교정용 미니스크류 임플랜트의 제거회전력 및 골형성에 관한 연구

고려대학교 의과대학 대학원 치과학교실

윤영국 · 류재준 · 서규원

Ⅰ. 서 론

교정치료시 치아 이동에 필요한 지지 구조인 고정원(anchorage)의 확보는 보다 나은 치료 결과를 위해 중요한 부분이다. 그러나 다른 치아 또는 구강외 장치 등을 고정원으로 이용할 경우 부작용으로 나타날 수 있는 고정원의 소실, 교정력의 이동 방향과 범위의 제한성, 비심미성 및 환자의 협조도 등의 문제점을 개선하기가 어려웠다. 이러한 문제들을 전부 또는 일부 개선하기 위해 티타늄 임플랜트와 미니스크류를 치아 교정치료 영역에서 교정력에 대한 고정원으로 적용하고자 하는 많은 연구들이 있어 왔다. 이러한 연구들은 치과 영역에서 인공치근, 골절 및 악교정 수술 등에 티타늄 임플랜트와 미니스크류를 안정적으로 사용하게 됨으로써 더욱 설득력을 얻고 있다.

1945년 Gainsforth와 Higley[1]가 바이탈리움(vitallium) 스크류를 개에 식립함으로써 임플랜트를 치아 교정 영역에서 사용할 수 있는 가능성을 최초로 시사한 이후 James 등[2], Roberts 등[3-5], Smalley 등[6], Shapiro와 Kokich[7], Higuchi와 Slack[8], Block과 Hoffman[9], Southard 등[10], Kim과 Lee[11], Lee와 Chung[12]이 동물실험과 임상적용을 통해 교정력에 대한 고정원으로써 치과 임플랜트의 유용성을 확인하였다. 그러나 골유착 임플랜트는 비교적 광범위한 수술 범위와 큰 비용 부담, 골유착을 위한 하중 유예기간 및 식립부위의 한계 등으로 인해 교정 영역에서 고정원으로 사용하기에는 어려움이 많았다. 이러한 점을 보완하고자 보다 적은 직경으로 표면의 나사산을 이용해 식립하는 교정용 미니스크류 임플랜트(이하 "교정용 미니스크류"라 한다.)를 교정치료의 고정원으로 사용하기 위한 연구들이 있어 왔다. Creekmore와 Eklund[13], Kanomi[14], Costa 등[15], Park[16,17]이 교정용 미니스크류의 고정원으로서의 유용성을 임상 증례를 통해 보고한 바 있다. 그러나 교정 영역에서 구강내 고정원으로 사용한 교정용 미니스크류는 임상에 적용할 경우 이완과 동요 및 탈락에 의한 실패 또한 많았다.

이에 본 연구에서는 교정용 미니스크류의 식립이 대부분의 피질골과 일부의 해면골에 한정되어 있는 점을 고려하여 피질골에 접촉하는 표면적의 차이 비교를 통해 구강내 고정원으로서 안정성을 확보하는데 필요한 형태학적, 시간적 요소 등을 알아 봄으로써 교정치료 과정에서 교정용 미니스크류를 고정원으로 사용할 경우 나타날 수 있는 단점을 보완하기 위한 이론적 근거를 제공하고자 한다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 실험재료

식립할 교정용 미니스크류 임플랜트는 순수 티타늄을 사용한 절삭형으로 두 가지 형태를 사용하였다. 하나의 형태는 식립 나사부의 상단부에서 하단

부까지의 직경이 1.4㎜로 동일한 self-tapping straight형(Super Orthodontic Screw®, Osstem, Korea, 이하 "원주형(straight type)"이라 한다)과 다른 형태는 식립 나사부의 상단부 직경이 1.6㎜이고 하단부의 직경이 1.2㎜로 상단부에서 하단부로 갈수록 점점 좁아지는 나선형 self-tapping tapered형(Power Hook Orthodontic Screw®, Osstem, Korea, 이하 "근첨형(tapered type)"이라 한다)을 사용 하였다. 실험군으로 근첨형을, 대조군으로 원주형을 사용하였다(Fig. 1, Table I).

2. 실험동물

몸무게 3.0㎏~3.5㎏의 뉴질랜드산 흰색 웅성 가토 21마리를 실험에 사용하였다.

3. 수술방법 및 식립

21마리의 가토를 일별 기준으로 7개군으로 나누고 0일군, 3일군, 7일군, 11일군, 14일군, 21일군, 28일군으로 3마리씩 배정하였다. Xylazine(Rompun®, Bayer Co., Korea, 5㎎/㎏ body weight)을 근육 주사하여 진정 효과와 근육 이완 효과가 나타나도록 약 5분을 기다린 후, Ketamine(Ketara®, Yu-han Co., Korea, 35㎎/㎏ body weight)을 근육 주사하여 전신 마취하였다. 교정용 미니스크류를 식립할 좌우측 대퇴골 내면 부위를 제모한 후 술 중 출혈과 동통을 조절 위하여 수술 부위 각각에 1㎖씩의 국소 마취제(2% Lodocaine with epinephrine 12.5㎍/㎖, Yu-han Co., Korea)로 국소 마취를 병행 하였다.

양측 경골 골체부의 피부에 경골의 장축을 따라 2㎜ 길이로 전층 절개하여 판막을 형성하지 않고 직경 5㎜ 정도로 피부, 근육 및 골막을 박리하여 네 방향으로 견인한 후 경골 골체부 골면을 노출시켜 좌측 경골에 형성된 노출 골면에 생리식염수 주수하에 직경 1.3㎜ 드릴과 1250 rpm의 저속 엔진으로 피질골을 천공한 후 실험군인 근첨형 교정용 미니스크류를 수동 드라이버를 이용하여 식립하였고, 우측 경골에는 좌측과 동일한 방법으로 식립하되 직경 1.0㎜ 드릴을 이용해 피질골을 천공한 후 대조군인 원주형 교정용 미니스크류를 식립하였다. 절개부위는 봉합하지 않고 골내로 식립되지 않는 고정부는 피부 밖으로 노출시켰다. 가토의 경골 좌우측에 두 가지 형태의 교정용 미니스크류를 각각 4개씩 식립하되 피질골질이 비교적 일정하도록 경골 상부의 관절 경계부에서 약 30㎜정도 떨어져 있는 경골 골체부 부위에서부터 순서대로 하부쪽으로 식립하였고, 식립을 위해 노출시킨 절개부는 연결되지 않도록 각각 독립적으로 형성하였으며 교정용 미니스크류간의 간격이 최소 5㎜가 유지되도록 하였다.

술후 감염 방지를 위하여 Amikasine (Dong-A Co., Korea, 4㎎/㎏ body weight)을 4일간 근육 주사하였다.

각 군당 두 가지 형태의 교정용 미니스크류를 3마리의 가토 경골에 각각 4개씩 식립하여 총 168개를 식립하였다.

Table I. Classification and design of experimented orthodontic miniscrew

Type	Design	Number	Total	Outer diameter (unit:mm)	Inner diameter (unit:mm)	Pitch height (unit:mm)
Tapered type	For removal torque test and histomorphometric analysis	84	84	upper: 1.6 lower: 1.2	upper: 1.2 lower: 0.8	0.2
Straight type	For removal torque test and histomorphometric analysis	84	84	whole: 1.4	whole: 0.9	0.25

4. 제거회전력의 측정

좌우측 경골의 상부는 슬관절부에서부터, 하부는 최하방 교정용 미니스크류로부터 30㎜가 떨어진 지점까지 절단하여 생리식염수에 담근 후 제거회전력 측정을 위해 자체 제작한 측정장비에 고정하여 측정하였다. 측정장비는 디지털 푸시-풀 측정기(Digital force gauge®, FGN-508-SEG, NIDEC-SHIMPO Co., Japan)와 이것을 고정한 고정대(Push-full gauge stand K-501®, ATONIC Co., Japan) 그리고 절단한 가토의 경골을 고정하는 척 및 X'-Y' 슬라이드 받침대로 구성하였다. 절단된 가토의 경골은 측정장비의 척에 고정시킨 다음 교정용 미니스크류의 머리부의 홈에 맞게 제작된 드라이버를 교정용 미니스크류에 끼워넣은 후 디지털 푸시-풀 측정기의 말단부가 직각 방향으로 드라이버에 압력을 가하여 식립된 교정용 미니스크류를 회전시키는데 필요한 최대값을 제거회전력(Ncm)으로 측정하되 가토를 희생시킨 시점에서 3~5분 이내에 측정을 완료하였다.

5. 표본 제작 및 조직 형태계측학적 분석

제거회전력을 측정한 후 경골에 식립된 교정용 미니스크류를 식립할 때와 반대방향으로 돌려서 조심스럽게 제거한 다음 주변 골조직을 채취하여 10% 중성 포르말린으로 고정하였다. 질산용액에서 1주간 탈회한 후 왁스 포매하여 hematoxylin-eosin 중염색하였다. 4~6㎛의 두께로 조직표본을 제작한 후 광학현미경으로 100배 및 200배로 관찰하였다.

조직 형태계측학적 분석의 계측 지표로서 신생골 형성 면적율을 광학현미경 100배로 관찰하였다. 조직표본은 Olympus BX-51® (Olympus Co., Tokyo, Japan) 광학현미경으로 관찰하였고 Kappa DX30 Digital Camera® (Opto-Electrionics, Germany)로 디지털 영상을 얻은 다음 영상 분석 프로그램(Image-Pro Plus 5.0®, Media Cybernetrics, USA)으로 신생골 형성 면적율을 측정하였다. 신생골 형성 면적율은 피질골 직하방에 있는 나사산 1개 부위의 면적 내에서 신생골이 차지하는 면적 비율을 측정하되 두 부위중 신생골 형성 면적율이 높은 값을 취하였다.

6. 통계분석

실험에서 얻어진 자료들은 평균값과 표준편차를 구하였고 SPSS version 10.0® (SPSS Inc., Chicago, U.S.A.)을 이용하여 원주형 대조군과 근첨형 실험군을 t-test로 비교하였고, 동 실험군내의 시간 경과에 따른 일별군간의 유의성은 one-way ANOVA test와 Tukey HSD 분석을 통해 비교하였다.

7. 유한 요소법(FEM: finite element method)에 의한 응력 분석

두가지 형태의 교정용 미니스크류의 응력분석은 3G®(Plasso tech Co. U.S.A.) 분석 프로그램을 이용하여 선상 유한요소법(linear finite element method)으로 분석 하였다. 구속 조건은 골에 양단면 고정으로, 골과 교정용 미니스크류의 접촉상태는 결합상태로, 메시(mesh)는 사면체 메시를 자동메시로, 그리고 힘의 방향은 측면에 수직으로 5 Ncm의 힘을 가하는 조건으로 시행하였다. 측정항목은 방향성 없이 작용하는 응력 총합의 최고값인최대등가응력(maximum equilibratory stress)과 힘에 작용하는 수직면에 대하여 가장 크게 작용하는 압축과 인장응력의 최대값인 최대주응력(maximum principal stress)을 측정하였고 압축응력은 (-)값을 인장응력은 (+)값으로 표시하였다(Table II).

Table II. Material value of linear FEM(finite element method) analysis of orthodontic miniscrews

Part	Material	Elastic coefficient (GPa)	Poisson's ratio
Screw	Titanium	120	0.3
Bone	Cortial bone	13.7	0.33

Ⅲ. 결 과

1. 조직학적 소견

근첨형과 원주형의 조직소견은 모든 군에서 유사한 소견을 보였다.

0일군 조직 표본에서는 교정용 미니스크류와 접했던 피질골(cortcal bone)부위에서 비교적 나사산의 모양이 잘 나타나 있었고, 해면골(cancellous bone)부위는 매식전에 드릴링의 영향으로 인한 외상으로 피질골로부터 떨어져 나온 골편들과 함께 불규칙한 부정형의 형태를 보였다(Fig. 4 tapered type, Fig. 5 straight type).

3일군 표본에서는 피질골과 해면골 경계부에서 섬유성 조직들과 세포들이 교정용 미니스크류의 표면을 향하여 평행하게 잘 배열되기 시작하였고, 피질골 직하방의 나사산 모양 부위에서는 미미한 양의 골양조직이 관찰되었다(Fig. 6 tapered type, Fig. 7 straight type).

7일군 표본에서는 피질골과 해면골 경계부에서 피질골로부터 결합선을 경계로 해면골쪽으로 신생골 조직의 형성이 뚜렷하게 관찰되었으며 3일후 표본에 비해신생골 조직이 양적으로 현저하게 증가되었으나 질적인 면에서 아직 치밀성이 낮은 미성숙 골(woven bone) 상태를 보였다(Fig. 8 tapered type, Fig. 9 straight type).

11일군 표본에서는 7일군 표본에 비해 치밀도의 증가를 보였다(Fig. 10 tapered type, Fig. 11 straight type).

14일군 표본은 11일후 표본에 비해 양적 증가와 및 질적인 성숙 소견을 보였다(Fig. 12 tapered type, Fig. 13 straight type).

21일군 표본은 신생골의 성숙이 진행되면서 망상형태의 신생골의 빈공간이 줄어들어 치밀해지는 양상을 보였다(Fig. 14 tapered type, Fig. 15 straight type).

28일군 표본은 임플랜트 나사산과 골표면의 경계부에 유격으로 있던 부분에도 성숙된 골조직이 채워졌으며 피질골과 해면골의 경계부에서 신생골은 층판골 형태의 성숙된 소견을 보였다(Fig. 16 tapered type, Fig. 17 straight type).

근첨형의 14일군, 21일군, 28일군과 원주형의 28일군에서는 제거회전력의 측정을 위해 교정용 미니스크류를 제거하는 과정에서 교정용 미니스크류와 접촉했던 골부위에 파절이 일어난 소견을 보였다(Figs. 18~21).

2. 제거회전력(단위: Ncm)

두가지 형태의 교정용 미니스크류에서 제거회전력은 식립 초기에서 7일과 11일까지는 감소하다가 점차 시간 경과에 비례하여 증가하였다(Table III, IV).

Table III. Removal torque measurements(Ncm) of tapered orthodontic miniscrews

Tapered type	0 day	3 days	7 days	11 days	14 days	21 days	28 days
Sum	115.6	74.4	59.1	47.2	57.8	62.9	81.5
Mean	9.63	6.20	4.93	*3.93	4.82	5.24	6.79

* Starting point for increasing torque

Table IV. Removal torque measurements(Ncm) of straight orthodontic miniscrews

Straight type	0 day	3 days	7 days	11 days	14 days	21 days	28 days
Sum	15.7	12.8	6.1	9.8	15.3	17.6	18.7
Mean	1.31	1.07	*0.51	0.82	1.28	1.47	1.70

* Starting point for increasing torque

Table V. New bone formation percentage(%) of tapered orthodontic miniscrews

Tapered type	0 day	3 days	7 days	11 days	14 days	21 days	28 days
Sum	0.00	46.58	458.44	533.81	600.64	798.22	828.13
Mean	0.00	3.88	38.20	44.48	50.05	66.52	69.01

Table VI. New bone formation percentage(%) of straight orthodontic miniscrews

Straight type	0 day	3 days	7 days	11 days	14 days	21 days	28 days
Sum	0.00	34.60	326.61	611.18	643.31	689.93	847.43
Mean	0.00	2.88	27.22	50.93	53.61	57.49	70.62

2. 신생골 형성 면적율

신생골 형성 면적율은 근첨형과 원주형 모두에서 시간 경과에 비례하여 증가하였다.

3일군에서 미미한 양의 골양조직이 관찰되었으나 7일군에서 부터는 뚜렷한 신생골 형성 면적율의 증가를 보였고(Tables V, VI), 점차 시간 경과에 비례하여 증가하는 양상을 보였다.

4. 유한요소법에 의한 응력분석

골에 가해지는 최대등가응력은 근첨형이 13.7 MPa의 값을 보였고, 원주형은 15.8 MPa로 근첨형보다 높게 나타났다(Fig. 2). 최대주응력은 압축응력과 인장응력 두 가지 모두에서 근첨형이 원주형 보다 작게 나타났다(Fig. 3). 이러한 결과는 응력이 집중되는 최상단층에서 직경이 크고 아래로 갈수록 작아지는 근첨형의 형태로 인해, 골에 집중되는 측방응력이 원주형보다 낮게 나타났다.

Ⅳ. 고 찰

골유착성 임플랜트를 통해 골격성 고정원(skeletal ancorage) 개념의 토대를 마련한 이후 더 나아가 교정용 미니스크류를 사용하게 됨으로써 적용의 편의성과 비용의 문제 등을 해결할 수 있었다. 1945년 Gainsforth와 Higley[1]가 바이탈리움으로 제작한 ramal 스크류를 개에 식립하여 임플랜트를 치아 교정 영역에서 사용한 것을 시작으로 1983년 James 등[2]은 바이오글라스(bioglass)로 코팅된 임플랜트와 바이탈리움 임플랜트를 가토의 대퇴골에 식립하여 28일간 60gm, 120gm, 180gm의 힘을 가하여 고정원으로서의 유효성을 보고하였다. 1984년에 Roberts 등[3]은 가토의 대퇴골에 3mm 직경의 임플랜트를 식립하여 6주 후부터 12주까지 100gm의 힘을 가하여 4주 동안 고정원으로서의 안정성과 더불어 골유착을 위한 골개조 주기(bone remodeling cycle)가 6주임을 조직학적으로 확인하였고, 이를 임상에 적용하여 1994년에는 후구치결절의 후방부에 임플랜트를 식립하여 결손된 하악 구치의 공간 폐쇄에 사용하였으며[4], Higuchi와 Slack[8]도 또한 후구치 결절 부위에 임플랜트가 고정원으로서 유용함을 임상 증례를 통해 보고 하였다.

그러나 임플랜트를 고정원으로 사용할 경우 야기될 수 있는 수술 범위과 큰 비용 부담, 하중 유예기간 및 식립부위의 한계 등의 단점을 보완하기 위해 보다 적은 직경으로 표면의 나사산을 이용해 식립하는 교정용 티타늄 미니스크류 임플랜트를 교정치료의 고정원으로 사용하기 위해 1983년 Creekmore와 Eklund[13]는 바이탈리움 스크류를 상악 전치의 치근단 상방 치조골에 식립하여 압하이동의 고정원으로, 1997년 Kanomi[14]는 1.2mm 직경의 티타늄 미니스크류를 식립하여 2개월 후 하악전치의 압하이동의 고정원으로, 1998년 Costa 등[15]은 2mm 직경의 티타늄 미니스크류를 식립 후 골유착을 위한 유예기간 없이 즉시 고정원으로 사용하여 각각의 안정성을 확인하

였다. 국내에서는 2000년과 2003년에 Park[16,17]이 교정용 미니스크류를 임상에 적용하여 6전치의 견인 기간 감소와 장치의 단순화를 통한 환자의 협조도 증가와 더불어 15.8개월 동안 상악에서 약 93%, 하악에서 약 73%의 성공률을 보고하였다.

본 연구에서 교정용 미니스크류의 2가지 형태인 원주형과 근첨형의 제거회전력과 신생골 형성 정도를 조직형태계측학적으로 측정하여 교정용 미니스크류의 안정성을 보고자 하였다. 제거회전력은 임플랜트와 골간 유합 정도를 측정하기 위해 물리적인 방법으로 많이 사용하는 측정법으로 Johansson과 Albrektsson[19]이 조직학적인 관찰을 통해서 시간 경과에 비례하여 접촉 면적과 제거회전력이 증가하고, 이 두 가지 요소는 매우 높은 상관관계를 갖는 것으로 보고 하였다. 본 연구에서도 두 가지 형태의 교정용 미니스크류의 제거회전력과 골형성 정도는 시간의 경과에 따라 증가를 보였다.

원주형에서 7일 이전, 근첨형에서 11일 이전 까지의 제거회전력의 감소는 조직학적으로 임플랜트 시술 후 피질골 부위에서 임플랜트의 표면을 따라 해면골 쪽으로 섬유성 결합조직이 형성되어 점차 소성골이 형성되는 시기인 것으로 사료된다. 본 실험에서는 7일후 표본에서 미성숙골의 형성이 임플랜트 표면을 따라 피질골에서 해면골 쪽으로 형성되기 시작하였고 점차 망상구조가 치밀해 지면서 4주째에는 성숙된 층판골 조직이 나타난 것을 볼 수 있었다. 이는 Roberts[20]의 실험에서 임플랜트 식립 후 치밀골 부위에서 교직골이 임플랜트 표면까지 형성되는데 약 2주가 걸리며 다음 단계인 층판골이 만들어 지는 데에는 2주에서 6주의 기간이 필요한 것과 유사한 결과이다.

Barewal 등[21]은 사람의 상하악골의 구치부에 식립한 임플랜트에 고정성을 알아보기 위해 공진 주파수 분석(resonance frequency analysis)을 시행하여 임플랜트의 안정성을 확인해 본 결과 상하악 양쪽 모두의 경우에서 식립 직후부터 3주까지 감소하다가 3주째를 경계로 점차 증가하는 양상을 보였다. 이러한 결과는 Roberts[18]의 실험에서 생리학적 골형성 활성의 차이가 토끼는 사람의 3배, 성견은 사람의 2배인 점을 고려할 때 본 연구에서 제거회전력이 가토에서 식립 직후부터 감소하다가 7일과 11일째를 경계로 증가 하는 양상을 사람으로 환산한 3주와 시기적으로 유사한 결과를 보였다.

Ivanoff 등[22]이 가토의 경골에 시행한 실험적 연구에서 임플랜트 표면적이 넓으면 더 많은 피질골과 접촉할 수 있게 되어 더 큰 직경의 임플랜트에서 높은 제거회전력을 보인다고 하였다. 본 실험에서 사용한 두 가지 형태의 교정용 미니스크류의 나사부 전체 표면적의 비는 원주형 대 근첨형이 약 100.0 대 95.6이고, 피질골에 접촉하는 표면적의 차이는 가토의 경골 체부(body portion)의 피질골 두께가 평균 1.75㎜로 가정할 경우 원주형 대 근첨형이 약 100.0 대 126.4의 피질골 접촉 표면적비가 되도록 제작하였다. 근첨형은 식립나사부의 넓은 상부 직경으로 피질골의 의존도를 높이고, 작은 하부 직경으로 치근 사이에 식립이 용이한 반면 원주형은 임상에서도 범용하고 있는 기존의 형태로 표면적을 늘이기 위해 길이를 증가시킬 경우 식립에 제한이 따른다. 본 실험에서의 결과는 두 가지 형태의 교정용 미니스크류에서 피질골에 접촉하는 표면적이 약 20%가량 넓은 근첨형의 제거회전력이 원주형 보다 모든 일별군에서 높게 나타났다. 원주형과 근첨형의 임플랜트에 있어서 형태학적인 차이를 비교한 O' Sullivan[23]의 연구에서 원주형태와 근첨형태의 골유착성 티타늄 임플랜트에 있어서 1차 및 2차 안정성을 비교한 결과 근첨형태의 골유착성 임플랜트가 원주형태의 골유착성 임플랜트에 비해 제거회전력과 공진 주파수 분석치가 현저하게 높게 나타남으로써 원주형태의 골유착성 임플랜트보다 고정성이 높아 안정적이며 근첨형태의 임플랜트가 원주형태의 임플랜트에 비해 골조직 반응에 불리하게 작용하지 않는다는 연구결과를 보고하였다. Misch[24]의 임플랜트 안정성의 관한 연구에서 동일한 길이의 임플랜트의 직경이 증가하면 기능적 표면의 증가로 치조정 골과 임플랜트 계면에 집중되는 응력값을 감소시켜 임플랜트의 안정성을 높이는 반면 동일한 직경에서 길이의 증가는 기능적 표면적의 증가가 크게 일어나지 않으므로 임플랜트의 유지에 큰 도움이 되지 않는다고 하였다. Lim 등[25]의 연구에서도 교정용 미니스크류의 길이가 상악에서는 6mm, 하악에서는 4mm 이상에서는 대부분의 응력이 피질골에서 흡수되었고 해면골로의 응력전달은 미미하기 때문에 교정용 미니스크류의

유지에 있어서 길이 보다는 직경이 더 크게 관여한다고 하였고, 동일한 직경의 교정용 미니스크류는 피질골의 두께에 무관하게 일정한 최대 응력값을 보인다고 하였다. 본 실험에서도 유한 요소법을 이용하여 응력분산분석을 시행한 결과 피질골의 상부에서 더 넓은 직경을 갖는 근첨형의 응력 집중이 원주형에 비해 낮게 나타나는 유사한 결과를 보였다.

Kanomi[14]는 교정용 미니스크류를 식립하여 수 개월 동안 골유착 기간을 거친 후 교정력을 가한 반면 Costa[15]는 골유착 기간을 두지 않고 식립 직후 즉시 교정력을 가하였으나 두 경우 모두에서 고정원으로서의 안정성이 있음을 확인한 바 있다. 이러한 안정성은 초기 고정력에 의한 것으로 Meredich[26]의 연구에 의하면 골과 임플랜트 재질과의 접촉량과 더불어 골과 임플랜트 사이에 발생되는 압축력이 초기 고정력에 중요한 요소임을 보고하였다. 본 연구에서 근첨형은 원주형에 비해 상부에서 넓은 직경과 높은 피질골 접촉 표면적과 함께 식립 시에 근첨형은 상부쪽으로 갈수록 점차 직경이 넓어져 접촉하는 피질골 부분에 압박을 가하면서 식립함으로써 더 높은 압축력을 얻을 수 있어서 원주형 보다 높은 초기 고정력을 얻을 수 있었다.

이러한 결과는 임상에서 사람에게 교정용 미니스크류를 적용할 경우 제거회전력이 감소하다가 증가하는 전환 시점인 7일과 11일을 사람으로 환산하여 식립 후 3~4주가 경과한 이후에 교정력을 가하는 것이 안정적일 것으로 사료 된다. 다만, 치아 교정에서 사용되는 교정력의 힘이 250gm 이하인 점을 고려할 때 회전제거력의 평균값의 범위가 0.51~1.70 Ncm(49.98~166.6gm)인 원주형과는 달리, 식립 직후 9.63 Ncm(943.74gm)이고, 이후 감소하여 증가하기까지의 최저값이 3.93 Ncm(385.14gm)인 근첨형은 식립 직후부터 교정력을 가하여도 치아 교정의 안정적인 골격성 고정원으로 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결 론

가토에 식립한 교정용 미니스크류의 교정력에 대한 형태학적인 요소와 시간적인 요소를 관찰하기 위해 제거회전력 및 조직 형태학적 분석에 의한 신생골 형성 면적율을 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 제거회전력의 평균은 근첨형에서 3.93~9.63 Ncm의 범위값을 보였고, 원주형에서는 0.51~1.70 Ncm의 범위를 보였으며, 근첨형의 제거회전력은 원주형보다 모든 군에서 통계적으로 유의성 있게 높은 결과값을 보였다 ($p<0.05$).
2. 근첨형과 원주형의 신생골형성 면적율 차이는 통계적으로 유의성이 없었다.
3. 제거회전력은 두 가지 형태 모두 초기에 감소하다가 근첨형에서 11일, 원주형에서 7일 이후로 점차 증가하였고, 동집단내에서 일별군 간에도 통계적인 유의성을 보였다($p<0.05$).
4. 신생골 형성 면적율은 두 가지 형태 모두 시간이 경과 할수록 증가하였고, 동집단내에서 일별군 간에는 통계적인 유의성을 보였다($p<0.05$).
5. 유한요소법에 의한 응력분석 결과 근첨형이 원주형에 비해 응력 집중이 낮게 나타났다.

이상의 연구에서 교정용 미니스크류의 식립 시기는 가토의 경골에 식립 후 제거회전력이 감소하다가 증가하는 시점인 7일과 11일을 사람의 활성도로 환산하여 3~4주 후에 교정력을 가하는 것이 식립 직후 가하는 경우보다 안정적일 것으로 사료되나 일반적으로 교정력에 사용하는 힘이 대부분 250gm의 범위 이내임을 고려할 때 근첨형은 식립 직후 즉시 교정력을 가하여도 치아 교정치료의 안정적인 고정원으로 사용 가능하리라고 사료된다.

참고문헌

1. Gainsforth BL, Hingley LB. A study of orthodontic anchorage possibilites in basal bone. Am J Orthod Oral Surg 1945;31:406-417.
2. James G, Steen ME, Gregory JK, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. Am J Orthod 1983; Apr:311-317.
3. Roberts WE, Ricky KS, Yerucham Z, Peter GM, Roverts SS. Osseous adaptation

to continuous loading of rigid endosseous implants. Am J Orthod 1984;86:95-111.
4. Roberts WE, Nelson CL, Goodacre CJ. Rigid implant anchorage to close a mandible first molar extraction site. J Clin Orthod 1978;74:79-87.
5. Roberts WE, Frank RH, Keith JM, Richard KG. Rigid endosseous implants for orthodontic orthopedic anchorage. Angle Orthod 1989;59:247-255.
6. Smalley WM, Shapiro PA, Hohl TH, Kokich VG. Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. Am J Orthod Dentofac Orthop 1988;94:285-295.
7. Shapiro PA, Kokich VG. Uses of implants in Orthodontics. Dent Clin North Am 1988; 32:539-550.
8. Higuchi KW, Slack JM. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. Int J Oral Maxillofacial Implants 1991;6:338-344.
9. Block MS, Hoffman DR. A new device of absolute anchorage for orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop 1995;107:251-259.
10. Southard TE, Buckley MJ, Spivey JD, Krizan KE, Casko JS. Intrusion anchorage potential of teeth versus rigid endosseous implants: A clinical and radiographic evaluation. Am J Orthod Dentofac Orthop 1995;107:115-120.
11. Kim YH, Lee CW. The effect of dental orthopedic force to implants on bone tissue before complete osseointegration. Kor J Orthod 1998;28:453-459.
12. Lee SJ, Chung KR. The effect early loading on the direct bone to implant surface contact of the orthodontic osseointegrated titanium. Kor J Orthod 2001:31:173-185.
13. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod 1983; 17:266-269.
14. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. J Clin Orthod 1997;31:763-767.
15. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrew as orthodontic anchorage: A preliminary report. Int J Adult Orthod Orthognath Surg 1998;13:201-209.
16. Park HS. A new protocol of the sliding mechanics with micro-implant anchorage(M.I.A.). Korean J Orthod 2000;30: 677-685.
17. Park HS. Clincal study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. Korean J Orthod 2003;33:151-156.
18. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Bone physiology and metabolism. CDA Journal 1987;Oct:54-60.
19. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-yr follow up of removable torque of titanium implants. Int J Oral Maxillofacial Implants 1987;2:69-75.
20. Roberts WE. Bone tissue interface. J Dent Educ 1998;52:804-809.
21. Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. Int J Oral Maxillofacial Implants 2003;18:641-665.
22. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lerholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implant: An experimental study in rabbits. Int J Oral Maxillofacial Surg 1997;18:687-692.
23. O' Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the prima-

ry and secondary stability of osseointegrated titanium implants. Clin Oral Implants Res 2004; Aug:15:474-480.
24. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2nd edition. Seoul: Published by Narae Publishing Co. 2000;311-349.
25. Lim JW, Kim WS, Kim IK, Son JY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length a diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. Kor J Orthod 2003;33:11-20.
26. Meredich N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prothodont 1998;11:491-501.

Reprint request to:

Jae-Jun Ryu, Ph.D.
Department of Medical Science, Graduate School, Korea University
516, Gozan 1 dong, Danwon-gu, Ansan, Gyeonggi, 425-707, Korea
yunyudc@yahoo.com

사진부도 ①

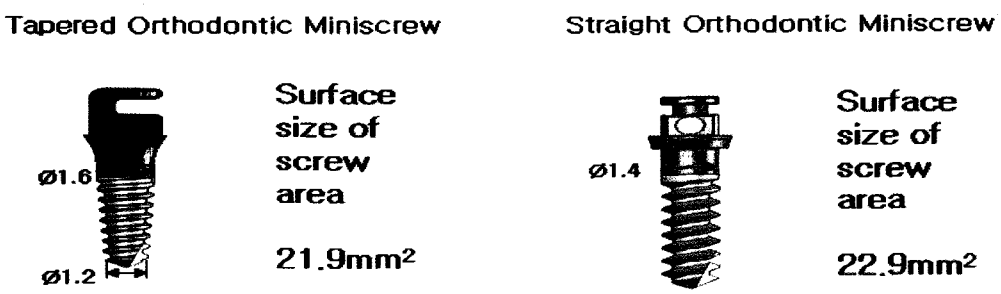


Fig. 1. Design of two type orthodontic miniscrew.

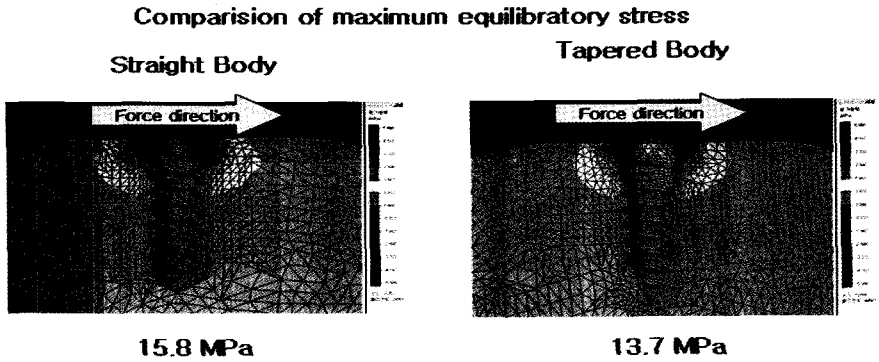


Fig. 2. Diagram of maximum equilibratory stesses in two types of orthodontic miniscrews with linear finite element method.

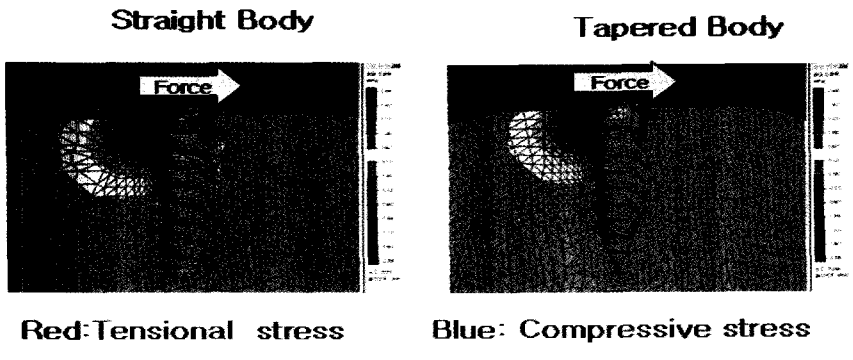


Fig. 3. Diagram of maximum principal stesses in two types of orthodontic miniscrews with linear finite element method.

사진부도 ②

Fig.4-a

Fig.4-b

Fig.5-a

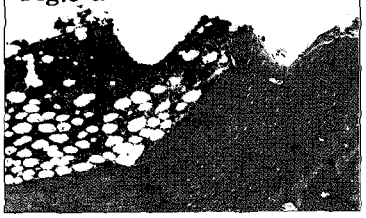


Fig.5-b

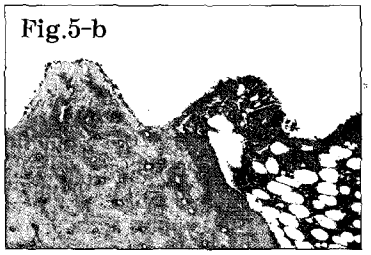


Fig.6-a

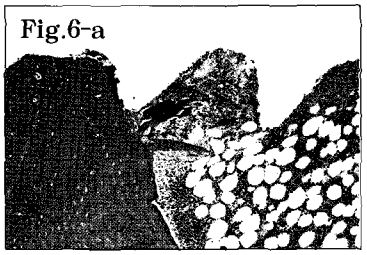


Fig.6-b

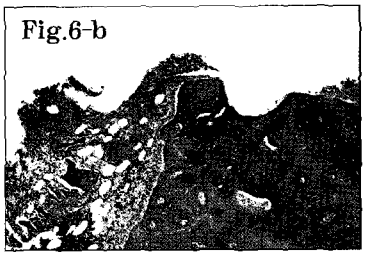


Fig.7-a

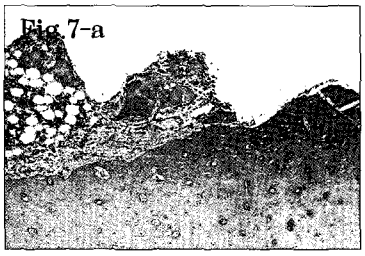


Fig.7-b

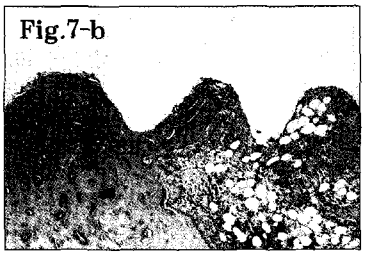


Fig.8-a

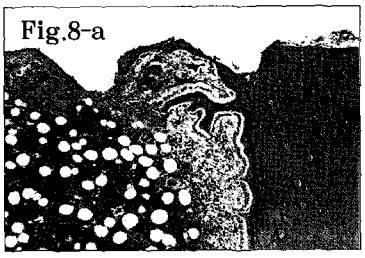


Fig.8-b

Fig.9-a

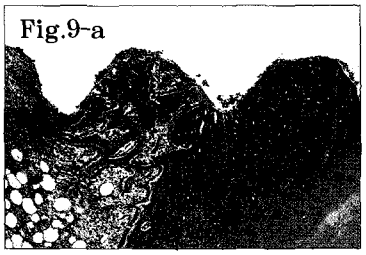


Fig.9-b

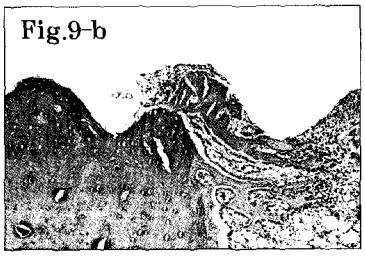


Fig.10-a

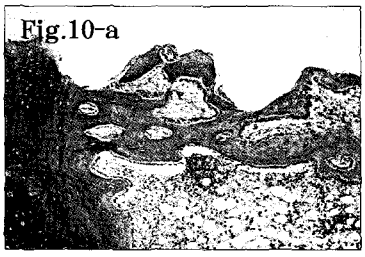


Fig.10-b

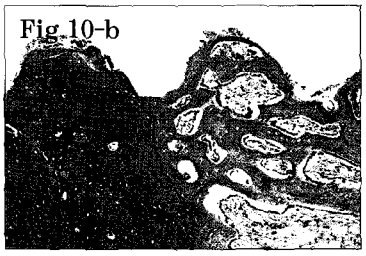


Fig.11-a

Fig.11-b

Fig.12-a

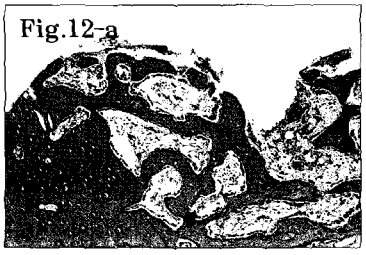


Fig.12-b

사진부도 ③

Fig.13-a

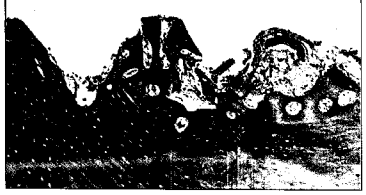


Fig.13-b

Fig,14-a

Fig.14-b

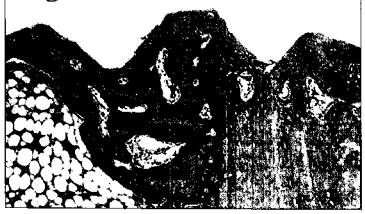


Fig.15-a

Fig.15-b

Fig.16-a

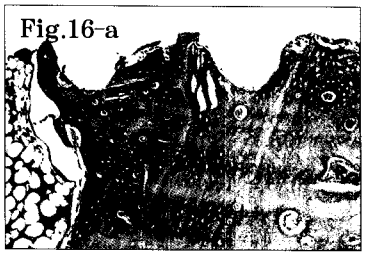


Fig.16-b

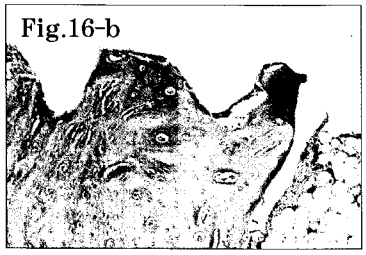


Fig.17-a

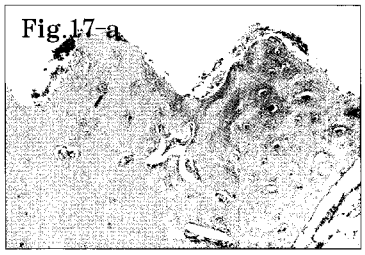


Fig.17-b

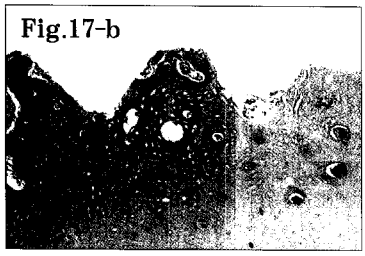


Fig.18-a

Fig.19-a

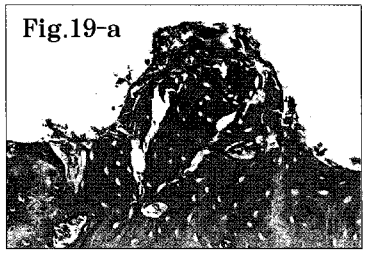


Fig.19-b

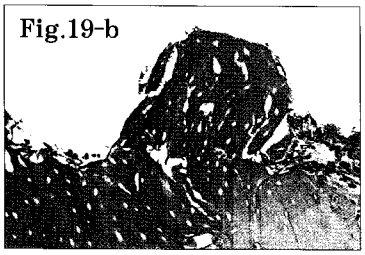


Fig.20-a

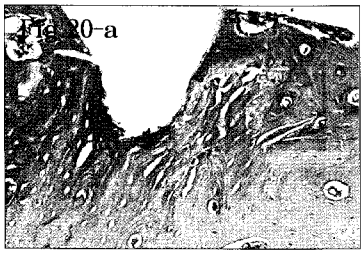


Fig.20-b

Fig.21-a

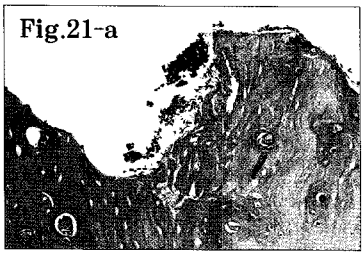


Fig.21-b

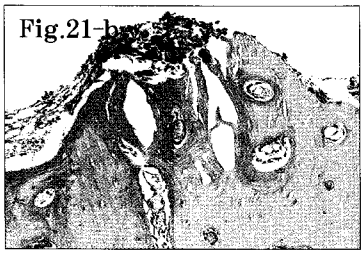
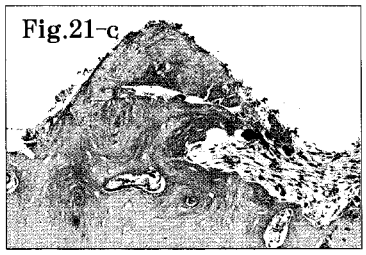


Fig.21-c



ABSTRACT

REMOVAL TORQUE AND BONE FORMATION OF ORTHODONTIC MINISCREW IMPLANT

Young-Kuk Yun, M.S.D., Jae-Jun Ryu, Ph.D., Kyu-Won Suh, Ph.D.

Major in Dentistry, Department of Medical Science, Graduate School, Korea University

Statement of problem: An orthodontic miniscrew implant has been used as a skeletal anchorage for orthodontic treatment. However, any relation among the influence of the cortical bone, morphologic differences of orthodontic miniscrew implants and new bone formation hasn't been made clear yet.

Purpose: The purpose of this study was to evaluate whether the orthodontic miniscrew implant could work as an intraoral skeletal anchorage immediately and stably for orthodontic treatment after insertion of it.

Material and methods: Two types of orthodontic miniscrew implants were used in this experiment; tapered type and straight type. One hundred and sixty eight orthodontic miniscrew implants were inserted into the tibiae of 21 rabbits and sacrificed on 3, 7, 11, 14, 21 and 28days later after insertion of them to study removal torque values and histologic and histomorphometric analyses.

Results: The results were as follows.

1. The removal torque values of the tapered type were higher than those of the straight type in all groups($p<0.05$).
2. There wasn't any distinguishing differences between the tapered type and the straight type about the new bone formation percentage.
3. The removal torque values for both the tapered type and the straight type were gradually decreased at early stages of the test but started to increase at the 7 days group of the straight type and the 11 days group of the tapered type.
4. New bone formation percentage was increased gradually for both the tapered and the straight types as time passed($p<0.05$).
5. It was found that the tapered type showed lower values in the cortical bone about both the maximum equilibratory stress distribution and the maximum principal stress distribution than the straight type in linear finite elements analysis.

Conclusion: According to the research, the removal torque values were decreased at 7 days group of the tapered type and 11 days group of the straight type after the insertion of the orthodontic miniscrew implants in tibiae of rabbits. Considering the human bone activity, it is better to apply the orthodontic force 3~4 weeks later than to apply it immediately after the insertion of orthodontic miniscrew implants. Considering that general orthodontic force is about 250~500 grams, the tapered type can be worked as a stable skeletal anchorage in an orthodontic treatment even if the orthodontic force is applied on it immediately after the insertion of it.

Key words : Minisrew implant, Tapered type miniscrew, Straight type miniscrew, Orthodontic miniscrew, Skeletal anchorage