

스크류 형상이 교정용 미니스크류의
제거 토크에 미치는 영향

연세대학교 대학원

치 의 학 과

김 형 석

스크류 형상이 교정용 미니스크류의
제거 토크에 미치는 영향

지도 김 경 남 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2006년 12월 일

연세대학교 대학원

치의학과

김 형 석

김형석의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2006년 12월 일

감사의 글

먼저 이 논문이 나오기까지 지도와 격려를 해주신 김경남 교수님께 진심으로 존경과 감사를 드리며, 관심을 가지고 논문 심사를 맡아 주신 황충주 교수님, 오근택 박사님께도 감사드립니다. 또한 논문을 준비하면서 처음부터 세심한 조언을 아끼지 않으셨던 김광만 교수님, 이용근 교수님께도 감사드립니다.

그리고 바쁜 와중에도 논문의 실험을 위해 많이 도와주신 Biomaterials Korea Inc. 부설 연구소 이덕창 소장님과 이남기 대리, 김민준 군에게도 감사의 마음을 전합니다. 그리고 치과생체재료공학교실의 의국 선생님들과 논문의 통계 처리를 도와주신 의학통계지원실의 한무영 선생님께도 감사드립니다. 그리고 논문을 준비하느라 병원을 자주 비웠지만 늘 격려를 아끼지 않으신 허운영 원장님께도 깊은 감사를 드립니다.

마지막으로 저를 믿고 항상 지지해 주시는 아버지와 어머니, 그리고 집에서 많은 격려를 해 준 아내 현정에게도 깊은 감사의 마음과 사랑을 전합니다. 그리고 많은 어려움이 있을 때 늘 함께 해주시고 능력이 되신 하나님께 온전히 이 기쁨과 영광을 올려 드립니다.

2006년 12월

저자 씀

차 례

차례	v
그림 차례	vi
표 차례	vii
국문 요약	viii
I. 서론	1
II. 연구 재료 및 방법	4
1. 연구 재료	4
2. 연구 방법	6
3. 통계 처리	8
III. 연구 결과	10
1. 미니스크류의 외경에 따른 삽입 및 제거 토크 측정	10
2. 피질골 두께에 따른 삽입 및 제거 토크 측정	12
3. 미니스크류의 형상에 따른 삽입 및 제거 토크 측정	16
IV. 총괄 및 고찰	19
V. 결론	25
참고 문헌	27
영문 요약	30

그림 차례

Fig. 1. Schematic diagram of miniscrews used in this study	4
Fig. 2. Photograph and schematic diagram of torque tester	6
Fig. 3. Time-torque graph and measurements	9
Fig. 4. Insertion and removal torque as a function of the elapsed time for each group	11
Fig. 5. Maximum insertion and removal torque depending on the external diameter of miniscrew	11
Fig. 6. Removal time (sec) depending on the external diameter of miniscrew	12
Fig. 7. Insertion and removal torque as a function of the elapsed time for 1508C	14
Fig. 8. Maximum insertion and removal torque depending on cortical bone thickness for 1508C	14
Fig. 9. Insertion and removal torque as a function of the elapsed time for 1508T	15
Fig. 10. Maximum insertion and removal torque depending on cortical bone thickness for 1508T	15
Fig. 11. Maximum insertion and removal torque depending on the morphologic difference of miniscrew	16
Fig. 12. Torque loss ratio (L%) depending on the morphologic difference of miniscrew	17
Fig. 13. Removal time (sec) depending on the morphologic difference of miniscrew	17

표 차례

Table 1. The dimensional characteristics of the miniscrew used in this study	5
Table 2. Mechanical properties of experimental bone block	5
Table 3. Design of experiments	7
Table 4. Comparison of measurements depending on the external diameter of miniscrews	10
Table 5. Comparison of measurements depending on cortical bone thickness	13
Table 6. Comparison of measurements depending on the morphologic difference of miniscrews	18

국문 요약

스크류 형상이 교정용 미니스크류의 제거 토크에 미치는 영향

최근 치아 교정치료에서 효과적인 고정원 확보를 위해 교정용 미니스크류를 많이 사용하고 있으며 그와 관련한 여러 연구가 활발하다. 하지만 미니스크류의 안정성과 관련한 기계적인 특성에 대한 연구는 아직 미비한 실정이다.

이에 본 연구는 스크류의 형상과 피질골 두께에 따른 교정용 미니스크류의 삽입 및 제거 토크를 비교하기 위하여 원통형 (외경 1.15 mm; 1208C, 외경 1.45 mm; 1508C, 외경 2.0 mm; 2008C)과 원추형 (외경 1.45 mm; 1508T)의 교정용 미니스크류 (Biomaterials Korea Inc. ACR system, Seoul, Korea)를 ASTM F543-02의 기준에 따라 일정한 회전 속도와 수직력을 부여할 수 있는 구동 모터식 토크 시험기 (Biomaterials Korea Inc., Seoul, Korea)를 이용하여 인조골에서 삽입 및 제거 시의 연속적인 토크를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 외경이 증가할수록 최대 삽입 토크, 최대 제거 토크는 유의성 있게 증가하였다. 토크 소실과 토크 소실율은 2008C에서 유의성 있게 증가하였다. 제거 시간은 외경이 증가할수록 유의성 있게 감소하였다 ($P < 0.05$).

2. 원통형 (1508C)의 경우 피질골의 두께가 1.0 mm와 1.5 mm인 경우에 최대 삽입 토크와 최대 제거 토크는 유의한 차이를 보이지 않았다. 토크 소실과 토크 소실율은 모든 군에서 유의한 차이를 보이지 않았다 ($P > 0.05$).

3. 원추형 (1508T)의 경우 최대 삽입 토크는 피질골 두께에 따른 유의한 차이를 보였다 ($P < 0.05$). 최대 제거 토크는 피질골 두께에 따른 변화가 유의하지 않았으며 ($P > 0.05$)

토크 소실은 피질골 두께가 증가할수록 유의하게 증가하였다 ($P<0.05$).

4. 원추형이 원통형에 비해 최대 삽입 토크, 최대 제거 토크, 토크 소실, 토크 소실율이 유의성 있게 크게 나왔으며 제거 시간의 경우 피질골이 1.0 mm, 1.5 mm인 경우에는 원통형이 유의성 있게 길게 나왔다 ($P<0.05$).

이상의 결과로 스크류의 외경과 형상은 삽입 및 제거 토크에 큰 영향을 주며 피질골이 두꺼운 부위는 삽입 토크가 너무 크지 않고 토크 소실이 적은 원통형을 사용하는 것이 좋은 결과를 가져올 것으로 생각된다.

핵심되는 말 : 교정용 미니스크류, 스크류 형상, 피질골 두께, 최대 삽입 토크, 최대 제거 토크, 토크 소실

스크류 형상이 교정용 미니스크류의 제거 토크에 미치는 영향

(지도 : 김 경 남 교수)

연세대학교 대학원 치의학과

김 형 석

I. 서론

교정치료 시 원하지 않는 치아이동을 막고 바람직한 치아 이동을 위해서는 고정원 확보가 중요하다. 전통적으로 고정원은 구내 고정원과 구외 고정원을 사용하는데, 구내 고정원은 작용-반작용의 법칙에 의해 원치 않는 치아이동도 함께 고려해야 하며 고정원 조절이 쉽지 않고 고정원 소실도 잘 일어난다. 이에 반해 헤드기어와 같은 구외 고정원은 안정적인 반면 환자의 협조도가 필수적이므로 환자의 협조도에 따라 치료 결과가 많이 달라질 수 있다. 따라서 이러한 단점을 극복하기 위해 골내 매식하는 교정용 미니임플란트 또는 미니스크류가 등장하게 되었다.

Creekmore와 Eklund (1883)는 surgical vitalium bone screw를 이용한 증례를 통해 골격성 고정원 (skeletal anchorage)이 교정치료에서 안전하고 효과적인 임상 술식이 될 수 있다고 하였으며 그 이후로 Kanomi (1997), Costa 등 (1998), Umemori 등 (1999), Park 등(2001)에 의해 교정용 미니스크류에 대한 임상 증례가 발표됐으나 교정용 미니스크류의 기계적 특성에 대한 논문은 거의 없었다. Carano 등 (2005)은 상품화된 3가지 self-tapping screw의 기계적인 특성에 대한 논문을 발표하였으며 그 이후로 미니스크류의 기계적인 특성에 관한 연구가 활발하다.

교정용 미니스크류를 사용하는데 있어서 가장 큰 문제점은 스크류의 탈락인데 특히

미니스크류의 초기 안정성이 가장 중요하다. Albrektsson 등 (1981)은 임플란트의 안정성에 영향을 주는 6가지 요소로 임플란트 재료, 디자인, 임플란트 표면성질, 골량과 골질, 외과적 술식, 하중조건을 들었으며 Miyawaki 등 (2003)은 교정용 스크류의 안정성에 스크류의 직경, 임플란트 주변의 염증, 높은 하악각 (얇은 피질골)이 관련이 있다고 하였다. 그 외에도 Kim 등 (2005)은 drilling 여부를, 윤 등 (2001)은 스크류의 길이를, 우 등 (2001)은 환자의 나이를, Phillips 등 (1989)은 tapping 여부가 스크류의 안정성과 관련이 있다고 보고하였다.

미니스크류의 탈락은 주로 임상에서 삽입 후 1~2달 이전에 나타나므로 삽입 직후의 1차 안정성이 중요하며 교정치료가 끝난 후에는 제거를 해야 하므로 골유착 후의 2차 안정성은 큰 의미가 없다.

임플란트나 미니스크류의 안정성을 평가하는 방법으로는 periotest (Kim 등, 2005), resonance frequency analysis (Sul 등, 2002), 삽입 및 제거 토크 시험 (Ueda 등, 1991; Brown 등, 2000; Cho 등, 2003; Carano 등, 2005), push-out force (Hou 등, 2004)와 pull-out force (Brown 등, 2000)를 측정하는 방법들이 있다. Johansson과 Albrektsson (1991)은 제거 토크와 임플란트의 골접촉 정도 사이에 양의 상관관계가 있다고 하였으며 Ueda 등 (1991)은 제거 토크가 임플란트의 초기 안정성을 평가하는데 중요한 요소 중의 하나라고 하였으며 그 외에도 많은 선학들이 임플란트와 미니스크류의 안정성을 평가하기 위해 제거 토크를 사용하였다.

삽입 토크는 치과 보철용 임플란트와 미니스크류의 초기 기계적 안정성에 대한 연구에 사용되기도 하였지만 (Brown 등, 2000; Cho 등, 2003) 삽입 토크와 임플란트의 안정성과는 관련이 없다고도 하였다 (Okuyama 등, 2000; Ozawa 등, 2005).

삽입 토크보다는 제거 토크가 풀림에 대한 실제적인 저항력이기 때문에 임플란트의 초기 안정성에 대한 연구에 제거 토크가 이용되고 있으며 (Ueda 등, 1991; 송, 2005; 김 등, 2006) 미니스크류도 삽입 후 골의 점탄성 성질에 의해 토크가 감소될 수 있으므로 미니스크류의 초기 안정성을 평가하기 위한 보다 확실한 지표로 제거 토크를 이용하기로 하였다.

Liou 등 (2004)은 미니스크류는 안정된 고정원이기는 하지만 환자에 따라서 교정력에 의해 움직일 수 있다고 하였으며 미니스크류 주변의 염증이 교정력에 의

해 풀릴 수도 있으며 그로 인해 미니스크류는 안정성을 상실하고 탈락할 수도 있다.

이와 같이 미니스크류의 안정성과 관련한 기계적인 특성에 대한 연구가 이루어지고 있으나 여러 변수가 통제되지 못한 연구가 많은 실정이다. 이에 본 연구의 목적은 미니스크류의 형상과 피질골 두께에 따른 교정용 미니스크류의 제거 토크를 비교함으로써 미니스크류의 초기 안정성을 평가하여 실제 임상에서 미니스크류를 사용하는데 있어서 임상적인 도움을 얻고자 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

가. 교정용 미니스크류

Ti-6Al-4V ELI 소재의 Self-drill 형태의 교정용 미니스크류 (Biomaterials Korea Inc., ACR system, Seoul, Korea)를 사용하였으며, 형상에 따라 원통형 (cylindrical type)과 원추형 (conical type)으로 나누었다. 각 미니스크류의 주요 치수는 공구현미경 (MF-A1010H, Mitutoyo Corp., Japan)을 이용하여 실측하였으며, 형상과 치수는 Fig. 1과 Table 1에 나타내었다.

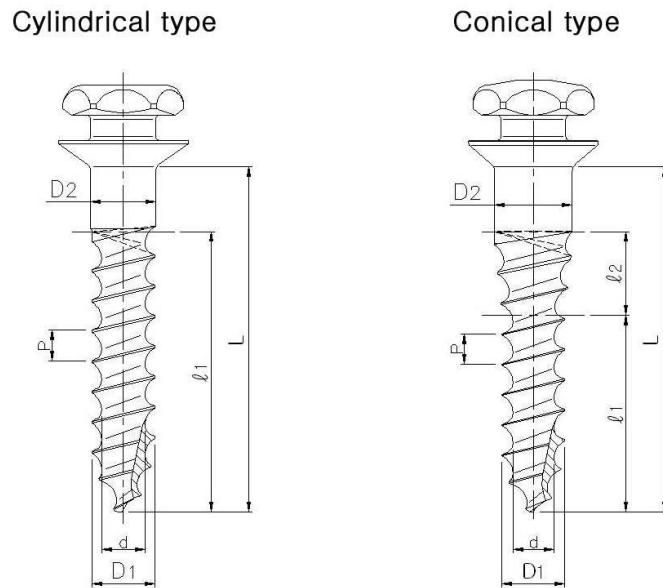


Fig. 1. Schematic diagram of miniscrews used in this study.

Table 1. The dimensional characteristics of the miniscrew used in this study

Type	Product	Specimen	Measurements (mm)						
			Thread diameter (D ₁)	Shank diameter (D ₂)	Core diameter (d)	Length of spiral part (l ₁)	Total length (L)	Pitch (P)	Length of tapered part (l ₂)
Cylindrical	OAS-T1208	1208C	1.15	1.2	0.8	6.5	8.0	0.5	-
	OAS-T1508	1508C	1.45	1.5	0.95	6.5	8.0	0.7	-
	OAS-T2008	2008C	2.0	2.0	1.2	7.0	8.0	0.8	-
Conical	OAS-T1508T	1508T	1.45	1.8	0.95	4.56	8.0	0.7	1.94

나. 실험용 인조골 (Bone block)

본 연구에서는 인간의 골을 대체하는 실험용 인조골인 Biomechanical Test Block (Sawbones[®] Inc., USA)을 사용하였다 (Table 2).

인간의 피질골을 재현하기 위한 E-Glass-filled epoxy sheet를 두께 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm로 가공한 후 수질골을 재현하기 위한 solid rigid polyurethane foam에 acrylate bond로 부착하여 세 종류의 bone block 시편을 제작하였다.

Table 2. Mechanical 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

2. 연구 방법

구동 토크 시험 (Driving Torque Test)은 ASTM F543-02의 기준에 따라 제작된 구동 모터식 토크 시험기 (Biomaterials Korea Inc., Seoul, Korea, Fig. 2)를 이용하여 미니스크류를 삽입 및 제거 시 토크를 시간에 대한 그래프로 도시하였다.

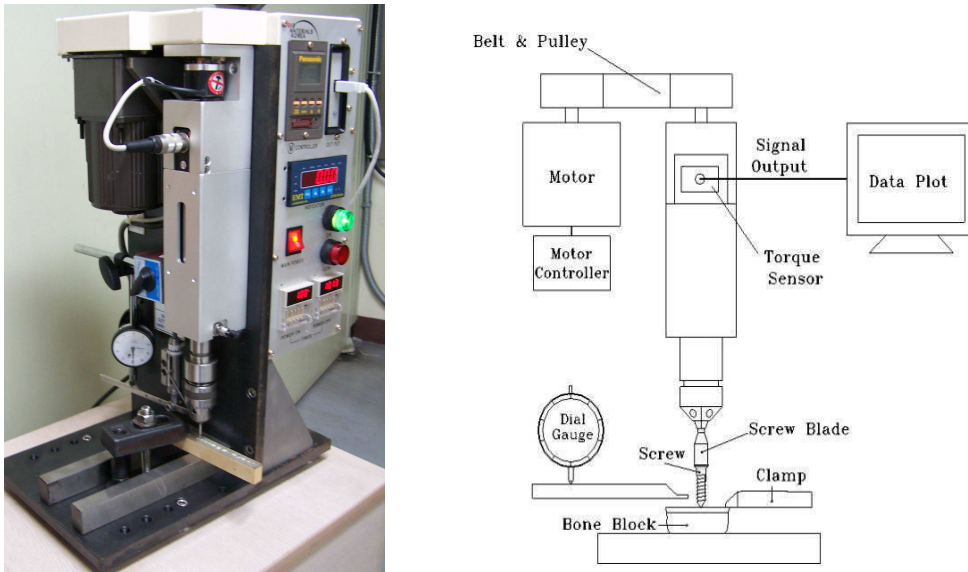


Fig. 2. Photograph and schematic diagram of torque tester (Biomaterials Korea Inc., Seoul, Korea).

가. 삽입 토크 시험 (Insertion torque test)

피질골을 뚫을 수 있을 정도인 1500 g의 일정 하중 하에서 5 rpm의 일정 속도로 토크 시험기의 회전축을 시계 방향으로 회전시켜 나사부까지 삽입하면서 컴퓨터 프로그램 (QuickDataAcq)을 이용하여 0.1초 단위로 토크 값을 연속적으로 기록하였다. 시험은 각 골 시편 당 5개의 미니스크류를 사용하였다.

나. 제거 토크 시험 (Removal torque test)

미니스크류를 삽입하고 30분이 경과한 후 제거 토크 시험을 시행하였으며 3 rpm의 일정 속도로 토크 시험기의 회전축을 반시계 방향으로 회전시키면서 연속적인 토크 값을 기록하였다. 이때 수직력으로는 회전축 자체의 무게 (1000 g)만을 적용하였다.

다. 평가 항목 및 계측치 (Table 3)

(1) 미니스크류의 외경에 따른 삽입 및 제거 토크 측정

외경의 증가에 따른 토크 값의 변화를 평가하기 위해 1.5 mm 피질골에서 원통형의 1208C, 1508C, 2008C의 삽입 및 제거 토크 값을 측정하였다.

(2) 피질골 두께에 따른 삽입 및 제거 토크 측정

원통형의 1508C와 원추형의 1508T를 이용하여 각각 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm의 피질골 두께의 변화에 따른 삽입 및 제거 토크 값을 측정하여 비교하였다.

(3) 미니스크류의 형상에 따른 삽입 및 제거 토크 측정

길이와 외경이 동일하고 형상이 다른 1508C와 1508T를 비교하기 위하여 피질골 두께를 일정하게 유지한 채로 삽입 및 제거 토크 값을 측정하였다.

Table 3. Design of experiments

Miniscrews		Cortical bone thickness		
		1.0 mm	1.5 mm	2.0 mm
Cylindrical	1208C		★	
	1508C	★	★	★
	2008C		★	
Conical	1508T	★	★	★

(4) 계측치

본 연구에서는 미니스크류의 안정성을 평가하기 위한 지표로 5 가지의 계측치를 이용하였다 (Fig. 3).

최대 삽입 토크 (Maximum Insertion Torque, Ncm)는 구동 토크 시험에서 미니스크류를 나사부까지 삽입할 때 얻은 토크 값에서 삽입 종료 시까지의 최대 값으로 정의하였으며, 최대 제거 토크 (Maximum removal Torque, Ncm)는 미니스크류를 제거할 때 얻은 토크 값을 시간에 대한 그래프로 그려 보았을 때 최대 값으로 정의하였다.

토크 소실 (Torque Loss, Ncm)은 최대 삽입 토크와 최대 제거 토크의 차이를 의미하며, 토크 소실율 (Torque Loss Ratio, %)은 최대 삽입 토크에 대한 토크 소실 값을 백분율로 계산한 것으로 정의하였다.

제거 시간 (Removal Time, sec)은 구동 토크 시험에서 미니스크류를 제거할 때 얻은 토크 값을 시간에 대한 그래프로 그려 보았을 때 최대치에 도달한 후 기울기가 급격히 떨어지다가 제거 토크 값이 3 Ncm에서 증가와 감소가 완만하게 유지되기 시작하는 지점까지의 시간으로 정의하였다.

3. 통계 처리

연구 자료의 통계적 분석에는 SPSS 12.0 (SPSS, Chicago, IL, USA)을 사용하였으며 자료의 수가 적고 정규성을 따른다고 볼 수가 없어 비모수적 검정을 사용하였다.

미니스크류의 외경과 피질골 두께에 따른 변화를 평가하기 위해 Kruskal-Wallis 분석을 시행하였으며 각 군들 간의 차이를 규명하기 위해 사후검정 (Post Hoc Test)으로 쉐페 (Scheffe) 검정을 사용하였다. 미니스크류의 형상에 따른 변화를 평가하기 위해서는 Mann-Whitney 분석을 시행하였다 ($\alpha=0.05$).

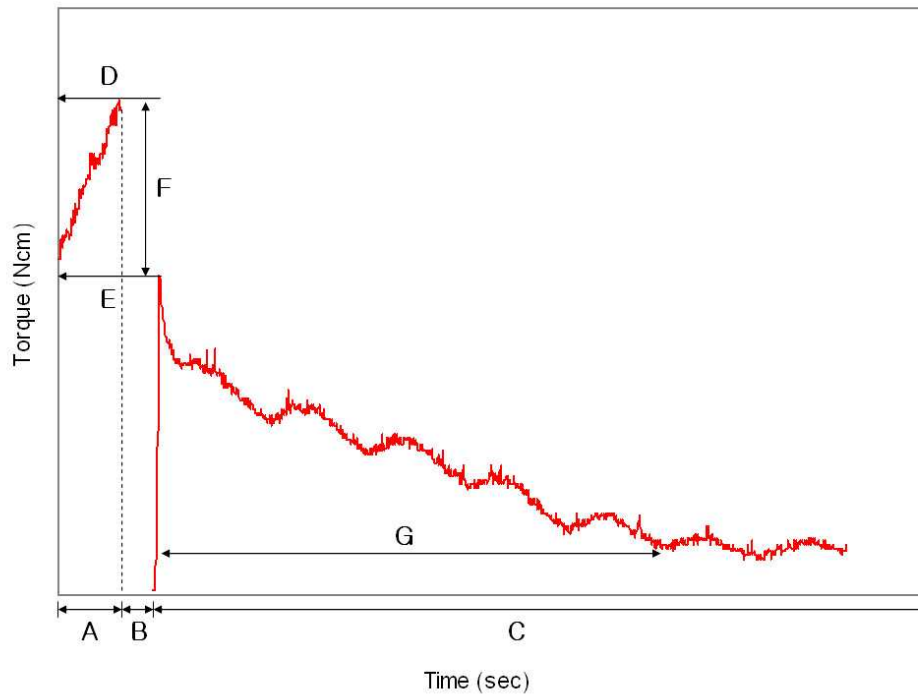


Fig. 3. Time-torque graph and measurements.

A, Insertion ; B, Latent period ; C, Removal

D, Maximum insertion torque ; E, Maximum removal torque

F, Torque loss ; G, Removal time.

III. 연구 결과

1. 미니스크류의 외경에 따른 삽입 및 제거 토크 측정

외경이 증가할수록 최대 삽입 토크, 최대 제거 토크는 유의성 있게 증가하였다 (Fig. 4, 5). 토크 소실과 토크 소실율은 1208C와 1508C 간에는 유의한 차이가 없었으며 2008C에서는 유의성 있게 증가하였다 (Table 4). 제거 시간은 외경이 증가할수록 유의성 있게 감소하였다 (Fig. 6).

Table 4. Comparison of measurements depending on the external diameter of miniscrews

	1208C (A) (Mean ± SD)	1508C (B) (Mean ± SD)	2008C (C) (Mean ± SD)	K-W	Scheffe
IT (Ncm)	16.40 ± 0.27	20.70 ± 0.27	50.43 ± 0.56	*	A < B < C
RT (Ncm)	13.81 ± 0.33	17.18 ± 0.44	33.20 ± 0.91	*	A < B < C
TL (Ncm)	2.58 ± 0.16	3.52 ± 0.37	17.24 ± 1.37	*	A = B < C
L% (%)	15.76 ± 1.35	17.00 ± 1.77	34.18 ± 2.38	*	A = B < C
Tm (sec)	134.12 ± 3.53	95.02 ± 2.57	77.18 ± 2.28	*	A > B > C

IT, Insertion maximum torque; RT, Removal maximum torque; TL, Torque loss; L%, Torque loss ratio; Tm, Removal time.

K-W, Kruskal-Walis test ; * P < .05

Scheffe, Post hoc grouping by Scheffe test.

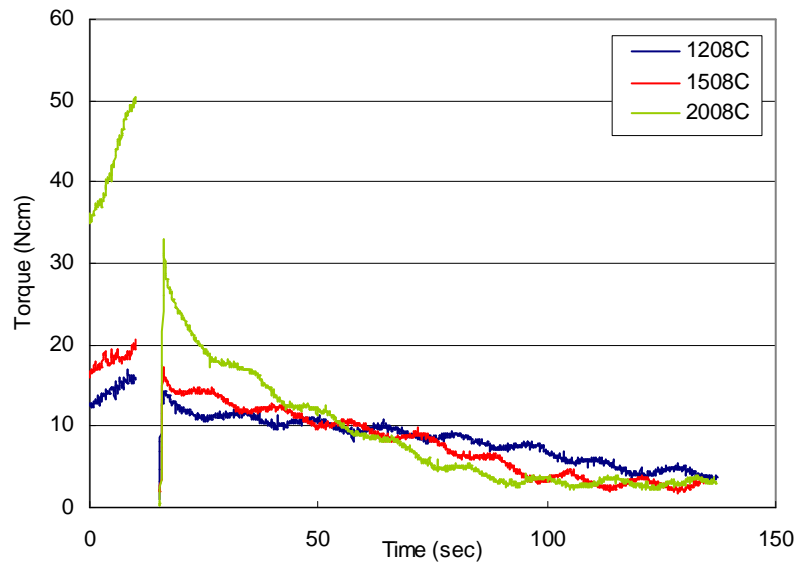


Fig. 4. Insertion and removal torque as a function of the elapsed time for each group.

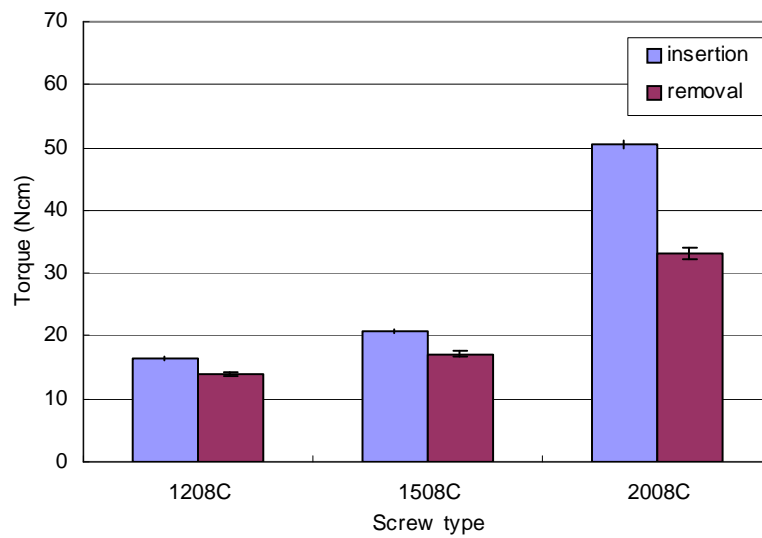


Fig. 5. Maximum insertion and removal torque depending on the external diameter of miniscrew.

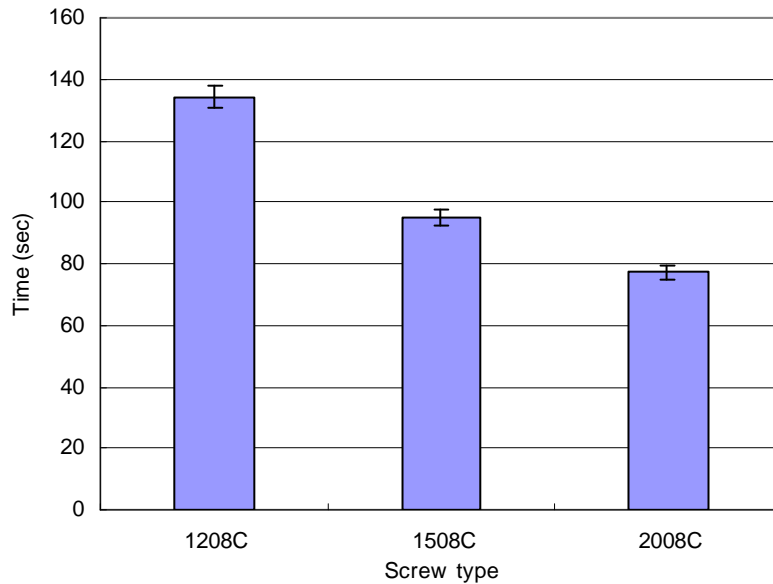


Fig. 6. Removal time (sec) depending on the external diameter of miniscrew.

2. 피질골 두께에 따른 삽입 및 제거 토크 측정

원통형 (1508C)의 경우 피질골의 두께가 1.0 mm와 1.5 mm인 경우에 최대 삽입 토크와 최대 제거 토크는 유의한 차이를 보이지 않았으며 피질골 두께가 2.0 mm의 경우에는 최대 삽입 토크와 최대 제거 토크가 유의하게 크게 나타났다. 토크 소실과 토크 소실율은 모든 군에서 유의한 차이를 보이지 않았으며 제거시간은 피질골이 2.0 mm인 경우 유의하게 감소하였지만 1.0 mm, 1.5 mm에서는 차이가 없었다 (Fig. 7, 8).

원추형 (1508T)의 경우 최대 삽입 토크는 피질골 두께에 따라 유의한 차이를 보였으며 1.0 mm와 1.5 mm 사이에는 최대 삽입 토크가 유의하게 증가하였으나 1.5 mm와 2.0 mm 사이에는 유의한 차이가 없었다. 최대 제거 토크는 피질골 두께에 따른 변화가 유의하지 않았으며 토크 소실은 피질골 두께가 증가할수록 유의하게 증가하였으며 제거시간은 피질골 두께가 2.0 mm인 경우에 유의하게 감소하였다 (Table 5, Fig. 9, 10).

Table 5. Comparison of measurements depending on cortical bone thickness

	1.0mm (A) (Mean \pm SD)	1.5mm (B) (Mean \pm SD)	2.0mm (C) (Mean \pm SD)	K-W	Scheffe	
1508C	IT (Ncm)	20.60 \pm 0.51	20.70 \pm 0.27	21.97 \pm 0.49	*	A = B < C
	RT (Ncm)	16.84 \pm 0.39	17.18 \pm 0.44	18.06 \pm 0.30	*	A = B < C
	TL (Ncm)	3.76 \pm 0.28	3.52 \pm 0.37	3.91 \pm 0.39	NS	A = B = C
	L% (%)	18.25 \pm 1.10	17.00 \pm 1.77	17.78 \pm 1.47	NS	A = B = C
	Tm (sec)	96.34 \pm 2.37	95.02 \pm 2.57	85.46 \pm 3.40	*	A = B > C
1508T	IT (Ncm)	29.88 \pm 0.78	33.25 \pm 0.44	34.71 \pm 1.56	*	A < B = C
	RT (Ncm)	20.50 \pm 0.30	21.87 \pm 0.76	21.48 \pm 1.17	NS	A = B = C
	TL (Ncm)	9.38 \pm 0.75	11.38 \pm 0.66	13.23 \pm 0.53	*	A < B < C
	L% (%)	31.39 \pm 1.78	34.22 \pm 2.00	38.12 \pm 1.01	*	A = B < C
	Tm (sec)	89.28 \pm 3.34	89.40 \pm 2.60	81.30 \pm 3.18	*	A = B > C

IT, Insertion maximum torque; RT, Removal maximum torque; TL, Torque loss; L%, Torque loss ratio; Tm, Removal time.

K-W, Kruskal-Walis test ; * P < .05 ; NS, not significant.

Scheffe, Post hoc grouping by Scheffe test.

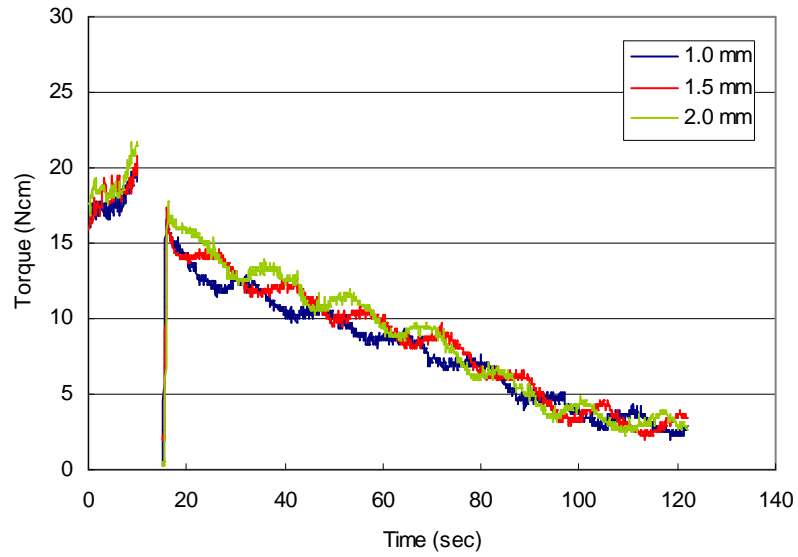


Fig. 7. Insertion and removal torque as a function of the elapsed time for 1508C.

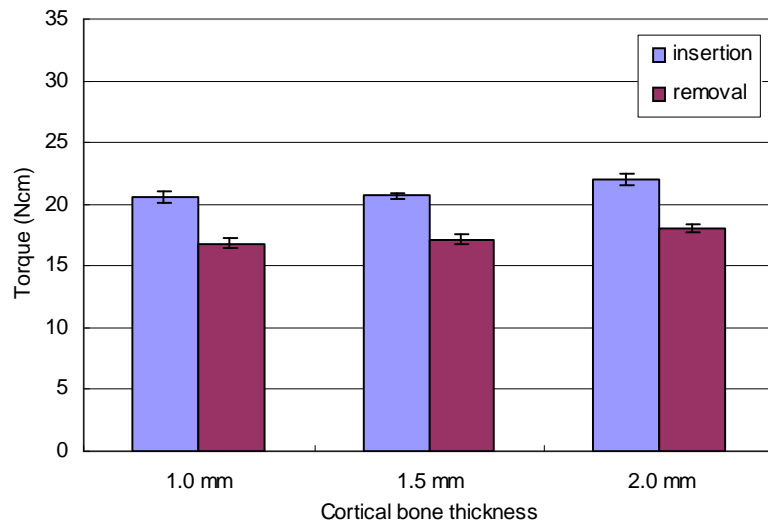


Fig. 8. Maximum insertion and removal torque depending on cortical bone thickness for 1508C.

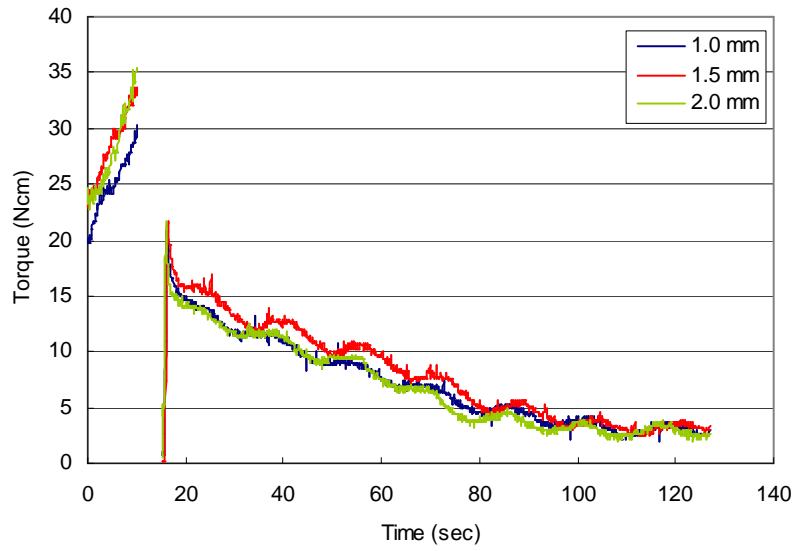


Fig. 9. Insertion and removal torque as a function of the elapsed time for 1508T.

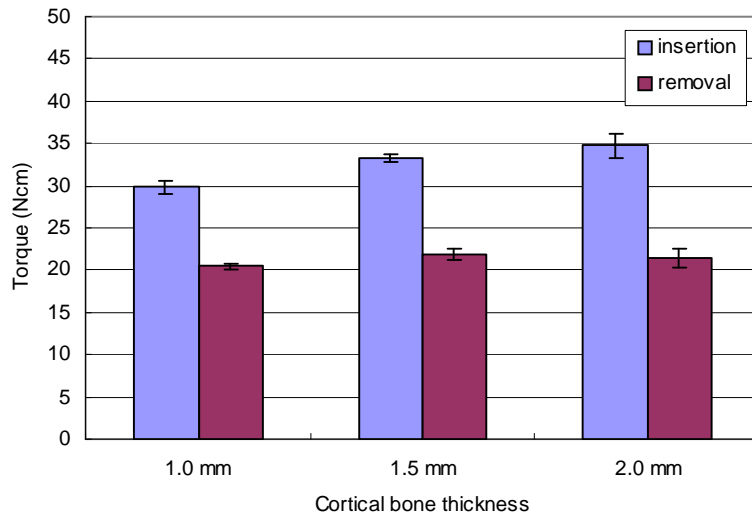


Fig. 10. Maximum insertion and removal torque depending on cortical bone thickness for 1508T.

3. 미니스크류의 형상에 따른 삽입 및 제거 토크 측정

미니스크류의 형상 (cylindrical or conical)에 따른 차이를 평가하기 위해 길이와 외경은 같고 형상이 다른 1508C, 1508T를 사용하여 피질골 두께가 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm인 조건에서 각각 삽입 및 제거 토크 값을 측정하였다.

모든 피질골 두께에서 최대 삽입 토크, 최대 제거 토크, 토크 소실, 토크 소실율이 유의성 있게 원추형이 크게 나왔으며 제거 시간의 경우 피질골이 1.0 mm, 1.5 mm인 경우에는 원통형이 유의성 있게 크게 나왔으나 피질골이 2.0 mm인 경우에는 두 군 간에 통계적으로 유의한 차이가 없었다 (Table 6, Fig. 11-13).

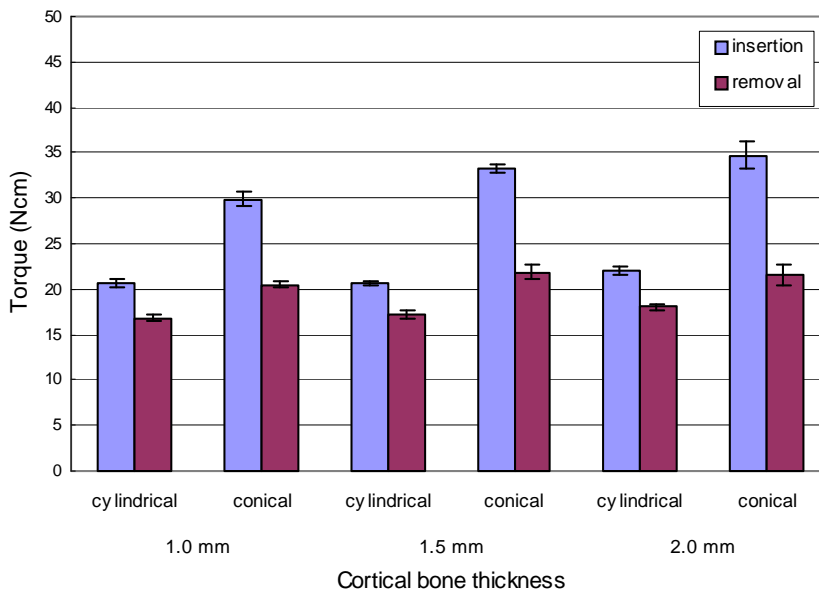


Fig. 11. Maximum insertion and removal torque depending on the morphologic difference of miniscrew.

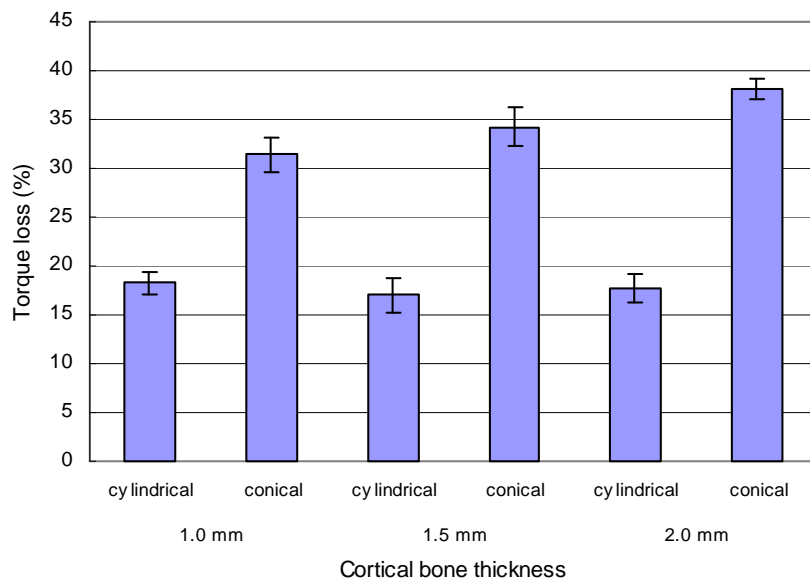


Fig. 12. Torque loss ratio (L%) depending on the morphologic difference of miniscrew.

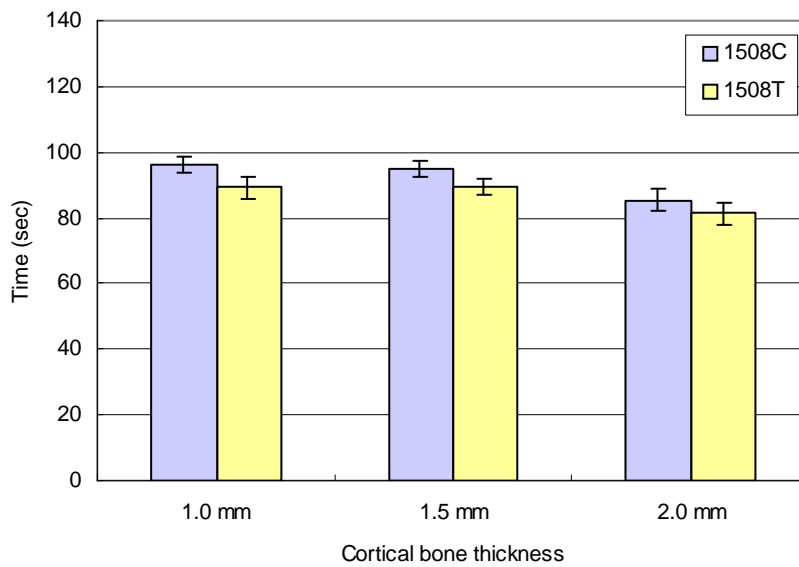


Fig. 13. Removal time (sec) depending on the morphologic difference of miniscrew.

Table 6. Comparison of measurements depending on the morphologic difference of miniscrews

		1508C	1508T	M-W
		(Mean \pm SD)	(Mean \pm SD)	
1.0 mm	IT (Ncm)	20.60 \pm 0.51	29.88 \pm 0.78	*
	RT (Ncm)	16.84 \pm 0.39	20.50 \pm 0.30	*
	TL (Ncm)	3.76 \pm 0.28	9.38 \pm 0.75	*
	L% (%)	18.25 \pm 1.10	31.39 \pm 1.78	*
	Tm (sec)	96.34 \pm 2.37	89.28 \pm 3.34	*
1.5 mm	IT (Ncm)	20.70 \pm 0.27	33.25 \pm 0.44	*
	RT (Ncm)	17.18 \pm 0.44	21.87 \pm 0.76	*
	TL (Ncm)	3.52 \pm 0.37	11.38 \pm 0.66	*
	L% (%)	17.00 \pm 1.77	34.22 \pm 2.00	*
	Tm (sec)	95.02 \pm 2.57	89.40 \pm 2.60	*
2.0 mm	IT (Ncm)	21.97 \pm 0.49	34.71 \pm 1.56	*
	RT (Ncm)	18.06 \pm 0.30	21.48 \pm 1.17	*
	TL (Ncm)	3.91 \pm 0.39	13.23 \pm 0.53	*
	L% (%)	17.78 \pm 1.47	38.12 \pm 1.01	*
	Tm (sec)	85.46 \pm 3.45	81.30 \pm 3.18	NS

IT, Insertion maximum torque; RT, Removal maximum torque; TL, Torque loss; L%, Torque loss ratio; Tm, Removal time.

M-W, Mann-Whitney test ; * P < .05 ; NS, not significant.

IV. 총괄 및 고찰

최근 들어 치과 교정학 분야에서 고정원 확보를 위해 교정용 미니스크류의 사용이 증가하고 있으며 이에 대한 많은 임상 증례와 생체 친화성과 관련한 조직학적인 연구가 발표되었다. 하지만 교정용 미니스크류를 사용하는데 있어서 기본이 되는 미니스크류의 기계적인 특성에 관한 연구는 미흡하며 기존에 발표된 연구들도 주로 동물 뼈를 이용한 경우가 많아 여러 가지 변수가 통제되지 못해 그 결과를 평가하는데 어려움이 있다.

미니스크류의 기계적인 특성과 초기 안정성을 평가하기 위해 삽입 토크, 제거 토크, pull-out strength, push-out strength 등을 측정하는 방법을 주로 사용하였다. Zdebleck 등 (1993)은 삽입 토크와 골밀도 (bone mineral density) 사이에 상관관계가 있다고 하였으며, Brown 등 (2000)은 삽입 시의 stripping torque와 pull-out strength 등으로 스크류의 기계적인 성능을 연구하였다. 최근에는 Carano 등 (2005), 임 (2005)도 미니스크류의 기계적인 특성을 연구하기 위해 삽입 토크를 이용하였다.

하지만 Okuyama 등 (2000)은 pedicle screw의 삽입 토크와 골밀도는 높은 상관관계를 가지나 삽입토크가 스크류의 loosening을 객관적으로 예측할 수는 없다고 하였다. 김 등 (2006)은 교정용 미니임플란트의 최대 삽입 토크에 대한 최대 제거 토크의 비율이 단일 피치형은 36% 내외, 2중 피치형은 57% 내외였다고 하였으며, Ozawa 등 (2005)은 낮은 삽입 토크와 높은 삽입 토크를 가진 환자에서 임상적인 결과에서 유의한 차이가 없었다고 하였으며 삽입 토크로 스크류의 loosening과 임상 결과를 객관적으로 예측할 수 없다고 하였다. 이전의 연구처럼 미니스크류는 삽입 후 즉시 골의 점탄성 성질에 의해 토크 값이 감소하게 되므로 실질적인 기계적인 안정성에는 삽입 토크보다는 제거 토크가 더 관련이 있다고 볼 수 있다.

토크 소실은 실제 삽입 후 일정 시간 동안 지속적으로 일어나는데 제거 토크를 연구한 기존 연구들은 미니스크류를 삽입 후 언제 제거하였는지에 대한 기록이 없어 그 자료를 평가하는데 문제가 될 수 있다.

따라서 삽입 후 미니스크류를 언제 제거할지를 규정할 필요가 있어 예비실험을 통해

이를 결정하기로 하였다. 예비 실험에 사용한 미니스크류는 2008C로 미니스크류의 외경이 작으면 토크 소실이 작아 시간의 경과에 따른 토크 소실 양을 비교하기가 곤란할 수 있어 토크 소실이 많은 2008C를 이용하였다. 제거 토크를 삽입 직후, 15분, 30분, 45분 후 각각 측정하여 비교한 결과 삽입 후 30분이 지나면 제거 토크에 큰 차이가 없어 대기 시간을 30분으로 결정하였다. 주 실험은 예비 실험을 통해 얻은 자료에 기초하여 삽입 후 일정한 시간(30분)을 기다린 후 제거 토크를 측정하였다.

본 연구에 사용된 교정용 미니스크류는 Ti-6Al-4V ELI 소재의 원통형과 원추형의 교정용 미니스크류 (Biomaterials Korea Inc., ACR system, Seoul, Korea)를 사용하였으며 실험의 변수를 외경과 형상에 두기로 하여 길이는 동일하게 설정하고 그 외 다른 변수를 통제하기 위해 동일 회사의 제품을 사용하였다.

본 연구에서는 삽입 및 제거 토크를 측정하기 위해 ASTM (American Standard Specification and Test Methods) F543-02의 기준에 따라 제작된 구동 모터식 토크 시험기 (Biomaterials Korea Inc., Seoul, Korea)를 이용하였으며 대체적으로 ASTM F543-02 규정을 준용하였으나 ASTM F543-02 규정은 Metallic Medical Bone Screw에 대한 규정이기 때문에 치과 교정학 영역에서의 미니스크류와는 다소 차이가 있어서 약간의 변화를 주었다.

ASTM은 구동 토크 시험 시에 1-5 rpm의 속도로 회전력을 주도록 규정하고 있으나 본 연구에서는 삽입 및 제거 토크 측정 시 각각 5 rpm, 3 rpm의 회전 속도로 고정하였다. 삽입 토크는 삽입 후반부로 갈수록 토크가 급격히 증가하는데 골내 미니스크류의 삽입 깊이에 따라 토크 값에 큰 차이가 생길 수 있다. 핸드피스 형태의 토크 드라이버를 이용해서 토크를 측정하는 경우에는 삽입 깊이를 일정하게 유지하기가 힘들며 손으로 직접 수직력을 가하므로 수직력을 일정하게 유지하기가 힘들어 내재적인 실험 오차를 야기할 수도 있다. 이에 본 실험에서는 미니스크류를 공구현미경으로 실측한 후 dial indicator depth gauge를 이용하여 정확한 나사부까지만 삽입하였으며 수직력도 일정하게 유지할 수 있었다.

Zdeblick 등 (1993)은 삽입 토크와 골밀도(bone mineral density) 사이에 상관관계가 있다고 하였으며 박 (2002)은 CT 이미지를 이용한 해부학적 연구에서 피질골 두께가 부위별로 다양함을 보였다. 이와 같이 동물뼈 등을 이용할 경우 삽입 부위에 따라 피질골 두

께가 다르고 골밀도도 다르기 때문에 토크 값을 정확히 비교하기는 힘들다.

따라서 본 연구에서는 다양한 골밀도와 피질골 두께에 따른 변수를 제어하기 위하여 금속성 bone screw의 역학 연구에 대한 ASTM F-1839 규정을 통과한 실험용 인조골인 Biomechanical Test Block (Sawbones[®] Inc., USA)을 사용하였다. 피질골의 대체 실험 재료로는 1.7 g/cc의 밀도를 가지는 E-glass-filled epoxy sheet로 short E-glass fibers와 epoxy resin의 혼합물이며 수질골의 대체 실험 재료로는 0.64 g/cc의 밀도를 가지는 solid rigid polyurethane foam을 사용하였다.

1. 외경에 따른 삽입 및 제거 토크 시험에 대한 고찰

외경에 대한 실험은 1.5 mm 피질골 두께에서 원통형만을 이용하였다. 외경이 증가할수록 최대 삽입 토크와 최대 제거 토크는 유의성 있게 증가하였으며 이는 이전의 연구(임, 2005; 송, 2005; 김 등, 2006)와 일치하였다. 즉 제거 토크는 스크류의 반경에 비례하므로 스크류의 외경이 증가하면 스크류의 원주도 커져 골과의 접촉율도 증가하여 삽입 및 제거 토크가 비례적으로 증가하였다. 토크 소실과 토크 소실율은 1208C와 1508C 간에는 유의한 차이가 없었으며 2008C에서는 유의성 있게 증가하였다. 제거 시간은 외경이 증가할수록 유의성 있게 감소하였다. 2008C에서 토크 소실과 제거 시간이 유의하게 차이가 나는 것은 골밀도와 관련이 있는 것 같다. 이번 연구에 사용한 실험용 인조골은 인체의 하악골에 준하는 골밀도를 가지고 있는데 골밀도가 높은 곳에 외경이 큰 스크류를 삽입하면 골세편 (bone chip)이 밖으로 모두 배출되지 못하며 옆으로도 밀리지 못해 골세편으로 인해 스크류에 가해지는 압력 (compression)이 증가하고 그로 인한 마찰력으로 삽입 토크가 증가하게 된다. 이때 삽입 회전력이 제거되면 그 동안 눌러 있던 골세편으로 인해 스크류에 가해지는 증가된 압력 (compression)으로 스크류가 쉽게 풀릴 수 있어 토크 소실이 커지고 제거 시간도 단축됐다고 생각할 수 있다. 이와 같이 골밀도와 토크 소실율과도 어느 정도 관련이 있다고 생각되므로 골밀도가 다소 낮은 상악골에서 실험을 했다면 토크 소실율이 더 적어질 수도 있을 것으로 보인다.

2. 피질골 두께에 따른 삽입 및 제거 토크 시험에 대한 고찰

원통형 (1508C)의 경우에는 피질골의 두께에 따라 최대 삽입 토크 및 최대 제거 토크 간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 피질골 두께가 1.0 mm와 1.5 mm 간에는 유의한 차이가 없었으나 2.0 mm 두께에서는 유의한 차이를 보였다. 이는 비슷한 연구를 한 임 (2005)의 결과와 다른 결과를 보였는데 실제 두 연구의 결과 값은 비슷한데 비해 통계적인 차이가 나타난 것은 아마 샘플 수의 차이 때문인 것 같다. 그리고 1508C에서 토크 소실 및 토크 소실율은 피질골 두께에 따른 차이가 없었다. 1.5 mm와 2.0 mm의 최대 삽입 및 제거 토크 값의 차이는 실제 1 Ncm 내외로 통계적으로는 유의하다고 나왔으나 그 값의 차이가 크지 않아 토크 소실의 차이는 유의하지 않은 결과를 보인 듯 하다.

원추형 (1508T)에서는 최대 삽입 토크가 피질골의 두께에 따라 유의한 차이를 보였으며 1.0 mm에서 보다 1.5 mm에서 유의하게 크게 나타났으나 1.5 mm와 2.0 mm 간에는 유의한 차이를 보이지 않았다. 이는 임 (2005)의 연구와 일치하는 것으로 약 1.94 mm 길이의 원추형의 경사진 부위와 피질골 두께와의 관계 때문으로 생각된다. 이에 반해 최대 제거 토크는 피질골 두께에 따른 차이가 없었으며 토크 소실은 피질골 두께가 증가할수록 유의하게 증가하였다.

즉 원추형은 피질골이 두꺼울수록 삽입 토크는 증가하는데 비해 실제적인 스크류의 유지력을 나타내는 제거 토크는 거의 변화가 없었다. 따라서 피질골이 두꺼운 경우에 원추형의 미니스크류를 사용하게 되면 삽입 토크가 너무 크게 나타나 스크류의 파절 (Carano 등, 2005)과 주변 골조직의 유해성 (Ueda 등, 1991)으로 치밀골의 골파절 및 골괴사 (임, 2005) 등이 나타날 수 있다. 그러므로 하악골처럼 피질골이 두꺼운 부위는 피질골 두께에 따라 삽입 토크가 크게 증가하지 않으면서도 토크 소실이 적은 원통형의 미니스크류를 사용하는 것이 좋다고 생각되며 스크류의 파절을 우려하여 외경이 큰 스크류를 사용하는 경우가 있는데 스크류 자체의 torsional stress를 견딜 수 있는 것 중 외경이 작은 것을 사용하는 것이 임

상적으로 더 유리할 것으로 생각된다. 게다가 임상적으로 과도한 삽입 토크가 예상되는 상황에서는 미니스크류의 파절 및 주변 골 조직의 위해성을 막기 위해 pre-drilling을 할 수도 있다.

3. 형상에 따른 삽입 및 제거 토크 시험에 대한 고찰

미니스크류의 형상 (cylindrical or conical)에 따른 차이를 평가하기 위해 길이와 외경은 같고 형상이 다른 1508C, 1508T를 사용하여 피질골 두께가 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm인 조건에서 각각 삽입 및 제거 토크 값을 측정하였다.

피질골의 두께에 상관없이 최대 삽입 토크, 최대 제거 토크는 원추형이 원통형 보다 유의성 있게 크게 나타났다. 원추형의 경우 스크류를 삽입할수록 단면 외경에 비례해서 골과의 접촉 면적이 급격히 증가하여 삽입 및 제거 토크가 증가한 것으로 보인다.

1508T의 경우 tapered part의 나선 외경은 1.45 mm에서 1.8 mm로 점차 증가된다. 따라서 원추형의 형상에 따른 토크 값의 차이는 엄밀히 말하면 점차적으로 증가되는 외경의 차이 때문이라고 생각된다.

토크 소실 및 토크 소실율도 피질골 두께에 무관하게 원추형이 더 많은 토크를 소실하였다. 최대 삽입 토크와 최대 제거 토크가 형상에 따라 다르므로 토크 소실의 절대값을 비교하는 것보다는 그 비율을 비교하는 것이 더 설득력이 있는 것 같아 토크 소실율을 비교하였다. 토크 소실율은 원추형이 유의성 있게 크게 나왔는데 원통형의 거의 두 배 가량 토크가 상실하였다.

원추형의 경우 삽입 시에는 주변 골조직과 지속적으로 긴밀히 접촉하여 삽입 토크가 증가하는데 이는 응력 분포에는 도움이 되지만 삽입 토크가 너무 증가하게 되어 미니스크류의 파절 및 주위 골조직의 손상이 일어날 수도 있다. 이에 반해 풀림에 대한 실제적인 저항력인 제거 토크는 토크 소실이 보다 많이 일어나서 삽입 토크 그대로 제거 토크로 나타나지 않는다는 것을 의미 한다 (Ueda 등, 1991).

송 (2005)은 미니스크류가 제거될 때까지의 시간을 통해서 스크류의 안정성을 평가하였는데 제거 시간이 짧다는 것은 스크류가 풀리는 방향으로 힘을 받을 때나 과도한

힘이 적용되었을 때 쉽게 탈락될 수 있음을 의미한다. 그리고 시간에 따른 제거 토크 값의 변화를 그래프로 그려 비교할 경우 그 기울기가 완만한 것이 제거 시 토크 소실이 적어 스크류의 안정성에 유리하다고 할 수 있다. 이번 연구에서는 실제 그래프의 기울기를 측정하기가 쉽지 않아 이를 대신하여 제거 시간을 이용하였다.

그 결과 제거 시간의 경우 피질골이 1.0 mm, 1.5 mm인 경우에는 원통형이 유의하게 길었으나 피질골이 2.0 mm인 경우에는 두 군 간에 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 피질골이 1.0 mm, 1.5 mm의 경우에는 원추형의 경사진 부분 (1.9mm 내외)이 피질골 두께보다 길었으며 피질골이 2.0 mm인 경우에는 피질골 두께보다 스크류의 경사진 부분이 짧아 일부 스크류의 parallel part가 피질골 내에 있어 두 군 간의 제거 시간의 차이가 유의하게 나타나지 않은 것 같다. 따라서 제거 시간만을 본다면 스크류가 빨리 풀리지 않는 원통형이 보다 유리하다고 볼 수 있다.

총괄하면 미니스크류의 외경과 피질골 두께에 비례해서 제거 토크가 증가하였는데 이는 선학의 연구 결과와 일치하였으며 미니스크류의 형상에 따라서는 원추형이 삽입 및 제거 토크가 크게 나타났다. 하지만 삽입 토크가 너무 크면 스크류의 파절과 주위 골의 손상을 가져올 수 있으므로 삽입 토크가 크다고 좋은 것은 아니며 삽입 시에는 조직의 손상을 최소화할 수 있는 적절한 삽입 토크를 가지면서 토크 소실이 적어 제거 토크가 잘 유지되고 미니스크류가 풀리는 방향의 힘이 적용될 때도 쉽게 풀리지 않는 미니스크류가 보다 유리할 것으로 생각된다.

이번 연구는 구동식 토크 시험기와 인조골을 이용한 것으로 실제 임상에서 느끼는 토크 값을 반영한다고는 볼 수 없다. 따라서 향후에는 인조골에서 얻은 결과를 참고로 실제 동물실험이나 임상에서 적절한 제거 토크를 결정할 필요가 있을 것으로 보인다.

V. 결론

본 연구는 스크류의 형상과 피질골 두께에 따른 교정용 미니스크류의 제거 토크를 비교하기 위하여 원통형과 원추형의 교정용 미니스크류 (Biomaterials Korea Inc., ACR system, Seoul, Korea)를 ASTM F543-02의 기준에 따라 일정한 회전 속도와 수직력을 부여할 수 있는 구동 모터식 토크 시험기 (Biomaterials Korea Inc., Seoul, Korea)를 이용하여 삽입 및 제거 시의 연속적인 토크를 측정하여 다음의 결과를 얻었다.

1. 외경이 증가할수록 최대 삽입 토크, 최대 제거 토크는 유의성 있게 증가하였다. 토크 소실과 토크 소실율은 2008C에서 유의성 있게 증가하였다. 제거 시간은 외경이 증가할수록 유의성 있게 감소하였다 ($P<0.05$).

2. 원통형 (1508C)의 경우 피질골의 두께가 1.0 mm와 1.5 mm인 경우에 최대 삽입 토크와 최대 제거 토크는 유의한 차이를 보이지 않았다. 토크 소실과 토크 소실율은 모든 군에서 유의한 차이를 보이지 않았다 ($P>0.05$).

3. 원추형 (1508T)의 경우 최대 삽입 토크는 피질골 두께에 따른 유의한 차이를 보였다 ($P<0.05$). 최대 제거 토크는 피질골 두께에 따른 변화가 유의하지 않았으며 ($P>0.05$) 토크 소실은 피질골 두께가 증가할수록 유의하게 증가하였다 ($P<0.05$).

4. 원추형이 원통형에 비해 최대 삽입 토크, 최대 제거 토크, 토크 소실, 토크 소실율이 유의성 있게 크게 나왔으며 제거 시간의 경우 피질골이 1.0 mm, 1.5 mm인 경우에는 원통형이 유의성 있게 길게 나왔다 ($P<0.05$).

이상의 결과에서 스크류의 외경과 형상은 삽입 및 제거 토크에 큰 영향을 주며 피질골이 두꺼운 부위는 삽입 토크가 너무 크지 않고 토크 소실이 적은 원통형을 사용하는 것이 좋은 결과를 가져올 것으로 생각된다.

참고 문헌

- 김종완, 조일식, 이신재, 김태우, 장영일 (2006). 교정용 미니임플란트의 이중 피치와 직경의 차이가 삽입 및 제거 토크에 미치는 영향 평가. *대치교정지* 36(4): 275-283.
- 박효상 (2002). CT 이미지를 사용한 Micro-implants 식립을 위한 해부학적 연구. *대치교정지* 32(6): 435-441.
- 송영운 (2005). 인공 피질골 두께에 따른 다양한 교정용 mini-screw의 역학적 특성. 박사학위 논문, 연세대학교 대학원 치의학과, 서울.
- 윤병수, 최병호, 이원유, 김경남, 심형보, 박진형 (2001). 성견에서 교정적 고정원으로서의 티타늄 미니스크류에 대한 연구. *대치교정지* 31(5): 517-523.
- 우순섭, 정순태, 허영성, 황경균, 유입학, 심광섭 (2003). 구내고정원을 이용한 교정치료 중 miniscrew 탈락에 관한 연구. *대구외지* 29: 102-107.
- 임선아 (2005). 교정용 미니 스크류의 형상에 따른 식립 토크의 비교. 박사학위 논문, 연세대학교 대학원, 서울.
- Albrektsson, T, Brånemark PI, Hansson, HA, Lindström J (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 52(2): 155-179.
- Brown GA, McCarthy T, Bourgeault CA, Callahan DJ (2000). Mechanical performance of standard and cannulated 4.0-mm cancellous bone screws. *J Orthop Res* 18(2): 307-312.
- Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C (2005). Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 6(1): 82-97.
- Cho SA, Jung SK (2003). A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials* 24 (26): 4859-4863.
- Costa A, Raffainl M, Melsen B (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 13(3): 201-9.
- Creekmore TD, Eklund MK (1983). The Possibility of Skeletal Anchorage. *J Clin Orthod* 17(4): 266-9.

- Hou SM, Hsu CC, Wang JL, Chao CK, Lin J (2004). Mechanical tests and finite element models for bone holding power of tibial locking screws. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19(7): 738-45.
- Johansson CB, Albrektsson T (1991). A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. *Clin Oral Implant Res* 2(1): 24-9.
- Kanomi R (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 31(11): 763-7.
- Kim JW, Ahn SJ, Chang YI (2005). Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 128(2): 190-194.
- Liou EJ, Pai BC, Lin JC (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126(1): 42-7.
- Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugafara T, Takano-Yamamoto T (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124(4): 378-8.
- Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M, Sato K (2000). Can insertional torque predict screw loosening and related failures? An in vivo study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion. *Spine* 25(7):858-64.
- Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, Ohtori S, Aoki Y, Saito T, Inoue G, Ito T, Moriya H (2005). Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *J Orthop Sci* 10(2): 133-136.
- Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH (2001). Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 35(7): 417-422.
- Phillips JH, Rahn BA (1989). Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pretapped screws. *Plast Reconstr Surg* 83 (3): 447-456.
- Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Wennerberg A, Albrektsson T (2002). Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clin Oral Implant Res* 13(3): 252-259.
- Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M, Tjellstrom A (1991). Relationship between insertion

- torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6(4): 442-7.
- Umemori M, Sugawara J, Mitami H, Nagasaka H, Kawamura H (1999). Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 115(2): 166-74.
- Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R (1993). Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine* 18(12): 1673-6.

ABSTRACT

Influence of screw morphology on the removal torque of orthodontic miniscrew

Hyung-Sok Kim

Department of Dentistry, The Graduate School, Yonsei University

(Directed by Professor Kyoung-Nam Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.)

Orthodontic miniscrews have recently been used widely for anchorage reinforcement in orthodontic treatment and related studies are being carried out actively. But little studies have been performed for mechanical properties in relation to the initial stability of the miniscrew.

The purpose of this study was to evaluate the mechanical properties of the miniscrews according to the screw morphology and artificial cortical bone thickness. Cylindrical (diameter 1.15 mm; 1208C, diameter 1.45 mm; 1508C, diameter 2.0 mm; 2008C) and conical (diameter 1.45 mm; 1508T) types of miniscrews were used in this study. During insertion and removal of miniscrews, continuous torque was measured with the driving torque tester (Biomaterial Korea Inc., Seoul, Korea) rotating at the constant velocity under the constant vertical force.

The results were as follows :

1. The maximum insertion and removal torque significantly increased as the outer diameter of miniscrew increased. In case of torque loss, there was no significant

difference between 1208C and 1508C. Torque loss of 2008C significantly increased. Removal time significantly decreased as the outer diameter increased ($P<0.05$).

2. In case of cylindrical type (1508C), there was no significant difference of the maximum insertion and removal torque in cortical bone with the thickness of 1.0 mm and 1.5 mm. No difference of torque loss was observed between the groups ($P>0.05$).

3. In case of conical type (1508T), the maximum insertion torque was significantly different depending on cortical bone thickness ($P<0.05$) and the maximum removal torque was not different significantly ($P>0.05$). The thicker cortical bone, the more torque loss ($P<0.05$).

4. The conical type had more maximum insertion and removal torque, torque loss, and torque loss ratio, but the cylindrical type showed more removal time in cortical bone thickness of 1.0 mm and 1.5 mm ($P<0.05$).

As a result, the insertion and removal torque were affected by screw morphology and the outer diameter of miniscrew. For thick cortical bone areas, it is recommended to use the cylindrical type of miniscrew which has low torque loss and not too high insertion torque.

Key words : orthodontic miniscrew, screw morphology, cortical bone thickness, insertion torque, removal torque, torque loss