

간접골성 고정원을 이용한 상악 구치부 원심이동 장치 종류에 따른 치아 이동 양상 평가

김수진^a · 전윤식^b · 정상혁^c · 박선형^d

본 연구의 목적은 pendulum 장치, 미니임플란트를 동반한 pendulum장치(펜듈럼), 오픈코일 스프링 및 미니임플란트를 동반한 오픈코일 스프링 이용 시 각각의 치아이동 양상을 3차원적으로 분석하는 데 있었다. 상악 좌측 치조골 및 치아 모형을 제작하고, Calorific machine[®]을 이용하여 모형상에서 대구치를 3 mm 원심이동시켰다. 실험은 5회씩 반복 실시하였다. 모델을 전산화 단층 촬영한 후 V-Works[™]를 이용하여 3차원 모델을 제작하였다. Rapidform[™]상에서 3차원적으로 이동방향과 이동량을 계측하였고, 각각의 장치에 관한 통계적 유의성을 검정하였다. 교정용 미니임플란트를 간접 골성 고정원으로 이용하여 오픈코일 스프링으로 구치부를 원심으로 이동시켰을 때 치체이동에 가장 가까운 이동양상을 보였고, 고정원 소실도 적게 나타났다 ($p < 0.05$). 오픈코일 스프링, 펜듈럼 장치 모두 미니임플란트를 추가적으로 이용했을 때 고정원 소실량이 적었다 ($p < 0.05$). 미니임플란트를 이용하지 않은 경우에는 두 장치의 고정원 소실량이 비슷하였다. 미니임플란트의 이용 여부와 관계없이 펜듈럼 장치로 상악 구치 원심 이동 시 오픈코일 스프링에 비해 제1대구치가 조절성 경사이동 양상으로 이동되었고 ($p < 0.05$), 제2대구치는 비조절성 경사이동 양상을 보였으며, 치관의 협측경사이동이 일어났다 ($p < 0.05$). 이와 같은 결과를 근거로 간접 골성 고정원을 이용한 오픈코일 스프링이 상악 구치의 원심 치체이동에 가장 효과적인 장치였으며, 펜듈럼 장치를 이용한 구치부 원심이동 시에는 추가적인 조절이 필요하다고 할 수 있다. (대치교정지 2008;38(6):376-387)

주요 단어: 상악 구치 원심이동, 교정용 미니임플란트, 간접골성고정원, 칼로리픽 머신

서론

골격성 II급 부정교합의 치료 시 적절한 구치 관계의 확립 또는 상악 전치부의 치아밀집 해소 등을 위해 상악 구치의 원심이동이 필요한 경우가 많다. 상악 대구치의 원심이동을 위한 수많은 치료방법들이 있는데, 이들은 고정식 또는 가철식, 구내 또는 구외장치일 수 있다. 구외장치로는 헤드기어를 사용할 수 있지만, 이는 환자의 협조가 필요하다는 한계가 있다. 환자의 협조가 필요 없는 장치들에는 re-

PELLING magnets,^{1,2} pendulum (펜듈럼) 장치,³ 오픈코일 스프링 또는 NiTi 스프링,⁴ Jone's jig⁵ 및 distal jet⁶ 등이 있다. 그 중 펜듈럼 장치³는 제작이 간편하고, 한 번의 활성화로 원하는 치아이동을 얻을 수 있으며, 환자가 비교적 쉽게 적응할 수 있는 장점이 있다. 그러나 전치 및 소구치의 전방경사와 같은 고정원 소실을 피할 수 없고, 대구치의 원심경사 이동 양상이 있기 때문에 장치 제거 후 재발의 가능성이 높다는 한계가 있다. 스테인리스 스틸 또는 NiTi로 제작된 오픈코일 스프링⁴ 또한 협조가 필요하지 않은 장치 중 하나로 쓰인다.^{7,9} 또한 고정성 장치가 부착되어 있는 경우 호선에 삽입하여 비교적 간단하게 구치를 원심으로 이동시킬 수 있다. 그러나 이 방법도 고정원 소실이라는 단점이 있다.

최근 미니임플란트의 이용이 보편화되면서 골성 고정원을 이용하여 환자의 협조도를 최소화하면서도 보다 효과적으로 고정원을 보강할 수 있는 방법이 시행되고 있다. 펜듈럼 장치의 고정원 보강을 위

^a前 전공의, ^b교수, ^c조교수, 이화여자대학교 의과대학 치과학교실.

^d부교수, 이화여자대학교 의과대학 예방의학교실.

교신저자: 전윤식.

서울시 양천구 목동 911-1 이화여자대학교 의과대학 치과학교실.

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

원고접수일: 2008년 8월 18일 / 원고최종수정일: 2008년 10월 30일 /

원고채택일: 2008년 11월 17일.

DOI: 10.4041/kjod.2008.38.6.376

* 본 논문은 2006년도 대한치과교정학회 학술연구비에 의하여 연구되었음.

해 구개부위에 미니임플란트를 식립한 방법¹⁰이 소개되었다. 골성 고정원에는 직접 골성 고정원과 간접 골성 고정원이 있다.^{11,12} 고정성 장치에 삽입한 오픈코일 스프링 사용 시 간접 골성 고정원을 이용하면 치아 이동을 효과적으로 조절할 수 있다.

치아 이동 효과를 평가하는 방법으로 Strain gauge 법,¹³ Holography법,¹⁴ 광탄성법,^{15,16} 유한요소법¹⁷ 등이 있다. 이 방법들은 초기 응력분포를 통해 치아이동 양상을 예측하는 방법들로, 최종적인 치아이동을 평가할 수 없다는 단점이 있다. 타이포돈트 시스템을 이용한 동적인 연구방법도 제시되었지만,¹⁸ 이는 온수에 의해 왁스 전체가 연화되어 인공치조골 전체부피가 변하는 한계가 있다. Drescher 등¹⁹은 동적인 치아이동 평가를 위해 해당치아에 센서를 부착하는 방법을 제안하였다. 그 이후로 치아이동 시뮬레이션 장치인 Calorific Machine[®] (칼로리픽 머신)이 소개되었고,²⁰ 이를 이용하여 동적인 치아이동 실험을 통한 연구가 가능하게 되었다.

본 연구의 목적은 입체적인 시뮬레이션 장비인 칼로리픽 머신을 이용하여 4종류의 상악 구치의 원심이동 장치(펜듈럼 장치, 미니임플란트를 직접 골성 고정원으로 이용한 펜듈럼 장치, 오픈코일 스프링 및 미니임플란트를 간접 골성 고정원으로 이용한 오픈코일 스프링)에서 각각의 치아이동 양상을 입체적으로 분석, 평가하는 데 있었다.

연구방법

연구재료

칼로리픽 머신(국내특허번호: 제178105호)은 크게 열 발생 및 온도조절 기능을 가진 본체와 발생된 열이 전달될 실험용 치아 그리고 치아를 고정하는 인공치조골부의 3부분으로 나뉜다 (Fig 1). 본 실험에서는 상악 좌측 7개 인공치아를 이용하였으며, 자연치와 동일한 형태와 크기를 가진 시판용 레진치아(Nissin Dental Products, Kyoto, Japan) 중 치아의 치관부와 치근부를 분리하고 치근부는 크롬-코발트 합금으로 주조, 제작하였다. 치관부는 그대로 사용하되 순측 중앙부에 0.018-inch (018) 슬롯의 Minidiamond[®] (Ormco, Glendora, CA, USA) 브라켓을 교정용 광중합 접착레진(Transbond[™] XT, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA)을 이용하여 부착시켰다. 제작된 인공치아는 스틱키왁스로 제작된 인공치조골부에 식립하였다 (Fig 2, A, B).

실험용모델 기저부 좌, 우 측단에 2 mm 길이의 0.017 × 0.025" TMA wire로 만든 6개의 기준 표지점을 식립하여 실험 전, 후 데이터를 중첩할 수 있게 하였다 (Fig 2, A). 또한, 중첩 후 개개 치아의 실험 전, 후의 위치변화를 측정하기 위하여 각 치아의 협측 근, 원심교두에 지름 0.7 mm의 금속구를 부착하였다 (Fig 2, C).

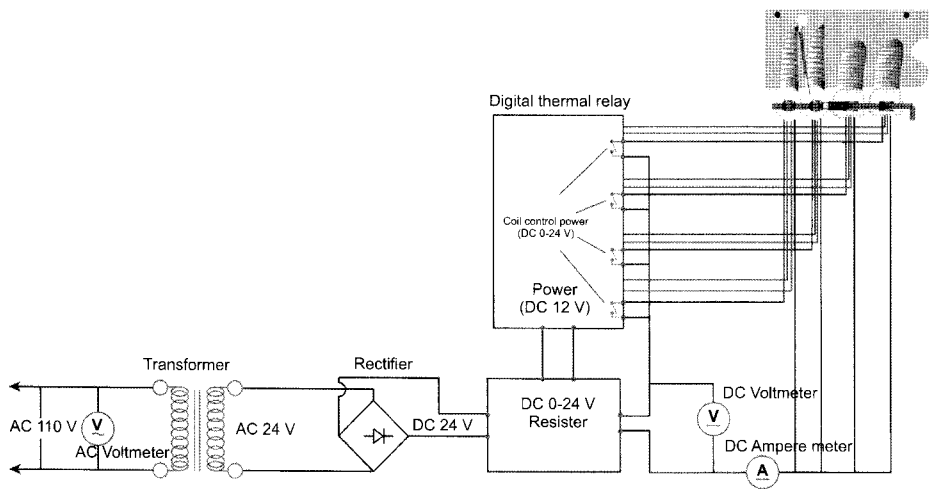


Fig 1. Electric diagram of the Calorific Machine[®] (electrothermodynamic teeth model connected to a heat generating and temperature regulating system).

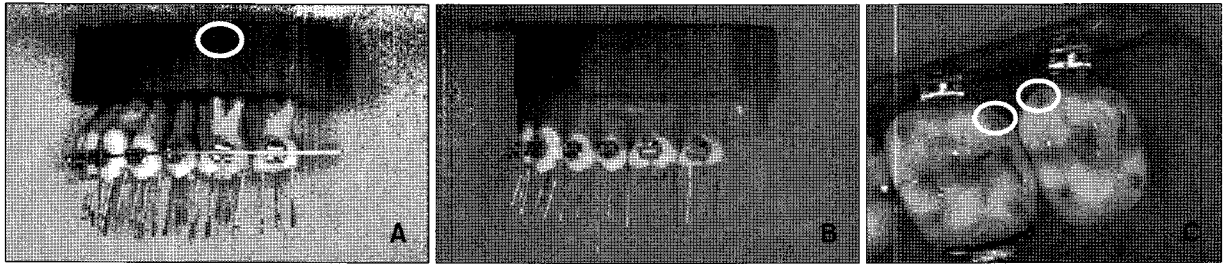


Fig 2. Experimental set-up model. **A**, Experimental teeth were placed in the basal bone component. Circle shows one of the metal reference markers used for superimposition; **B**, sticky wax was built up around roots of the experimental teeth; **C**, circles were metal balls used for measuring tooth movement.

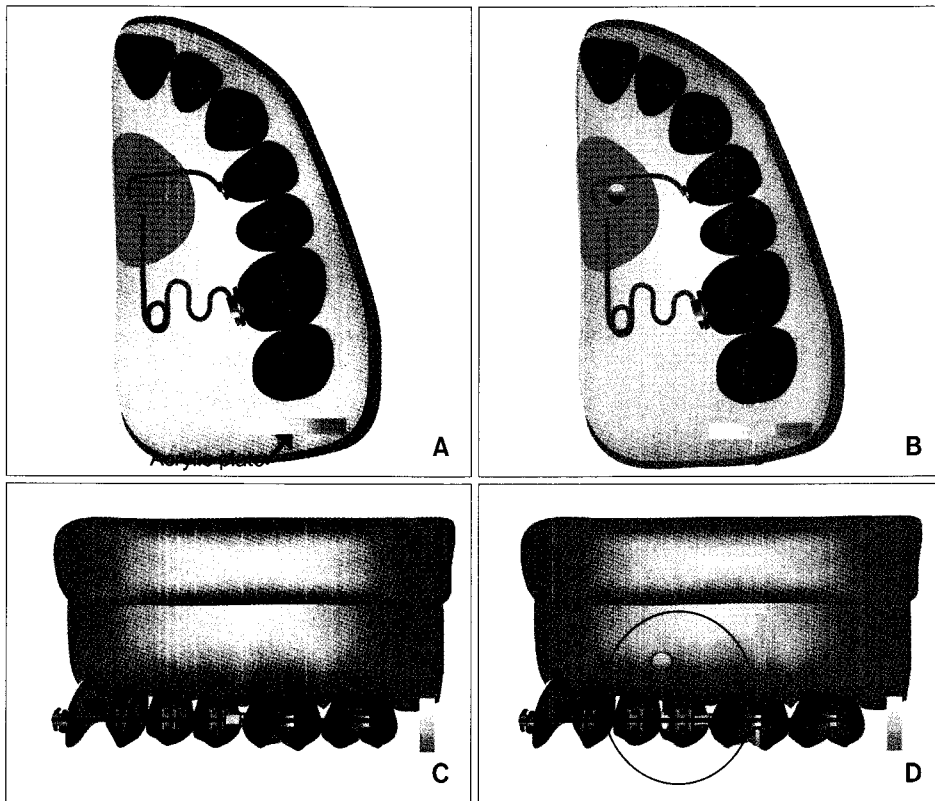


Fig 3. Schematic drawings of experimental models. **A**, Pendulum appliance, PD; **B**, mini-implant supported pendulum appliance, MPD; **C**, open-coil spring, SP; **D**, mini-implant supported open-coil spring, MSP.

연구방법

상악 구치 원심이동을 위한 4가지 장치

① 펜듈럼 장치(Pendulum appliance, PD) (Fig 3, A)

Hilgers³가 제시한 형태로 펜듈럼을 제작하였다. 0.032" TMA 와이어로 제작한 펜듈럼 스프링은 작은 수평 조절성 루프, 폐쇄 헬릭스 및 아크릴릭 버튼 내에서 유지되는 태그(tag)로 구성된다. 스프링은

구개버튼에 가능한 가깝게 위치시켰으며, lingual sheath 내로 쉽게 삽입될 수 있도록 제작하였다. 스프링의 루프는 확장을 허용하였고, 구치부를 구개 측으로 이동시키지 않도록 조절하였다. 제1대구치의 구개면에 0.036" 슬롯의 lingual sheath를 부착하였고, 스프링은 230 gm의 힘이 가해지도록 활성화하여 삽입하였다. 장치의 전방부 고정원을 얻기 위해 구개버튼 전방부에서 제1소구치의 구개면으로

와이어를 연장하여 교정용 레진(Transbond™ XT, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA)으로 부착하였다.

② 미니임플란트를 직접 골성 고정원으로 이용한 펜듈럼 장치(Mini-implant supported pendulum appliance, MPD) (Fig 3, B)

Kircelli 등¹⁰의 bone anchored pendulum appliance (BAPA)와 유사하게 직경 1.6 mm, 길이 6 mm의 교정용 미니임플란트(ORLUS, Ortholution, Seoul, Korea)를 구개의 정중선에서 3 - 4 mm 좌측, 중절치 치경부에서 10 mm 후방부위에 식립하였다. 펜듈럼 장치는 미니임플란트가 없는 경우와 동일한 조건으로 제작하였다. 제1소구치 구개면으로 연장된 와이어는 펜듈럼 장치를 동일하게 위치시키는 목적으로만 이용되고 치아에 부착하지 않았다.

③ 오픈코일 스프링(Open-coil spring, SP) (Fig 3, C) 몰드 제작 시 이용한 유도호선과 동일하게 접은

0.016 × 0.022" 스테인리스 스틸 강선을 결찰하고 제2소구치와 제1대구치 사이에 스테인리스 스틸 오픈코일 스프링을 비활성 상태로 삽입하였다. 오픈코일 스프링과 브라켓 사이의 호선에 crimpable stop을 삽입하여 활성화하였다.

④ 미니임플란트를 간접 골성 고정원으로 이용한 오픈코일 스프링(Mini-implant supported open-coil spring, MSP) (Fig 3, D)

제1소구치와 제2소구치 사이의 기저골부에 직경 1.6 mm, 길이 6 mm의 교정용 미니임플란트(ORLUS, Ortholution, Seoul, Korea)를 식립하고 019 × 025" 스테인리스 스틸 강선으로 제1소구치에 레진(Transbond™ XT, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA)으로 접착하였다. 이후의 조건은 SP군과 동일하게 하였다.

실험

모든 실험은 제2대구치가 3 mm 원심으로 이동될

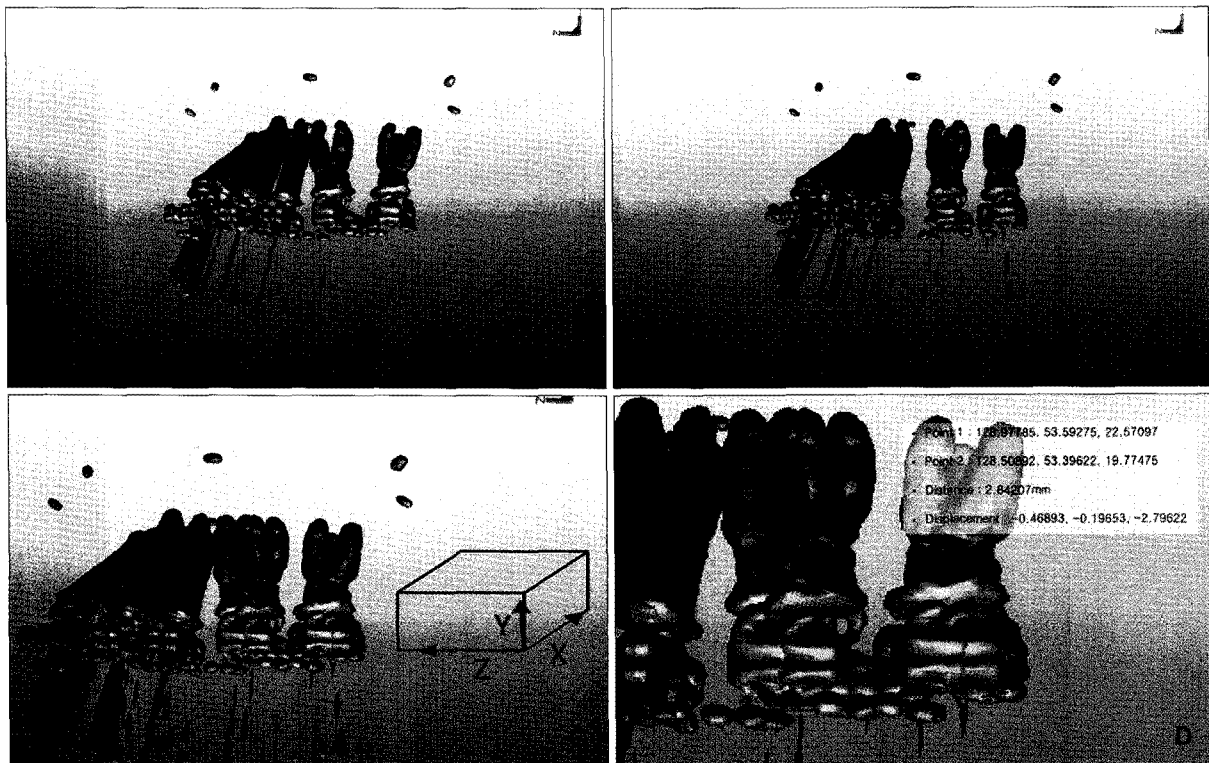


Fig 4. Superimposition and measurement using Rapidform 2004™. A, Before tooth movement; B, after tooth movement; C, sagittal view of superimposition before and after experiment. Circle shows one of the reference markers used for superimposition. X axis is the bucco-lingual direction in premolars and molars, and mesio-distal direction in incisors. Y axis is the occluso-gingival direction. Z axis is the mesio-distal direction in premolars and molars, and labio-lingual direction in incisors. D, measurement of reference markers are listed in the box.

때까지 시행하였다. 이를 위해 펜듈럼 장치에서는 3 mm 후방에 아크릴판을 삽입하였고 (Fig 3, A, B), 오픈코일 스프링의 경우에도 3 mm 후방에 아크릴판을 삽입해 놓았다 (Fig 3, C, D). 대구치가 제한된 지점까지 이동한 후 더 이상의 이동이 일어나지 않을 때까지 기다린 후 전원을 차단하였다. 모든 실험은 같은 조건에서 5회씩 반복 시행하였다.

표준화된 실험 전, 후 모형을 전산화 단층촬영 (computed tomograph, CT)을 120 kvp, 250 mAs, 0.75 mm detector, 1 mm thickness 조건으로 촬영한 후 V-Works 4.0™ (CyberMed, Seoul, Korea)²¹을 이용하여 3차원 데이터로 변환시켰다. 치아의 이동방향 및 이동량을 평가하기 위하여 실험용 모델 기저부에 식립된 여섯 개의 기준 표지점을 이용하여 실험 전, 후 모형을 Rapidform 2004™ (Inus Technology, Seoul, Korea)²²으로 중첩하였다 (Fig 4). 실험치아의 협측 근, 원심교두와 근심협측 치근침의 이동양상을 실험 전, 후 치아의 X축, Y축, Z축 변위 세 방향으로 나누어 계측하였다. X축은 정중선을 기준으로 전치, 견치에서는 원심측이 (+)방향, 근심측이 (-)방향이고, 소구치 및 대구치에서는 협측이 (+)방향, 구개측이 (-)방향이다. Y축은 수직적인 관계로서 압하가 (+)방향이고, 정출이 (-)방향이다. Z축은 전치, 견치에서는 순측이 (+)방향, 구개측이 (-)방향이며, 소구치 및 대구치에서는 근심이 (+)방향, 원심이 (-)방향이다 (Fig 4).

대구치의 경사이동을 평가하기 위하여 근심협측 교두의 이동량과 치근침의 Z축 변위량 차이 및 근, 원심 협측교두의 Y축 이동량 차이를 계산하였다. 근심협측교두의 이동량과 치근침의 Z축 이동량 차이(R-MB)가 0이면 치체이동이라 하였고, 3 mm는 조절성 경사이동, 3 mm 이상이면 비조절성 경사이동이라고 정의하였다. 또한 근, 원심 협측교두의 Y축 이동량 차이(DB-MB)가 커질수록 경사이동이 심해진다는 것을 의미하고 고정원 소실비(anchor-loss ratio)는 다음과 같은 공식을 이용하여 산출하였다.

$$\text{고정원 소실비} = \frac{\text{고정원 치아의 Z축 이동량}}{\text{제1대구치의 Z축 이동량} + \text{고정원 치아의 Z축 이동량}} \times 100 (\%)$$

통계 처리를 통하여 다양한 측정치의 변화량에 대한 평균과 표준편차를 비교하였다. 장치간의 치아 이동량 비교를 위해 ANOVA분석을 이용하여 95% 유의수준에서 유의성을 검정하였고, 사후검정

으로는 Scheffe 방법을 이용하였다.

연구성적

전치, 견치, 소구치 (Table 1)

수평변위량(X축 변위량)에서 PD군의 전치 치관이 0.38 mm 근심측 변위가 일어났고, 제1소구치 치관은 0.31 mm 구개측으로 변위되었으며, 이들은 다른 군과 통계적으로 유의한 차이가 있었다 (p < 0.05). 치근의 이동량은 견치와 제1소구치에서 유의한 차이를 보였다. 견치 치근은 PD군과 SP군은 근심으로, MPD군과 MSP군은 원심으로 이동하였다 (p < 0.05).

시상면에서 치관의 수직변위량(Y축 변위량)은 PD군을 제외한 세 군에서, 전치, 견치, 제2소구치 치관의 정출량은 0.23 mm 이내로 각 장치군 간에는 유의한 차이를 보이지 않았다 (p > 0.05). SP군에서 제1, 2소구치의 치근침은 정출량과 협측이동이 다른 군에 비해 크게 나타났다 (p < 0.05).

시상면에서 전후방 변위량(Z축 변위량)은 전치와 제1소구치는 MSP군보다 SP군에서 치관 이동량이 큰 값을 보였으며, 견치와 제2소구치는 MPD군보다 PD군에서, MSP군보다 SP군에서 치관의 전방이동량이 유의하게 큰 값을 보였다 (p < 0.05). 제1소구치는 PD군, SP군에서 근심이동량이 크게 나타났다 (p < 0.05). 제2소구치는 SP군에서 치관 전방이동량이 크게 나타났다 (p < 0.05).

대구치 (Table 2)

교합면(X축)에서 PD군을 제외한 세 군에서 제1대구치의 근심협측 치관의 협측 이동이 일어났고, PD군에서는 설측 이동이 일어났다. 제2대구치는 PD군과 MPD군의 치관은 SP군과 MSP군에 비해 더 협측으로 이동하였고 (p < 0.05), 치근은 구개측으로 이동하였다.

시상면에서 수직변위량(Y축 변위량)의 경우, 제1대구치는 PD군과 MPD군에서 근심협측교두의 정출이 1.36 mm, 0.97 mm로 다른 군에 비해 크게 나타났다 (p < 0.05), 원심협측교두는 다른 군과 유사한 정도로 이동하였고, 치근침은 정출되었다. 제2대구치는 PD군에서 근심협측교두 정출량은 SP군과 유사한 정도이나 (p > 0.05), SP군보다 원심협측교두의 압하량이 많았다 (p < 0.05). MPD군에서 제2

Table 1. Comparison of linear measurements between 4 groups - anchor part (Mean \pm SD)

unit; mm

Axis	Variable	Pendulum appliance	Mini-implant supported pendulum appliance	Open-coil spring	Mini-implant supported open-coil spring
Central incisor					
X	Incisal tip	-0.38 \pm 0.28 ^a	-0.02 \pm 0.04 ^{a,b}	0.08 \pm 0.35 ^b	0.03 \pm 0.02 ^{a,b}
	Root apex	0.06 \pm 0.11 ^a	0.12 \pm 0.06 ^a	0.10 \pm 0.18 ^a	0.08 \pm 0.06 ^a
Y	Incisal tip	-0.16 \pm 0.12 ^a	-0.12 \pm 0.04 ^a	-0.16 \pm 0.12 ^a	-0.08 \pm 0.03 ^a
	Root apex	-0.19 \pm 0.14 ^a	-0.08 \pm 0.07 ^a	-0.26 \pm 0.23 ^a	-0.11 \pm 0.06 ^a
Z	Incisal tip	0.44 \pm 0.09 ^a	0.15 \pm 0.07 ^{b,c,e}	0.34 \pm 0.17 ^{a,c}	0.08 \pm 0.07 ^{d,e}
	Root apex	0.45 \pm 0.06 ^a	0.25 \pm 0.27 ^{a,b}	0.33 \pm 0.17 ^{a,b}	0.09 \pm 0.09 ^b
Canine					
X	Cusp tip	0.09 \pm 0.18 ^a	0.13 \pm 0.13 ^a	0.21 \pm 0.48 ^a	0.10 \pm 0.09 ^a
	Root apex	-0.26 \pm 0.25 ^{a,b}	0.06 \pm 0.10 ^{a,e}	-0.49 \pm 0.21 ^{b,c}	0.30 \pm 0.15 ^{d,e}
Y	Cusp tip	-0.17 \pm 0.16 ^a	-0.16 \pm 0.17 ^a	-0.10 \pm 0.08 ^a	-0.10 \pm 0.11 ^a
	Root apex	-0.65 \pm 0.35 ^a	-0.22 \pm 0.13 ^{a,b}	-0.61 \pm 0.46 ^{a,b}	-0.05 \pm 0.07 ^b
Z	Cusp tip	0.78 \pm 0.32 ^a	0.41 \pm 0.10 ^{a,b}	0.72 \pm 0.36 ^a	0.21 \pm 0.07 ^{b,c}
	Root apex	0.23 \pm 0.18 ^a	0.19 \pm 0.13 ^a	0.09 \pm 0.09 ^a	0.17 \pm 0.12 ^a
First premolar					
X	Buccal cusp tip	-0.31 \pm 0.22 ^a	0.16 \pm 0.06 ^b	0.10 \pm 0.18 ^b	0.11 \pm 0.08 ^b
	Root apex	0.12 \pm 0.14 ^{a,b}	0.17 \pm 0.10 ^{a,c}	-0.62 \pm 0.29 ^d	0.02 \pm 0.19 ^{b,c,e}
Y	Buccal cusp tip	-0.42 \pm 0.19 ^a	-0.14 \pm 0.10 ^b	-0.16 \pm 0.12 ^b	-0.06 \pm 0.08 ^b
	Root apex	-0.27 \pm 0.17 ^{a,b}	-0.20 \pm 0.11 ^{a,c}	-0.57 \pm 0.10 ^d	-0.12 \pm 0.07 ^{b,c,e}
Z	Buccal cusp tip	0.60 \pm 0.15 ^a	0.27 \pm 0.13 ^{b,c}	0.60 \pm 0.19 ^a	0.23 \pm 0.09 ^{c,d}
	Root apex	0.50 \pm 0.26 ^a	0.18 \pm 0.10 ^b	-0.32 \pm 0.06 ^c	0.17 \pm 0.11 ^b
Second premolar					
X	Buccal cusp tip	-0.16 \pm 0.17 ^a	0.08 \pm 0.11 ^a	-0.12 \pm 0.22 ^a	0.06 \pm 0.03 ^a
	Root apex	0.02 \pm 0.13 ^a	0.00 \pm 0.14 ^a	-0.05 \pm 0.10 ^a	0.05 \pm 0.14 ^a
Y	Buccal cusp tip	-0.23 \pm 0.21 ^a	-0.02 \pm 0.09 ^a	-0.23 \pm 0.18 ^a	-0.11 \pm 0.12 ^a
	Root apex	-0.13 \pm 0.04 ^{a,b}	-0.03 \pm 0.03 ^{a,c}	-0.32 \pm 0.15 ^d	-0.00 \pm 0.05 ^{b,c,e}
Z	Buccal cusp tip	0.24 \pm 0.18 ^{a,b}	0.24 \pm 0.07 ^{a,c}	0.63 \pm 0.27 ^d	0.21 \pm 0.05 ^{b,c,e}
	Root apex	0.23 \pm 0.19 ^a	0.31 \pm 0.24 ^a	0.25 \pm 0.27 ^a	0.03 \pm 0.07 ^a

^{abc,de}Groups with different letters are significantly different from each other; X, transverse direction; Y, vertical direction; Z, sagittal direction.

Table 2. Comparison of tooth displacement between groups - moving part (Mean ± SD)

unit; mm

Axis	Variable	Pendulum appliance	Mini-implant supported pendulum appliance	Open-coil spring	Mini-implant supported open-coil spring
First molar					
X					
	Mesiobuccal cusp	-1.28 ± 0.79 ^a	0.77 ± 0.72 ^b	0.72 ± 0.21 ^b	0.79 ± 0.34 ^b
	Distobuccal cusp	-0.14 ± 0.34 ^a	1.29 ± 0.42 ^b	-0.36 ± 0.27 ^a	-0.03 ± 0.30 ^a
	Root apex	-0.67 ± 0.19 ^a	-0.61 ± 0.23 ^a	0.78 ± 0.26 ^b	0.71 ± 0.47 ^b
Y					
	Mesiobuccal cusp	-1.36 ± 0.19 ^a	-0.97 ± 0.22 ^a	-0.25 ± 0.31 ^b	0.23 ± 0.10 ^c
	Distobuccal cusp	-0.29 ± 0.13 ^a	0.08 ± 0.36 ^{ab}	-0.21 ± 0.32 ^a	0.42 ± 0.09 ^{bc}
	Root apex	-1.39 ± 0.10 ^a	-1.09 ± 0.29 ^a	-0.21 ± 0.33 ^b	0.21 ± 0.17 ^b
Z					
	Mesiobuccal cusp	-2.63 ± 0.31 ^a	-3.06 ± 0.03 ^b	-3.03 ± 0.04 ^b	-3.04 ± 0.02 ^b
	Distobuccal cusp	-2.35 ± 0.36 ^a	-2.99 ± 0.04 ^b	-3.00 ± 0.20 ^b	-2.94 ± 0.60 ^b
	Root apex	1.00 ± 0.20 ^a	0.71 ± 0.65 ^a	-2.04 ± 0.66 ^b	-2.22 ± 0.27 ^b
Second molar					
X					
	Mesiobuccal cusp	1.24 ± 0.56 ^a	1.99 ± 0.18 ^a	-0.18 ± 0.43 ^b	0.11 ± 0.38 ^b
	Distobuccal cusp	1.08 ± 0.56 ^a	1.56 ± 0.39 ^a	-0.46 ± 0.10 ^b	-0.27 ± 0.31 ^b
	Root apex	-0.60 ± 0.35 ^{ab}	-1.00 ± 0.16 ^{bc}	-0.27 ± 0.31 ^{ad}	-0.26 ± 0.18 ^a
Y					
	Mesiobuccal cusp	-0.41 ± 0.45 ^a	0.17 ± 0.38 ^{ab}	-0.39 ± 0.17 ^a	0.55 ± 0.11 ^{bc}
	Distobuccal cusp	0.81 ± 0.36 ^a	1.39 ± 0.22 ^b	0.06 ± 0.17 ^c	1.06 ± 0.23 ^{ab}
	Root apex	-0.55 ± 0.36 ^a	-0.41 ± 0.30 ^a	-0.18 ± 0.26 ^a	0.51 ± 0.89 ^b
Z					
	Mesiobuccal cusp	-2.60 ± 0.20 ^a	-3.02 ± 0.03 ^b	-2.98 ± 0.07 ^b	-2.98 ± 0.08 ^b
	Distobuccal cusp	-2.67 ± 0.27 ^a	-2.86 ± 0.19 ^a	-2.90 ± 0.07 ^a	-2.88 ± 0.08 ^a
	Root apex	1.56 ± 0.31 ^a	2.23 ± 0.41 ^b	-0.05 ± 0.09 ^c	-1.12 ± 0.26 ^d

^{abc} Groups with different letters are significantly different from each other; X, transverse direction; Y, vertical direction; Z, sagittal direction.

대구치 근심협측교두와 원심협측교두는 압하되었으나, 치근침은 정출되었다.

시상면(Z축변위량)에서 PD군과 MPD군의 대구치 치관은 원심으로, 치근은 근심으로 이동하였다. SP, MSP군에서 제1대구치의 치관부의 원심 이동량이 3 mm 정도일 때 치근침의 원심 이동량이 2 mm 이상 이었고, 제2대구치 치근침 이동량은 SP군보다 MSP군에서 더 많았다 ($p < 0.05$).

대구치의 경사이동 (Table 3, Figs 5 and 6)

제1대구치의 PD군과 MPD군에서 R-MB의 Z축 상에서 차이가 3 mm 정도로 조절성 경사이동에 가까운 이동이 일어났고, SP 및 MSP군은 1 mm 이하로 치체이동에 가까운 이동이 일어났다 ($p < 0.05$). 제2대구치의 PD군과 MPD군은 R-MB의 Z축 상에서

Table 3. Comparison of tooth displacement between groups - evaluation of molar tipping (Mean ± SD)

unit; mm

Axis		Pendulum appliance	Mini-implant supported pendulum appliance	Open-coil spring	Mini-implant supported open coil spring
First molar					
Y	DB-MB	1.07 ± 0.13 ^a	1.06 ± 0.20 ^a	0.04 ± 0.15 ^b	0.18 ± 0.08 ^b
Z	R-MB	3.63 ± 0.15 ^a	3.77 ± 0.66 ^a	1.00 ± 0.64 ^b	0.86 ± 0.26 ^b
Second molar					
Y	DB-MB	1.22 ± 0.23 ^a	1.21 ± 0.33 ^a	0.45 ± 0.05 ^b	0.51 ± 0.16 ^b
Z	R-MB	4.16 ± 0.46 ^a	5.25 ± 0.39 ^b	2.93 ± 0.07 ^c	1.85 ± 0.25 ^d

^{a,b,c,d} Groups with different letters are significantly different from each other; Y, vertical direction; Z, sagittal direction; DB, distobuccal cusp; MB, mesiobuccal cusp; R, root apex.

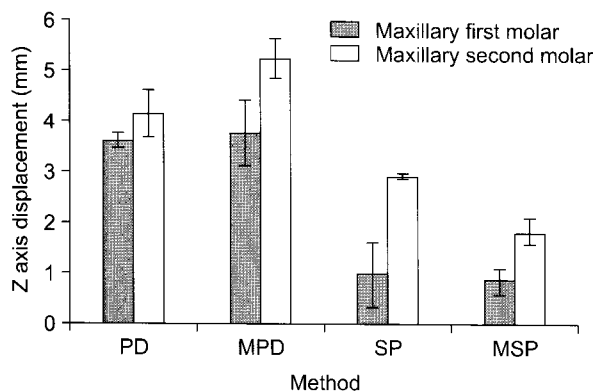


Fig 5. Comparisons of Z axis displacement of R-MB between four groups on molar tipping. PD, Pendulum appliance; MPD, mini-implant supported pendulum appliance; SP, open-coil spring; MSP, mini-implant supported open-coil spring.

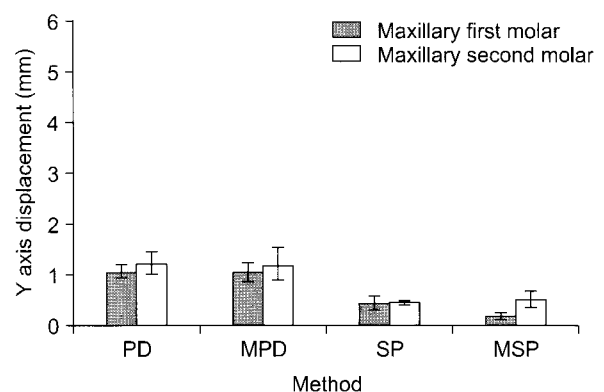


Fig 6. Comparisons of Y axis displacement of DB-MB between four groups on molar tipping. PD, Pendulum appliance; MPD, mini-implant supported pendulum appliance; SP, open-coil spring; MSP, mini-implant supported open-coil spring.

차이가 3 mm 이상으로 비조절성 경사이동이 일어났고, SP군은 2.93 mm로 조절성 경사이동이 일어났으며, MSP군은 1.85 mm로 SP군에서보다 치체이동에 가까운 경사이동이 일어났다. DB-MB의 Y축 상에서의 차이도 이와 유사한 양상을 보였으며, PD, MPD군과 SP, MSP군 사이에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다 ($p < 0.05$).

고정원 소실 (Table 4, Fig 7)

전치, 제1소구치의 고정원 소실은 MPD군은 PD군에 비해, MSP군은 SP군에 비해 절반 이하로 적게 나타나 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 견치와 제2소구치에서는 이와는 다르게 PD군과 MPD군의

고정원 소실 차이가 없는 것으로 나타났다 ($p > 0.05$).

고찰

본 연구는 4가지 종류의 구치부 원심이동장치를 같은 조건에서 재현한 후, 제1, 2대구치를 3 mm 후방이동시켰을 때 치아의 초기 이동양상을 입체적으로 평가하는 데 초점을 두고 있다. 이에 치아이동 시뮬레이션 장치인 칼로리픽 머신^{20,21}을 이용하여 치아를 이동시켰으며, 기존의 방사선사진을 이용한 2차원적인 계측이 아닌 CT촬영에 의한 3차원적 계측을 시도하였다. 본 연구방법의 장점은 다른 정적인 실험방법과는 달리 실제로 치아를 이동시킴으로

Table 4. Comparison of anchor loss ratio between four groups (Mean ± SD)

Tooth	Pendulum appliance	Mini-implant supported pendulum appliance	Open-coil spring	Mini-implant supported open-coil spring
Incisor	14.40 ± 2.91 ^a	4.59 ± 1.92 ^{bc}	9.98 ± 4.05 ^{ac}	2.53 ± 2.08 ^b
Canine	22.19 ± 4.86 ^a	11.75 ± 2.14 ^{ab}	18.55 ± 7.90 ^a	6.64 ± 1.97 ^{bc}
1st premolar	18.58 ± 3.15 ^a	8.19 ± 3.17 ^b	16.57 ± 3.81 ^a	7.23 ± 2.28 ^b
2nd premolar	8.53 ± 5.59 ^{ab}	7.22 ± 1.70 ^a	16.91 ± 5.34 ^{bc}	6.32 ± 1.27 ^a

unit; %

^{a,b,c} Groups with different letters are significantly different from each other.

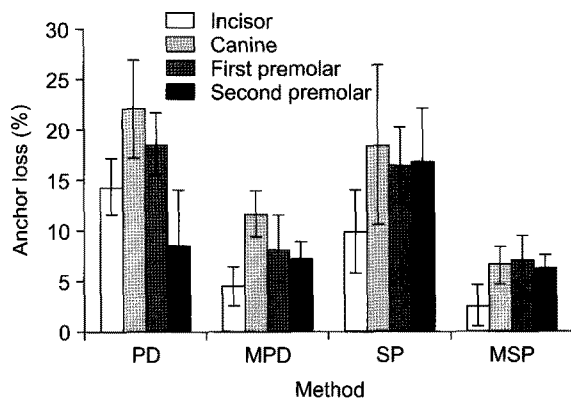


Fig 7. Comparisons of anchor loss between four groups. PD, Pendulum appliance; MPD, mini-implant supported pendulum appliance; SP, open-coil spring; MSP, mini-implant supported open-coil spring.

치아 이동양상을 눈으로 확인할 수 있었다는 점과 평가 방법에 있어서도 치근을 포함한 치아 전체의 이동양상을 알 수 있다는 것이다.

대구치 후방 이동을 위해 협조가 필요 없는 악내 장치를 평가한 모든 연구자들은 원심 분절과 전방부 고정원 양쪽의 반응에 대해 유사한 결론을 내려왔다. 이들 장치들은 소구치의 근심이동에 의한 상악 전치의 돌출을 동반하는 고정원의 소실을 보였다.²² 본 연구에서 펜듈럼 장치는 제1소구치에서 18.58%, 견치에서는 22.19%의 고정원 소실을 보여, 이는 Ghosh와 Nanda²²가 보고한 제1소구치 부위에서의 30 - 43%에 비해 적게 나타났다. 오픈코일 스프링은 제1소구치에서 16.57%, 견치에서 18.55%의 전방부 이동을 보여 펜듈럼 장치와 유사한 고정원 소실을 나타냈다. 견치는 견치와 제1소구치에 비해 고정원 소실량은 적었으나 두 장치 간에는 유사한 결과를 보였다. 그러나 제2소구치의 고정원 소실비율은 오픈코일 스프링에서는 16.91%로 제1소구치

와 유사하나 펜듈럼 장치에서는 8.53%로 고정원 소실량이 적게 나타났다. 이는 펜듈럼 장치를 제1소구치에만 부착하였기 때문으로 생각되는데, 임상적으로는 제1대구치 이동 시 횡중격 섬유에 의해 제2소구치가 원심으로 따라 이동하므로 유사한 결과가 나타날 것으로 예상할 수 있다.

본 연구에서 펜듈럼 장치는 전치의 근원심(X축) 이동량이 다른 장치보다 크게 나타났는데, 이는 아크릴릭 버튼이 구개면에 가하는 압력으로 인한 것으로 보이며 환자에 적용 시 전치의 순측경사뿐만 아니라 근원심방향의 밀집정도도 심해질 것이라 예상할 수 있다.

최근에는 골유착 임플란트,²²⁻²⁴ 미니임플란트,²⁵⁻²⁸ miniplate²⁹ 등을 포함한 골성 고정원을 통해 고정원 소실문제를 해결해 줄 수 있는데, 이들 중 미니임플란트는 비교적 시술이 간단하고, 술 후 통증이 거의 없으며, 해부학적으로 식립 시 제한이 적을 뿐 아니라 제거가 쉬우므로 교정용 고정원으로 적절하다.³⁰ 본 연구에서도 MPD의 제1소구치 고정원 소실비율은 7 - 8%, MSP는 6 - 7%이며 그 양이 0.3 mm 이내로 미니임플란트가 없는 경우에 비해 절반 이하였다.

펜듈럼 장치에 미니임플란트를 부가적으로 이용하여 고정원 소실은 최소화할 수 있으나 펜듈럼 장치는 다른 한계점을 갖고 있다. 펜듈럼 장치는 헬릭스 및 루프가 적절히 조절되지 않으면 원치 않는 치아의 이동이 일어날 수 있으며 3차원적으로 정확한 조절이 거의 불가능하다. 본 연구에서도 미니임플란트 이용 여부와 관련 없이 펜듈럼 장치를 이용한 경우 제1대구치에서는 조절성 경사이동이, 제2대구치에서는 비조절성 경사이동이 일어났다. 또한 제1대구치의 정출량은 0.97 - 1.36 mm로 다른 군에 비해 크게 나타났으며, 제2대구치는 협측 경사이동이 일어났다. 이런 문제점들을 해결하기 위해 Byloff와

Darendeliler²⁹는 펜듈럼의 스프링에 10 - 15°의 up-righting bend를 부여하였으나, 결과적으로 전치부의 순측 경사이동, 고정원 소실의 증가, 치료시간의 증가를 보였다. 더 나아가 펜듈럼 장치를 이용한 대구치의 원심이동은 경사이동의 형태로 일어나므로 재발가능성이 높아 Hilgers³는 III급 구치관계가 되도록 과교정하고 6 - 10주를 유지해야 한다고 하였고, Gianelly 등¹은 2 mm 정도 과교정할 것을 권장하였다. Bondemark와 Kuroi³⁰은 II급 고무줄을 이용하도록 하였다.

이에 반해 호선을 따라 이동하는 경우 이러한 부작용들을 최소화할 수 있으며, 가장 간단한 형태로 호선에 오픈코일 스프링을 삽입하는 방법이 있다. Bondemark 등³¹에 따르면 상악 제1, 2대구치의 동시 원심이동(simultaneous distalization)에 있어서 자석보다 오픈코일 스프링이 더 효과적이었고, 치료기간 동안 힘이 일정했으며 대부분의 경사이동, 회전이동을 방지했다고 하였다. 적용방법에 대해서 Chaconas 등³²은 오픈코일 스프링 원래 길이의 1/3 정도 압축시키는 것이 이상적이라고 하였다. 본 연구에서는 016 × 022" 스테인리스 스틸 호선의 제2소구치와 제1대구치 브라켓 사이에 오픈코일 스프링을 삽입하고, 오픈코일 스프링 길이의 1/3길이가 되도록 크립퍼블 스탱을 넣어 일정하게 활성화시켰다. 그 결과 제1대구치 이동은 치체이동에 가까운 경사이동을, 제2대구치는 조절성 경사이동에 가까운 이동형태를 보였다. 또한 힘, 설측으로도 호선을 따라 이동한 모습을 보였다. 그러나 견치와 소구치에서 치관은 근심으로 이동하나 치근침은 원심으로 이동하여 순측 경사가 일어났음을 알 수 있고, 고정원 소실은 펜듈럼 장치와 유사하게 16 - 19%로 나타나서 여전히 고정원에 문제가 있음을 알 수 있다.

펜듈럼 장치와 마찬가지로 오픈코일 스프링으로 구치부의 원심이동 시에도 교정용 미니임플란트를 이용할 수 있다. 직접 고정원으로 이용하는 경우 힘의 작용선이 미니임플란트를 지나야 하는데 실제로 구강 내의 제한적인 조건에서 생역학적으로 힘든 일이다. 이를 간접 고정원으로 이용하게 되면 보다 정확한 방향으로의 치아 이동이 가능하다.^{11,12} 이번 연구에서 미니임플란트를 치조골부에 식립하고 제2소구치에 스테인리스 강선으로 부착하여 간접 골성 고정원의 영향을 평가하였다. 그 결과 고정원 소실이 6 - 8%로 매우 낮을 뿐만 아니라 MSP군의 제1, 2대구치가 네 개의 군 중에서 가장 치체이동에 가까운 이동양상을 보였다.

이번 연구를 위해 사용된 칼로리픽 머신은 앞서 언급한 여러 장점들이 있으나, 왁스 상에서 일어나는 치아의 이동으로 압박 측에 비해 인장 측의 안정성을 얻기 힘든 단점이 있다. 그리고 치아 정출에 대한 효과적인 조절이 어렵고 대합치가 없어 교합력의 작용을 반영할 수 없다는 실험상의 제한성을 가지고 있다. 그러나 Ogura 등¹⁸은 치아이동을 재현하기 위해 인공치아와 인공치조골부를 만들었고, 또한 Drescher 등¹⁹도 OMSS (orthodontic measurement and simulation system)을 제작하여 입체적 치아이동을 평가하고자 하였지만, 위의 방법을 포함하여 현재까지 치조골 재형성을 정확하게 재현할 수 있는 실험모형은 없었다. 또한 본 연구에서는 전치, 견치, 소구치부의 정출량이 0.23 mm 이내로 임상적으로 받아들여질 수 있는 정도였다. 그리고 동일한 목적으로 사용하는 두 가지 이상의 장치 효과 비교 시 실험군 간의 상대적인 평가가 중요하므로 본 연구와 같은 경우에 적절하게 이용될 수 있다.

결론

본 연구는 입체적인 시뮬레이션 장비인 칼로리픽 머신을 이용하여 상악 구치의 원심이동시 네 가지 장치들(펜듈럼 장치, 미니임플란트를 직접 골성 고정원으로 이용한 펜듈럼 장치, 오픈코일 스프링 및 미니임플란트를 간접 골성 고정원으로 이용한 오픈코일 스프링)의 적용 시 치아이동 양상을 입체적으로 분석하고자 하였다. V-works 4.0TM과 Rapidform 2004TM을 이용하여 분석한 결과는 다음과 같았다.

1. 교정용 미니임플란트를 간접 골성 고정원으로 이용하여 오픈코일 스프링으로 구치부를 원심으로 이동시켰을 때 가장 치체이동에 가까운 이동양상을 보였고, 고정원 소실도 적게 나타났다 ($p < 0.05$).
2. 오픈코일 스프링, 펜듈럼 장치 모두 미니임플란트를 부가적으로 이용했을 때 고정원 소실량이 적었다 ($p < 0.05$). 미니임플란트를 이용하지 않은 경우, 제2소구치를 제외한 전방부 치아에서 오픈코일 스프링군과 펜듈럼 장치군의 고정원 소실이 비슷한 정도로 일어났다.
3. 미니임플란트의 이용 여부와 관계없이, 펜듈럼 장치로 상악 구치 원심 이동 시 오픈코일 스프링에 비해 제1대구치가 조절성 경사이동 양상으로 이동되었다 ($p < 0.05$). 제2대구치는 비조절성

경사이동 양상을 보였으며, 치관의 협측 경사이동도 나타났다 ($p < 0.05$).

이와 같은 결과를 근거로 교정용 미니임플란트를 간접 골성 고정원으로 한 오픈코일 스프링으로 상악구치 원심이동 시 가장 효과적인 이동을 유도할 수 있다고 본다.

참고문헌

1. Gianelly AA, Vaitas AS, Thomas WM, Berger DG. Distalization of molars with repelling magnets. *J Clin Orthod* 1988; 22:40-4.
2. Gianelly AA, Vaitas AS, Thomas WM. The use of magnets to move molars distally. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:161-7.
3. Hilgers JJ. The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *J Clin Orthod* 1992;26:706-14.
4. Gianelly AA, Bednar J, Dietz VS. Japanese NiTi coils used to move molars distally. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 99:564-6.
5. Jones RD, White JM. Rapid Class II molar correction with an open-coil jig. *J Clin Orthod* 1992;26:661-4.
6. Carano A, Testa M. The distal jet for upper molar distalization. *J Clin Orthod* 1996;30:374-80.
7. Wilson WL. Variations of labiolingual therapy in Class II cases. *Am J Orthod* 1955;41:852-71.
8. Karlsson I, Bondemark L. Intraoral maxillary molar distalization. *Angle Orthod* 2006;76:923-9.
9. Pieringer M, Droschl H, Permann R. Distalization with a Nance appliance and coil springs. *J Clin Orthod* 1997;31: 321-6.
10. Kircelli BH, Pektas ZO, Kircelli C. Maxillary molar distalization with a bone-anchored pendulum appliance. *Angle Orthod* 2006;76:650-9.
11. Chang YJ, Lee HS, Chun YS. Microscrew anchorage for molar intrusion. *J Clin Orthod* 2004;38:325-30.
12. Yun SW, Lim WH, Chun YS. Molar control using indirect miniscrew anchorage. *J Clin Orthod* 2005;39:661-4.
13. Weijjs WA, de Jongh HJ. Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit. *Arch Oral Biol* 1977;22: 667-75.
14. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* 1980;77:396-409.
15. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod* 1974;65:250-9.
16. Baeten LR. Canine retraction: a photoelastic study. *Am J*

- Orthod* 1975;67:11-23.
17. 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.
18. 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.
19. Drescher D, Bourauel C, Thier M. Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. *Eur J Orthod* 1991;13:169-78.
20. 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.
21. Chun YS, Row J, Suh MS, Park IK. An experimental study on the dynamic tooth moving effects of two precision lingual arches (Pla) for correction posterior scissor bite by the calorific machine. *Korean J Orthod* 1998;28:29-41.
22. Ghosh J, Nanda RS. Evaluation of an intraoral maxillary molar distalization technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 110:639-46.
23. Keleş A, Erverdi N, Sezen S. Bodily distalization of molars with absolute anchorage. *Angle Orthod* 2003;73:471-82.
24. 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.
25. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod* 2005; 39:9-24.
26. 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.
27. Sugawara J, Kanzaki R, Takahashi I, Nagasaka H, Nanda R. Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:723-33
28. Chang HN, Hsiao HY, Tsai CM, Roberts WE. Bone-screw anchorage for pendulum appliances and other fixed mechanics applications. *Semin Orthod* 2006;12:284-9.
29. Byloff FK, Darendeliler MA. Distal molar movement using the pendulum appliance. Part 1: clinical and radiological evaluation. *Angle Orthod* 1997;67:249-60.
30. Bondemark L, Kurol J. Class II correction with magnets and superelastic coils followed by straight-wire mechanotherapy. Occlusal changes during and after dental therapy. *J Orofac Orthop* 1998;59:127-38.
31. Bondemark L, Kurol J, Bernhold M. Repelling magnets versus superelastic nickel-titanium coils in simultaneous distal movement of maxillary first and second molars. *Angle Orthod* 1994; 64:189-98.
32. Chaconas SJ, Caputo AA, Harvey K. Orthodontic force characteristics of open coil springs. *Am J Orthod* 1984;85:494-7.

Three dimensional analysis of tooth movement using different types of maxillary molar distalization appliances

Su-Jin Kim, DDS, MSD,^a Youn-Sic Chun, DDS, MSD, PhD,^b Sang-Hyuk Jung, MD, PhD,^c
Sun-Hyung Park, DDS, MSD, PhD^d

Objective: The purpose of this study was to compare the three dimensional changes of tooth movement using four different types of maxillary molar distalization appliances; pendulum appliance (PD), mini-implant supported pendulum appliance (MPD), stainless steel open coil spring (SP) and mini-implant supported stainless steel open coil spring (MSP). **Methods:** These experiments were performed using the Calorific machine[®] which can simulate dynamic tooth movement. Computed tomography (CT) images of the experimental model were taken before and after tooth movement in 1 mm thicknesses and reconstructed into a three dimensional model using V-works 4.0[™]. These reconstructed images were superimposed using Rapidform 2004[™] and the direction and amount of tooth movement were measured. **Results:** The mean reciprocal anchor loss ratio at the first premolar was 17 - 19% for the PD and SP groups. The appliances using mini-implants (MPD or MSP) resulted in less anchorage loss (7 - 8%). On application of a pendulum appliance or MPD, distalization was obtained by tipping rather than by bodily movement. Furthermore, the maxillary second molar tipped distally and buccally. But on application of MSP, distalization was achieved almost by bodily movement. **Conclusions:** Regarding tooth movement patterns during molar distalization, stainless steel open coil spring with indirect skeletal anchorage was relatively superior to other methods. (*Korean J Orthod* 2008;38(6):376-387)

Key words: Molar distalization, Mini-implant, Indirect anchorage, Calorific machine

^aFormer resident, ^bProfessor, ^dAssistant professor, Division of Orthodontics, Department of Dentistry, College of Medicine, Ewha Womans University.

^cAssociate professor, Department of Preventive Medicine, College of Medicine, Ewha Womans University.

Corresponding author: *Youn-Sic Chun*.

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

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

Received August 18, 2008; Last Revision October 30, 2008; Accepted November 17, 2008.