

NiTi scissors-bite corrector의 와이어 굵기에 따른 3차원적 치아 이동 양상

전현주^a · 박선행^b · 정상혁^c · 전윤식^d

본 연구에서는 NiTi scissors-bite corrector를 세 가지 서로 다른 굵기 0.018" × 0.025", 0.016" × 0.022", 0.016"의 NiTi 와이어로 제작하였을 때 각각의 치아 이동 양상을 치아 이동 시뮬레이션 장치인 Calorific machine을 이용하여 3차원적으로 분석하고자 하였다. 가위교합에 이환된 상악 제2대구치 모형을 제작하고 제2소구치와 제1대구치 사이에 교정용 미니 임플란트(orthodontic mini-implant)를 식립하여 제1대구치에 간접골성고정원을 설계하였다. 세 가지 굵기의 NiTi scissors-bite corrector를 부착하여 실험하였다. 치아의 이동 전후에 실험 모형은 computed tomography (CT)로 촬영하고 3차원 데이터로 변환하여 중첩하였다. 치아 이동 방향과 이동량을 계측하여, NiTi scissors-bite corrector 와이어 굵기에 따른 치아 이동 양상에 관한 통계적 유의성을 검정한 결과, 제2대구치 치관의 설측 이동량은 0.018" × 0.025"군(2.65 mm)이 가장 많았으며, 0.016"군(1.96 mm)과 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 제2대구치 치관의 압하량은 0.018" × 0.025"군(2.35 mm), 0.016" × 0.022"군(1.18 mm), 0.016"군(1.00 mm)으로 0.018" × 0.025"군이 나머지 두 군과 유의한 차이를 보였고 ($p < 0.05$), 치근의 압하량은 0.018" × 0.025"군(4.19 mm), 0.016" × 0.022"군(3.29 mm), 0.016"군(2.24 mm)으로 세 군 간 모두 통계적 유의차를 보였다 ($p < 0.05$). 치아의 이동 양상을 관찰한 결과, 0.016"군에서는 제2대구치 치근의 협측 이동이 나타나지 않았다. 간접골성고정원으로 사용된 제1대구치의 고정원 소실은 0.2 mm 이하로 나타났다. 이상의 결과를 토대로 0.018" × 0.025" NiTi 와이어로 제작한 NiTi scissors-bite corrector를 교정용 미니 임플란트를 이용한 간접골성고정원과 함께 이용하였을 때, 최소한의 고정원의 소실과 함께 가장 큰 상악 제2대구치의 설측 이동 및 압하가 일어났다고 할 수 있다. (대치교정지 2009;39(1):43-53)

주요 단어: 가위교합, NiTi scissors-bite corrector, Calorific machine, 간접골성고정원

서론

가위교합은 상하악 치아가 서로 완전히 어긋나게 맹출하여 교합면이 아닌 협설면으로 대합되는 비정상적인 협설측 관계를 일컫는다. 가위교합과 같은 형적 부조화는 인구의 약 1.0 - 1.5%에서 보고된 바 있다.¹⁻³

성장기 아동에서 하악 악궁의 확장,¹ 비대칭적 헤드리거 등을 이용하여 가위교합을 치료한 증례들이 보고되었으며, 드물지만 성장에 의한 자발적 치료도 보고되었다.^{2,4}

가위교합에 이환된 상악 구치는 현저한 협측 경사와 정출을 동반하여, 구치의 설측 경사이동 및 압하가 필요하다. 성인에서 구치의 압하를 위한 다양한 방법들이 소개되었으나,⁵⁻⁸ 대합치에 의한 설측 교정장치의 반복 탈락, 구치 압하를 위한 고정원 조 절의 어려움 등으로 인해 치료가 어려웠다. 이러한 단점을 해결하고자 이화여자대학교 의과대학부속 목동병원 치과 교정과에서 교정용 미니 임플란트를 간접골성고정원으로 함께 사용하는 "NiTi scissors-bite corrector"를 새로이 고안하였다. 이 장치는 현재 임상에서 0.018" × 0.025" NiTi 와이어를 이용하여 제작되고 있으나, 다른 굵기의 와이어로 제작하였을 때 그

^a전공의, 이화여자대학교 의료원 부속 목동병원 치과교정과.

^b조교수, 이화여자대학교 의과대학 치과학교실 교정과.

^c부교수, 이화여자대학교 의과대학 예방의학교실.

^d교수, 이화여자대학교 의과대학 치과학교실 교정과.

교신저자: 박선행.

서울시 양천구 목동 911-1 이화여자대학교 의과대학 치과학교실.

02-2650-5112; e-mail, drpark@ewha.ac.kr

원고접수일: 2008년 9월 1일 / 원고최종수정일: 2008년 11월 6일 /

원고채택일: 2008년 11월 10일.

DOI: 10.4041/kjod.2009.39.1.43

작용에 대한 비교는 이루어지지 않은 상태이다.

치아 이동 측면에서 장치의 효과를 평가하는 여러 가지 방법들이 있었는데,⁹⁻¹³ 주로 치아이동의 정적인 평가방법들이었다. 동적인 평가방법으로 타이포돈트 시스템을 이용한 방법도 제시되었지만,¹⁴ 이는 따뜻한 물에 의해 왁스 전체가 연화되므로 인공치조골 전체 부피가 변화하게 되는 한계가 있다. Drescher 등¹⁵은 해당 치아에 센서를 부착하는 방법을 제시하였으나 구강환경을 정확히 재현하지 못하는 한계가 있었다. 그 이후 개발된 치아 이동 시뮬레이션 장치인 Calorific Machine (이하 칼로리픽 머신)은 동적인 치아 이동 실험을 가능하게 해주었다.¹⁶ 한편, 전산화 단층촬영(computed tomography, 이하 CT) 상을 3차원 데이터로 변환시키는 V-WorksTM 프로그램(Cybermed Inc, Seoul, Korea)이 개발되었고, 3차원(three-dimensional, 이하 3D) 스캐닝 소프트웨어인 Rapidform 2004TM (Inus Technology, Seoul, Korea)이 개발되어 이를 이용한 연구들이 소개된 바 있다.¹⁷ 이를 통하여 3차원적으로 치아 이동을 관찰할 수 있을 뿐 아니라 이동량의 정량적 평가가 가능하게 되었다.

본 연구에서는 입체적인 시뮬레이션 장비인 칼로리픽 머신을 이용하여 0.018" × 0.025", 0.016" × 0.022", 0.016" 세 가지 굵기의 NiTi 와이어로 NiTi scissors-bite corrector를 제작하였을 때 각각의 치아 이동 양상을 3차원적으로 비교 분석하고자 하였다.

연구재료 및 방법

연구재료

Wheeler's dental anatomy의 자료를 바탕으로 제작된 시판용 레진 치아(Anatomical Tooth Model, Nissin Dental Products Inc., Kyoto, Japan)의 치관 상부에 칼로리픽 머신의 전원출력부와 연결시킬 수 있도록, 치근부에 연결된 열선 두 개와 온도감지선 두 개를 교합면 상방으로 노출시켜 실험용 치아를 제작하였다 (Fig 1).¹⁶ 본 실험에서는 상악 우측 제1소구치에서 제2대구치까지 네 개 치아를 이용하였다. 0.017" × 0.025" TMA wire를 1 mm × 1 mm 크기로 잘라 실험용 모델 기저부 좌, 우 측단에 5개의 기준 표지점으로 식립하였다. 이는 실험 전, 후 데이터를 중첩함으로써 치아이동 전, 후의 위치변화를 확인할 때 기준을 삼기 위함이었다. 또한, 중첩 후 개개 치아의 실험 전, 후의 위치변화를 측정하기 위하여 각 치아의 협설측 근, 원심교두와 치근점에 금속구를 부착하였다.

인공치조골부 형태의 와동을 제작하고 flow가 높게 연화된 스틱키 왁스를 부어 왁스가 경화되기 전에 실험용 치아들을 식립하였다. 이때 실험용 치아들을 5회 반복 실험할 때마다 항상 동일하게 위치시키기 위해 실험용 치아들에 부착된 브라켓에 0.018" × 0.025" 스테인리스강 선재로 제작한 유도호선(guiding wire)을 넣고 O-ring으로 결찰하였다. 이 호선은 각 실험용 치아들이 실험 전에 위치한 상

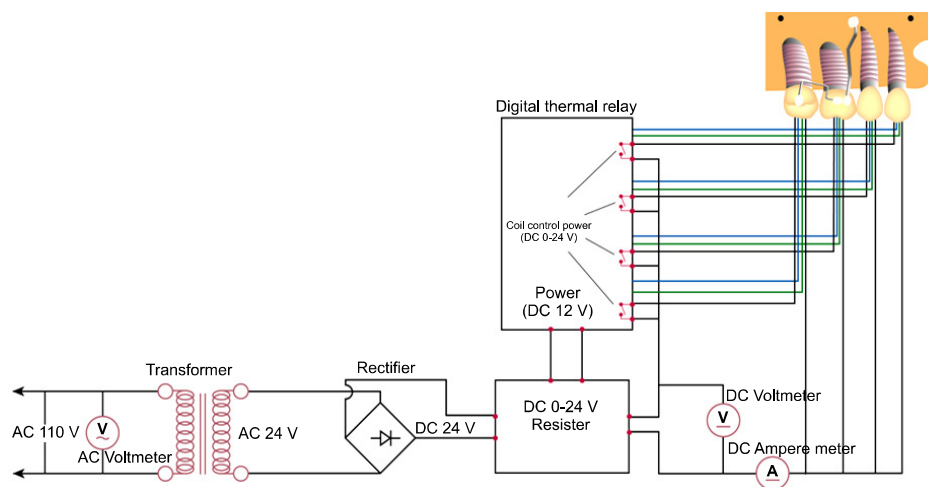


Fig 1. Basic structure of the Calorific machine system.

태에서 아무 저항 없이 삽입될 수 있도록 제작하였다. 또한 치근의 위치를 재현하기 위하여 치근의 협설측을 감싸도록 실리콘 index를 제작하였다. 치아의 위치를 완벽하게 재현한 후 치근 주변에 균일한 두께의 왁스를 쌓았다. 실험용 치아의 치근 주위에 왁스를 균일하게 분포시키기 위하여 치아에 연결된 와이어를 주전원에 연결하여 치근 주위 스틱키 왁스를 연화시켰다. 그 후 주 전원을 차단하고 스틱키 왁스를 경화시켜 치아의 위치가 변하지 않도록 한 후 유도호선을 제거하였으며, 이 상태에서 더욱 정확한 실리콘 몰드를 만들어 반복되는 실험 시 유사

한 실험용 모형을 재현할 수 있도록 하였다.

연구방법

NiTi scissors-bite corrector의 제작 및 부착

1. 셋업모델의 제작 및 NiTi scissors-bite corrector의 제작 (Fig 2)

실험치아와 동일한 레진 치아를 이용하여 셋업 모델을 제작하였다. 이때, 상악 제2대구치가 협설측으로 정상적으로 위치하면서 상악 제1대구치 치관 높이의 약 50% 압하된 상태로 치아를 배열하고 이

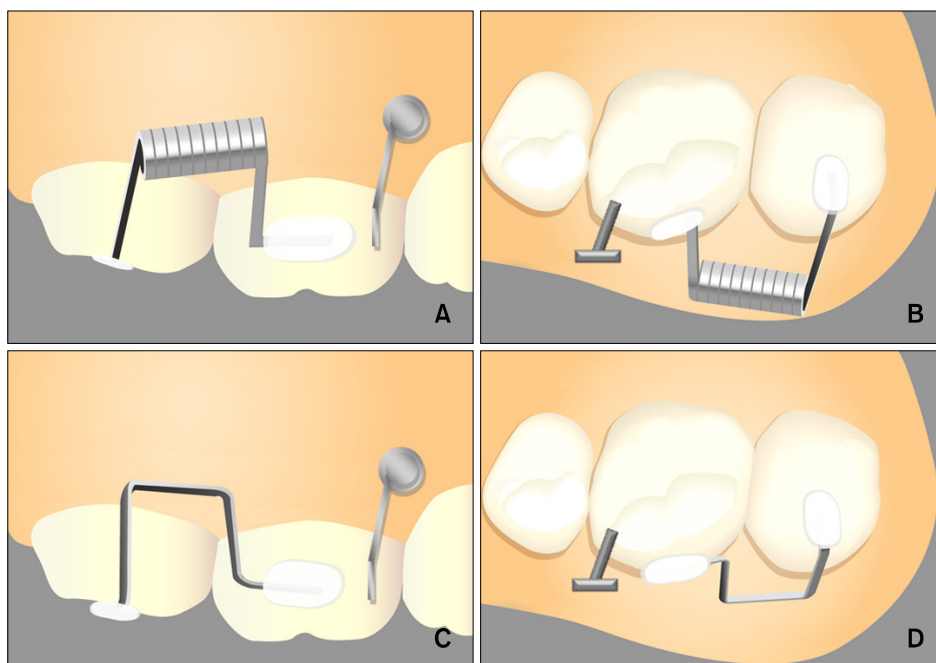


Fig 2. Dragon Helix and NiTi scissors-bite corrector. **A, B,** Dragon Helix; **C, D,** NiTi scissors-bite corrector. The second molar was aligned in line of occlusion and overintruded.

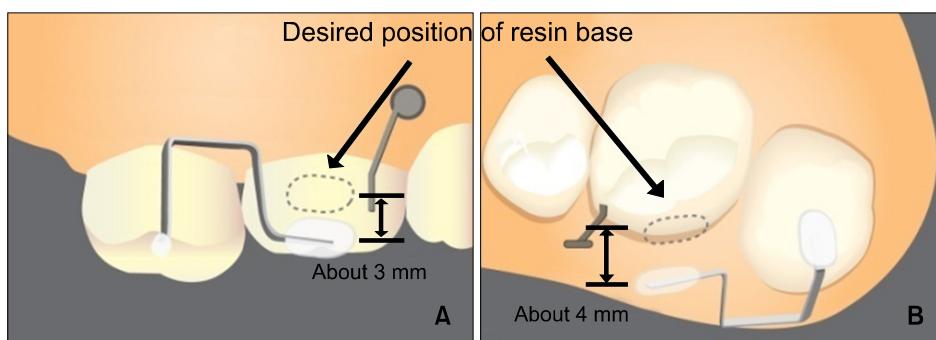


Fig 3. Bonding Procedure of NiTi Scissors-bite corrector. **A,** Buccal aspect; **B,** occlusal aspect.

를 석고모형으로 복제하였다. 석고모형에 맞추어 NiTi scissors-bite corrector를 $0.018'' \times 0.025''$, $0.016'' \times 0.022''$, $0.016''$ NiTi 와이어(Ormco, Glendora, CA, USA)로 각각 5개씩 제작하였다. NiTi 와이어는 Three prong NiTi bender (Hu Friedy, Chicago, IL, USA)를 이용하여 구부렸으며, 구부린 부분이 다시 펴지지 않도록 orthodontic bender (Bend-Soarer II[®], SHINWA, Tokyo, Japan)를 이용하여 4번 스위치에서 접힌 부위마다 1초씩 2회 열처리하였다. 석고 모형에 분리제를 도포하고, 치면의 형태를 인기할 수 있도록 레진베이스를 교정용 접착레진(Transbond[™] XT, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA)으로 제작하였다. 레진 베이스는 제2대구치 교합면의 협측구와 제1대구치의 협측면 중앙에 제작하였다. 모형에서 분리한 레진 베이스는 sandblasting하여 접착강도를 향상시켰다.

2. 간접골성고정원의 형성 (Fig 3)

제2소구치와 제1대구치 사이의 치조골부에 1.6 mm 직경, 6 mm 길이의 미니 임플란트(ORLUS, Ortholution Co., Seoul, Korea)를 식립하고 $0.019'' \times 0.025''$ 스테인리스 강 선재(Ormco, Glendora, CA, USA)으로 제1대구치와 레진(Transbond[™] XT, 3M unitek, Monrovia, CA, USA) 접착을 시행하였다.

3. NiTi scissors-bite corrector의 부착

제작한 NiTi scissors-bite corrector의 제2대구치의 교합면 부분 레진 베이스를 먼저 부착하고 (Fig 3), 이어 제1대구치의 협면 부분 레진 베이스를 부착하였다.

4. 실험 (Fig 4)

실험용 모델을 칼로리픽 머신에 연결하고, 온도를 서서히 증가시켜 치아의 이동이 일어나도록 하였다. 모든 실험은 제2대구치가 더 이상 이동하지 않을 때까지 기다린 후 전원을 차단하여 왁스가 경화되기를 기다렸다. $0.018'' \times 0.025''$, $0.016'' \times 0.022''$, $0.016''$ 세 가지 NiTi 와이어에 대하여 각각 5회씩 실험을 반복하였다.

CT 촬영 및 컴퓨터 프로그램을 이용한 데이터 계측

표준화된 실험 전, 후 모형을 1 mm slice thickness로 CT 촬영한 후 V-Works 4.0[™] (Cybermed Inc, Seoul, Korea)을 이용하여 dicom file을 stl file로 전환하였다. 실험 전, 후 모형 stl file의 중첩은 Rapidform 2004[™] (Inus Technology, Seoul, Korea)을 이용하였다. 이를 통하여 3D CT로부터 가공된 데이터를 기준 표지점을 이용하여 중첩할 수 있으며 또한 각 계측점의 이동방향과 거리를 계측할 수 있었다.

실험용 치아 이동양상 평가 및 통계

치아의 이동 방향 및 이동량을 평가하기 위하여 실험용 모델 기저부에 식립된 다섯 개의 기준 표지점을 이용하여 Rapidform 2004[™]으로 중첩하였다 (Fig 5). CT 촬영시 실험 모형을 일정한 방향으로 위치시켰으므로, Rapidform 2004[™]에서 거리 계측시 각 표지점의 실험 전, 후 변위량을 모든 실험에서 동일하게 X축 변위(수평변위), Y축 변위(수직변위), Z축 변위(전후방변위) 세 방향으로 나누어 계측이 가능하였다. 본 연구에서는 제2대구치의 협설측 이동 및 압하를 평가하기 위하여 제2대구치의 기능교두인 근심설측교두와 구개측 치근점 각각의 X, Y, Z축 이동량을 계산하였다. 또한 고정원 소실은 제1

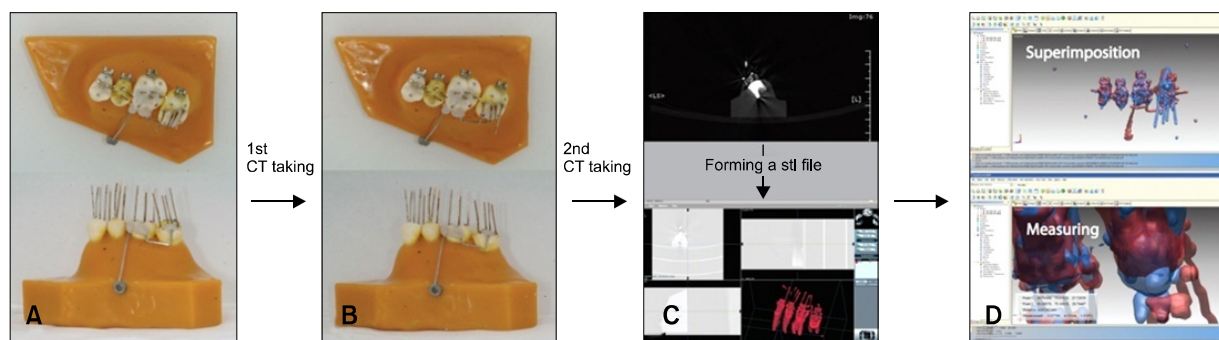


Fig 4. Process of the experiments. **A**, Before tooth movement; **B**, after tooth movement; **C**, forming stl files from dicom files using V-works; **D**, superimposition and measuring of tooth movement.

대구치의 근심협측교두의 이동량으로 계산하였다.

다양한 측정치의 변화량에 대한 평균과 표준편차를 비교하였다. 와이어 굵기 간의 치아 이동량 비교를 위해 ANOVA 분석을 이용하여 95% 유의수준으로 통계적 유의성을 검정하였고, 사후검정으로는 Scheffe 방법을 이용하였다.

연구성적

각 군당 5회씩 실험한 모형의 실험 전, 후 촬영한 CT 영상으로 재구성한 이미지 상에서 중첩, 계측하였다. X축은 정중선을 기준으로 구개측이 (+)방향, 협측이 (-)방향이었고, Y축은 수직적인 관계로서 압하가 (+) 방향, 정출이 (-)방향이였다. Z축은 원심이 (+)방향, 근심이 (-) 방향이였다(Fig 5).

제2대구치 근심설측교두의 변위량 (Table 1, Figs 6 and 7)

제2대구치 치관의 X축 변위는 모든 군에서 설측으로 일어났으며, 그 평균 변위량은 0.018" × 0.025" 군에서 2.652 mm, 0.016" × 0.022" 군에서 2.174 mm, 0.016" 군에서 1.955 mm로, 와이어의 굵기가 감소할수록 변위량이 감소하는 양상을 나타내었다. 0.018" × 0.025" 군과 0.016" 군 사이의 차이는 통계학으로 유의성이 있었다 ($p < 0.05$). 또한, 모든 군에서 치

관의 압하가 일어났으며, 그 양은 0.018" × 0.025" 군에서 2.351 mm, 0.016" × 0.022" 군에서 1.181 mm, 0.016" 군에서 1.000 mm로, 설측 이동과 같이 와이어의 굵기가 감소할수록 압하량이 감소하는 양상을 나타냈다. 이 중 0.018" × 0.025" 군과 0.016" × 0.022" 군, 0.018" × 0.025" 군과 0.016" 군 사이에 통계적

Table 1. Comparison of second molar displacement between 3 groups (Mean ± S.D)

		Unit, mm		
		Wire size		
		0.018" × 0.025"	0.016" × 0.022"	0.016"
Mesiolingual cusp tip				
X	2.652 ± 0.273 ^a	2.174 ± 0.281 ^{a,b}	1.955 ± 0.271 ^b	
Y	2.351 ± 0.252 ^a	1.181 ± 0.295 ^b	1.000 ± 0.117 ^b	
Z	1.049 ± 0.482 ^a	0.883 ± 0.270 ^a	0.977 ± 0.433 ^a	
Palatal root apex				
X	-0.608 ± 0.106 ^a	-0.218 ± 0.276 ^b	0.745 ± 0.128 ^c	
Y	4.186 ± 0.487 ^a	3.291 ± 0.498 ^b	2.242 ± 0.380 ^c	
Z	-1.092 ± 1.133 ^a	-0.607 ± 0.846 ^a	0.967 ± 0.952 ^a	

X, X axis, bucco-lingual direction; Y, Y axis, occluso-lingual direction Z, Z axis, mesio-distal direction.

^{a,b,c}Groups with different letters are significantly different from each other ($p < 0.05$).

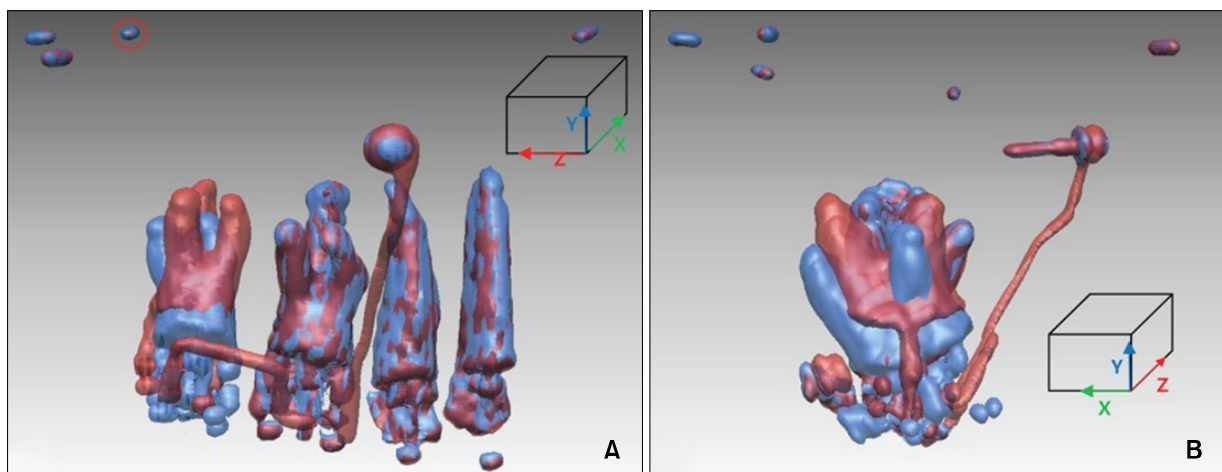


Fig 5. Superimposition of experimental models (0.018 × 0.025 in). Blue color shows before tooth movement, and red color, after tooth movement. Red circle was one of the reference markers for superimposition, X axis is the bucco-lingual direction, Y axis is the occluso-lingual direction and Z axis is the mesio-distal direction. **A**, Buccal aspect; **B**, distal aspect.

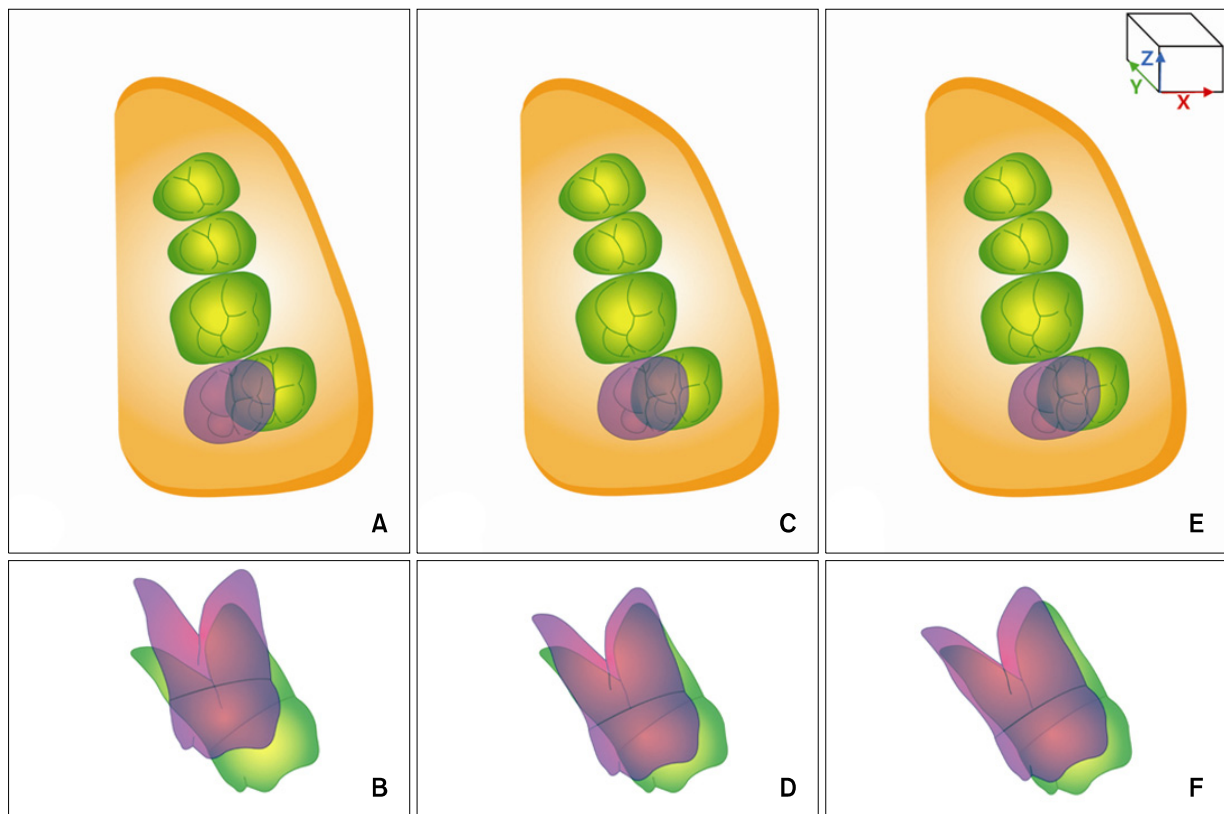


Fig 6. Schematic drawing of superimposition. **A, B**, 0.018 × 0.025 in group; **C, D**, 0.016 × 0.022 in group; **E, F**, 0.016 in group A,C,E in occlusal view; **B, D, F** in distal view. Green teeth show initial position and purple teeth show final position.

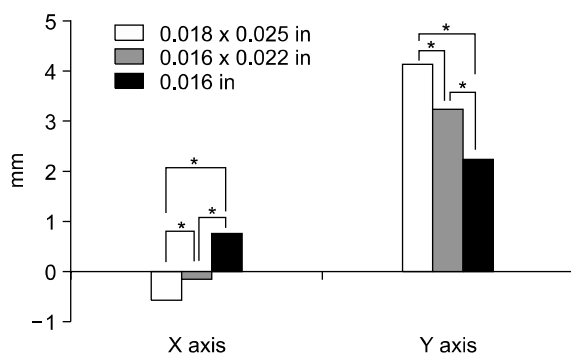


Fig 7. Comparison of mesiolingual cusp displacements of the second molar between 3 groups. X axis, Bucco-lingual direction; Y axis, occluso-gingival direction. *, significantly different as $p < 0.05$ between groups.

로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 모든 군에서 치관의 원심 이동 양은 0.018" × 0.025"군에서 1.049 mm, 0.016" × 0.022"군에서 0.883 mm, 0.016"군에서

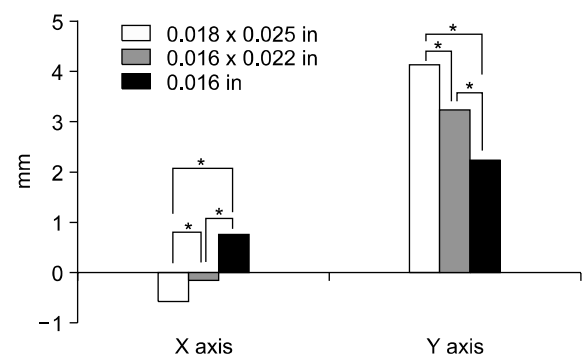


Fig 8. Comparison of palatal root displacements of the second molar between 3 groups. *, significantly different as $p < 0.05$ between groups.

0.977 mm로, 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

Table 2. Comparison of mesiobuccal cusp displacement of first molar between 3 groups (Mean \pm S.D)

Wire size	0.018" \times 0.025"	0.016" \times 0.022"	0.016"	Significance*
Distance (mm)	0.128 \pm 0.016	0.157 \pm 0.019	0.140 \pm 0.021	NS

*, significantly different at $p < 0.05$ between groups; NS, not significant.

제2대구치 구개측 치근의 변위량 (Table 1, Figs 6 and 8)

제2대구치 구개측 치근의 X축 변위는 0.018" \times 0.025"군과 0.016" \times 0.022"군에서는 협측으로 일어났으나, 0.016"군에서는 설측으로 일어났다. 또한 모든 군에서 치근의 압하가 나타났으며, 그 평균량은 0.018" \times 0.025"군에서 4.186 mm, 0.016" \times 0.022"군에서 3.291 mm, 0.016"군에서 2.242 mm로 와이어의 굵기가 감소할수록 감소하는 것으로 나타났다. 치근의 X축, Y축 변위량은 세 군 간에 모두 통계적 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). Z축 변위는 0.018" \times 0.025"군과 0.016" \times 0.022"군에서는 근심으로 일어났으나, 0.016"군에서는 원심으로 일어났으나 이동량의 차이는 세 군 간에 통계적 유의성이 없었다.

제1대구치 근심협측교두의 변위량 (Table 2)

제1대구치의 평균 변위량은 0.018" \times 0.025"군에서 0.128 mm, 0.016" \times 0.022"군에서 0.157 mm, 0.016"군에서 0.140 mm로, 통계적으로 유의한 차이가 없었다 ($p > 0.05$).

고찰

성인의 가위교합은 적절한 구치 교합의 형성을 위해 교정치료가 필수적이다. 가위교합에 이환된 상악 치아는 현저한 협측 경사와 정출이 특징이며, 이를 치료하기 위해서는 해당치아의 압하와 설측 이동이 필요하다. 골성 고정원으로서는 미니 임플란트가 개발된 후, 여러 개의 미니 임플란트를 협측과 설측에 식립하여 가위교합의 치료를 시도하였으나, 그 역시 미니 임플란트 식립의 어려움과 경제성, 환자의 불편감의 증대 등의 문제가 있다. 이러한 문제점을 해결하고자 한 개의 미니 임플란트를 간접골성고정원으로 이용하는 간단한 구조의 스프링 즉, "Dragon Helix" (이하 드래곤 헬릭스)가 이화여자대

학교 의료원 부속 목동병원 치과교정과에서 고안되었다 (Fig 2, A, B).¹⁸ 그러나 helix 구조의 부피로 인해 환자의 불편감 야기 및 식편 저류 등의 단점이 있었으며, 장치가 스테인레스강 선재로 제작되어 강한 힘을 발휘한다는 단점이 있었다. 이에 드래곤 헬릭스를 더욱 단순화시켜 "NiTi scissors-bite corrector"를 새로이 고안하였다. 이는 드래곤 헬릭스의 helix 구조가 없어 더욱 단순한 구조를 지니며, 스테인레스강 선재로 제작된 드래곤 헬릭스에 비해 NiTi 와이어로 제작되어 보다 약하고 지속적인 힘을 부여할 수 있다는 장점을 갖는다.

지금까지 임상에서 NiTi scissors-bite corrector를 0.018" \times 0.025" NiTi 와이어로 제작하여 왔으나, 다른 굵기의 와이어로 제작한 경우와 그 작용의 비교는 이루어지지 않은 상태이다. 따라서 본 연구에서는 세 가지 다른 굵기의 NiTi 와이어로 제작한 NiTi scissors-bite corrector의 작용을 3차원적인 치아의 이동 양상에 초점을 두어 비교하고자 하였다.

치료 결과의 정확한 평가를 위해서는 치료 전, 후의 3차원적 중첩이 필요하다. Rhee 등¹⁶과 Chun 등¹⁹은 치아이동 시뮬레이션 장치인 칼로리픽 머신을 소개하여 동적인 치아이동 양상을 규명하였고, 최근에는 3차원 입체 영상 프로그램을 이용하여 더욱 정확한 평가가 가능해졌다. 본 연구에서는 이러한 칼로리픽 머신을 이용하여 치아를 이동시켰으며, 기존의 방사선 사진을 이용한 2차원적인 계측이 아닌 CT 촬영에 의한 3차원적 계측을 시도하였다. V-Works 4.0TM 소프트웨어로 CT 촬영으로 얻어진 각 단층사진을 입체화시켰으며, 이로써 가시적인 치아 이동뿐 아니라 왁스 속 치근의 이동도 관찰할 수 있었다. 이러한 3차원 데이터를 Rapidform 2004TM라는 소프트웨어를 이용하여 실험 전, 후 모형을 중첩하고 치아이동거리 및 방향을 측정하였다. 본 연구방법의 장점은 다른 정적인 실험방법과는 달리 실제로 치아를 이동시키므로 치아 이동양상을 눈으로 확인할 수 있다는 점과 평가 방법에 있어서도 치관 뿐 아니라 치근을 포함한 치아 전체의 이동양상을 알 수 있도록 CT 촬영을 하여 3차원 데

이터화 시킨 점이라고 볼 수 있다. Rapidform 2004™를 이용하여 실험 전후를 중첩한 영상은 모든 방향으로 돌려 볼 수 있으므로, 치아이동양상을 보다 구체적으로 이해할 수 있게 해주었다.

본 연구에서 제2대구치 치관의 설측 이동은 비교적 세 군 간의 차이가 적었으나, 압하량은 0.018" × 0.025" 직경의 NiTi 와이어로 제작한 NiTi scissors-bite corrector가 다른 굵기의 와이어보다 유의성 있게 크게 나타났다. 또한 치근의 설측 이동 및 압하량은 세 군에서 모두 유의한 차이가 나타났다. 따라서 0.018" × 0.025" 굵기의 NiTi 와이어가 가장 효과적인 이동을 나타냈다. 그리고 0.016" 굵기의 와이어에서는 다른 굵기의 와이어와 달리 치근의 협측 이동이 관찰되지 않았는데, 이는 협측으로 경사된 제2대구치의 치축 조절이 적게 일어난 것으로 보인다. 즉, 0.018" × 0.025", 0.016" × 0.022" 굵기의 NiTi scissors-bite corrector가 조절되지 않은 경사이동을 일으킨 것에 비하여, 0.016" 굵기의 NiTi scissors-bite corrector는 치체이동과 비슷한 양상을 나타냈다. 그러나 이러한 결과를 토대로 0.018" × 0.025"로 제작한 NiTi scissors-bite corrector가 가장 효과적이라고 단정짓고 임상에 적용하는 것은 주의하여야 한다. 본 연구는 스틱키 왁스 상에서 이루어진 실험이므로 실제 생체 내에서 골 대사와 연관되었을 때 치아이동은 다른 양상을 보일 수도 있기 때문이다. 치아의 압하는 치아에 약한 힘을 지속적으로 부여하도록 특별한 주의가 필요한데, 이는 압하가 모든 유형의 치아 이동 중에서 치근침이라는 가장 좁은 부위에 힘이 집중되는 치아 이동이기 때문이다.²⁰ NiTi scissors-bite corrector의 경우, 제2대구치의 정출과 협측 경사 정도에 따라 차이가 있겠으나, 대략적으로 0.016" NiTi 와이어로 제작시 약 100 - 150 gm, 0.016" × 0.022" NiTi 와이어는 약 170 - 220 gm, 0.018" × 0.025"는 약 300 - 350 gm의 힘을 발휘한다. 0.018" × 0.025" 굵기의 와이어가 나타내는 힘이 압하를 위해 필요한 최소한의 힘보다 강할 수도 있다. 이 장치가 발휘하는 힘은 셋업 모델의 제작 시에 결정되기 때문에, 사용한 와이어의 굵기 뿐 아니라 증례의 심각도에 따라 장치가 발휘하는 힘의 크기가 달라질 수 밖에 없다. 따라서 앞으로 와이어 굵기와 증례에 따른 힘의 크기 차이에 대한 연구가 더 필요할 것으로 생각된다. 0.016" NiTi 와이어로 NiTi scissors-bite corrector를 제작했을 때 치근의 협측 이동이 적게 나타났는데, 이는 다른 실험군의 와이어와 달리 단면이 원형인 와이어로 제작하였기

때문에 뒤틀림 특성(torsional property)이 없기 때문인 것으로 생각된다. 따라서 가위교합에 이환된 양상에 따라 상악 제2대구치의 협측 경사 정도가 심하지 않은 경우에는 오히려 0.016" NiTi 와이어로 제작한 NiTi scissors-bite corrector와 같이 치근의 협측 이동이 적은 것이 유리할 수도 있으므로 선택적인 장치의 사용이 필요할 것이다. 또한 모든 실험에서 제2대구치의 치관이 적은 양이지만 원심으로 이동하는 것을 관찰할 수 있었으나, 이는 각 군에서 유의성 있는 차이를 보이지 않았다. 이는 가위교합에 이환된 제2대구치가 제1대구치의 원심면 형태를 따라 근심으로 위치하기 때문에 장치 제작을 위한 셋업모델 제작시 제2대구치를 원위치로 배열함에 따라, 적은 양이지만 원심으로 제2대구치 치관을 이동시키는 힘이 발휘된다고 생각된다. 이러한 치관의 원심 이동의 반작용으로 치근침은 와이어 굵기가 증가할수록 근심으로 이동하는 것이 관찰되었으나, 이동량은 와이어 굵기에 따라 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았다.

치아를 압하시킬 때 치주낭이 심화될 수 있음을 주의해야 한다. 특히 가위교합의 치료 과정 중 하악 구치의 직립을 위해 상악 구치의 일시적인 과교정이 필요하므로 치주적인 조절이 더욱 중요하다. Melsen 등²¹에 의하면 적절한 교정력과 치태조절 하에서 치주치료와 교정적 압하를 시행했을 때 치수의 괴사나 과민은 관찰되지 않았다고 하였다. 따라서 본 장치가 일시적으로 치아를 과도하게 압하시킨다고 하여도, 치태 조절이 제대로 이루어진다면 치주적 악화는 야기하지 않을 것이다.

이번 연구에서 미니 임플란트를 치조골부에 식립하고 제1대구치에 스테인리스강 선재로 부착하여 간접골성고정원의 영향도 평가하였다. 그 결과 고정원 소실이 평균 0.2 mm를 넘지 않아 매우 낮게 나타났는데, 이는 임상적으로 받아들일 수 있는 범위로 생각할 수 있다. 따라서 미니 임플란트가 안정적으로 식립되어 유지되는 경우 간접골성고정원은 구치의 압하를 위해 안정적인 고정원의 역할을 할 수 있다고 볼 수 있다.

이번 연구를 위해 사용한 칼로리픽 머신은 앞서 언급한 여러 장점들이 있으나, 압박 측에 비해 인장 측의 안정성을 얻기 힘든 단점이 있다. 그리고 생체 조직에서와 같은 골개조가 일어나지 못하므로, 치아 이동이 일어나면서 생기는 인장 부위로의 왁스 침착이 일어나지 못해 치아 안정성이 부족해질 수 있다. 또한 치아 정출에 대한 효과적인 조절이 어렵

고 대합치가 없이 편악만 가지고 실시하는 실험으로 교합력의 작용을 반영할 수 없다는 실험상의 제한성을 가지고 있다. Ogura 등¹⁴은 치아이동을 재현하기 위해 인공치아와 인공치조골부를 만들었고, 또한 Drescher 등¹⁵도 OMSS (orthodontic measurement and simulation system)을 제작하여 입체적 치아 이동을 평가하고자 하였다. 하지만, 위의 방법을 포함하여 현재까지 치조골 재형성을 정확하게 재현할 수 있는 실험모형은 없었다. 동일한 목적으로 사용하는 장치 효과를 비교시 실험군 간의 상대적인 평가가 중요하므로 본 연구와 같은 경우에 적절하게 이용될 수 있다.

본 연구에서 사용한 CT는 1 mm 간격으로 촬영한 것이었다. 그러나 치아 이동량은 mm 단위의 미세한 계측이고, 중첩을 위한 표지점의 크기가 약 1 mm이므로 촬영 시 표지점 및 계측점의 일부분이 누락될 수 있으므로, 이를 더욱 정확히 하기 위해서는 CT의 간격을 더욱 감소시키는 것이 필요하겠다.

결론

칼로리픽 머신으로 가위교합에 이환된 상악 제2대구치에 0.018" × 0.025", 0.016" × 0.022", 0.016"의 세 종류의 NiTi scissors-bite corrector를 적용하여 실험한 결과는 다음과 같았다.

1. 제2대구치 치관의 설측 이동량은 0.018" × 0.025"군 > 0.016" × 0.022"군 > 0.016"군 순서로 나타났으며, 0.018" × 0.025"군과 0.016"군 사이에서 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$).
2. 제2대구치 치관의 압하량은 0.018" × 0.025"군 > 0.016" × 0.022"군 > 0.016"군 순서로 나타났으며, 0.018" × 0.025"군과 0.016" × 0.022"군 사이, 0.016" × 0.022"군과 0.016"군 사이에서 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$).
3. 제2대구치 치근의 압하량은 0.018" × 0.025"군 > 0.016" × 0.022"군 > 0.016"군 순서로 나타났으며, 이 때 모든 군 간에 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$).
4. 0.016"군에서 제2대구치의 치근은 다른 군과 달리 협측 이동을 나타내지 않았다.
5. 정출된 제2대구치를 압하하기 위하여, 미니 임플란트를 제2소구치와 제1대구치 사이에 식립하여 제1대구치에 연결한 간접골성고정원으로 사용했을 때, 고정원의 소실은 0.2 mm 이하로 나타났

다.

이상을 종합하면, 0.018" × 0.025" NiTi 와이어로 제작한 NiTi scissors-bite corrector를 미니 임플란트를 이용한 간접골성고정원과 함께 이용하였을 때, 0.2 mm 이하의 고정원 소실과 함께 가장 큰 상악 제2대구치의 설측 이동 및 압하가 일어났다.

참고문헌

1. Ogihara K, Nakahara R, Koyanagi S, Suda M. Treatment of a Brodie bite by lower lateral expansion: a case report and fourth year follow-up. J Clin Pediatr Dent 1998;23:17-21.
2. Heikinheimo K, Salmi K, Myllärniemi S. Identification of cases requiring orthodontic treatment. A longitudinal study. Swed Dent J Suppl 1982;15:71-7.
3. Thilander B, Wahlund S, Lennartsson B. The effect of early interceptive treatment in children with posterior cross-bite. Eur J Orthod 1984;6:25-34.
4. Pirtiniemi P, Kantomaa T. Relation of glenoid fossa morphology to mandibulofacial asymmetry, studied in dry human Lapp skulls. Acta Odontol Scand 1992;50:235-43.
5. Kucher G, Weiland FJ. Goal-oriented positioning of upper second molars using the palatal intrusion technique. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;110:466-8.
6. Enacar A, Pehlivanoglu M, Akcan CA. Molar intrusion with a palatal arch. J Clin Orthod 2003;37:557-9.
7. Nakamura Y, Murata K, Ogino T, Sekiya T, Hirashita A. Intrusion of overerupted upper second molars with a modified lingual arch. J Clin Orthod 2004;38:622-6.
8. Legan HL. Orthodontic planning and biomechanics for transverse distraction osteogenesis. Semin Orthod 2001;7:160-8.
9. Baeten LR. Canine retraction: a photoelastic study. Am J Orthod 1975;67:11-23.
10. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980;77:396-409.
11. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod 1974;65:250-9.
12. Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Shinozuka M, et al. Finite element method modeling of craniofacial growth. Am J Orthod 1985;87:453-72.
13. Weijs WA, de Jongh HJ. Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit. Arch Oral Biol 1977;22:667-75.
14. Ogura M, Yamagata K, Kubota S, Kim JH, Kuroe K, Ito G. Comparison of tooth movements using Friction-Free and pre-adjusted edgewise bracket systems. J Clin Orthod 1996;30:325-30.
15. Drescher D, Bourauel C, Thier M. Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. Eur J Orthod 1991;13:169-78.
16. Rhee JN, Chun YS, Row J. A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:292-9.

17. Cha BK, Lee JY, Bae SH, Park DI. Preliminary study of future orthodontic model analysis: the orthodontic application of 3-dimensional reverse engineering technologies. J Korean Dent Assoc 2002;40:107-7.
18. Yun SW, Lim WH, Chong DR, Chun YS. Scissors-bite correction on second molar with a dragon helix appliance. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;132:842-7.
19. Chun YS, Row J, Suh MS, Park IK. An experimental study on the dynamic tooth moving effects of two precision lingual archs(Pla) for correction of posterior scissor bite by the calorific machine. Korean J Orthod 1998;28:29-41.
20. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. St.Louis: Mosby 2007:340.
21. Melsen B, Agerbaek N, Eriksen J, Terp S. New attachment through periodontal treatment and orthodontic intrusion. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988;94:104-16.

Three dimensional analysis of tooth movement using different sizes of NiTi wire on NiTi scissors-bite corrector

Hyun-Ju Jeon, DDS,^a Sun-Hyung Park, DDS, MSD, PhD,^b
Sang-Hyuk Jung, MD, PhD,^c Youn-Sic Chun, DDS, MSD, PhD^d

Objective: The purpose of this study was to compare the difference in three dimensional tooth movement using three different wire sizes (0.018 × 0.025-in, 0.016 × 0.022-in, 0.016-in) on a NiTi scissors-bite corrector. **Methods:** Computed tomography (CT) images of the experimental model before and after tooth movement were taken and reconstructed into three dimensional models for superimposition. The direction and the amount of tooth movement were measured and analyzed statistically. **Results:** The lingual and intrusive movements of the crown of the maxillary second molar were increased as the size of the NiTi wire increased. The roots of the maxillary second molars moved buccally except for the 0.016-in group. The intrusive movement of the roots of the maxillary second molars was increased as the size of the NiTi wire increased. Due to the use of orthodontic mini-implants, anchorage loss was under 0.2 mm on average. **Conclusions:** The 0.018 × 0.025-in NiTi wire was most effective in lingual and intrusive movement of the maxillary second molar which was in scissors-bite position. Indirect skeletal anchorage with a single orthodontic mini-implant was rigid enough to prevent anchorage loss. (*Korean J Orthod* 2009;39(1):43-53)

Key words: Scissors-bite, NiTi scissors-bite corrector, Calorific machine, Indirect skeletal anchorage

^aResident, Division of Orthodontics, Department of Dentistry, Ewha Womans University Mokdong Hospital.

^bAssistant Professor, Division of Orthodontics, Department of Dentistry, School of Medicine, Ewha Womans University.

^cAssociate Professor, Department of Preventive Medicine, School of Medicine, Ewha Womans University.

^dProfessor, Division of Orthodontics, Department of Dentistry, School of Medicine, Ewha Womans University.

Corresponding author: **Sun-Hyung Park.**

Division of Orthodontics, Department of Dentistry, School of Medicine, Ewha Womans University Mokdong Hospital, 911-1 Mok-dong, Yangcheon-gu, Seoul 158-710, Korea.

+82 2 2650 5112; e-mail, drpark@ewha.ac.kr.

Received September 1, 2008; Last Revision November 6, 2008; Accepted November 10, 2008.