

교정용 미니스크류의 디자인과 피질골의 두께에 따른 역학적 안정성 평가

권영선 · 현홍근 · 김영재 · 김정욱

서울대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

본 연구의 목적은 소아·청소년의 얇은 피질골에서 안정성을 가지는 미니스크류 디자인을 제시하고자 하는 것이다. 직경, 길이, 몸체모양을 달리한 교정용 미니스크류를 피질골의 두께를 달리한 두 종류의 인조골 시편에 식립하여 최대 식립 토크, 최대 제거 토크 및 측방 변위 토크를 측정하였다.

연구결과 피질골의 두께 및 미니스크류의 직경, 길이, 몸체모양은 모두 최대 식립 토크, 최대 제거 토크, 측방 변위 토크에 유의한 영향을 미쳤다. 피질골의 두께가 가장 중요한 요소로 나타났으며 원추형이 원통형보다 초기 고정력이 우수하고, 직경이 증가할수록 역학적 고정력 확보에 유리하였다. 길이의 증가는 다른 요소에 비해 초기 고정력 확보에 미치는 영향이 크지 않으나 6 mm와 8 mm는 고정력 확보에 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

피질골이 얇은 소아·청소년의 골에서 미니스크류의 안정성은 원추형, 직경 1.8 mm가 유리하며, 길이도 6 mm 보다는 8 mm가 유리하다.

주요어: 교정용 미니스크류, 골질, 직경, 길이, 몸체모양

I. 서론

교정치료에서 고정원의 조절은 치료 결과에 매우 중요한 영향을 미친다. 고정원을 강화하는 여러 방법 중 절대적 고정원으로 작용하는 골격성 고정원으로 dental implant, palatal implant, miniplate, miniscrew, onplant 등을 들 수 있다^{1,2)}. 교정 중 일시적으로 사용하는 교정용 미니스크류는 크기가 작고 비용이 비교적 저렴하고 식립과 제거가 빠르고 간단하며 즉시 힘을 가할 수 있는 장점을 가지고 있다³⁻⁶⁾. 그러나 교정용 미니스크류는 dental implant, miniplate와 같은 다른 골격성 고정원에 비해 제거 방향의 토크에 취약하고 쉽게 탈락하는 단점을 가지고 있어 여러 임상 및 동물 실험에서 10~30% 정도의 실패율을 보이는 것으로 알려져 있다⁷⁻¹⁰⁾.

따라서 교정용 미니스크류의 안정성을 증가시키는 것은 임상적으로 매우 중요한 의미를 가진다. 환자의 나이, 성별, 식립 위치, 식립각도, 수술방법, 염증의 유무, 창상치유의 형태, 골질, 치근과의 거리 등과 같은 술자나 환자와 관련된 요소 외에도 교

정용 미니스크류의 모양, 길이, 직경 등의 디자인적 요소 또한 안정성에 영향을 미치는 중요한 요소로 생각된다^{5,11)}. 환자와 관련된 요소는 통제하기 어렵기 때문에 미니스크류와 관련된 합병증이나 실패를 최소화하기 위해 미니스크류의 디자인과 관련된 실패를 최소화하는 것이 중요하다^{5,11)}. 현재 1.2~2.3 mm의 직경과 4~15 mm의 길이, 원추형 또는 원통형의 몸체모양을 가진 다양한 디자인의 교정용 미니스크류가 사용되고 있는데 이러한 디자인적 요소들의 기계적 특성에 대한 이해가 필요하다^{4,12)}.

교정용 미니스크류의 실패는 대부분 조기에 나타나며 대부분의 술자가 식립 즉시 힘을 가하기 때문에 초기 안정성이 무엇보다 중요하다^{4,10,11)}. 식립 토크는 미니스크류의 나선선과 골 사이의 마찰저항의 결과로 초기 안정성의 일차적인 표시자로 사용될 수 있다^{10,13)}. 식립 토크 외에도 제거 토크, periotest, resonance frequency analysis(RFA), pull-out strength 등이 교정용 미니스크류 안정성의 평가요소로 흔히 사용되고 있다^{3,4,14-16)}. 적절한 식립 토크는 실패를 최소화하지만 생리적 허용범위를 넘는

교신저자 : 김 정 욱

서울시 종로구 연건동 28 / 서울대학교 치의학대학원 소아치과학교실 / 02-2072-2639 / pedoman@snu.ac.kr

원고접수일: 2011년 05월 20일 / 원고최종수정일: 2011년 08월 08일 / 원고채택일: 2011년 08월 18일

* 본 연구는 보건복지가족부 보건과학기술연구개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(A084491).

과도한 식립 토크는 골의 흡수나 피사를 야기할 수도 있다^{10,11)}. 따라서 교정용 미니스크류의 안정성에 영향을 미치는 여러 요소들에 대해 분석하고 기계적 특성을 이해하며 생리적인 허용 범위 내에서 적절한 안정성을 가질 수 있는 디자인에 대한 연구가 필요하다.

성인과 소아·청소년은 골질의 차이가 있으며, 혼합치열기 환아의 경우 식립시 계승치를 비롯한 인접구조물의 손상 위험성을 더욱 고려해야 하고 계승치 맹출에 방해되지 않도록 적절한 시기에 교정용 미니스크류를 제거하는 것이 필요하다¹⁷⁾. 교정용 미니스크류의 디자인에 따른 안정성을 연구한 기존의 연구들은 대부분 성인을 대상으로 하였기 때문에 얇은 피질골을 가지는 소아·청소년의 골에 식립시 미니스크류의 안정성에 대한 연구가 필요하다.

따라서 본 연구는 다양한 직경, 길이, 몸체모양을 가지는 교정용 미니스크류를, 소아·청소년의 골을 가정한 0.5 mm 피질골을 가지는 인조골과 성인의 골을 가정한 1.0 mm 피질골을 가지는 인조골 두 종류의 시편에 식립하여 교정용 미니스크류의 길이, 직경, 몸체모양 등의 디자인적 요소와 식립연령에 따른 골질의 영향을 동시 평가하여 소아·청소년의 골에 적합한 미니스크류 디자인을 제시하고자 한다. 안정성의 평가는 최대 식립 토크, 최대 제거 토크 및 측방 변위 토크를 측정하여 미니스크류의 안정성을 다각도로 평가하고자 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 시편 제작

1) 실험용 인조골편

본 실험에서는 임플란트 식립 테스트에 이용하고 있는 인조골을 이용하여 교정용 미니스크류를 식립하였다. 인조골은 폴리우레탄 재질로써 인체의 치조골과 유사하게 피질골층과 해면골층으로 이루어져 있다.

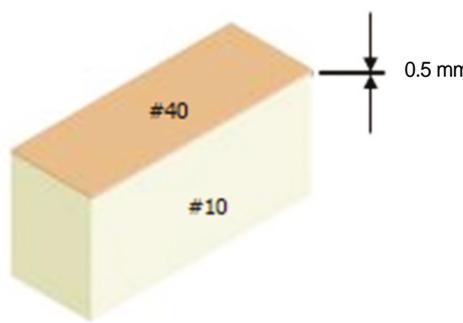
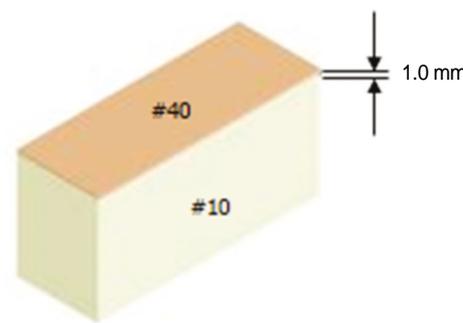
소아·청소년의 골을 가정하여 0.5 mm의 피질골층을 가지는 시편과 일반적 성인의 골을 가정한 1.0 mm의 피질골층을 가지는 시편으로 두 종류의 인조골을 제작하였다. 피질골과 해면골의 골밀도는 두 시편에서 모두 같도록 하였다(Table 1).

2) 교정용 미니스크류의 형태

다양한 디자인의 교정용 미니스크류 중 대표적인 2가지 몸체 모양인 원추형과 원통형을 채택하고 직경과 길이를 변화시켜 12군의 교정용 미니스크류를 제작하였다. 현재 일반적으로 교정용 미니스크류의 제작에 사용되는 재료인 titanium grade 5 (Ti-6Al-4V)를 이용하였다.

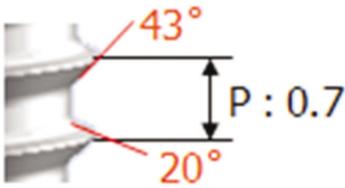
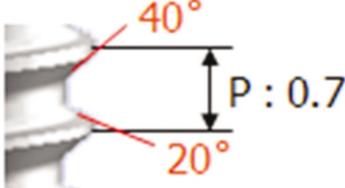
각 교정용 미니스크류의 종류와 주요 치수를 Table 2에 나타내었다.

Table 1. Two kinds of artificial bones with different cortical bone thickness

	Thin cortical bone	Thick cortical bone
Artificial bone		
Cortical bone thickness	0.5 mm	1.0 mm
Density	Cancellous bone : #10* Cortical bone : #40*	Cancellous bone : #10* Cortical bone : #40*

*Density Number is defined by ASTM F-1839 "Rigid Polyurethane Foam for Testing Orthopedics Devices."

Table 2. The prescription of miniscrews with different diameters, lengths, and body types

Body Type	Taper						Straight					
Miniscrews												
Thread												
Diameter (mm)	1.6		1.8		1.6		1.6		1.6		1.6	
Length (mm)	6	8	10	6	8	10	6	8	10	6	8	10
Group	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12

2. 역학적 안정성 평가

1) 식립 토크 패턴 및 최대 식립 토크(Maximum insertion torque: MIT)

임플란트 식립장비를 이용하여 12군의 교정용 미니스크류를 두 종류의 인조골 시편에 식립하였다. 각 군당 5회씩 반복 측정하여 총 120번의 시험을 시행하였다. Self Drilling 모드, 12 rpm으로 저속 회전시킨 상태에서 교정용 미니스크류를 식립하면서 0.01초 단위로 토크의 변화를 측정하고 최대 식립 토크를 기록하였다.

2) 최대 제거 토크(Maximum removal torque: MRT)

식립된 교정용 미니스크류를 회전하여 제거하는데 저항하는 회전마찰저항의 최대값을 측정하였다. 식립장비를 이용하여 인조골에 교정용 미니스크류를 식립하여 최대 식립 토크를 확인한 후 식립완료한 미니스크류와 골을 지그에 고정하였다. 드라이버를 교정용 미니스크류에 연결한 후 Torque Gauge® (Mark-10, USA)의 Reverse 모드를 이용하여 인조골에서 교정용 미니스크류를 회전시켜 제거하면서 최대 제거 토크를 측정하였다.

3) 측방 변위 토크(Lateral alteration torque: LAT)

임플란트 식립장비를 이용하여 교정용 미니스크류를 골에 수직으로 식립한 후 식립완료한 교정용 미니스크류와 인조골을

인스트론 지그에 고정하고 인장시험기를 이용하여 측방력을 가하였다(Fig. 1). 변위가 2 mm/min의 속도로 발생하도록 하였으며 이때 발생한 측방력을 실시간으로 측정하였다.

변위 발생시 측방력을 측정하여 그 중 변위가 0.55~0.65 mm 발생하였을 때의 측방력의 평균값을 측방 변위 토크 (Lateral alteration torque: LAT)으로 정의하여 각 군을 비교하였다.



Fig. 1. Measurement of displacement on lateral force.

3. 통계

R 통계패키지를 이용하여 ANOVA를 사용하여 각 군간의 최대 식립 토크 (Maximum insertion torque: MIT), 최대 제거 토크(Maximum removal torque: MRT), 측방 변위 토크 (Lateral alteration torque: LAT)의 차이가 있는지 검증한 후 Student Newman Keuls Test로 각 군간의 차이를 사후검정하였다. 교정용 미니스크류의 직경, 길이, 몸체모양, 피질골의 두께가 최대 식립 토크, 최대 제거 토크, 측방 변위 토크에 미치는 영향을 정도를 알아보기 위해 다중회귀분석(Multiple linear regression analysis)을 시행하였다.

III. 연구 성적

0.5 mm 피질골과 1.0 mm 피질골에 식립한 경우에 대하여 ANOVA를 이용하여 각 군별 최대 식립 토크, 최대 제거 토크, 측방 변위 토크를 비교하였을 때 모두 통계적으로 매우 유의한 차이를 나타내었다($p < 0.0001$).

1. 최대 식립 토크

최대 식립 토크는 0.5 mm 피질골 보다는 1.0 mm 피질골에서 높은 값을 나타내었고 원추형은 원통형보다 큰 값을 나타냈다(Fig. 2). 0.5 mm 피질골에서는 4군에서, 1.0 mm 피질골에서는 6군에서 가장 큰 최대 식립 토크를 보였다.

Student Newman Keuls Test를 이용한 사후 검정에 따르면 0.5 mm 피질골에 식립시 가장 높은 최대 식립 토크 값을 보인 4군은 3, 5, 6군과 통계적 유의차가 없었으며 1.0 mm 두께의 피질골에 식립시 가장 높은 최대 식립 토크 값을 보인 6군은 5군과 통계적 유의차가 없는 것으로 나타났다($p > 0.05$).

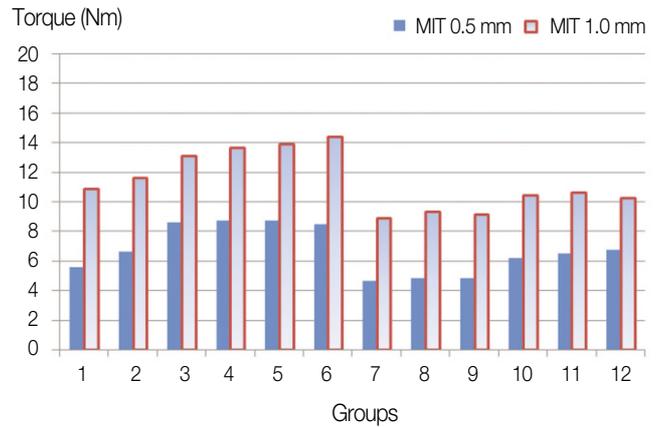


Fig. 2. Comparison of MIT.

2. 최대 제거 토크

최대 제거 토크 역시 0.5 mm 피질골 보다는 1.0 mm 피질골에서 높은 값을 나타내었고 원추형은 원통형보다 큰 값을 나타냈다(Fig. 3). 길이와 직경이 증가할수록 큰 값을 나타내는 경향을 보였으나 0.5 mm 피질골에서는 5군과 6군, 1.0 mm 피질골에서는 11군과 12군에서 길이가 8 mm에서 10 mm로 증가하면서 오히려 최대 제거 토크가 감소하였다. 0.5 mm 피질골에서 5군에서, 1.0 mm 피질골에서는 6군에서 가장 큰 최대 제거 토크를 나타냈다. Student Newman Keuls Test를 이용한 사후 검정에 따르면 최대 제거 토크는 0.5 mm 피질골과 1.0 mm 두께의 피질골 식립시 모두 5군과 6군 사이에는 통계적 유의차가 없었다($p > 0.05$).

Table 3. The MIT, MRT, and LAT measured for each groups

Group	0.5 mm Cortical bone			1.0 mm cortical bone		
	MIT	MRT	LAT	MIT	MRT	LAT
	(Mean ± SD)	(Mean ± SD)	(Mean ± SD)	(Mean ± SD)	(Mean ± SD)	(Mean ± SD)
1	5.57 ± 0.22	2.84 ± 0.26	50.70 ± 4.05	10.89 ± 0.50	5.10 ± 0.35	66.69 ± 4.53
2	6.61 ± 0.37	3.58 ± 0.28	61.96 ± 4.93	11.61 ± 0.42	5.68 ± 0.31	83.86 ± 1.51
3	8.57 ± 0.50	4.46 ± 0.34	79.11 ± 2.53	13.10 ± 0.50	6.28 ± 0.33	109.64 ± 4.31
4	8.71 ± 0.38	4.82 ± 0.19	60.91 ± 2.56	13.67 ± 0.30	6.62 ± 0.13	73.04 ± 2.64
5	8.70 ± 0.56	5.40 ± 0.24	74.12 ± 4.41	13.88 ± 0.62	6.96 ± 0.24	92.05 ± 9.47
6	8.50 ± 0.22	5.38 ± 0.33	86.70 ± 5.03	14.38 ± 0.36	7.14 ± 0.21	116.43 ± 5.09
7	4.63 ± 0.13	2.50 ± 0.19	40.23 ± 1.08	8.90 ± 0.33	4.34 ± 0.25	46.37 ± 2.60
8	4.86 ± 0.28	3.02 ± 0.24	55.51 ± 2.11	9.35 ± 0.47	4.60 ± 0.25	71.03 ± 4.19
9	4.86 ± 0.54	3.36 ± 0.30	66.09 ± 4.52	9.16 ± 0.23	4.92 ± 0.26	76.85 ± 3.86
10	6.20 ± 0.29	3.60 ± 0.38	47.46 ± 4.67	10.44 ± 0.47	5.60 ± 0.33	52.46 ± 2.07
11	6.47 ± 0.32	3.96 ± 0.23	63.32 ± 2.88	10.66 ± 0.41	6.00 ± 0.22	75.26 ± 1.64
12	6.76 ± 0.46	4.16 ± 0.34	77.18 ± 4.03	10.3 ± 0.44	5.52 ± 0.27	86.00 ± 6.90
p value	***	***	***	***	***	***

MIT: Maximum insertion torque, MRT: Maximum removal torque, LAT: Lateral alteration torque

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

3. 측방 변위 토크

측방 변위 토크 역시 모든 군에서 0.5 mm 피질골보다는 1.0 mm 피질골에서 높은 값을 나타내었고 길이와 직경이 증가할수록 큰 값을 나타내는 경향을 보였다. 0.5 mm 피질골과 1.0 mm 피질골 모두에서 6군이 가장 높은 값을 나타냈다(Fig. 4).

5군과 6군은 최대 제거 토크와 최대 식립 토크에서 통계학적으로 유의한 차이를 나타내지 않았는데 이는 원추형에서 직경이 1.8 mm로 큰 경우 8 mm 길이 대신 10 mm 길이를 사용하는 것은 고정력의 증가에 유의한 차이를 나타내지 않는다는 것을 의미한다.

모든 군에서 원추형의 미니스크류는 원통형의 미니스크류보다 높은 최대 식립 토크, 최대 제거 토크, 측방 변위 토크를 보였으며 이는 기존의 여러 논문의 결과와 일치한다^{10,11,14}.

최대 식립 토크, 최대 제거 토크, 측방 변위 토크에서 공통적으로 통계적으로 유의하게 큰 값을 보인 6군의 식립 깊이에 따른 토크 그래프를 보면 세 개의 구간으로 나누어지는 패턴을 볼 수 있는데 이는 미니스크류의 원추형태와 연관이 있다(Fig. 5). 피질골을 뚫는 초반에는 토크가 급격히 증가하다가 교정용 미

니스크류 중간의 평행한 원통형 부분이 식립되는 구간에서는 토크가 거의 일정하게 나타나고 직경이 서서히 증가하면서 연조직 접촉부와 이행되는 경사진 부분인 미니스크류의 상단부가 식립되는 마지막 구간에서 최종 고정력을 얻을 때 토크 증가가 두드러지게 나타났다. 6군과 직경과 길이가 같으면서 원통형의 몸체모양을 가진 12군은 6군에 비해 식립깊이에 따른 토크가 비교적 일정하게 증가하는 추세를 보여 미니스크류의 중반부가 식립될 때는 원추형에 비해 큰 값을 가지는 구간이 나타나지만 최종적인 최대 식립 토크는 6군에 비해 낮게 나타났다.

6군의 변위-측방력 그래프를 보면 0.5 mm 피질골에 식립시 측방력이 약 85N, 1.0 mm 피질골에 식립시 측방력이 약 115N 정도까지 증가할 때는 변위와 측방력이 비례하여 증가하다가 그 이상이 되면 변위가 증가하여도 측방력은 일정한 값을 나타냈다(Fig. 6). 6군과 같은 직경과 길이를 가진 원통형의 12군은 6군에 비해 낮은 측방력을 나타냈으나 변위에 따른 측방력의 패턴은 6군에서와 비슷하게 나타났다. 일반적으로 교정적인 견인을 할 때 드는 힘은 약 5N 이하이며⁵⁻⁷, 이러한 교정력은 임상적인 실패를 야기하지 않을 것으로 생각된다.

다중회귀분석에 따르면 미니스크류의 직경, 길이, 몸체모양,

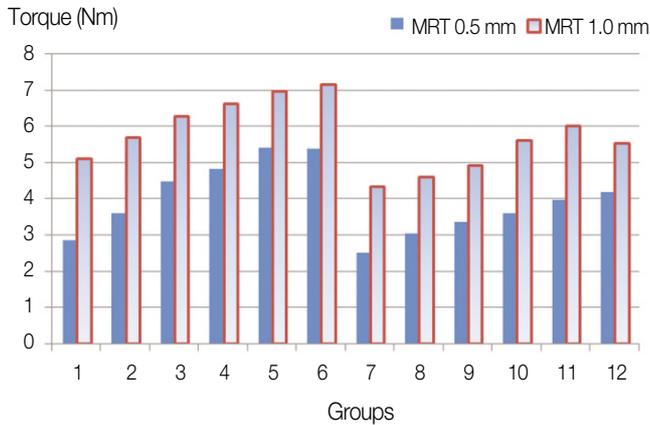


Fig. 3. Comparison of MRT.

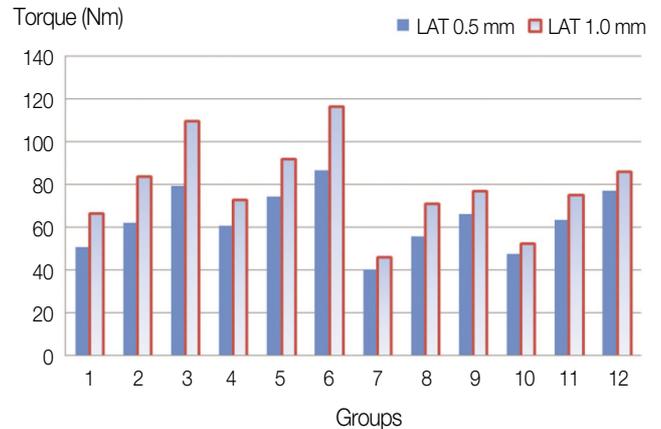


Fig. 4. Comparison of LAT.

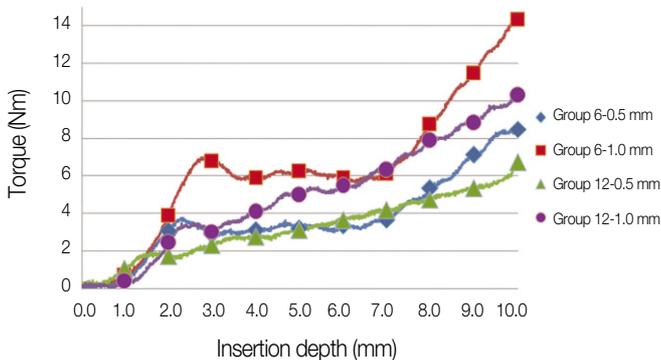


Fig. 5. Insertion torque graphs by cortical bone thickness 0.5 mm and 1.0 mm in Group 6 and Group 12.

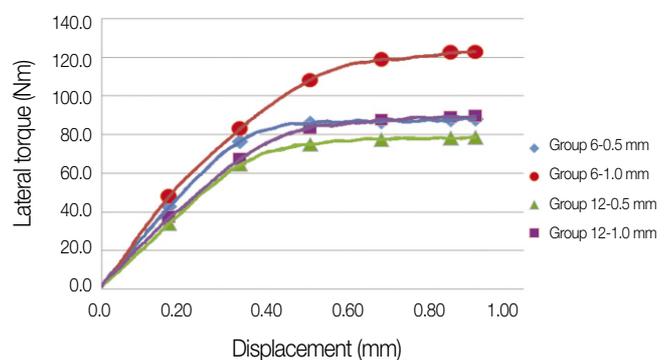


Fig. 6. Displacement-lateral torque by cortical bone thickness 0.5 mm and 1.0 mm in Group 6 and Group 12.

Table 4. Multiple linear regression analysis - MIT

	Estimate	Std. Error	t value	Pr(> t)
(Intercept)	-1.783	0.364	-4.899	***
Thickness	9.32	0.243	38.409	***
Body(taper)	2.633	0.121	21.698	***
Diameter(1.8 mm)	1.712	0.121	14.114	***
Length	0.207	0.037	5.566	***

$$MIT = -1.783 + 9.312 \times \text{thickness} + 2.633 \times \text{body}(\text{straight}=0, \text{taper}=1) + 1.712 \times \text{diameter}(1.6 \text{ mm}=0, 1.8 \text{ mm}=1) + 0.207 \times \text{length}$$

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

Table 5. Multiple linear regression analysis - MRT

	Estimate	Std. Error	t value	Pr(> t)
(Intercept)	-0.465	0.196	-2.378	*
Thickness	3.613	0.130	27.712	***
Body(taper)	1.057	0.065	16.208	***
Diameter(1.8 mm)	1.207	0.065	18.509	***
Length	0.181	0.020	9.080	***

$$MRT = -0.465 + 3.613 \times \text{thickness} + 1.057 \times \text{body}(\text{straight}=0, \text{taper}=1) + 1.207 \times \text{diameter}(1.6 \text{ mm}=0, 1.8 \text{ mm}=1) + 0.181 \times \text{length}$$

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

Table 6. Multiple linear regression analysis - LAT

	Estimate	Std. Error	t value	Pr(> t)
(Intercept)	-29.225	3.315	-8.817	***
Thickness	31.066	2.210	14.059	***
Body(taper)	16.455	1.105	14.894	***
Diameter(1.8 mm)	8.075	1.105	7.308	***
Length	8.129	0.338	24.031	***

$$LAT = -29.225 + 31.066 \times \text{thickness} + 16.455 \times \text{body}(\text{straight}=0, \text{taper}=1) + 8.075 \times \text{diameter}(1.6 \text{ mm}=0, 1.8 \text{ mm}=1) + 8.129 \times \text{length}$$

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

피질골의 두께는 최대 식립 토크, 최대 제거 토크, 측방 변위 토크 모두에 통계적으로 유의한 영향을 미쳤다. 최대 식립 토크에 영향을 미치는 순서는 골질, 몸체모양, 직경, 길이의 순이었고 (Table 4), 최대 제거 토크에 영향을 미치는 요소는 골질, 직경, 몸체모양, 길이 순이었으며 (Table 5), 측방 변위 토크에 영향을 미치는 순서는 골질, 몸체모양, 길이, 직경의 순으로 나타났다 (Table 6).

IV. 총괄 및 고찰

본 연구에서는 피질골의 두께가 미니스크류의 안정성에 미치는 영향을 알아보기 위해 임플란트 식립 테스트에 사용되는 인조골을 성인과 소아·청소년의 골을 가정하여 0.5 mm와 1.0 mm 피질골을 가진 두 종류로 제작, 사용하였으며 골밀도는 두 가지 시편에서 동일하도록 하였다. 인체골을 사용한다면 생리적 영향까지 고려할 수 있는 장점이 있으나 인체에서의 토크 실험

은 식립시 여러 해부학적 제한이 있을 수 있으며 식립 부위에 따라 골의 두께나 밀도의 차이를 보여 피질골의 두께에 따른 영향을 단순 비교하기가 어려워져^{11,14)}, 본 실험에서는 미니스크류 식립시 인체에서 발생할 수 있는 다양한 생리적인 영향을 제한하고 기계적인 영향만을 평가하기 위해 인조골을 사용하였다.

골의 질은 피질골의 두께와 골밀도로 나누어 생각할 수 있는데 고정력의 확보는 주로 피질골에서 이루어지기 때문에 본 실험에서는 골밀도는 같게 하고 피질골의 두께만을 달리하여 비교하였다. 피질골이 0.5 mm인 경우보다 피질골이 1.0 mm로 두꺼운 경우 최대 식립 토크, 최대 제거 토크, 측방 변위 토크 모두 통계적으로 유의하게 큰 값을 보였다 ($p < 0.05$). Wilmes 등¹⁸⁾도 피질골의 두께와 미니스크류의 초기 안정성간에는 높은 상관관계가 있다고 보고한 바 있으며 이는 본 연구의 결과와 일치한다.

10~65세 사이의 환자를 10살 단위로 군을 나누고 CBCT (Cone beam computed tomography)를 이용하여 나이에 따른 하악골 피질골의 두께, 높이, 폭 등의 차이를 측정 한 Swasty 등¹⁹⁾의 연구에 따르면 10~19세의 환자는 다른 연령군에 비해 얇은 피질골과 낮은 하악골 높이를 보였으며 나이가 증가함에 따라 골성숙이 진행되어 40~49세 사이의 연령군에서 가장 두꺼운 피질골 두께를 가지다가 그 후 연령이 증가하면서 점차 감소하는 추세를 보였다고 하였다.

3~17세 사이의 아동 및 청소년을 3~5세의 학령기전 어린이, 6~11세의 학령기 어린이, 12~17세의 청소년으로 나누어 연령과 성별에 따른 하악각부 피질골의 두께 변화를 연구한 백 등²⁰⁾의 연구에 따르면, 학령기전 어린이와 학령기 어린이에서는 남자 어린이의 피질골이 여자 어린이에 비해 유의성 있게 두껍게 나타났으나 청소년기에는 성별에 따른 차이가 없었고, 3세에서 17세 사이에 연령이 증가할수록 하악각부 피질골의 두께는 통계적으로 유의하게 증가한다고 하였다.

연령과 성별 이외에도 피질골 두께에 영향을 미치는 또 다른 요소로 Miyawaki 등⁷⁾은 하악각(mandibular angle)을 언급하였는데 그의 연구에 따르면 높은 하악각(high mandibular angle)을 가진 환자는 낮은 하악각(low mandibular angle)을 가진 환자보다 피질골이 더 얇아 교정용 미니스크류의 식립시 안정성이 떨어질 수 있다고 하였다. 따라서 낮은 하악각을 가진 환자의 경우 직경 1.5 mm 이상, 높은 하악각을 가진 환자의 경우에는 직경 2.3 mm 이상의 미니스크류가 추천된다고 주장하였다⁷⁾.

본 연구에서 피질골의 두께, 미니스크류의 몸체모양, 직경, 길이의 요소 중에서 피질골의 두께는 최대 식립 토크, 최대 제거 토크, 측방 변위 토크 모두에 가장 큰 영향을 미치는 요소로 나타났다. Motoyoshi 등²¹⁾은 고정력을 6개월 가한 후 교정용 미니스크류 성공률에 미치는 여러 영향을 조사한 논문에서 악골, 좌우, 성별에 따른 차이는 나타나지 않았으나 피질골의 두께가 1.0 mm 이상인 경우 피질골의 두께가 1.0 mm보다 작은 경우에 비해 현저히 높은 성공률을 보였다고 보고한 바 있다.

소아·청소년과 성인의 골질은 피질골의 두께뿐 아니라 골밀

도에서도 차이가 있다. Maki 등²²⁾은 9세에서 33세 사이의 34명의 환자를 대상으로 Quantitative computed tomography를 이용하여 연령에 따른 하악 피질골의 밀도를 측정하였는데 11세 전까지는 남녀 모두 비슷한 석회화 정도를 보이다가 그 이후에는 남자에서 현저히 높은 수치를 나타냈다고 하였다. 또한 연령이 증가함에 따라 피질골 및 해면골의 밀도가 증가하며 남자가 여자보다 모든 연령에서 높은 밀도로 나타났다고 하였다²²⁾. 남녀 모두에서 13세에서 16세 사이에 피질골의 석회화 정도가 가장 급격히 증가하며 전체 하악골에서 피질골이 차지하는 비중은 여성에서는 대체로 일정한 비율을 보이는 반면 남성에서는 더 빠르게 증가하다가 16세 이후에는 일정한 값을 보인다고 하였다²²⁾. Wang 등²³⁾은 성숙한 개와 어린 개의 하악골을 이용한 실험에서 골밀도, 상대적 골의 부피, 피질골의 두께 등을 비교하여 두 구간 pull-out strength의 차이를 분석하였는데 세가지 요인 중 가장 큰 영향을 미치는 것은 골밀도라고 하였으며, Homolka 등²⁴⁾도 골밀도와 미니스크류의 최대 식립 토크 간에 높은 상관관계가 있다고 발표한 바 있다. 따라서 피질골의 두께 외에도 골밀도의 차이를 고려한 연구가 추가적으로 필요할 것으로 생각된다.

원추형은 원통형에 비해 역학적 안정성이 유의하게 뛰어났다. Cha 등¹⁰⁾은 개를 대상으로 원추형과 원통형 미니스크류의 식립 토크와 제거 토크를 비교 실험하였는데 원추형 미니스크류는 원통형에 비해 최대 식립 토크와 식립 3주 후 최대 제거 토크가 통계적으로 유의하게 크다고 하였으며 이는 본 논문의 결과와 일치한다.

미니스크류의 직경이 증가함에 따라 최대 식립 토크나 최대 제거 토크, 측방 변위 토크는 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였는데 이는 직경이 커지면 피질골과의 접촉면적이 넓어져 주변골의 변형에 따른 응력이 증가하기 때문이라고 생각된다. 미니스크류의 길이보다는 직경이 미니스크류의 역학적 안정성에 더 크게 관련된 것으로 나타났으며 이는 여러 기존 논문의 결과들과 일치한다^{1, 25)}. 5군과 6군의 최대 식립 토크와 최대 제거 토크는 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다. 따라서 큰 직경을 가진 원추형의 미니스크류의 경우 8 mm와 10 mm 길이는 안정성에 차이가 거의 없다고 할 수 있다. 1.0 mm 피질골에서 측방 변위 토크는 6군, 3군, 5군의 순으로 높은 값을 가지는 것으로 나타나 측방력을 가할 때 이에 저항하는 정도는 최대 식립 토크나 최대 제거 토크에 비해 길이의 증가에 좀 더 영향을 받는 것으로 생각된다.

Motoyoshi 등²¹⁾은 최대 식립 토크에 따른 임상적 성공률의 차이를 조사한 논문에서 초기 식립 토크가 8~10 Nm인 경우 식립 6개월 후 100%의 성공률을, 식립 토크가 8 Nm 보다 낮은 경우는 83.9%, 10 Nm 보다 높은 경우는 87.6%의 성공률을 보였다고 하여 임상에서 초기 식립 토크를 8~10 Nm 정도 얻는 것이 성공에 중요하다고 하였다. 본 연구에서는 피질골의 두께가 0.5 mm인 경우 3, 4, 5, 6군에서 8~9 Nm의 최대 식립 토크를 보였고 나머지 군에서는 8 Nm 보다 작은 값을 나타냈다. 피질골의 두께가 1.0 mm인 경우에는 7, 8, 9군에서

8~10 Nm의 최대 식립 토크를 보였으며 나머지 군에서는 10 Nm 이상의 값을 나타냈다. 이는 인조골에서의 실험이기 때문에 사람의 골과 다른 특성을 가질 수 있어 절대적인 비교를 할 수는 없으나 얇은 피질골을 가진 소아·청소년의 골에서 미니스크류를 식립하는 경우 적절한 식립 토크를 위해 원통형보다는 원추형을 선택하는 것이 유리하며 치아 사이의 거리가 좁아 작은 직경을 식립해야 한다면 10 mm의 길이를 식립하는 것이 유리하다고 생각할 수 있다. 또한 피질골이 두꺼운 경우 과도한 식립 토크를 피하기 위해서 원통형의 작은 직경의 미니스크류를 식립하는 것을 고려해야 한다.

Motoyoshi 등²⁶⁾은 임상에서 성공적으로 사용된 134개의 직경 1.6 mm, 길이 8 mm의 미니스크류의 최대 식립 토크와 제거 토크를 조사한 논문에서 최대 식립 토크의 평균값은 8 Nm, 최대 제거 토크의 평균값은 4 Nm라고 보고하였다. 본 실험에서 1.0 mm 피질골을 가지는 인조골에 식립시에는 모든 그룹에서 4 Nm 이상의 최대 제거 토크를 나타냈으나 0.5 mm 피질골을 가지는 인조골에 식립시에는 3, 4, 5, 6, 12군에서만 4 Nm 이상의 최대 제거 토크를 나타냈다. 따라서 소아·청소년의 얇은 피질골에 미니스크류를 식립시 적절한 최대 제거 토크를 얻기 위해서는 원통형보다는 원추형이 유리하며, 작은 직경을 선택해야 할 때는 10 mm 길이를, 원통형을 선택한다면 1.8 mm의 큰 직경과 10 mm의 긴 길이를 가진 미니스크류를 선택해야 할 것으로 보인다.

본 실험은 교정용 미니스크류의 몸체모양 및 길이, 직경 등과 같은 기계적 성질이 역학적 안정성에 미치는 영향을 알아보고 소아·청소년의 얇은 피질골을 고려하였을 때 어떤 디자인의 교정용 미니스크류를 식립하는 것이 효과적이지 고찰해 보았다. 본 실험은 인조골로 진행하였기에 실제 인체에서 발생하는 생리적인 현상을 반영하지 못하여 임상환경과는 일치하지 않을 수도 있으나 실험에서 확인한 교정용 미니스크류의 일반적인 역학적 특성은 유효할 것이라고 판단된다.

최대 식립 토크나 최대 제거 토크가 클수록 기계적인 초기 안정성이 좋을 것으로 생각되나 과도한 식립 토크는 열과 기계적 손상으로 골을 변형시키거나 골의 허혈등을 유발하여 골괴사나 골흡수, 미니스크류의 파절을 야기할 수도 있다¹⁴⁾. 임상에서 식립부위의 해부학적 구조 및 골질에 따라 적절한 초기안정성을 가지면서 생리적으로 허용 가능한 범위의 식립 토크를 찾는 것이 중요한 과제라고 생각된다.

V. 결 론

길이와 직경, 몸체모양이 다른 12종류의 교정용 미니스크류를 소아·청소년의 골을 가정된 0.5 mm 피질골을 가지는 인조골과 성인의 골을 가정된 1.0 mm 피질골을 가진 인조골에 식립하여 최대 식립 토크, 최대 제거 토크, 측방 변위 토크를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻을 수 있다.

- 1) 최대 식립 토크에 영향을 미치는 요소는 골질, 몸체모양, 직경, 길이의 순으로 나타났고, 최대 제거 토크에 영향을

미치는 요소는 골질, 직경, 몸체모양, 길이 순이었으며 측방 변위 토크에 영향을 미치는 순서는 골질, 몸체모양, 길이, 직경의 순으로 나타났다. 따라서 피질골의 두께는 고정력 확보에 매우 중요하다.

- 2) 피질골층에 고정되는 부분인 상단부로 갈수록 직경이 증가하는 원추형이 원통형보다 고정력이 우수하였다.
- 3) 직경이 증가할수록 역학적 고정력 확보에 유리하였다.
- 4) 길이의 증가는 다른 요소에 비해 초기 고정력 확보에 미치는 영향이 크지 않으나 6 mm와 8 mm는 고정력 확보에 통계적으로 유의한 차이가 있으며 8 mm와 10 mm는 통계학적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다.

결과적으로 피질골이 0.5 mm로 얇은 소아·청소년의 경우 직경 1.8 mm의 원추형이 유리하며, 길이도 6 mm 보다는 8 mm가 유리할 것으로 생각된다.

참고문헌

1. Santiago RC, De Paula FO, Fraga MR, et al. : Correlation between miniscrew stability and bone mineral density in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136:243-250, 2009.
2. Park HS, Jeong SH, Kwon OH : Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130:18-25, 2006.
3. Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, et al. : Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133:790-790, 2008.
4. Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, et al. : Biomechanical properties of Orthodontic Miniscrews. An in-vitro study. *J Orofac Orthop*, 71:53-67, 2010.
5. Reicheneder C, Rottner K, Bokan I, et al. : Mechanical loading of orthodontic miniscrews—significance and problems : an experimental study. *Biomed Tech*, 53:242-245, 2008.
6. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, et al. : Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134:625-635, 2008.
7. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, et al. : Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124:373-378, 2003.
8. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P : Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage—preliminary experiences. *J Orofac Orthop*, 65:410-418, 2004.
9. 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*, 19:100-106, 2004.
10. Cha JY, Takano-Yamamoto T, Hwang CJ : The Effect of Miniscrew Taper Morphology on Insertion and Removal Torque in Dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25:777-783, 2010.
11. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ : Insertion Torque of Orthodontic Miniscrews According to Changes in Shape, Diameter and Length. *Angle Orthod*, 78:234-240, 2008.
12. Papadopoulos MA, Tarawneh F : The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103:6-15, 2007.
13. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. : Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res*, 17:109-114, 2006.
14. Kim JW, Cho IS, Lee SJ, et al. : Mechanical analysis of the taper shape and length of orthodontic mini-implant for initial stability. *Korean J Orthod*, 36:55-62, 2006.
15. Chen Y, Kyung HM, Gao L, et al. : Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *Angle Orthod*, 80:821-827, 2010.
16. Suzuki EY, Suzuki B, Aramrattana A, et al. : Assessment of miniscrew implant stability by resonance frequency analysis : a study in human cadavers. *J Oral Maxillofac Surg*, 68:2682-2689, 2010.
17. 임수민, 양연미, 김재곤 등 : 혼합치열기의 miniscrew를 이용한 교정치료. *대한소아치과학회지*, 35:367-375, 2008.
18. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D : Parameters Affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. *J Orofac Orthop*, 67:162-174, 2006.
19. Swasty D, Lee JS, Huang JC, et al. : Anthropometric analysis of the human mandibular cortical bone as assessed by cone-beam computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg*, 67:491-500, 2009.
20. 백병주, 김미라, 노용관 등 : 아동 및 청소년기의 하악각부 피질골 두께에 관한 방사선학적 연구. *대한소아치과학회지*, 25:225-233, 1998.
21. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N : Effect

- of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22:779-784, 2007.
22. Maki K, Miller A, Okano T, Shibasaki Y : Changes in cortical bone mineralization in the developing mandible : a three-dimensional quantitative computed tomography study. *J Bone Miner Res*, 15:700-709, 2000.
23. Wang Z, Zhao Z, Xue J, et al. : Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs : A microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137:100-107, 2010.
24. Homolka P, Beer A, Birkfellner W, et al. : Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles : pilot study. *Radiology*, 224:247-252, 2002.
25. 임종원, 김왕식, 김일규 등 : 교정용 미니스크류 식립 시스템의 길이, 직경 및 피질골 두께에 따른 응력 분포에 관한 3차원 유한요소법적 연구. *대한치과교정학회지*, 33:11-20, 2003.
26. Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, et al. : Factors affecting the long-term stability of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137:588.e1-5, 2010.

Abstract

MINISCREW STABILITY REGARDING DESIGN OF MINISCREW AND THICKNESS OF CORTICAL BONE

Young-Sun Kweon, Hong-Keun Hyun, Young-Jae Kim, Jung-Wook Kim

Department of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Seoul National University

The aim of this study was to suggest a design for an orthodontic miniscrew which may work most favorably in the thin cortical bone of the adolescent. In this study, orthodontic miniscrews with different diameters, lengths, and body types were manufactured and implanted in two artificial bone samples with different cortical bone thickness. Maximum insertion torque, maximum removal torque, and lateral alteration torque were measured.

As a result, the bone quality, body type, diameter, and the length all had their effects on the maximum insertion torque, maximum removal torque, and lateral alteration torque. Cortical bone thickness was the most important factor. In initial stability, conical types showed better results than cylindrical types. Increase in the diameter had favorable effects in achieving mechanical stability. Increase in the length did not have as much influence as the other factors did on the initial stability, but there was a statistically significant difference between screws of 6 mm and 8 mm lengths ($p < 0.05$).

In conclusion, the conical type screw with a diameter of 1.8 mm is most favorable in the thin cortical bone of the adolescent. In terms of length, the 8 mm screw is expected to perform better than the 6 mm screw.

Key words : Orthodontic miniscrew, Cortical bone thickness, Diameter, Length, Body type