

다양한 교정용 미니 스크류의 인공 피질골 두께에 따른 삽입 토오크와 Pull-out 강도 비교

송 영 윤^a · 차 정 열^b · 황 충 주^c

본 연구는 스크류의 역학적 특성을 알아보고자 세 종류의 self-drilling형의 교정용 미니 스크류 (Type A; 순수한 원통형, Type B; 내경이 증가하는 구간이 있는 부분적인 원통형, Type C; 원통형과 원추형이 함께 있는 복합형)를 피질골의 두께를 다르게 설정한 인공골 시편에 삽입하였다. 일정한 회전 속도와 수직력을 부여할 수 있는 구동식 토오크 시험기(Biomaterials Korea, Seoul, Korea)를 이용하여 삽입 토오크를 측정하고 만능시험기(Instron 3366, Instron, Norwood, MA, USA)를 이용하여 Pull-out 강도를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다. 피질골 두께의 증가에 따른 최대 삽입 토오크(maximum insertion torque) 값은 Type A는 차이가 없는 반면($p > 0.05$), Type B와 Type C에서는 유의한 증가가 관찰되었다 ($p < 0.05$). 모든 피질골 두께에서 Type C > Type A > Type B의 순으로 최대 삽입 토오크 값이 크게 나타났다 ($p < 0.05$). Pull-out 강도는 모든 경우에 Type A가 Type B와 Type C보다 낮게 측정되었다 ($p < 0.05$). Type별로 피질골 두께와 최대 삽입 토오크, Pull-out 강도 간에 통계적으로 유의한 상관관계가 있었다 ($p < 0.05$). 이상의 결과는 미니 스크류 식립을 위한 디자인 선택 시 식립부위의 피질골 두께를 고려해야 함을 시사한다. (대치교정지 2007;37(1):5-15)

주요 단어: 교정용 미니 스크류, 구동식 토오크 시험기, 최대 삽입 토오크, Pull-out 강도

서론

근래 치과 교정 영역에서 고전적인 고정원 외에 새로운 고정원을 찾기 위한 노력들이 진행되었으며, 환자의 협조가 요구되지 않고 확실한 고정원을 얻기 위해서 osseointegrated implant,¹ onplant,² zygomatic arch wiring,³ miniplate,^{4,8} 교정용 미니 스크류(mini-screw)와 같은 골격성 고정원에 대한 많은 연구들이 있었다. 그러한 여러 골격성 고정원 중에서 구강 내 적용 범위가 넓고, 삽입과 제거가 용이한 미니 스크류의 개발로 복잡한 교정 치료 장치를 비교적 단순화시킬 수 있게 되었으며 교정력의 적용에 대한 부

작용을 최소화하면서 다양한 방향으로의 치아 이동이 가능하게 되었다. 이후 교정 치료에서 미니 스크류를 고정원으로서 안정적으로 사용할 수 있는지에 대한 많은 연구들^{9,10}과 성공적인 임상 증례들¹¹⁻²¹이 보고되었다. Ohmae 등²²은 beagle dog에서 titanium mini-implant를 고정원으로 사용하여 임상적 및 조직학적으로 성공적인 압하를 이루었다고 보고하였다.

미니 스크류의 성공률에 대해서 Costa 등²³은 16 증례 중 2 증례가 탈락하였다고 하였고, Deguchi 등⁹은 97%의 성공률을, 박²⁴은 93.3%로 비교적 높은 성공률을 보고하고 있지만 모든 증례에서 성공하는 것은 아니었으며, 일반적으로 미니 스크류 삽입 시 골과 미니 스크류의 계면 내로의 연조직의 함입, 삽입 시 과다한 골조직의 손실, 골조직의 치밀성 부족, 감염으로 인한 염증 등이 미니 스크류 탈락의 원인이 라^{25,26} 생각되고 있다. 우 등²⁷은 drilling 유무, 성별, 상악과 하악, head의 모양은 유의성이 없었지만, 20세 미만이 20세 이상보다 미니 스크류가 9.7% 더 많이 탈락되었다고 보고하였다. 김과 최는²⁸ 미니 스크류의 실패에 대한 보다 근본적인 원인은 미니 스크

^a개인 치과 의원 ^b임상전임강사, 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 22일 / 원고최종수정일: 2006년 9월 26일 /

원고채택일: 2006년 9월 28일.

*본 논문은 2005년 연세대학교 치과대학 학술연구비에 의해 수행되었음.

류와 골조직 사이의 계면에서 비롯된 문제로 인한 경우가 많다고 지적하였으며, 이는 삽입 부위 골의 질과 양, 그리고 외경, 내경, 나사부 길이, pitch 등을 포함하는 스크류의 디자인과 스크류 재료의 물리적 특성²⁹과 연관이 있다고 볼 수 있다.

임 등²⁶과 이³⁰는 유한요소분석을 통하여 스크류의 디자인과 삽입부위의 피질골 두께에 따른 골내의 응력 분포 변화를 연구하였다. 삽입 후 수평력을 가했을 때 대부분의 응력이 수질골 보다는 피질골에서 흡수되며, 미니 스크류의 길이와 피질골 두께는 최대 응력과 응력 분포에 영향을 미치지 않으며 미니 스크류의 직경이 커질수록 피질골에 가해지는 응력을 잘 분산시킨다고 하였다. 반면 백³¹은 다양한 미니 스크류 디자인 인자 중에서 직경의 변화에 따른 응력 변화가 가장 컸다고 보고하였다. 이전의 연구들은 스크류의 형태 중 폭경이 스크류의 초기 안정성에 영향을 미칠 수 있다는 사실을 제공할 수는 있겠으나 단순한 스크류 디자인을 모델로 이용하였다는 점에서 결과해석에 제약이 따른다.

미니 스크류를 비롯한 스크류 형태의 임플란트의 안정성에 대해서 역학적인 평가를 할 때에는 삽입 및 제거 시의 토오크(torque)를 측정하는 방법과³²⁻³⁴ Pull-out 강도를 측정하는 방법³⁵⁻³⁷ 주로 사용되고 있다. 이러한 역학적 연구에 대한 문헌들에서 안정성에 영향을 미치는 요소들로 스크류의 디자인 외에 주로 삽입 부위의 골밀도에 대해서 언급하고 있다. 따라서 이러한 골밀도 요인을 통제하기 위해서 Berkowitz 등³⁸은 균일한 밀도 값을 가지는 인공골을 이용하여 연구한 바 있다. 또한 이전의 연구들에서 토오크를 측정할 때 주로 사용한 방법들은 manometer나 torque screw driver 등을 이용한 수작업이었기 때문에 회전 속도나 수직력을 일정하게 유지하기가 어렵고 연속적으로 토오크를 측정하는 것은 불가능했을 것이다. Koistinen 등^{39,40}은 이런 점에 착안하여 일정한 회전 속도를 가지고 토오크의 연속적인 측정과 기록이 가능한 구동식 토오크 시험기(driving torque tester)를 개발하였으며 이를 이용하여 실험의 재현성이 우수함을 보고한 바 있다.

최근 교정 치료에서 고정원 확보를 위해 교정용 미니 스크류 사용이 보편화되어있으나 미니 스크류의 역학적 특성이나 유지력에 영향을 미치는 요소에 대한 연구는 희박하였다. 이에 본 연구의 목적은 피질골의 두께를 다르게 설정한 인공골 시편에 세 종류의 self-drilling형의 교정용 미니 스크류를 구동식

토오크 시험기를 이용 삽입 시 연속적인 토오크 측정과 만능시험기를 이용한 Pull-out 강도의 측정을 통해 미니 스크류의 역학적 특성을 연구하고자 하는 것이다.

연구방법

실험재료

교정용 미니 스크류

현재 국내에 시판되고 있는 self-drilling형의 교정용 미니 스크류 중에서 외경, 나사부 길이 등이 유사하고 각각 특징적인 구조를 가지고 있는 세 회사의 모델을 선정하였다. 미니 스크류 디자인에 따라서 순수한 원통형(Cylindrical type; OAS-T1507, Biomaterials Korea, Seoul, Korea)을 Type A, 내경이 서서히 증가하는 구간이 있는 부분적 원통형(Taper type; 16-JB-008, Jeil Medical, Seoul, Korea)을 Type B, 그리고 원통형과 원추형이 함께 있는 복합형(Orlus 1E16107, Ortholution, Seoul, Korea)을 Type C로 정하였다 (Table 1, Fig 1). 각 미니 스크류의 주요 수치는 공구현미경(MF-A1010H, Mitutoyo, Tokyo, Japan)을 이용하여 연구자가 실측하였다.

실험용 인공골 (experimental bone)

본 연구에서는 실험용 인공골인 biomechanical test block (Sawbones, A Division of Pacific Research Laboratories, Vashon, WA, USA)을 사용하였다.

사람 피질골에 대한 대체 실험 재료는 1.7 g/cc의 밀도 및 120 MPa의 압축 강도와 90 MPa의 인장 강도를 가지는 E-glass-filled epoxy sheet로 short E-glass fibers와 epoxy resin의 혼합물이며, 사람 수질골에 대한 대체 실험 재료는 0.64 g/cc의 밀도 및 37 MPa의 압축 강도와 16 MPa의 인장 강도를 가지는 등급 5의 solid rigid polyurethane foam이었다.

실험방법

인공골 시편(artificial bone block)의 제작

E-glass-filled epoxy sheet를 1 mm, 1.5 mm, 2 mm로 가공하여 solid rigid polyurethane foam에 acrylate bond를 이용하여 부착하여 실험용 피질골 두께에 따라서 0 mm (대조군으로 polyurethane foam만으로 된 시편), 1 mm, 1.5 mm, 2 mm 네 종류의 인공골 시편

Table 1. Principal properties and dimensions of the mini-screws used in this study

	Type A	Type B	Type C
Screw design	Pure cylindrical	Partial cylindrical parallel part + Gradually increasing core diameter part	Combined parallel part + Taper part
Corporation	Biomaterials Korea	Jeil Medical	Ortholution
Body length (mm)	7.0	8.0	7.0
Thread length (mm)	6.0	7.0	6.0
Thread diameter* (mm)	1.45 (1.5)	1.6 (1.6)	1.6 (2.0)
Core diameter (mm)	1.0	1.0	1.0
Taper length (mm)	-	1.5	2.5
Chemical composition	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V

* The dimensions in parentheses of thread diameter mean the dimensions of the screw shaft, and the dimensions of core diameter are the dimensions in the parallel part of the screw.

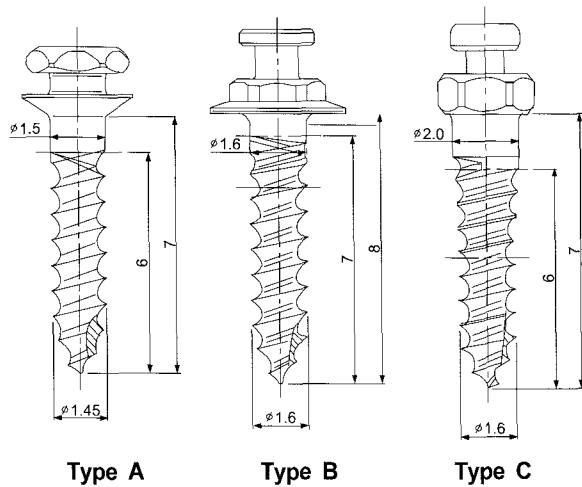


Fig 1. Schematic diagram of the mini-screws evaluated (unit; mm).

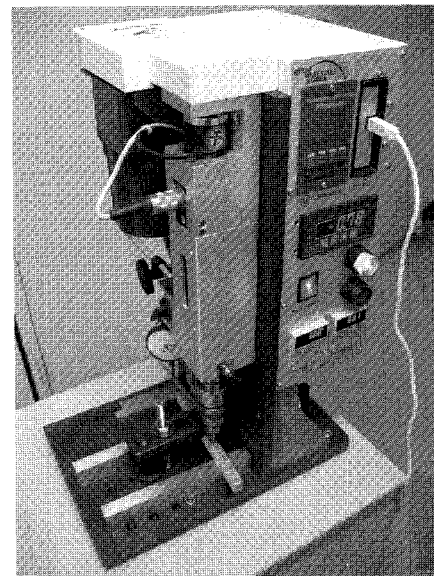


Fig 2. Photo image of the torque tester (Biomaterials Korea, Seoul, Korea).

을 각각 길이 110 mm, 너비 10 mm, 높이 10 mm의 크기로 세 개씩 총 열두 개의 시편을 제작하였다.

구동 토크 시험 (Driving Torque Test)

미니 스크류의 역학적 연구를 위해서 일정한 회전 속도로 수직력을 부여할 수 있으며 실험의 재현성이 우수한 구동식 토크 시험기(Biomaterials Korea,

Seoul, Korea)를 본 연구 목적에 맞도록 보완 제작하였다 (Fig 2). ASTM F543-02 규정을 준용하여 분당 3회전의 일정한 속도의 구동모터식 토크 시험기 (Biomaterials Korea, Seoul, Korea)를 이용하여 미니 스크류 삽입 시의 토크를 시간에 대한 그래프로 도시하였다.

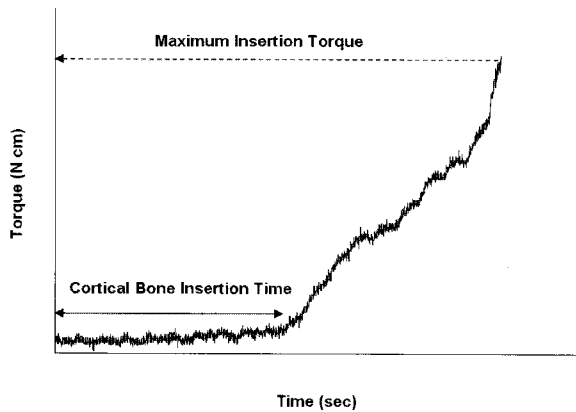


Fig 3. Time - insertion torque graph and the definitions of measurement values.

1. 피질골 삽입시간 (Cortical Bone Insertion Time)

미니 스크류의 침단이 인공 피질골을 뚫고 들어가 인공 수질골로 진입하기 시작할 때까지의 소요되는 시간을 말한다 (Fig 3).

2. 삽입 토오크 시험 (Insertion Torque Test)

인공골 시편에 수직 방향으로 미니 스크류 침부가 닿도록 한 후 분당 3회전의 속도로 토오크 시험기의 회전축을 시계 방향으로 회전시키면서 나사부까지 삽입하면서 컴퓨터 프로그램(QuickDataAcq, SDK Developer, UK)을 이용해 0.1초 단위로 토오크 값을 기록하였다. 이 때 미니 스크류가 피질골을 뚫을 수 있을 정도로 적절한 수직력을 부가하기 위해서 토오크 시험기의 회전축에 470 g의 무게추를 장착하였다. 동종의 스크류 시편들에 대해 미니 스크류의 삽입 깊이를 일정하게 하고자 0.01 mm까지 측정할 수 있는 dial indicator depth gauge를 사용하였다. 각각의 삽입 깊이는 나사부 길이로 정하였다 (Table 1). 각 피질골 두께에 대해 10개의 미니 스크류를 삽입하여 전체 120개의 미니 스크류를 삽입하였다.

3. Pull-out 강도 시험 (Fig 4)

구동 토오크 시험 방법으로 미니 스크류를 나사부까지 삽입한 골 시편을 만능시험기(Universal Testing Machine, Instron 3366, Instron, Norwood, MA, USA)에 설치하고 미니 스크류가 빠져 나올 때까지 5 mm/min 속도로 인장하여 인장 하중에 대한 힘 - 변위 그래프(load - displacement graph)를 도시한 후 최대의 인장 하중 값을 N (Newton) 단위로 기록하였다. 삽

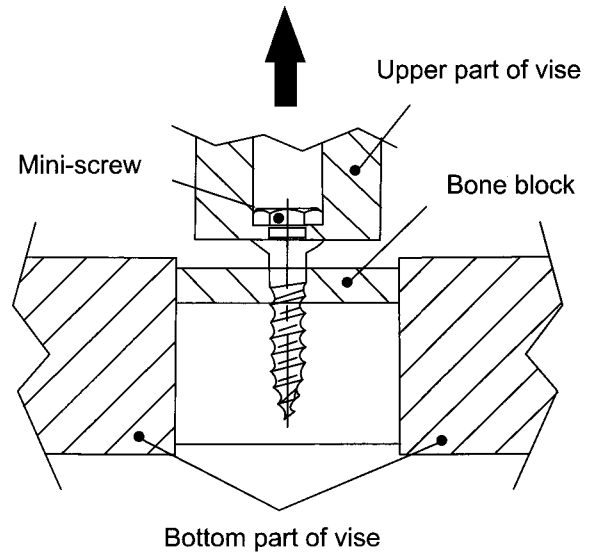


Fig 4. Schematic diagram of Pull-out strength test.

입된 10개의 미니 스크류 중에서 5개를 실험하였다.

계측치 및 통계 처리

미니 스크류의 침단이 피질골을 뚫고 들어가 수질골로 진입하기 시작할 때까지의 시간을 피질골 삽입 시간 (Cortical Bone Insertion Time, sec), 구동 토오크 시험에서 미니 스크류를 나사부까지 삽입할 때 얻은 토오크 값에서 삽입 시작부터 종료 시까지의 최대 토오크 값을 최대 삽입 토오크 (Maximum Insertion Torque, Ncm)로 정의하고 측정하였다 (Fig 3). 계측치들을 SAS 8.2(STAT User's Guide) 프로그램을 이용하여 각 Type 별과 피질골 두께에 따라서 변수들 사이의 유의성을 보기 위해서 two-way ANOVA로 통계 처리하였고, Tukey's Studentized Range Test를 통하여 순위 검정을 하였다. 각각의 type에 대해 삽입 토오크와 각각의 변수와의 상관성을 알아보기 위해 Pearson Correlation Coefficient를 구하였다.

연구성적

피질골 삽입 시간 (Cortical Bone Insertion Time)

각 Type마다 피질골 두께가 두꺼워질수록 피질골을 뚫는데 걸리는 시간이 길어졌다 ($p < 0.05$). 모든 피질골 두께에서 Type B의 피질골 삽입 시간이 가장

Table 2. Cortical bone insertion time (sec) according to cortical bone thickness (mean ± SD)

	1 mm	1.5 mm	2 mm	Tukey's
Type A	94 ± 0.55	144 ± 5.37	268 ± 14.21	1 < 1.5 < 2 mm
Type B	68 ± 2.05	103 ± 5.79	130 ± 6.04	1 < 1.5 < 2 mm
Type C	122 ± 1.48	132 ± 38.10	159 ± 39.97	1 < 1.5 < 2 mm
Tukey's	Type B < A < C	Type B < C = A	Type B < C < A	

Statistical significance was determined by Tukey's studentized range test; $p < 0.05$.

Table 3. Maximum insertion torque (Ncm) according to cortical bone thickness (mean ± SD)

	0 mm	1 mm	1.5 mm	2 mm	Tukey's
Type A	16.73 ± 0.12	20.33 ± 0.10	20.33 ± 0.11	20.34 ± 0.13	0 < 1 = 1.5 = 2 mm
Type B	23.09 ± 0.50	30.31 ± 0.27	36.20 ± 0.91	38.01 ± 1.06	0 < 1 < 1.5 < 2 mm
Type C	23.91 ± 0.45	35.39 ± 0.40	37.89 ± 2.23	40.97 ± 3.86	0 < 1 < 1.5 < 2 mm
Tukey's	A < B < C	A < B < C	A < B < C	A < B < C	

Statistical significance was determined by Tukey's studentized range test; $p < 0.05$.

Table 4. Pull-out strength (N) according to cortical bone thickness (mean ± SD)

	0 mm	1 mm	1.5 mm	2 mm	Tukey's
Type A	505.3 ± 22.2	603.3 ± 3.0	679.2 ± 24.7	577.9 ± 51.0	0 < 2 = 1 < 1.5 mm
Type B	558.3 ± 18.7	598.5 ± 18.1	705.5 ± 21.8	662.7 ± 24.5	0 = 1 < 2 = 1.5 mm
Type C	442.8 ± 7.3	488.1 ± 4.2	573.1 ± 46.3	521.4 ± 20.2	0 = 1 = 2 < 1.5 mm
Tukey's	C < A < B	C < B = A	C < A = B	C = A < B	

Statistical significance was determined by Tukey's studentized range test; $p < 0.05$.

짧았으며 ($p < 0.05$), Type C는 피질골 두께 1.5 mm와 2 mm에서 표준 편차가 컸다 (Table 2).

최대 삽입 토크 (Maximum Insertion Torque)

모든 Type에서 삽입이 종료되는 시점에서 최대의 토크 값을 보였다. Type A는 수질골만으로 구성된 대조군보다는 피질골이 있을 경우 최대 삽입 토크 값이 증가하였지만 ($p < 0.05$), 1 mm, 1.5 mm, 2 mm 두께의 피질골 사이에서는 거의 차이가 없었다 ($p > 0.05$). Type B와 Type C는 피질골 두께가 증가할수록 최대 삽입 토크 값도 증가하였다 ($p < 0.05$). 그러나 Type C는 피질골 두께가 1 mm에서 2 mm로 증가

할수록 최대 삽입 토크 값이 일정하게 증가한 반면, Type B는 피질골 두께 1.5 mm에서 2 mm로 증가했을 때의 최대 삽입 토크 값의 증가폭이 감소하였다. 또한 모든 피질골 두께에서 Type C > Type B > Type A의 순서로 최대 삽입 토크 값이 높았다 ($p < 0.05$)(Table 3).

Pull-out 강도

모든 Type에서 피질골 두께가 1.5 mm일 때 가장 큰 Pull-out 강도를 보였고 ($p < 0.05$), 모든 피질골 두께에서 Type C의 Pull-out 강도가 Type A나 Type B에 비해서 작았다 ($p < 0.05$)(Table 4).

Table 5. Pearson correlation coefficients for each variable

Type	CBIT			MIT			POS		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
CBT	0.97 [§]	0.996 [§]	0.88 [§]	0.87 [§]	0.99 [§]	0.96 [§]	0.65 [†]	0.81 [†]	0.76 [†]
CBIT				0.75 [§]	0.98 [§]		0.48 [*]	0.80 [†]	0.64 [*]
MIT							0.77 [§]	0.81 [†]	0.72 [†]

CBT, Cortical bone thickness; CBIT, Cortical bone insertion time; MIT, Maximum insertion torque; POS, Pull-out strength; * $p < 0.05$; † $p < 0.01$; ‡ $p < 0.001$; § $p < 0.0001$.

각 변수들 사이의 상관성

모든 Type에서 피질골 두께와 피질골 삽입 시간 사이에 높은 상관관계가 있었다 ($p < 0.001$). 최대 삽입 토오크와 Pull-out 강도에서 통계적으로 유의한 상관관계에 있었으며($p < 0.01$) 피질골 두께와 최대 삽입 토오크 간에 더욱 높은 상관관계가 관찰되었다 ($p < 0.001$)(Table 5).

고찰

여러 문헌들에서 스크류의 안정성에 영향을 미치는 요소들로 주로 스크류나 임플란트의 직경과 길이 등을 포함하는 스크류 디자인과 삽입 부위의 골밀도에 대해서 언급하고 있다. Brown 등²⁹과 Homolka 등,³³ 그리고 Hitchon 등³⁴이 삽입 토오크와 골밀도 사이에는 유의한 상관관계가 있다고 하였으며, Kido 등³⁵과 Brown 등²⁹은 Pull-out 강도와 골밀도 사이에 유의한 연관성이 있다고 하였다. 한편 Ciarelli 등⁴¹은 많은 연구기들에 의해서 수질골의 강도(strength) 및 강성(stiffness)은 골밀도와 방향성(orientation)에 비례한다고 알려져 있으나 수질골 내에서 이러한 변수들이 일정하지 않기 때문에 물리적 특성의 범위도 넓다고 지적하였다. 따라서 본 연구에서는 골밀도라는 변수를 통제하기 위해서 삽입 부위에 따라서 변하지 않고 일정하게 정해진 밀도 값을 가지며, 금속성 bone screw의 역학 연구를 위한 ASTM F1839 (American Society for Testing and Materials) 규정에 의거하여 악정형 매식체에 대한 시험을 위해 사람의 골과 유사한 밀도 값과 물리적 성질을 갖도록 제작된 실험용 인공골 시편을 사용하였다.

본 연구에서 각 미니 스크류의 디자인에 따른 삽입 토오크를 측정하여 비교한 결과, 순수한 원통형

인 Type A는 피질골을 통과하면 피질골 두께와 상관없이 토오크 값이 거의 일정한 기울기를 가지면서 증가하며, 수질골만으로 구성된 대조군을 제외하면 피질골 두께에 상관없이 비교적 일정한 최대 삽입 토오크 값이 관찰되었다. 이는 이전의 임 등²⁶의 유한요소 분석에서 피질골의 두께 증가에 관계없이 스크류와 피질골 사이에서의 응력이 일정하게 유지된다는 결과와 연관성 있는 부분이다. 응력분포와 미니 스크류의 구조 중에서 삽입 토오크 값에 영향을 미치는 부분은 피질골과 접촉하는 부분이라 생각되는데 Type A는 침부를 제외한 나사부가 순수한 원통형이라서 피질골과 접촉하는 부분의 면적이 피질골 두께가 증가하여도 그렇게 많이 증가하지는 않기 때문이라 생각된다. 따라서 피질골 두께가 증가할수록 피질골을 뚫는데 걸리는 시간이 증가할 뿐이지 그 이후는 시간에 대해서 비슷한 토오크 증가율을 가지면서 최대 삽입 토오크 값도 거의 일정함을 알 수 있다 (Fig 5).

Type B에서는 피질골의 두께가 두꺼울수록 삽입 토오크 값이 증가하였다. 그러나 피질골 두께가 1 mm에서 1.5 mm로 증가했을 때의 최대 삽입 토오크 값의 증가폭보다는 1.5 mm에서 2 mm로 증가했을 때의 최대 삽입 토오크 값의 증가폭이 작았다. Type B는 나사부의 윗부분의 내경이 조금씩 증가하면서 연조직 접촉부로 이행되는 부분이 존재하는데 그 구간이 연구자의 계측에 의하면 1.5 mm 정도였다. 이러한 구조물에 의해 피질골의 두께에 따라서 최대 삽입 토오크 값은 Type A에 비해서 더 차이가 많이 나지만 그 구간이 1.5 mm 정도여서 피질골 두께가 1.5 mm에서 2 mm로 증가하여도 그 값에는 별 차이가 없는 것이라 생각된다 (Table 1, Fig 6).

Type C도 피질골 두께가 증가할수록 삽입 토오크 값이 증가하였으며 Type B보다도 더 뚜렷하게 증가

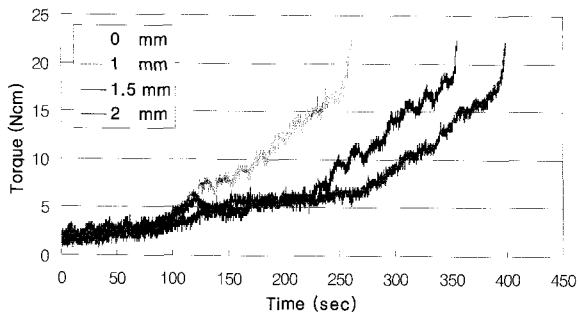


Fig 5. Superimposition of time - insertion torque graphs for different cortical bone thickness (Type A). A representative graph for each cortical bone thickness was chosen and shown in this figure.

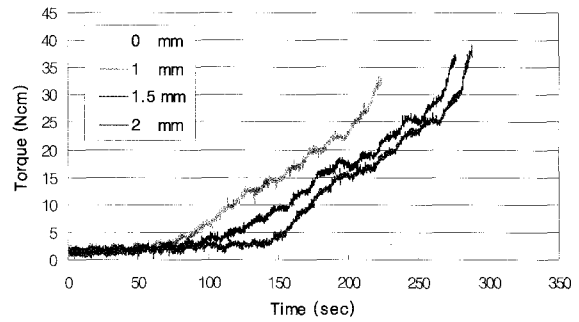


Fig 6. Superimposition of time - insertion torque graphs for different cortical bone thickness (Type B). A representative graph for each cortical bone thickness was chosen and shown in this figure.

하였다. 연구자의 계측에 의하면 원추형 부위의 길이가 2.5 mm 정도여서 1.5 mm와 2 mm의 피질골 두께 구간에서도 토오크의 증가가 관찰될 수 있다고 생각된다 (Table 1, Fig 7).

많은 생역학적 연구에서 삽입 토오크가 스크류의 안정성에 영향을 미친다고⁴² 하였지만, 삽입 토오크 값이 미니 스크류의 안정성과 비례 관계에 있다고 단언하기는 힘들다. Lawes 등⁴³은 원추형의 골 스크류에서 높은 삽입 토오크가 발생되며 이는 스크류의 탈락을 감소시킨다고 하였다. 반면에 Okuyama 등⁴²은 요추 수술에 사용하는 스크류에 대한 연구에서 수술 중 삽입 토오크의 측정이 스크류의 탈락을 예측할 수 없었다고 하였다. Frost⁴⁴는 골조직에 변형이 과도하게 일어나면 스크류-골간의 긴밀한 관계를 (integrity) 유지할 수 없다고 하였으며, Hansson과 Werke⁴⁵도 골조직에 응력이 과도하게 집중되어 생리적 한계를 넘을 경우 골흡수가 일어난다고 하였다. 즉 골 내로 미니 스크류를 삽입할 때 골이 견디는 범위 이상으로 토오크 값이 과도하면 골 균열(bone crack)이나 골 괴사(bone necrosis)를 초래할 수 있으므로 골이 견디는 범위 내에서 적절한 토오크를 가지는 것이 좋을 것이며 그러한 적절한 토오크 값을 찾으려는 연구가 더 필요할 것이다.

본 연구에서 각 Type 내에서 최대 삽입 토오크 값과 Pull-out 강도 사이에는 유의한 상관관계가 관찰되었다. 이전의 연구를 통해 Pull-out 강도와 삽입 토오크는 상관관계가 있다고 보고되고 있지만 연관성에 대해서는 의견이 분분하다. Inceoglu 등⁴⁶은 삽입 토오크와 Pull-out 강도는 유의한 상관관계가 없다고 하였으며, Reitman 등⁴⁷도 경추에 사용한 스크류에서

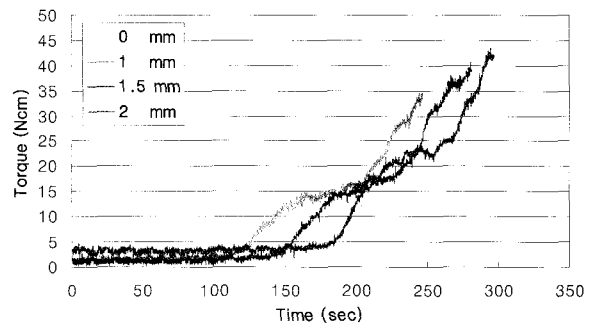


Fig 7. Superimposition of time - insertion torque graphs for different cortical bone thickness (Type C). A representative graph for each cortical bone thickness was chosen and shown in this figure.

Pull-out 강도는 골밀도와는 높은 상관관계를 나타내었지만, 삽입 토오크와는 낮은 상관관계를 보여서 스크류의 성공과 실패는 스크류를 삽입할 때의 삽입 토오크보다는 골의 질이 보다 중요하다고 하였다.

본 연구 결과, 피질골 두께와 최대 삽입 토오크는 유의한 상관관계가 관찰되며, 피질골 두께가 증가할수록 최대 삽입 토오크도 점차적으로 증가한 반면에, Pull-out 강도는 피질골 두께가 1.5 mm에서 2 mm로 증가할 때 감소하였다 ($p < 0.05$). 이전의 동물실험에서 Huja 등³⁷은 피질골의 두께와 Pull-out 강도간에 미약한 상관관계($r = 0.39, p = 0.02$)만을 보고하였으며 이는 골의 밀도나 골의 두께 등을 통제하기 힘들었던 결과라고 판단된다. 피질골의 두께가 어느 값 이상을 넘을 경우 삽입 시 스크류의 침부나 나사산에서 변형이 일어났을 가능성과 함께 삽입 시 발

생한 인공골 부스러기가 빠져나가지 못하고 flute나 나사산 주위로 쌓여서 스크류와 골 사이의 긴밀한 접촉을 방해한 결과이거나 피질골과의 접촉 부위에서 스크류 구조물의 변형 때문이라고 추측된다. 따라서 임상에서 미니 스크류의 삽입 시 충분한 생리 식염수 관주 하에 천천히 삽입하는 것이 삽입 시 열이 발생하는 것을 방지하는 목적도 있겠으나 삽입된 골편을 깨끗이 제거하여 골과 긴밀한 접촉을 이루도록 하는 목적도 있다고 하겠다.

본 연구에 사용된 시편에서 나사산 길이와 폭경이 일치하지 않았다는 점은 결과 해석에 영향을 미칠 수 있다. 김 등⁴⁸의 인공골을 이용한 연구에서 길이가 긴 스크류에서 더욱 큰 삽입 토크를 보고하였으며, 임 등⁴⁹도 인공골을 이용하여 스크류의 폭경변화가 삽입 토크에 영향을 미칠 수 있음을 관찰하였기 때문이다. 그러나 피질골의 두께에 따라 삽입 토크의 양상이 서로 다르며 이에 따른 연속적인 토크 변화를 관찰하였다는 점에 연구의 의미를 둘 수 있다.

이상의 결과를 종합하여 볼 때, 구동식 토크와 인공골을 이용한 연구는 교정용 미니 스크류의 역학 연구에 좋은 방법이 될 수 있다. 그러나 본 연구는 비록 인간의 골과 물리적 특성이 유사하다고 하더라도 인공골을 사용하였으므로 생리 식염수 관주 하에 혈행이 있는 생활골에 미니 스크류를 삽입 할 때의 토크 값과는 분명한 차이가 있을 것이다. 또한 본 연구는 미니 스크류의 역학적 특성에 의해 좌우되는 일차적 안정성만을 고려하였으므로 골유착의 개념을 포함하는 이차적 안정성과 외력에 대한 골의 생리적 반응에 대한 이해를 위해서 생체 연구가 더 필요할 것이다.

결론

본 연구는 피질골의 두께를 다르게 설정한 인공골 시편에 피질골과의 접촉 부위에 서로 다른 구조물을 가진 세 종류의 self-drilling 형의 교정용 미니 스크류 (Type A; 순수한 원통형, Type B; 내경이 증가하는 구간이 있는 부분적인 원통형, Type C; 원통형과 원추형이 함께 있는 복합형)를 일정한 회전 속도와 수직력을 부여할 수 있는 구동식 토크 시험기 (Biomaterials Korea, Seoul, Korea)와 만능 시험기 (Instron 3366, Instron, MA, USA)를 이용하여 연속적인 토크 측정과 Pull-out 강도를 측정하여 다음과

같은 결과를 얻었다.

1. 피질골 두께에 따라서 최대 삽입 토크(maximum insertion torque)의 값이 Type A는 차이가 없는 반면 ($p > 0.05$), Type B와 Type C는 피질골 두께가 증가할수록 그 값이 커졌으며 ($p < 0.05$), 모든 피질골 두께에서 Type C > Type B > Type A의 순으로 최대 삽입 토크 값이 크게 나타났다 ($p < 0.05$).
2. Pull-out 강도에 있어 모든 경우에 Type C가 Type A와 Type B보다 낮게 측정되었다 ($p < 0.05$).
3. 각 Type 내에서 최대 삽입 토크와 Pull-out 강도에서 통계적으로 유의한 상관관계에 있었으며 ($p < 0.01$) 피질골 두께와 최대 삽입 토크 간에 더욱 높은 상관관계가 관찰되었다 ($p < 0.001$).

본 연구를 통하여 원추형, 특히 외경 증가형 원추형에서 삽입 토크가 가장 많이 상승되며 스크류의 디자인에 따라 피질골의 두께가 삽입 토크 값의 변화에 미치는 효과가 다르다는 것을 알 수 있었다. 원추형의 미니 스크류에서 피질골의 두께가 증가함에 따라 삽입 토크도 함께 증가하기 때문에 피질골이 두꺼운 경우 골유착 개념과 생리적 변화를 포함하는 스크류의 이차적인 안정성에 대한 연구가 필요하리라 본다.

참고문헌

1. Byloff FK, Kärcher H, Clar E, Stoff F. An implant to eliminate anchorage loss during molar distalization: a case report involving the Graz implant-supported pendulum. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 2000;15:129-37.
2. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:251-8.
3. Melsen B, Petersen JK, Costa A. Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod* 1998;32:154-8.
4. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983;17:266-9.
5. Daimaruya T, Nagasaka H, Umemori M, Sugawara J, Mitani H. The influences of molar intrusion on the inferior alveolar neurovascular bundle and root using the skeletal anchorage system in dogs. *Angle Orthod* 2001;71:60-70.
6. Daimaruya T, Takahashi I, Nagasaka H, Umemori M, Sugawara J, Mitani H. Effects of maxillary molar intrusion on the nasal floor and tooth root using the skeletal anchorage system in dogs. *Angle Orthod* 2003;73:158-66.
7. Sugawara J, Baik UB, Umemori M, Takahashi I, Nagasaka H, Kawamura H, Mitani H. Treatment and posttreatment dentoalveolar changes following intrusion of mandibular molars with application of

- a skeletal anchorage system (SAS) for open bite correction. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 2002;17:243-53.
8. Sugawara J, Daimaruya T, Umemori M, Nagasaka H, Takahashi I, Kawamura H, Mitani H. Distal movement of mandibular molars in adult patients with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:130-8.
 9. 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.
 10. Carano A, Velo S, Incurvati C, Poggio P. Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod* 2004;5:212-35.
 11. Kanomi R. Mini-Implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.
 12. Park HS, Kwon TG, Kwon OW. Treatment of open bite with micro-screw implant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126:627-36.
 13. Park HS, Kwon OW, Sung JH. Microscrew implant anchorage sliding mechanics. *World J Orthod* 2005;6:265-74.
 14. Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 2005;75:602-9.
 15. Kyung SH, Choi JH, Park YC. Miniscrew anchorage used to protract lower second molars into first molar extraction sites. *J Clin Orthod* 2003;37:575-9.
 16. Kyung SH, Choi HW, Kim KH, Park YC. Bonding orthodontic attachments to miniscrew heads. *J Clin Orthod* 2005;39:348-53.
 17. Lee JS, Kim DH, Park YC, Kyung SH, Kim TK. The efficient use of midpalatal miniscrew implants. *Angle Orthod* 2004;74:711-4.
 18. Roth A, Yildirim M, Diedrich P. Forced eruption with microscrew anchorage for preprosthetic leveling of the gingival margin. *Case report. J Orofac Orthop* 2004;65:513-9.
 19. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incurvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2005;6:82-97.
 20. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod* 2005;39:9-24.
 21. Park YC, Chu JH, Choi YJ, Choi NC. Extraction space closure with vacuum-formed splints and miniscrew anchorage. *J Clin Orthod* 2005;39:76-9.
 22. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki K, 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.
 23. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
 24. Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korea J Orthod* 2003;33:151-6
 25. Kyung SH, Lim JK, Park YC. The use of miniscrew as an anchorage for the orthodontic tooth movement. *Korea J Orthod* 2001;31:415-24
 26. 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
 27. Woo SS, Jeong ST, Huh YS, Hwang KG. A clinical study on skeletal anchorage system using miniscrew. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2003;29:102-7.
 28. Kim YJ, Choi JH. A clinical study on intraoral anchorage using titanium miniscrew. *J Kor Dent Asso* 2001;39:684-7.
 29. 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.
 30. Lee JS. Contact non-linear finite element model analysis of immediately-loaded orthodontic mini implant [thesis]. Seoul, Korea: Yonsei University; 2004.
 31. Baek CW. A design of miniscrew for anchorage control in orthodontic treatment [thesis], Seoul, Korea; Yonsei University; 2003.
 32. Heidemann W, Gerlach KL, Gröbel KH, Köllner HG. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. *J Craniomaxillofac Surg* 1998;26: 50-5.
 33. Homolka P, Beer A, Birkföllner W, Nowotny R, Gahlleitner A, 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.
 34. Hitchon PW, Brenton MD, Coppes JK, From AM, Torner JC. Factors affecting the pullout strength of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. *Spine* 2003;28:9-13.
 35. Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J, Saha S. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and Pull-out resistance. *J Oral Implantol* 1997;23:163-9.
 36. Baker D, London RM, O'Neal R. Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:722-8.
 37. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:307-13.
 38. Berkowitz R, Njus G, Vrabec G. Pullout strength of self-tapping screws inserted to different depths. *J Orthop Trauma* 2005;19:462-5.
 39. Koistinen A, Santavirta S, Lappalainen R. Apparatus to test insertion and removal torque of bone screws. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2003; 217:503-8.
 40. Koistinen A, Santavirta SS, Kroger H, Lappalainen R. Effect of bone mineral density and amorphous diamond coatings on insertion torque of bone screw. *Biomaterials* 2005;26:5687-94.
 41. Ciarelli MJ, Goldstein SA, Kuhn JL, Cody DD, Brown MB. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *J Orthop Res* 1991;9:674-82.
 42. 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.
 43. Lawes TJ, Scott JC, Goodship AE. Increased insertion torque delays pin-bone interface loosening in external fixation with tapered bone screws. *J Orthop Trauma* 2004;18:617-22.
 44. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;275:1081-101.

45. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech* 2003;36:1247-58.
46. Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J* 2004;4:513-8.
47. Reitman CA, Nguyen L, Fogel GR. Biomechanical evaluation of relationship of screw pullout strength, insertional torque, and bone mineral density in cervical spine. *J Spinal Disord Tech* 2004;17:306-11.
48. Kim JW, Chang YI. Effects of drilling process in stability of micro-implants used for the orthodontic anchorage. *Korea J Orthod* 2002; 32:107-15
49. Lim SA. The comparison of insertion torque regarding changes of shape, diameter, and length of orthodontic miniscrew [thesis]. Seoul, Korea: Yonsei University; 2006.

Evaluation of Insertion torque and Pull-out strength of mini-screws according to different thickness of artificial cortical bone

Young-Youn Song, 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 evaluate the mechanical performance of mini-screws during insertion into artificial bone with use of the driving torque tester (Biomaterials Korea, Seoul, Korea), as well as testing of Pull-out Strength (POS). **Methods:** Experimental bone blocks with different cortical bone thickness were used as specimens. Three modules of commercially available drill-free type mini-screws (Type A; pure cylindrical type, Biomaterials Korea, Seoul, Korea, Type B; partially cylindrical type, Jeil Medical, Seoul, Korea, Type C; combination type of cylindrical and tapered portions, Ortholution, Seoul, Korea), were used. **Results:** Difference in the cortical bone thickness had little effect on the maximum insertion torque (MIT) in Type A mini-screws. But in Type B and C, MIT increased as the cortical bone thickness increased. MIT of Type C was highest in all situations, then Type B and Type A in order. Type C showed lower POS than Type A or B in all situations. There were statistically significant correlations between cortical bone thickness and MIT, and POS for each type of the mini-screws. **Conclusion:** Since different screw designs showed different insertion torques with increases in cortical bone thickness, the best suitable screw design should be selected according to the different cortical thicknesses at the implant sites. (*Korean J Orthod* 2007;37(1):5-15)

Key words: Orthodontic mini-screw, Driving torque tester, Maximum insertion torque, Pull-out Strength

^aPrivate Practice. ^bClinical Instructor, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei university.

^cProfessor, Department of Orthodontics, College 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 22, 2006; Last Revision September 26, 2006; Accepted September 28, 2006.