

교정용 미니임플란트의 초기 안정성에 대한 원추형태와 길이에 관한 기계역학적 분석

김종완^a · 조일식^b · 이신재^c · 김태우^d · 장영일^e

교정용 미니임플란트는 작은 크기로 삽입 부위에 제한이 적어 고정원 조절에 널리 이용되고 있다. 그러나 잦은 탈락의 단점이 있어 초기 안정성을 향상시키기 위한 다양한 형태와 길이에 관한 연구가 시도되어왔다. 이 연구의 목적은 교정용 미니임플란트의 형태와 길이에 따른 초기 안정성에 대한 기계역학적 성질을 비교 분석하는 것이다. 미니임플란트의 직경은 1.6 mm였으며, 형태는 원통형과 원추형, 길이는 6 mm와 8 mm로 구성되어 원통형 6 mm, 원통형 8 mm, 원추형 6 mm, 원추형 8 mm군과, 중앙 1/2에서부터 상방으로 나사산이 점차적으로 작아지는 변형된 원추형 8 mm군을 포함하여 총 5군으로 구성되었다. 각 군은 10개의 미니임플란트로 구성되었고, 균일한 밀도의 polyurethane foam에 삽입 후 제거하였다. 시간에 따른 삽입 및 제거 토크의 변화와 각각의 최대 토크 등을 측정하여 기계역학적 성질을 비교 분석하였다. 동일한 길이에서 원추형은 삽입과 제거 시 원통형보다 유의성 있게 더 큰 토크를 보여주었다 ($p < 0.001$). 동일한 형태에서 삽입과 제거 시 긴 미니임플란트가 짧은 미니임플란트보다 유의성 있게 더 큰 토크를 보여주었다 ($p < 0.001$). 원추형 6 mm는 원통형 8 mm에 비해 삽입 시 유의성 있게 낮은 토크를 ($p < 0.001$) 보여주었지만, 제거 시 비슷한 토크를 보여주었다. 변형된 원추형 8 mm에서는 최대 제거 토크 후 지속적으로 높은 제거 토크를 보여주었다. 미니임플란트의 초기 안정성은 원추형에 의해 향상될 수 있으며, 상부 나사산의 작은 크기와 형태는 미니임플란트의 초기 안정성에 긍정적인 영향을 미치는 것으로 보인다.

(주요 단어: 교정용 미니임플란트, 안정성, 원추형, 길이)

서 론

치아 교정 치료에 있어 고정원 조절을 위해

^a 임상강사, ^b 전공의, 서울대학교 치과병원 교정과

^c 조교수, ^d 부교수, ^e 교수, 서울대학교 치과대학 교정학교실

교신저자: 장영일

서울특별시 종로구 연건동 28-2번지

서울대학교 치과대학 교정학교실 / 02-2072-2678

nusma@freechal.com

원고접수일: 2005년 8월 4일 / 원고최종수정일: 2005년 12월 6일

/ 원고채택일: 2005년 12월 8일

"본 연구는 2005년도 대한치과교정학회 학술연구과제로 지원되는 연구비에 의하여 수행되었음"

differential force, moment to force ratio, extraoral force, muscle force 등을 이용하여 고정원 확보를 위한 많은 연구가 있었으나,^{1,2} 최근 효과적인 고정원 확보를 위한 치과 보철용 임플란트,^{3,4} onplant,^{5,6} 교정용 미니임플란트^{7,8} 등이 소개되었다. 치과 보철용 임플란트와 onplant는 식립과 제거 시 외과적 기술이 필요하며 골유착을 할 기간을 가져야 하는 단점이 있지만 교정용 미니임플란트는 기술이 매우 간단하고 매식 후 조기에 적용할 수 있는 장점으로 임상에서 많이 활용되고 있으며,^{9,10} 그 연구도 활발하다.^{11,12}

특히, 교정용 미니임플란트는 직경이 1.2 mm에서 2.0 mm, 길이는 6.0 mm에서 12.0 mm로 치과 보철용

Table 1. Chemical composition and mechanical properties of grade 4 titanium alloy

Alloy grade	Chemical composition (%)						Mechanical properties		
	N	C	H	Fe	O	Ti	Tensile strength (Mpa)	Young's modulus (Gpa)	Elongation rate (%)
4	0.05	0.08	0.015	0.50	0.40	Balance	≥550	110	≥20

임플란트에 비하여 크기가 작아 식립할 위치 선정에 자유롭지만⁷ 이로 인해 치과 보철용 임플란트와는 달리 쉽게 탈락되는 점과 제거 방향의 토크에 약하다는 단점을 지니고 있다.¹³ 직경이 작을수록 임플란트 경부의 응력 분포가 불리하며,^{14,15} 더구나 제거 토크는 직경 제곱에 반비례하기 때문에 직경이 작은 교정용 미니임플란트는 적은 제거 토크로도 탈락할 수 있다.¹⁶ 그리고 치과 보철용 임플란트에서도 실패에 관련한 요인 중에 길이가 깊은 상관성이 있어 길이가 짧을 경우 성공률이 낮다고 하였다.¹⁷

이러한 위은 탈락을 방지하기 위해 교정용 미니임플란트는 기존의 원통형 형태가 아닌, 식립되어 질수록 점점 직경이 커지는 원추형 형태로 연구되었다. 원추형은 상부가 하부보다 큰 직경을 가지기 때문에 주변 조직과 더 긴밀한 접촉으로 미니임플란트의 안정성을 증가시킬 수 있어 치과 보철용 임플란트에서도 초기 안정성 확보를 위해 적용되고 있다.^{18,19}

치과 보철용 임플란트의 초기 안정성 검사를 위해서 동요도 검사 및 공명 측정, 토크 등이 많이 활용되어 왔다.²⁰ 삽입 토크는 치과 보철용 임플란트의 초기 기계적 안정성에 대한 검사를 위해 연구에 활용되기도 하였지만,²¹ 삽입 토크와 임플란트 안정성과는 관련이 없다고도 하였다.²² 이러한 삽입 토크보다는 제거 토크가 풀림에 대한 실제적인 저항력이기 때문에 임플란트의 초기 기계적 안정성에 관한 실험에 제거 토크가 활용되고 있다.²³

원추형은 교정용 미니임플란트에도 적용되어 임상에 활용되고 있으나 기계역학적인 비교 분석은 많지 않으며, 길이 변화에 따른 미니임플란트의 기계역학적인 영향에 관한 연구도 드물었다.

본 연구의 목적은 교정용 미니임플란트의 초기 안정성에 대한 교정용 미니임플란트의 형태와 길이의 효과를 알아보고자 균일한 밀도의 polyurethane foam에 삽입 및 제거 시 토크를 측정하여 교정용 미니임플란트의 형태와 길이에 따른 기계역학적 성질

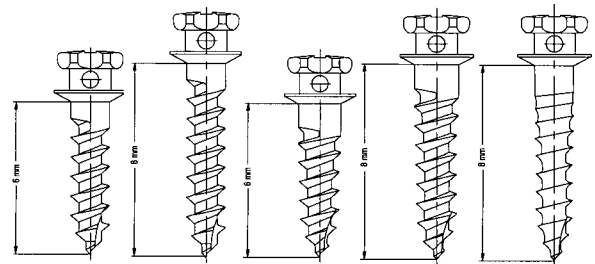


Fig 1. Tested groups of orthodontic mini-implant. From the left, cylinder 6 mm; cylinder 8 mm; taper 6 mm; taper 8 mm; taper 8 mm modified with gradually small thread from the middle portion to the upper portion.

을 비교 분석하는 것이다.

연구재료 및 방법

연구재료

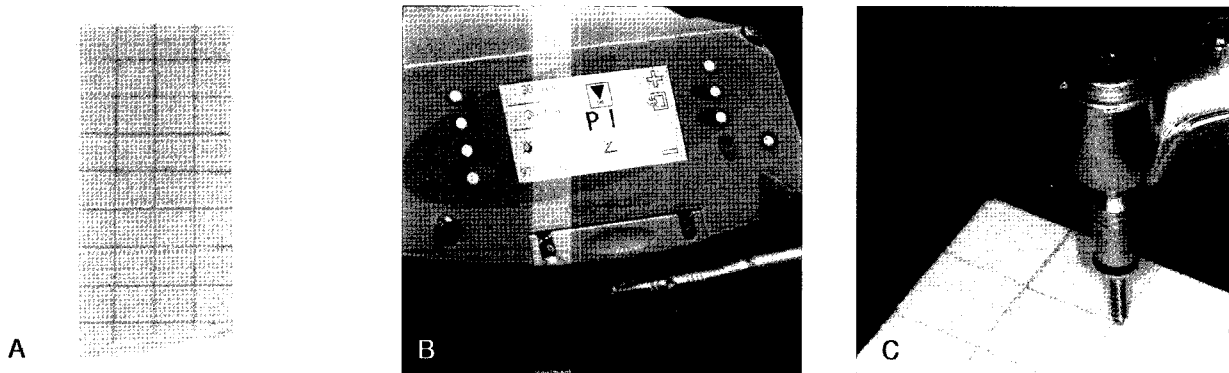
실험에는 ASTM F2146-01 분류에 따른 grade 4 titanium alloy (Table 1)²⁴로 제작된 직경 1.6 mm인 교정용 미니임플란트(Dual Top, Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea)를 사용하였다.

미니임플란트는 형태에 따라 원통형과 원추형으로 구분하였고, 각 형태마다 길이를 6 mm와 8 mm로 하여, 원통형 6 mm, 원통형 8 mm, 원추형 6 mm, 원추형 8 mm 군으로 분류하였다. 그리고, 미니임플란트의 중앙 1/2에서부터 상방으로 갈수록 나사산이 점차적으로 작아지는 변형된 원추형 8 mm 미니임플란트를 포함하여 총 5개 군(Fig 1)으로 구성되었다. 각 군은 10개의 미니임플란트로 구성되었다.

미니임플란트의 삽입은 동물의 골을 사용할 경우 부위에 따라 골밀도와 골의 두께가 달라 모든 군이

Table 2. Mechanical properties of the solid rigid polyurethane foam (Sawbones) for insertion of the orthodontic mini-implants

Density		Compressive		Tensile		Shear	
(pcf)	(g/cc)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)
30	0.48	20	553	11	640	8.9	122

**Fig 2.** Material and equipment for insertion and removal of orthodontic mini-implants. **A**, Solid rigid polyurethane foam (Sawbones) with homogeneous density (30 pcf); **B**, surgical engine (Elcomed SA200C) which is able to control the torque and rpm, and measure the torque as the time (1/8 sec); **C**, insertion of orthodontic mini-implant to the solid rigid polyurethane foam with surgical engine.

동일한 조건으로 삽입되기가 어렵기 때문에 이를 감안하여 30 pcf의 균일한 밀도를 가진 solid rigid polyurethane foam (Sawbones, Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, Washington, USA)을 사용하였다 (Table 2, Fig 2, A).

미니임플란트의 삽입과 제거를 위해 외과용 엔진 (Elcomed SA200C, W&H, Brmoos, Austria) (Fig 2, B)을 사용하였다. 실험에 사용한 외과용 엔진은 1/8 초 간격으로 시간에 따라 연속적인 토크 측정 및 기록이 가능하고, 여러 요인으로 매번 토크 측정값이 부정확할 수 있는 것을 막기 위한 토크 보정이 가능하여 기계역학적 분석에 정확을 기할 수가 있었다.

연구방법

교정용 미니임플란트를 polyurethane foam에 삽입과 제거 시 외과용 엔진의 속도는 30 rpm으로 고정하여 1초당 2회전하도록 하였다. 토크는 미니임플랜

트가 파절되는 토크인 40 Ncm²⁵보다는 적으면서 이 실험의 예비실험으로 확인된 최대 삽입 토크보다는 큰 30 Ncm으로 고정하였다. 각 군의 미니임플란트는 polyurethane foam에 수직으로 삽입 후 제거되었다 (Fig 1, C).

각 군의 삽입과 제거 시 토크 변화를 측정하였으며 삽입 및 제거 최대 토크를 측정하였고, 최대 토크까지 소요되는 시간(측정 최소 단위, 1/8초)을 측정하였다.

기계역학적 비교 분석을 위해서는 각각의 미니임플란트를 비교할 기준이 필요하여 각 군의 삽입과 제거 시 시간에 따른 토크의 변화를 최대 토크 시점을 기준으로 일정 회전 수에 해당하는 일정 시간을 간격으로 각 군의 토크를 비교 분석하였다. 삽입 시에는 삽입 중반부터 최대 삽입 토크에 이르는 과정을 보기 위해 최대 삽입 토크의 시간을 기준으로 0초, 4초(2회전) 전, 8초(4회전) 전의 각 군의 토크를 비교 분석하였다. 그리고, 제거 시에는 최대 제거 토크 직후 토크의 감소되는 양상을 보기 위해 최대 제거 토크의 시

Table 3. Torque (Mean Ncm ± SD) on 8, 4 and 0 seconds before the maximum insertion torque and 0, 2 and 4 seconds after the maximum removal torque of each group

Mini-implant types	Insertion torque [†] (Ncm)			Removal torque ^{††} (Ncm)		
	-8 sec	-4 sec	0 sec	0 sec	+2 sec	+4 sec
Cylinder						
6 mm	4.84 ± 0.50	7.12 ± 0.42	13.32 ± 0.60	3.47 ± 0.71	2.19 ± 0.35	1.63 ± 0.30
8 mm	7.50 ± 0.71	9.93 ± 0.96	18.51 ± 0.52	4.40 ± 0.61	2.77 ± 0.39	2.20 ± 0.43
Taper						
6 mm	5.38 ± 0.67	9.67 ± 0.89	16.61 ± 0.42	5.16 ± 0.85	2.83 ± 0.57	1.57 ± 0.36
8 mm	7.04 ± 2.02	13.23 ± 2.69	22.00 ± 2.19	6.22 ± 1.28	3.47 ± 0.33	2.40 ± 0.39
8 mm Modified	7.18 ± 0.32	12.16 ± 0.84	19.97 ± 1.26	5.42 ± 0.70	4.05 ± 0.41	3.81 ± 0.50
p-value	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001
Homogeneous subsets ^a	AC<BDE	A<BC<DE	A<C<B<E<D	A<BC<CE<D	A<BC<D<E	AC<BD<E

[†] Insertion time was calibrated to the time (0 sec) of the maximum insertion torque of each group. ^{††} Removal time was calibrated to the time (0 sec) of the maximum insertion torque of each group. ^a Subsets are symbolized as follows: A, cylinder 6 mm; B, cylinder 8 mm; C, taper 6 mm; D, taper 8 mm; E, taper 8 mm modified.

점을 기준으로 0초, 2초(1회전) 후, 4초(2회전) 후의 각 군의 토크를 비교하였다.

이와 같은 자료를 토대로 미니임플란트의 형태와 길이의 요인이 삽입 및 제거 토크에 미치는 영향을 분석하기 위하여 SPSS 12.0 KO for windows release 12.0.1 프로그램(SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하여 two-way ANOVA를 시행하였으며, Duncan's multiple range test로 사후 검정을 시행하였다.

연구결과

삽입 토크에서는 모든 군에서 미니임플란트가 삽입되면서 점차적으로 토크가 증가하는 양상을 보여 주었다 (Fig 3, A). 최대 삽입 토크가 가장 큰 것은 원추형 8 mm, 가장 적은 것은 원통형 6 mm였다 (Table 3, Fig 3, A). 제거 시에 최대 제거 토크가 가장 큰 것 역시 원추형 8 mm, 가장 적은 것은 원통형 6 mm였다 (Table 3, Fig 3, B) 제거 및 삽입 토크는 형태와 길이에 따라 다른 양상을 보여 원통형보다는 원추형이, 그리고 6 mm보다는 8 mm가 더 큰 토크를 보였다 ($p < 0.001$).

그러나, 형태와 길이에 의한 유의한 교호작용은 발견되지 않았다. 즉, 그림 4에서도 각 미니임플란트 종류에 따른 삽입 및 제거 토크 측정치들에서도 각 선

분이 비교적 평행한 것을 보여주고 있다.

그리고, 제거 시 대부분의 군은 최대 제거 토크가 발현된 뒤 급격한 제거 토크의 감소를 보여주었지만, 나사산이 변형된 원추형 8 mm에서는 최대 제거 토크 뒤에도 2초(1회전) 후 및 4초(2회전) 후까지 다른 군보다 높은 제거 토크가 나타났다 (Table 3, Fig 4).

최대 삽입 토크에 대한 최대 제거 토크의 비율이 가장 높은 미니임플란트는 원추형 6 mm였으며, 가장 낮은 것은 원통형 8 mm였다.

고 찰

이번 연구는 최근 들어 많은 임상적 적용을 하고 있는 교정용 미니임플란트의 초기 기계역학적 안정성에 관한 연구를 하기 위해 원추형과 원통형 형태의 차이, 그리고 6 mm와 8 mm 길이의 차이에 따른 기계역학적 차이를 비교 분석하였다.

삽입 토크는 미니임플란트의 초기 안정성과 관련이 높다고 생각할 수 있다.²¹ 그러나 골 밀도가 낮은 경우 삽입 토크가 높다고 하여 임상적 성공을 장담할 수 없으며,²² 오히려 삽입 토크가 너무 클 경우 주변의 골조직에 좋지 않은 결과와²⁰ 미니임플란트의 파절을 야기할 수도 있다.¹⁶ 이러한 점에서 실질적인 기계적 안정성은 제거 토크와 연관이 있어,²⁰ 본 연구에서는 미니임플란트의 안정성과 관련하여 각 군의 제거 토

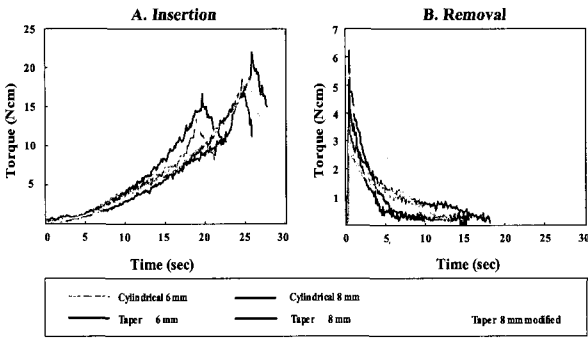


Fig 3. Insertion and removal torque according to the time of each group. A, Insertion torque; B, removal torque.

크 양상을 비교 분석하였다.

원통형의 삽입 시 토크 변화 그래프(Fig 3, A)를 보면 직선적인 삽입 토크의 증가를 보이다가 나사산이 끝나는 부위에서부터 급격하게 삽입 토크가 증가하면서 최대 삽입 토크에 도달하였는데, 이는 삽입 시 일정한 접촉면적의 증가를 가지기 때문인 것으로 보인다. 이에 비해, 원추형은 삽입 중반부터 삽입 토크가 원통형보다 더 크게 증가하면서 최대 삽입 토크에 도달하였는데 이는 원추형으로 인해 삽입될수록 원통형에 비해 접촉 면적이 더 크게 증가하기 때문으로 생각된다.

삽입 중반부터 최대 삽입 토크에 이르는 과정을 보기 위하여 최대 삽입 토크에 도달하기 8초 전, 즉 4회전 전 각 군의 토크를 비교하면, 같은 길이에서 형태에 따른 삽입 토크의 유의한 차이는 없었다 (Table 3). 그러나 4초 전, 즉 2회전 전부터 최대 삽입 토크까지는 원추형이 원통형 군보다 삽입토크가 유의성 있게 컸다. 이는 초기에는 형태 간에 차이가 없지만 원추형이 삽입되면 될수록 삽입 토크가 원통형에 비해 크게 필요함을 나타내는 것으로 보인다.

그리고 원통형은 초반에 적은 삽입 토크로 삽입이 되기 때문에 용이하게 삽입이 될 수도 있겠지만, 후반에는 삽입 토크가 급격히 증가하므로 삽입 중 40 Ncm 이상으로 급격히 증가할 경우 기계적 응력을 버티지 못하고 파절될 가능성도 있을 것이다.²⁵ 이에 비하여 원추형은 중반부터 삽입 토크가 점차적으로 증가하지만 삽입되는 직경도 증가하여 파절에 대한 강도가 점차적으로 커질 것으로 생각된다. 제거 시에는 원추형이 더 높은 최대 제거 토크를 보여 주어 기계적 안정성이 더 높다고 추측할 수 있었다.

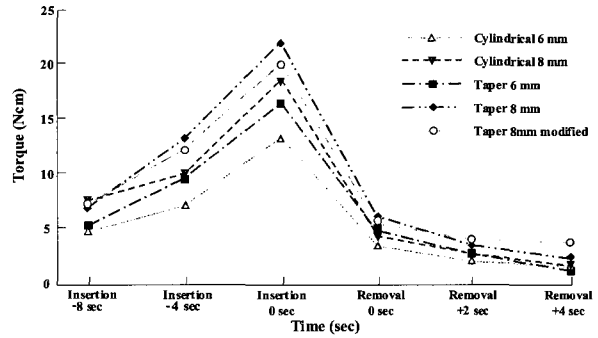


Fig 4. Torque on 8, 4 and 0 seconds before the maximum insertion torque and 0, 2 and 4 seconds after the maximum removal torque of each group.

원추형의 지속적인 삽입 토크 증가는 주변 조직과 긴밀히 접촉해가기 때문일 것으로 예상되며 이는 응력 분포 등에 있어서는 유리하기도 하겠지만 조직에 대한 압박으로 조직에는 불리할 수도 있을 것이다.^{20,26} 그러므로 식립 시 이에 대한 고려도 해야 할 것으로 보인다.

동일한 형태에서 길이에 따른 차이를 보면 삽입과 제거 시에 8 mm가 6 mm보다 더 큰 최대 토크를 보여 주었다. 제거 시 길이가 길수록 최대 제거 토크가 크기 때문에 안정적이라고 추측해 볼 수 있겠지만, 삽입 시에 큰 최대 삽입 토크로 조직의 유해성²⁰과 파절의 위험성²⁵ 그리고 긴 길이로 인해 주변 치아 등과 같은 해부학적 구조물에 위해할 수도 있음을 고려해야 할 것으로 보인다.

그러나, 짧은 원추형 6 mm는 긴 원통형 8 mm보다 최대 삽입 토크는 유의하게 작게 나타났지만 최대 제거 토크는 비슷하게 나타났다. 이는 원추형 6 mm가 삽입 시에는 원통형 8 mm에 비해 짧은 길이로 적은 삽입 토크를 보여주었다, 제거 시에는 원추형의 형태로 큰 제거 토크를 보여준 것으로 추측할 수가 있다. 즉, 삽입 시에는 원추형 6 mm는 원통형 8mm에 비해 주변 조직의 유해성²⁰과 미니임플란트의 파절 위험성²⁵이 적으면서, 제거 시에는 안정성이 높다고 예상할 수가 있으며,¹⁹ 삽입 시 주변 해부학적 구조물의 손상 위험성을 줄이기 위해 짧은 길이의 미니임플란트를 사용해야 한다면, 원추형은 초기 기계적 안정성을 보완할 수 있을 것으로 보인다.

그리고, 대부분의 군에서 제거 토크 양상은 최대 제거 토크 후에 급격히 감소하였는데, 예외적으로 나사산이 작아지는 변형된 원추형 8 mm는 최대 제거 토크

크 후 급격히 감소하지 않고 높은 제거 토크를 유지하였다. 이러한 제거 토크 양상을 비교 분석하기 위해 최대 제거 토크 2초 후, 4초 후, 즉 1회전 후, 2회전 후의 각 군의 제거 토크를 비교해 보았을 때 변형된 원추형 8 mm는 4 Ncm 전후의 제거 토크를 유지하였고 이는 원통형 6 mm의 최대 제거 토크보다도 더 큰 값이며 원통형 8 mm의 최대 제거 토크와 비슷한 값이다 (Fig 4, Table 3). 다른 연구에서도 나사산의 미세한 차이는 기계역학적으로 영향을 미칠 수 있으며²⁷ 특히, 작은 나사산은 응력분포 등에도 유리하여 조직학적으로도 주변 골 흡수에 있어서 보다 좋은 결과를 보여주었다.²⁸ 나사산이 작아지는 변형된 원추형 8 mm는 동일한 길이의 원추형에 비해 상부의 나사산 크기와 형태의 변형으로 최대 제거 토크는 원추형 8 mm에 비해 약간 적지만 넓은 범위에 걸쳐 큰 제거 토크를 보여주고 있어 높은 기계적 안정성을 보여줄 것으로 보인다.

각 군들에 있어서 최대 제거 토크는 최대 삽입 토크에 대하여 평균 27.32%로 적게 나타났다. 즉, 삽입 시 술자가 가하는 삽입 토크 크기 그대로 제거 토크로 나타나는 것이 아니라²² 약 1/4 정도인 것으로 예상해야 할 것이다. 그리고, 최대 삽입 토크에 비해해서 최대 제거 토크가 나타나지 않았으며, 적은 힘으로 삽입이 되면서 쉽게 제거가 되지 않는 기계적 안정성이 좋은 것, 즉 기계역학적 효율성을 비교하기 위해서는 최대 삽입 토크에 대한 최대 제거 토크 비율을 비교할 필요가 있다.

각 군들의 최대 삽입 토크에 대한 최대 제거 토크 비율을 계산하였을 때 원추형 6 mm는 31.07%로 가장 높았는데, 전체 군에서 두 번째로 적은 최대 삽입 토크를 보이면서 제거 시에는 두 번째와 비슷한 높은 최대 제거 토크를 보여주어, 쉽게 삽입이 되면서 안정성은 좋은 높은 효율성을 가졌다고 볼 수가 있을 것이다. 특히, 치밀골과 직접적으로 접촉하는 상부로 갈수록 실질적인 기계적 안정성을 높일 수 있는 형태이기 때문에 원추형은 임상적으로도 미니임플란트의 안정성 확보에 기여할 것으로 생각된다.¹⁹

그러나, 원추형 6 mm는 최대 제거 토크 발현 후에는 급격한 토크의 감소를 보이기 때문에 넓은 회전 범위의 제거 토크가 가해질 수 있는 환경에서는 안정성이 급격히 감소할 수도 있을 수 있으며, 이를 감안한다면 나사산이 작아지는 변형된 원추형 8 mm와 같이 넓은 회전 범위에서도 높은 제거 토크를 나타낼 수 있도록 나사산 크기와 형태의 변형도 감안해야 할

것이다.^{27,28} 즉, 삽입 시에는 짧은 길이로 인해 적은 토크로 쉽게 삽입되면서 조직에 손상을 최소화하고, 제거 시에는 원추형과 상부의 변형된 나사산으로 넓은 회전 범위에서 큰 제거 토크를 나타내는 형태가 교정용 미니임플란트의 초기 안정성에 유리할 것으로 생각된다.

교정용 미니임플란트의 안정성에는 골밀도, 연조직의 상태, 구강 위생, 삽입 방법 및 미니임플란트의 표면 처리 등 생물학적, 기계역학적 여러 요인이 영향을 미칠 수가 있기 때문에 이를 고려한 향후 연구가 필요할 것으로 보인다.

결 론

직경이 1.6 mm이며 길이가 각각 6 mm와 8 mm인 원통형과 원추형, 그리고 나사산이 작아지는 변형된 원추형 8 mm의 교정용 미니임플란트를 밀도가 균일한 polyurethane foam에 삽입 및 제거하면서 시간에 따른 토크를 측정하여 비교 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 원추형이 원통형 보다, 그리고 8 mm가 6 mm보다 유의성 있게 더 큰 최대 삽입 토크와 최대 제거 토크를 보여주었다 ($p < 0.001$). 그러나, 원통형 6 mm는 원추형 8 mm보다 유의성 있게 작은 최대 삽입 토크를 보여주었지만 ($p < 0.001$) 최대 제거 토크는 비슷하였다.
2. 전체 군에서 제거 토크는 삽입 토크에 비하여 1/4 정도로 낮았으며, 그 중 원추형 6 mm는 최대 삽입 토크에 대한 최대 제거 토크 비가 가장 컸다.
3. 변형된 원추형 8 mm는 제거 시 넓은 회전 범위에서도 큰 제거 토크를 보여주었다.

즉, 교정용 미니임플란트의 초기 기계적 안정성에서는 삽입 토크보다는 제거 토크를 고려해야 할 것이며, 초기 기계적 안정성을 위해서는 원추형과 길이 및 나사산의 형태가 고려되어야 할 것이다.

그러나, 실제 임상에서 치조골에 적용할 때는 이와 다른 여러 가지 요인이 작용할 것으로 보이므로 이와 관련된 임상적 연구가 좀 더 필요할 것으로 생각된다. 그럼에도 불구하고 환자와 술자 측 요인이 아닌 임플란트 설계상의 특징에 따른 삽입 및 제거 토크와의 관계를 살펴봄으로써 실제 임상에 적용 시 참고적인 자료가 될 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Burstone CJ, Manhartberger C. Precision lingual arches. Passive applications. *J Clin Orthod* 1988;22:444-51.
2. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:12-8.
3. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent* 1983;50:255-61.
4. Linkow LI. The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod* 1969;24:149-54.
5. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:251-8.
6. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:678-86.
7. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.
8. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:166-74.
9. Park HS. A new protocol of the sliding mechanics with Micro-implant Anchorage (MLA). *Korean J Orthod* 2000;30:677-85.
10. Kyung SH, Lim JK, Park YC. The use of miniscrew as an anchorage for the orthodontic tooth movement. *Korean J Orthod* 2001;31:415-24.
11. Kim SJ, Lee YJ, Chung KR. An effect of immediate orthodontic force on palatal endosseous appliance (C-Palatal Plate™) in beagle dog. *Korean J Orthod* 2003;33:91-102.
12. Kim CN, Sung JH, Kyung HM. Three-dimensional finite element analysis of initial tooth displacement according to force application point during maxillary six anterior teeth retraction using skeletal anchorage. *Korean J Orthod* 2003;33:339-50.
13. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
14. Himmlöva L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91:20-5.
15. 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. *Korean J Orthod* 2003;33:11-20.
16. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:190-4.
17. Hermann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:220-30.
18. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clinical Oral Implant Research* 2001;12:423-32.
19. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:474-80.
20. Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M, Tjellstrom A. Relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh in temporal bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:442-7.
21. Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R. Pedicle screw Pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine* 1993;18:1673-6.
22. Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, Ohtori S, Aoki Y, Saito T, et al. Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *J Orthop Sci* 2005;10:133-6.
23. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S13-20.
24. Steinemann S. The properties of titanium. In: Schoeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G editors. 2nd Edition, *Oral Implantology*. New York: Thieme Medical Publishers, Inc.; 1996. p. 38.
25. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2005;6:82-97.
26. Huiskes R, Nunamaker D. Local stresses and bone adaptation around orthopedic implants. *Calcif Tissue Int* 1984;36 Suppl 1:S110-7.
27. 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.
28. Palmer RM, Palmer PJ, Smith BJ. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:179-82.

- ORIGINAL ARTICLE -

Mechanical analysis of the taper shape and length of orthodontic mini-implant for initial stability

Jong-Wan Kim, DDS, MSD,^a Il-Sik Cho, DDS,^b Shin-Jae Lee, DDS, MSD, PhD,^c
Tae-Woo Kim, DDS, MSD, PhD,^d Young-II Chang, DDS, MSD, PhD^e

Orthodontic mini-implants, despite its usefulness as anchorage, have some limits such as loosening. Therefore, various shapes and lengths have been studied. The aim of this study is to analyze the shape and length of mini-implants mechanically. The shapes of mini-implants (1.6 mm, Dual Top, Jeil Medical Co., Seoul, Korea) were cylindrical and taper. The lengths of mini-implants were 6 mm and 8 mm. The tested groups were 5 groups (cylindrical 6 mm, cylindrical 8 mm, taper 6 mm, taper 8 mm and taper 8 mm modified whose thread is reduced from the middle to upper part). All were inserted and removed on the polyurethane foam with the torque measured. During insertion and removal, the taper shape needed higher torque than the cylindrical shape, and the 8 mm length than the 6 mm length ($p < 0.001$). The taper 6 mm group showed superior insertion torque ($p < 0.001$) and similar removal torque to the cylindrical 8 mm group. The taper 8 mm modified group with gradually reduced threads, showed continuous high removal torque after the peak. The initial mechanical stability can be provided by the tapered shape and also, affected by length and thread design.

Korean J Orthod 2006;36(1):55-62

※ Key words: Orthodontic mini-implant, Stability, Taper, Length

^a Clinical Instructor, ^b Resident, Department of Orthodontics, Seoul National University Dental Hospital

^c Assistant Professor, ^d Associate Professor, ^e Professor, Department of Orthodontics, School of Dentistry and Dental Research Institute, Seoul National University

Corresponding author: Young-II Chang

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, 28-2 Yeonkun-Dong, Chongno-Gu, Seoul 110-749, Korea

+82 2 2072 2678

nusma@freechal.com

Received August 4, 2005; Last Revision December 6, 2005; Accepted December 8, 2005