.91 ± 0.7430	22.14 ± 0.7649	NS
2008C	42.56 ± 2.6066	51.10 ± 0.2771	52.41 ± 1.8636	NS
2508C	70.47 ± 0.5658	80.56 ± 1.1151	81.38 ± 0.5092	*
1506T	29.05 ± 1.7121	31.90 ± 0.3764	32.55 ± 0.6139	*
1507T	29.78 ± 1.1195	35.64 ± 0.8806	37.43 ± 0.5092	*
1508T	30.68 ± 03.721	37.27 ± 0.9258	39.38 ± 1.9925	*

Significance determined by Kruskal-Walis test

* Statically significant, $p < 0.05$

2508C와 taper type 스크류에션 피질골 두께 변화에 최대 식립 토오크가 통계적으로 유의한 차이를 보였다 (Table 6). 피질골이 두꺼워질수록 최대 식립 토오크 값도 커졌다.

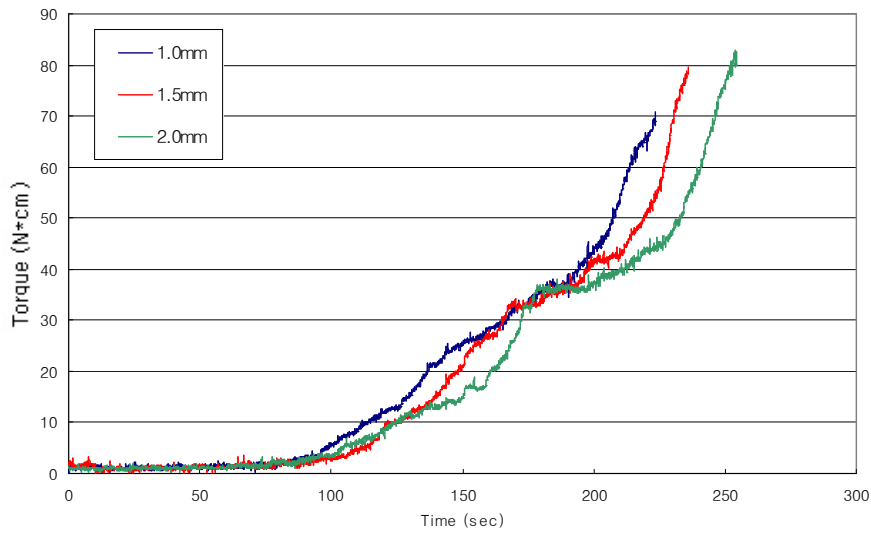


Fig. 10. The change of torque depending on the thickness of cortical bone of cylindrical type screw (2508C).

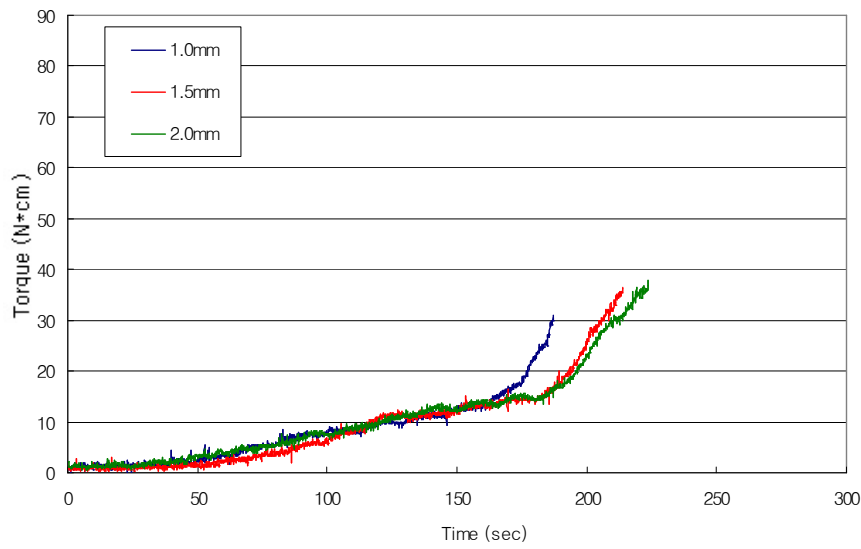


Fig. 11. The change of torque depending on the thickness of cortical bone of taper type screw (1507T).

피질골 두께를 달리 했을때 1.0mm에서 가장 작은 최대 식립 토오크값을 보이며, 2.0mm에서 가장 큰 최대 식립 토오크값을 보였다. 특히 1.0mm와 1.5mm에서 최대 식립 토오크가 보다 큰 차이를 보이고 1.5mm와 2.0mm에서는 그 차이가 작아졌다 (Fig 10, 11).

Ⅳ. 총괄 및 고찰

여러 형태의 스크류가 다양하게 정형외과 분야와 치과 분야에서 많이 사용되어지고 있다. 이런 스크류는 탈락하지 않고 안정성 있게 골절을 잡아주는 것이 중요하다. Nordin 등(2001)과 Cunningham 등(2001)은 스크류의 탈락은 불량한 bone-screw interface에 의한 염증이 주요인이겠지만 기계적인 요인도 중요하다고 언급했다. Yerby 등(2000), Ryken 등(1995), Lu 등(2000), Oktenoglu 등(2001)은 스크류 삽입에 필요한 힘에 영향을 미치는 요소로 스크류의 직경, 길이, pilot hole 직경, 스크류 thread의 형태, 골의 밀도 등을 이야기했다. Wiley 등(1999)은 일반적으로 적절한 스크류의 초기 안정성을 결정하는 요인으로 스크류의 식립 토오크는 매우 중요한 요소라고 지적했으며 적절한 식립 토오크는 스크류와 골과의 경계에 적절히 작용하여 실패를 최소화 할 수 있다고 했다. 즉 너무 낮은 식립 토오크는 안정성이 없으며 반면에 너무 강한 식립 토오크는 열, 기계적 손상으로 골 피사를 야기할 수도 있음을 지적했다. Koistine 등(2003)은 식립 토오크는 fixation strength, screw pull-out force 등을 예측할 수 있는 중요한 요소라고 하였다.

한편 치과용 임플란트에서도 Ostman 등(2005)은 초기 임플란트 안정성 평가를 위해 식립 토오크와 resonancy frequency test를 시행하여 해당 임플란트의 안정성을 인정했다. Homolka등(2002)은 implant 식립 전 촬영한 QCT(Quantitative Computed Tomography) 이미지로부터 계산된 BMD(Bone Mineral Density)가 implant 삽입시의 식립 토오크와 상관관계가 있다고 하였고 Bambini(2005), O'Sullivan 등(2004)도 임플란트를 심는 방법을 달리한 두 그룹의 초기안정성 평가를 위해 식립 토오크를 측정하였다.

교정용 미니 스크류도 안정성을 평가하는데 식립 토오크는 매우 중요하리라 여겨지는데, 이러한 안정성의 평가로 지금까지 보고 된 논문들에서 교정용 미니 스크류의 식립 토오크를 측정하는 연구는 보고 된 바가 미비한 실정이다.

이에 본 연구에선 임상적으로 스크류의 길이와 외경 및 형상 등을 달리하여 식립 토오크 값을 측정하여 임상에서 실패율을 최소한으로 하는 안정된 스크류를 선택할 수 있는 근거를 마련하고자 하였으며 특히 미니 스크류 식립 초기부터 마지막까지 연속적인 식립 토오크를 측정하여 스크류의 각부분에 대한 세분

화 된 토오크를 결정하고자 하였다.

본 연구에 사용된 연구재료인 교정용 미니 스크류는 Ti-6Al-4V ELI 소재의 cylindrical type과 taper type의 교정용 미니 스크류(Biomaterials Korea Inc., 美安強 system, Seoul, Korea)를 사용하였으며 실험의 변수를 형태, 외경, 길이에 두고 다른 변수의 작용을 제거하고자 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 미니 스크류의 중요한 특성을 적용하기에는 무리가 있는 것으로 보인다. 따라서 본 평가에서는 교정 영역에 중요한 특성에 맞는 항목으로 준용하여 적용하고자 하였다.

ASTM은 Driving Torque Test 시에 1-5rpm의 속도로 회전력을 주도록 규정하고 있으며 본 연구에서는 3rpm의 회전 속도로 고정하여 평가하였다.

ASTM에서는 “식립 토오크”를 “스크류를 물질 속으로 진입시킬 때 스크류와 물질 사이의 마찰력을 극복하는데 필요한 토오크의 양”이라고 정의하여 초기 4회전 동안에 얻어진 최대값으로 기록하도록 규정하고 있으며, 최대 식립 토오크를 “회전을 계속 하는 동안에 screw failure가 일어나기 전까지 기록된 최대의 토오크의 값”으로 정의하고 있다.

그러나 교정 영역에서는 피질골을 뚫는 초기 토오크의 개념으로 식립 토오크를 이해할 필요가 있으며, 정해진 식립 부위까지 나타나는 최대 식립 토오크로서 최대 식립 토오크를 이해할 필요성이 있다. 따라서 본 연구에서는 교정 영역에서 중요하게 생각되어지는 식립부까지의 최대 식립 토오크를 주요 인자로 설정하고 이에 대한 평가를 시행하였고, 각 스크류의 길이, 외경, 형상을 달리하여 스크류를 물질 속으로 진입시킬 때 스크류와 물질 사이의 마찰력을 극복하는데 필요한 토오크의 양인 식립 토오크를 측정하여 안정성을 평가해보고자 하였다.

그런데 스크류가 사용되어지는 곳은 상악과 하악의 피질골이다. Koistinen 등(2005)은 식립 토오크는 BMD(bone mineral density)에 큰 영향을 받았다고 보고했으며 Seebeck 등(2004)의 연구에 의하면 스크류와 골 사이에 전해지는 최대 하중이 피질골의 두께와 수질골의 밀도와 가장 연관이 있다고 하였다. 박 등(2002)은 CT 이미지를 이용한 Micro-implants 식립을 위한 해부학적 연구

에서 피질골의 두께는 전치부에서 구치부로 이행할수록 두꺼웠고 특히 하악골 구치부에서 가장 두꺼웠다고 하였다.

본 연구의 목적은 피질골 두께에 따라서 치아 교정용 미니 스크류의 생역학적 특징이 어떻게 다른지 알아보는 것이었는데 실험의 간편성을 위해서 골 시편의 피질골 두께를 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm로 나누어서 실험을 하였다. 또한 본 연구에서는 Biomechanical Test Block(SAWBONES inc., U.S.A.)을 사용하였다. SAWBONES사에 의하면 인간의 피질골에 대한 대체 실험 재료는 E-Glass-filled Epoxy sheet로 Short E-Glass fibers와 Epoxy Resin의 혼합물이며 인간의 해면골에 대한 대체 실험 재료는 Solid Rigid Polyurethane foam이다. 이는 인체에서 토오크 시험을 연구하는 것은 어렵고, 인간 골을 이용할 경우 식립 부위에 따라 피질골의 두께가 다르고 골 밀도도 다르기 때문에 토오크 값을 서로 비교하기가 힘들다고 여겼기 때문이다. 실험용 골 시편을 사용하면 피질골 두께를 규격화시키기 쉽고 피질골과 해면골에서의 골 밀도도 정해진 값을 가지게 되므로 연구의 변수를 조절할 수 있으며 SAWBONES사에 의하면 Biomaterials에 대한 기계적인 실험을 할 때 cadaver 시편보다 실험용 골 시편을 사용하면 보다 믿을만하며 하중을 주는 부위에 따른 변이가 적고 특별한 조작이나 보존 과정이 필요하지 않은 장점을 가지고 있다고 밝히고 있다. 본 실험에 사용된 실험용 골시편의 치밀골은 밀도가 1.7 g/cc 이며 수질골은 0.64 g/cc 였다. Misch 등(1999)의 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.

가. 길이와 형태에 따른 식립 토오크 시험에 대한 고찰

1.5mm bone block에 cylindrical type 스크류와 taper type 스크류의 길이를 달리한 식립 토오크 시험에 대한 연구 결과를 고찰해보면 두 형태 스크류 모두에서 길이가 길수록 더욱 큰 최대 식립 토오크 값을 보이고 있다 (Fig. 4.5). 특히 cylindrical type에선 길이에 따른 토오크의 변화가 통계적으로 유의차가 있었다 (Table 3).

본 연구에서는 미니 스크류 식립 초기부터 마지막까지 연속적인 식립 토오크

를 측정하여 스크류의 각 부분에 대한 세분화된 토오크를 결정하고자 하였는데 두 형태에서 모두 연속적인 토오크 그래프를 보면 3부분으로 나눌 수 있다 (Fig. 4, 5). A부분은 스크류가 초기에 치밀빠를 뚫는데 까지이며, B부분은 스크류 중간의 원통형 부분이고, 기울기가 급격히 변하는 C부분은 스크류의 경사진 부분이다.

cylindrical type에서 taper type 에 비해 식립하는데 시간이 많이 걸렸고 특히 치밀빠를 뚫는데 필요한 시간이 A부분의 시간이 더 소요되었다. 두 형태 모두 flute의 숫자가 같은데도 불구하고 차이가 나는 이유는 taper type의 형태적 특징으로 하중이 보다 집중력있게 전해지므로 치밀빠를 빨리 뚫을수 있었다고 생각된다.

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 두가지 스크류의 형태학적 특징으로 인함인데 taper type의 경사진 부분에 의해 taper type의 스크류에서 보다 급격한 토오크 값의 증가를 보이고 있었다.

나. 외경에 따른 식립 토오크 시험에 대한 고찰

외경에 대한 실험은 cylindrical type의 스크류에서만 실시하였다. 그래프에서 보여주듯이 외경이 증가할수록 보다 큰 최대 식립 토오크값을 보였다. 또한 외경이 증가할수록 연속적 그래프의 기울기의 급격한 증가를 보였고 (Fig. 6,7), 외경에 따른 최대 식립 토오크의 변화는 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.001$) (Table 4). 즉 외경이 커지면 피질골과의 접촉 면적이 넓어지면서 급격한 토오크의 증가가 나타난다고 생각되어지며 외경의 크기에 따라 토오크 값의 변화가 가장 큰 차이를 보이는 것으로 보아 스크류의 식립 토오크는 외경에 가장 크게 좌우됨을 추측할 수 있다 (Table 5).

다. 피질골 두께에 따른 분석

모든 스크류에서 피질골 두께가 두꺼울수록 보다 큰 최대 식립 토오크 값을 보였다. 그런데 1508C를 제외하고는 피질골 두께가 1.0 mm와 1.5 mm일 때는 큰 차이를 보이지만 피질골 두께가 1.5 mm와 2.0 mm일 때는 별 차이가 없었다. 이는 cylindrical type의 불완전 나사부와 taper type의 경사진 부분의 구간이 1.9 mm 정도인데 이러한 구조물이 피질골과의 접촉 면적이 커지게 하면서 식립 토오크를 증가시키게 되는 요인이 된다. 따라서 피질골이 1.0 mm일 때는 스크류의 경사진 부분이 1.0 mm는 피질골에 나머지 0.9 mm는 수질골에 적용이 되어 경사진 부분의 절반 정도밖에 피질골에 적용이 안된다. 피질골이 1.5 mm일 때는 0.4mm를 제외하곤 모두 적용되므로 피질골 두께가 1.0 mm에서 1.5 mm로 변할 때 토오크 값이 많이 상승한다. 반면 피질골 두께가 1.5 mm에서 2.0 mm로 증가하면 경사진 부분의 작용부위가 1.0 mm에서 1.5mm 증가 시보다는 피질골 접촉면의 차이가 크지 않으므로 최대 식립 토오크 값은 차이가 크지 않은 것이라 생각되어진다. 만일 경사진 구간이 길이가 1.9 mm보다 길었다면 아마 2.0 mm bone block에서 보다 큰 상승을 보였을 것이다. 임상적으로 경사진 구간이 길면 치밀골 두께가 두꺼울 때 식립 토오크 값은 최대효과를 보겠지만 그럴수록 치밀골은 bone crack이나 bone necrosis를 초래할 수 있으므로 적당한 토오크 값과 치밀골의 부작용을 최소화 할 수 있는 상충된 스크류를 찾는 것이 중요하다고 여겨진다. 따라서 치밀뼈가 얇은 전치부는 그 두께가 1.0-1.5mm이므로 경사진 구간이 긴 스크류보다는 오히려 짧은 쪽이 유리하다고 보여지며 부족한 식립 토오크 값은 치근간 거리가 허락하는 범위에서 굵은 스크류를 사용하여 해결할 수 있을 것이다. 반면 3mm이상의 치밀뼈를 가진 하악 대구치 부위엔 스크류의 불완전 나사부나 경사진구간이 긴 스크류를 사용할 때 매우 큰 식립 토오크 값을 얻을 수 있음을 예측할 수 있다. 이때 너무 큰 식립 토오크 값은 bone에 무리가 될 수 있으므로 적절한 토오크 값을 위해 오히려 직경이 가는 스크류를 선택할 수도 있겠다. 아직까지는 가장 적절한 식립 토오크 값이 결정되지 못한 상태이지만 앞으로의 연구에 의해 결정되어진다면 스크류의 외경과 길이, 또한 형태등과 각각의 치밀골과의 상관관계에서 가장 적절한 스크류를 선택할 수 있으리라 여겨진다.

2508C와 taper 스크류에서는 피질골 두께 변화에 통계적으로 유의한 차이를

보인다(Table 6). cylindrical type의 스크류에서는 스크류 외경이 작으면 피질골 두께에 따라 거의 차이가 보이지 않는데 이는 스크류의 직경이 얇으면 치밀골 두께에 거의 영향을 받지 않는다는 사실을 알려준다. 즉 스크류의 직경이 얇으면 그 접촉 면적이 피질골 두께에 따라서 크게 차이가 없기 때문에 피질골 두께가 증가할수록 피질골을 뚫는데 걸리는 시간이 증가할 뿐이며 그 이후는 시간에 대해서 비슷한 토크 증가율을 가지면서 최대 식립 토크 값도 거의 일정함을 보인다. 그리고 직경이 굵어질수록 치밀골 두께에 보다 큰 영향을 받으나 taper type에서는 스크류 상부의 특징적인 경사진 구조로 인해 직경이 가는 스크류에서 cylindrical type의 스크류 보다 더욱 치밀골 두께에 영향을 받음을 알 수 있다. 시간에 따르는 토크 값의 증가량도 원통형부분 보다는 경사진 부분에서 더 컸으며 피질골이 두꺼울수록 그 증가량이 더 커졌는데 이는 식립 토크 값을 상승시키는 데 경사진 부분의 역할이 큰 것을 의미한다.

본 연구 결과 최대 식립 토크 값은 외경이 클수록, 길이가 길수록 증가함을 알 수 있었다. 그리고 연속적인 스크류의 식립 토크 그래프를 통해서 스크류의 경사진 부분이 식립 토크 증가에 작용함을 알 수 있었다. 또한 치밀골의 두께를 달리 했을때 치밀골이 두꺼울수록 토크 값은 증가하는데 따라서 치밀뼈가 얇은 곳에선 치근간 거리가 허락하는 범위에서 외경이 보다 굵고 길이가 짧은 스크류가 식립 토크 측면에선 유리하다고 볼 수 있다. 그러나 식립 토크의 적절한 범위에 대해선 아직 연구가 필요하다. 미니 스크류를 삽입할 때 골이 견디는 범위 이상으로 토크 값이 과도하면 골 파절이나 골 피사를 초래할 수 있으므로 골이 견디는 범위 내에서 적절한 토크를 가지는 것이 좋을 것이라 여겨진다. 따라서 앞으로 심화된 연구에 의해 이 두 가지를 상충할 수 있는 식립 토크 값을 찾아낸다면 임상적으로 가장 적절한 스크류를 선택할 수 있으리라 생각된다.

V. 결론

Cylindrical type과 taper type의 교정용 미니 스크류(Biomaterials Korea, Inc. 美安強 system, Seoul, Korea)를 사용하여 ASTM F543-02 규정을 준용하여 분당 3회전의 일정한 속도를 가지는 구동모터식 토오크 테스트를 이용하여 Biomechanical Test Block(SAWBONES inc., U.S.A.)에 미니 스크류를 삽입하여 스크류의 식립 토오크를 측정하였다. 이때 스크류의 직경과 길이를 달리하여 비교해보았고, 또한 시편의 피질골 두께를 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm로 나누어서 치아 교정용 미니 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 ($p < 0.05$).
2. 미니 스크류의 식립 초기부터 마지막까지 연속적인 식립 토오크를 측정한 결과 cylindrical type 스크류는 불완전 나사부, taper type 스크류는 경사진 부분에서 식립토오크가 증가하였다. cylindrical type의 스크류는 보다 연속적인 그래프 형태를 보이며 taper type은 마지막 부위에서 식립 토오크가 보다 크게 증가하였다.
3. 외경이 커질수록 최대 식립 토오크 값은 증가하였는데 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.001$).
4. 모든 스크류에서 피질골 두께가 두꺼울수록 보다 큰 최대 식립 토오크 값을 보였으며 피질골 두께가 1.0 mm와 1.5 mm일 때는 큰 차이를 보였지만, 피질골 두께가 1.5 mm와 2.0 mm일 때는 별 차이가 없었다.
5. 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 굵은 스크류나 taper type 스크류가 유리하겠고 치밀골이 두꺼운 하악 구치부나 정중구개봉합부위에는 외경이 가는 스크류나 cylindrical type 스크류를 식립 하는 것이 적절하다고 여겨진다.

IV. 참고 문헌

- 경승현, 임중기, 박영철: Miniscrew를 고정원으로 이용한 교정치료. 대한치과교정학회지 31(4):415-24, 2001.
- 김영준, 최재훈: 구강내 고정원으로 이용한 Titanium miniscrew의 유지에 관한 조사. 대한치과 의사협회지 39: 684-7, 2001.
- 박효상: CT 이미지를 사용한 Micro-implants 식립을 위한 해부학적 연구. 대한치과교정학회지 29(6): 699-706, 2002.
- 정용구, 이영준, 정규림: 성견의 하악골에 식립된 Miniplate에 가한 조기 부하의 영향에 관한 실험적 연구. 대한치과교정학회지 33(4): 307-17, 2003.
- Aronson SL, Nordenram A, Anneroth G: Titanium implant anchorage in orthodontic treatment: an experimental investigation in monkeys. Eur J Orthod 12: 414-9, 1990.
- Asikainen P, Klemetti E, Vuillenin T, Sutter F, Rainio V, Kotilaninen R: Titanium implants and lateral forces: An experimental study with sheep. Clin Oral Impl Res 8: 465-8, 1997.
- Bambini F: Comparative analysis of deformation of two implant/abutment connection systems during implant insertion. An in vitro study, Minerva Stomatol 54: 129-38, 2005.
- Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH: A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants 19: 100-6, 2004.
- Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC: Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil 29: 565-74, 2002.
- Costa A, Raffainl M, Melsen B: Miniscrews as orthodontic anchorage: a

- preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 13: 201–9, 1998.
- Cunningham JL: The biomechanics of fracture fixation. *Curr Orthop* 15: 457–64, 2001.
- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P: Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants(II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci*, 106: 721–64, 1998.
- Higuchi KW, Slack JM: The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 6: 338–44, 1991.
- Kanomi R: Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 31: 763–7, 1997.
- Koistinen A: Apparatus to test insertion and removal torque of bone screws. *Proc Inst Mech Eng* 217(6): 503–8, 2003.
- Koistinen A: Effect of bone mineral density and amorphous diamond coatings on insertion torque of bone screws. *Biomaterials* 26(28): 5687–94, 2005.
- Lu WW, Zhu Q, Holmes AD, Luk KDK, Zhong S, Leong JCY: Loosening of sacral fixation under in vitro fatigue loading, *J Orthop Res* 18: 808–14, 2000.
- Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, Giardino R, Aldini N, Cordioli G: Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria: early continuous distalizing forces. *Eur J Orthod* 21: 223–30, 1999.
- Melsen B, Petersen JK, Costa A: Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod* 32: 154–8, 1998.
- 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* : 57(6):700–6, 1999.
- Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugafara 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* 124: 378–8, 2003.
- Moroni A: State of the art review: techniques to avoid pin loosening and infection in external fixation. *J Orthop Trauma* 16(3): 189–95, 2002.
- Nordin M, Frankel VH: Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. 390–9, 2001
- O'Sullivan D: A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 6: 48–57, 2004.
- O'Sullivan D: Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 15: 474–80, 2004.
- Oktenoglu BT, Ferrara LA, Andalkar N, Ozer AF, Sarioglu AC, Benzle EC: Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. *J Neurosurg: Spine* 94: 91–6, 2001.
- Ostman PO: 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* 1: 60–9, 2005.
- Pauw G, Dermaut L, Bruyn H, Johansson C: Stability of implants as anchorage for orthopedic traction. *Angle Orthod* 69: 401–7, 1999.
- Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK: Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 59: 247–56, 1989.
- Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG: Rigid endosseous implant utilized

- as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 60: 135–52, 1990.
- 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 screw. *J Neurosurg* 83: 325–9, 1995.
- Seebeck J, Goldhahn J, Stsdele H, Messmer P, Morlock M.M , Schneider E. : Effect of cortical thickness and cancellous bone density on the holding strength of internal fixator screws. *J Orthop Res* 22:1237–42, 2004.
- Smalley WM, Shapiro PA, Hohl TH, Kokich VG, Branemark P: Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94: 285–95, 1988.
- Umemori M, Sugawara J, Mitami H, Nagasaka H, Kawamura H: Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 115: 166–74, 1999.
- Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U, Diedrich P: The orthosystem: a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J Orofac Orthop* 57: 142–53, 1996.
- Wehrbein H, Glatzmaier J, Yidrim M: Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla: An experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res* 8: 131–41, 1997.
- 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 Impl Res* 7: 410–6, 1996.
- Wehtbein H, Merz BR, Hammerle CHF, Lang NP: Bone to implant contact of orthodontic implants in humans subjected to horizontal loading. *Clin Oral Impl Res* 9: 348–53, 1998.

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, 12-5, 2000.

ABSTRACT

The comparison of insertion torque regarding changes of shape, diameter, and length of orthodontic miniscrew

Seon-A Lim
Department of Dentistry
The Graduate School, Yonsei University
(Directed by Prof. Chung-Ju Hwang, D.D.S., Ph.D.)

Recently miniscrews have been widely used in orthodontic part for gaining anchorage. Insertion torque is measured generally for analysis of initial stability of miniscrews. Proper insertion torque can minimize failure by adequate effect to border between screw and bone. Insertion torque in low level is unstable, the other side, in high level can lead to bone necrosis by thermal and mechanical damage.

So, the insertion torque regarding changes of shape, diameter, and length of miniscrews was measured in this study. Above all, we would decide the divided torque value for each part of miniscrews by measuring of continuous insertion torque from initial stage of insertion to final stage of it. Also, for the thickness of cortical bone is different on insertion region, we would establish a standard of choice to miniscrews following the thickness of cortical bone.

In this study, orthodontic miniscrews of cylindrical type and taper type were used. We made a comparative study of miniscrews having different shape, diameter, length, and the thickness of cortical bone of 1.0 mm, 1.5 mm, and 2.0 mm.

The results were as follows :

1. The results of insertion torque test by changing the length of cylindrical type and taper type on 1.5 mm bone block were the more length, the more maximum insertion torque value in both type. Especially, the change of torque depending on the length was statistically significant different in cylindrical type ($p < 0.05$).
2. The results of measuring continuous insertion torque from initial stage of insertion to final stage were that insertion torque was increased at incomplete head of cylindrical type, and taper part of taper type. The cylindrical type was showed a continuous graph, and the taper type was increased largely in final stage.

3. The larger diameter, the more maximum insertion torque value. And there were statistically significant difference ($p < 0.001$).
4. All screws showed the more thickness of cortical bone, the more maximum insertion torque values. By the way, there was large difference in 1.0 mm and 1.5 mm of the thickness of cortical bone, and no difference in 1.5 mm and 2.0 mm.
5. Insertion torque value was under the influence of shape, diameter, and length and the order in large influenced was diameter, shape and length.

As a result, it was diameter to influence the insertion torque of screws mostly and taper type screw had higher torque value than cylindrical type screw. So we think that large diameter or taper type screw are adequate on the part having thin cortical bone in permitting range of interdental space, and small diameter or cylindrical type screw are adequate on the mandibular molar or the midpalatal area having thick cortical bone.

Key words : miniscrew, insertion torque, diameter, length, shape, thickness of cortical bone