

교정용 미니 임플란트 고정원과 SWA en masse sliding retraction 시 전치부 치축 조절 요인에 관한 유한요소해석

정혜심^a · 정상진^b · 문윤식^c · 조영수^d · 임승민^e

교정용 미니 임플란트 고정원을 이용한 교정 치료가 보편화되며, SWA와 이를 이용한 en masse sliding retraction 은 임상에서 흔히 사용하는 치료법이 되었다. 그러나 고정원을 성공적으로 보존하려는 노력에 비해, 발치 공간 폐쇄 시 전치부 치축 조절에 관여하는 요인에 대한 보고는 아직까지 부족한 실정이다. 본 연구에서는 제1소구치를 제거한 상악 치아와 치주 인대 그리고 치조골에 대한 3차원 유한요소 기준모델을 제작하였고, 제1대구치와 제2소구치 사이 주호선 10 mm 상방에 식립된 교정용 미니 임플란트를 고정원으로 사용할 경우, 측절치-견치 사이의 견인 축의 높이를 변화시키며 후상방 견인력을 가하거나, 주호선에 보상 만곡을 부여하는 것이 전치부 치축 조절에 어떤 영향을 미치는지 시뮬레이션 하였다. 또한 전치부 치축이 설측 경사된 모델을 같은 실험 조건으로 시뮬레이션 하여 발치 공간 폐쇄 시 설측 경사된 전치부 치축을 유지하거나 개선할 수 있는 요인을 검토하였고, 다음과 같은 연구 결과를 얻었다. 2 mm 높이의 견인 축에 대하여 후상방으로 견인력을 가할 경우 발생하는 함입력으로 인하여 전치부 설측 경사가 더 감소되지는 않았다. 견인 축의 높이가 5 mm인 경우 후상방 견인력을 가하면, 측절치의 치관 순축 및 치근 설축 이동이 일어나고, 견치의 비조절성 후방 경사 이동이 심화되었다. 4 mm의 보상 만곡은 측절치의 치관 순축 및 치근 설축 이동을 일으키고, 견치의 비조절성 후방 경사 이동을 감소시켰다. 또한 전치부가 설측 경사된 모델을 기준모델과 같은 실험 조건으로 시뮬레이션 한 경우 치근면의 응력 분포와 25000배 확대된 그래프 상에서의 치아 이동 양상은 매우 유사하였다. 이상의 결과는 미니 임플란트-SWA sliding 생역학을 구사 시 견인 축의 위치와 와이어 상의 보상 만곡의 유무에 의해 전치부의 치축 조절이 달라지며 실제 임상에서 가이드라인으로 활용될 수 있을 것이다. (대치교정지 2006;36(5):339-48)

주요 단어: 교정용 미니 임플란트, SWA, En masse retraction, 유한요소해석

서론

교정 치료 시 발치 공간을 효과적으로 폐쇄하는 다양한 방법이 소개되어 왔지만, 주호선에서 loop을 제거한 활주 역학(sliding mechanics)은 술식과 디자인이 간편하여 많이 이용되고 있다.¹⁻³ 하지만 활주 역학에서는 브라켓과 호선간의 마찰력이 발생하므로 고정원이 소실될 가능성이 높아지며,⁴ 전치부 후

방 경사를 조절할 수 있는 모멘트를 추가로 부여하기가 적절하지 않으므로, 공간 폐쇄 시 전치부 저항 중심에 근접한 위치에 견인력을 가하기 위해 주호선에 추가된 lever arm을 높이거나, 보상 만곡을 부여하는 등의 시도가 있어왔다.

최근에는 골절치료에 이용하는 mini-screw와 mini-plate를 이용한 골내 고정원(skeletal anchorage)이 교정 임상 분야에 도입되어 절대 고정원을 얻을 수 있게 되었고, 이로 인해 기존의 방법으로는 치료하기 어려웠던 증례들이 새로운 개념으로 성공적으로 치료되고 있다.⁵⁻⁷ 하지만 기존의 치료 방법에서와 달리 골내 고정원과 고정식 교정 장치(또는 치아) 간에 생역학이 적용되어야 하므로, 이에 대한 과학적 연구가 필요하다.

전치부 후방 견인 시 교정용 미니 임플란트

^a대학원생, ^b부교수, ^c교수, ^d임상강사, 울산대학교 의과대학 치과학교실, 서울아산병원 교정과.

^e연구교수, 한양대학교 BK21 기계사업단.

표신저자: 정상진

서울시 송파구 풍납 2동 388-1 서울아산병원 치과 교정과,
02-3010-3829; e-mail, ssjmail@amc.seoul.kr.

원고접수일: 2005년 11월 29일 / 원고최종수정일: 2006년 5월 21일 /

원고채택일: 2006년 6월 5일

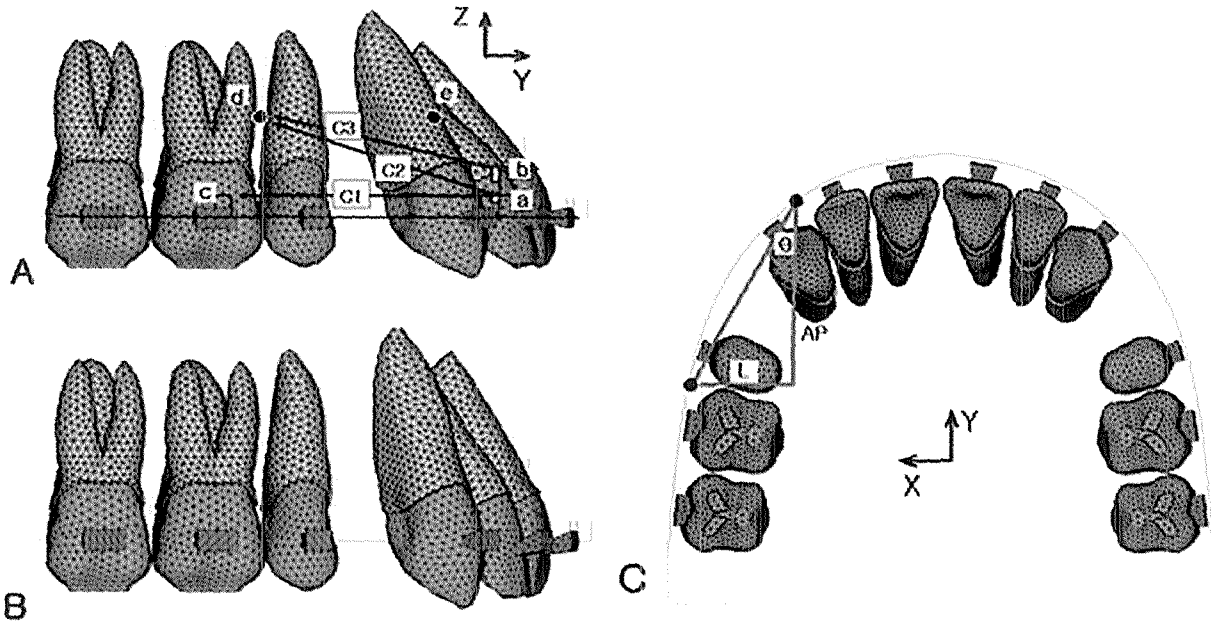


Fig 1. Finite element models and loading conditions. **A**, Base model; **B**, lingual tipping model (a model with lingually inclined anterior teeth); **C**, occlusal view; a, 2 mm height retraction hook; b, 5 mm height retraction hook; c, 2 mm height upper first molar hook; d, 10 mm height orthodontic mini-implant (all heights were measured from the main archwire); e, center of resistance of the 6 anterior teeth (estimated position); C1, Condition 1-force vector passing through a and c; C2, Condition 2-force vector passing through a and d; C3, Condition 3-force vector passing through b and d; measurements of distances and angle to calculate the x, y and z components of retraction force. AP, 24.5 mm; L, 14.7 mm; θ , 31°.

(orthodontic mini-implant, OMI) 고정원을 이용한 en masse sliding retraction이 기존의 활주 역학과 다른 점은 첫째, 절대 고정원을 제공하여 구치부 고정원이 소실될 가능성이 사라졌다는 것이고, 둘째, 미니 임플란트의 수직적 식립 위치와 주호선에 추가된 power arm의 높이에 따라 전치부 후방 견인력 벡터가 달라질 수 있다는 것이다.

유한요소해석(finite element method)은 다양한 물리적 성질을 가지는 구조물에 여러 가지 하중을 가하였을 때 일어나는 변형(strain)이나 내부 응력(stress) 분포를 알기 위해 실제와 같은 형태의 3차원 모델을 컴퓨터 상에서 제작하고 분석하는 공학적 수치 해석으로 초기 치아 이동 양상에 대한 변위, 응력, 그리고 모멘트 값을 3 차원 상에서 정량적으로 분석하고 그래픽으로 결과를 표시할 수 있으므로 치의학 연구 분야에 많이 이용되고 있다.⁸⁻¹³ 유한요소 해석은 일반적인 공학 해석과 마찬가지로 모델링(modeling), 해석(analysis), 평가(evaluation)의 과정을 거치게 되며, 다른 실험 방법들(광탄성 분석, strain

gauge 분석, laser holographic 분석 등)과는 달리 모델 내부의 특정 부위를 다양한 단면과 각도에서 살펴볼 수 있다는 장점이 있다.^{14,15}

본 연구는 상악 치열궁에 대한 3차원 유한요소 기준모델(Base model)을 제작하여, 미니 임플란트 고정원과 SWA 활주 역학을 이용한 en masse retraction(미니 임플란트-SWA sliding)을 기존의 SWA 활주 역학을 이용한 en masse retraction (SWA sliding)¹과 비교하고, 주호선에 추가한 측절치-견치 사이의 견인 폭을 높이거나, 보상 만곡을 부여하는 것이 전치부 치축 조절에 어떤 효과를 발휘하는지를 평가해보고자 시행하였다. 또한 임상에서 발치 공간 폐쇄 시 전치부 치축 조절에 더 주의해야 할 경우는 전치부 치축이 설측 경사된 경우이다. 이러한 경우 치축을 유지 또는 개선시킬 수 있는 요인들을 평가하기 위해, 설측 경사된 전치부 치축을 갖는 모델을 별도로 제작하고, 동일한 실험 조건하에서 시뮬레이션 하여 치근면 응력 분포와 치아 이동 양상에 차이가 있는지를 비교하였다.

Table 1. X, Y, Z components of 200 g retraction force

	Condition 1	Condition 2	Condition 3
Fx (g)	-100	-99	-101
Fy (g)	-173	-165	-169
Fz (g)	0	54	34

Condition 1, combination of 2 mm height retraction hook and 2 mm height upper 1st molar hook; Condition 2, combination of 2 mm height retraction hook and 10 mm height orthodontic mini-implant; Condition 3, combination of 5 mm height retraction hook and 10 mm height orthodontic mini-implant.

연구방법

유한요소 모델의 제작

유한요소 모델링은 니신사의 치아 모형(Nissin Dental Products, Kyoto, Japan)에 배열된 전치부 치축을 정상으로 가정하여 기준모델을 제작하였다. 치아 모형에 식립된 상악 6전치를 고무 탄성재로 인상 채득하여 고정된 후 3-D scan 하였다. 발치 상태를 재현하기 위하여 상악 좌, 우측 제1소구치는 제외하고, 구치부는 Roth의 정상 치열궁 형태(True-arch form, 'A' company, San Diego, CA, USA)에 맞게 배열하여 유한요소모델을 제작하였다 (Fig 1).

설측 경사된 전치부 치축을 갖는 설측경사모델은 기준모델의 전치들을 치경부를 회전축으로 하여 10° 씩 치관을 설측 경사시켜 제작하였다. 유한요소모델의 제작에 사용된 요소의 형태는 정사면체(tetragon)였으며, 총 절점 수는 기준모델은 50434개, 설측모델은 50710개였고, 모델의 기저면 최하방부 요소 모두에 대하여 X, Y, Z 방향으로의 변위를 제한하였다.

브라켓은 Roth prescription의 0.018" 브라켓 (Tomy, Tokyo, Japan)을 모델링 하고, 호선은 0.016" × 0.022" 크기의 3차원 beam 요소로 제작하였다. 0.8 mm 직경의 견인 혹은 축절치와 견치 브라켓 사이에 위치시키고 주호선 상방 2 mm 또는 5 mm 높이로 설정하였다.

기준 좌표계는 양측 중절치의 절단면을 이은 선의 중점을 원점으로 하여, 근원심 방향을 X축으로, 순

Table 2. Deactivation force from arch wire with 4 mm compensating curve

	Node of bracket	Fz (g) of 4 mm compensating curve
Central incisor	mesial	390.9
	distal	-476.4
Lateral incisor	mesial	109.4
	distal	-20.7
Canine	mesial	-4.4
	distal	65.5
2nd premolar	mesial	19.2
	distal	-151.7
1st molar	mesial	10.0
	distal	7.6
2nd molar	mesial	20.9
	distal	28.7

설측 방향을 Y축으로, 상하 방향을 Z축으로 설정하였다 (우측 원심 방향: +X, 순측 방향: +Y, 치근점 방향: +Z) (Fig 1).

미니 임플란트의 식립 위치와 보상 만곡의 부여

미니 임플란트의 식립 위치는 시상면 상으로는 제2소구치와 제1대구치의 접촉점 상방이며, 식립 높이는 구강 전정의 높이나 부착 치은의 폭 등 해부학적 한계를 고려하여 주호선에서 10 mm 상방으로 가정하였다. 유한요소모델 상에 미니 임플란트를 별도로 모델링하지 않고 견인 혹은 미니 임플란트 또는 제1대구치의 혹 사이에 발생된 다양한 후방 견인 벡터에 대하여 X, Y, Z 축에 대한 힘의 분력을 계산하여 견인 혹에 힘을 가하였다 (Fig 1, Table 1).

보상 만곡은 견치 브라켓 후방에서 시작하여 제2대구치 튜브 후방까지, 만곡 부여를 시작한 점과 호선의 끝부분을 잇는 선으로부터 가장 높은 지점에 있는 만곡까지의 거리가 4 mm가 되도록 설정하였다.¹² 보상 만곡이 부여된 호선의 반력은 각 치아 브라켓 근원심 절점에 대응하는 호선의 절점에서 Z축으로 발휘되는 힘을 계산하여 적용하였다 (Table 2).

실험조건

기준모델에 대하여 Condition 1 (견인 혹의 높이를

Table 3. Material properties

	Young's modulus (g/mm ²)	Poisson's ratio
Periodontal ligament	5.0E3	0.49
Alveolar bone	1.4E6	0.3
Stainless steel	19.2E6	0.3

2 mm로 하고 제1대구치 축으로 200 g의 후방 견인력을 부여한 경우, SWA sliding), Condition 2 (견인 축의 높이를 2 mm로 하고 10 mm 높이의 미니 임플란트 고정원으로 200 g의 후상방 견인력을 부여한 경우), Condition 3 (견인 축의 높이를 5 mm로 하고 10 mm 높이의 미니 임플란트 고정원으로 200 g의 후상방 견인력을 부여한 경우) (Fig 1)의 실험 조건을 시뮬레이션하고, Condition 1, 2, 3에 각각 4 mm의 보상 만곡을 추가하여 (Table 2) Condition 4, 5, 6의 실험 조건으로 시뮬레이션 하였다. 설측경사모델에 대해서도 기준모델의 Condition 1 ~ 6까지의 실험 조건으로 시뮬레이션 하여 전치부 치축 각도의 차이에 따른 치아 이동 반응에 차이가 있는지 비교하였다.

유한요소해석과 결과 비교

교정력이라는 약한 힘을 가하였을 때 나타나는 초기 반응을 관찰하기 위한 것이므로 치아와 치주 인대 그리고 치조골은 등방성, 등질성의 선형 탄성체로 가정하였고, 요소들의 물리적 성질은 Sung 등¹³의 연구와 Tanne 등¹²의 연구에서 사용된 Young's modulus (E)와 Poisson's ratio 값을 참고로 하였다 (Table 3). 치주 인대의 두께는 Coolidge¹⁶의 연구를 참고로 0.25 mm로 균일하게 설정하였고, 치아 인접면의 치조골은 백악법랑경계(cemento-enamel junction)의 만곡을 따르도록 형성하였다. 브라켓과 호선의 관계는 마찰과 유격(play)을 배제하고 근원심으로 자유로이 움직일 수 있도록 설정하였다. 힘 체계의 분석을 위해 범용 유한요소해석 프로그램인 ANSYS version 80.0 (ANSYS, Canonsburg, PA, USA) 과 Pentium (R) 4 CPU 2.80GHz, 10.00GB RAM 사양의 PC를 사용하였다.

치아의 초기 이동 반응을 비교하기 위하여 상악 중절치, 측절치, 견치 치근면의 von Mises 응력 분포

(stress distribution)를 contour plot으로 관찰하고 해당 치아의 치근첨과 치경부 중심에 위치한 절점의 Y축과 Z축에 대한 변위량을 구하여 (Tables 4, 5), 25000 배로 확대된 치축 그래프를 작성하였다.¹⁵

연구성적

기준모델과 설측경사모델의 견인 축에 200 g의 힘을 가한 경우 각각의 실험 조건에 대해 비교한 결과, 2 mm 높이의 견인 축에서 10 mm 상방의 미니 임플란트로 후상방 견인력을 가하면 (Condition 2) 54 g의 수직 분력(합입력)이 측절치와 견치 사이에 작용하지만, 2 mm 높이의 견인 축에서 제1대구치 축으로 후방 견인력을 가하는 경우 (Condition 1)와 비교 시 전치부 설측 경사가 더 감소되지는 않았다 (Fig 2, A, B). von Mises 응력은 Condition 1에서는 견치 치근의 원심 치경부에서 치근단 1/3 지점까지, Condition 2에서는 측절치 치근의 원심 치경부에서 치근단 1/3 지점까지 더 크게 분포하였다. 두 경우 모두 중절치 설면의 응력 분포와 크기는 매우 유사하였다 (Fig 4, A, B).

기준모델에서 견인 축의 높이를 2 mm에서 5 mm로 높일 경우 측절치 치관 순축 및 치근 설측 이동이 더 일어나지만, 전치부 설측 경사가 더 감소되지는 않았다. 견치는 비조절성 후방 경사 이동이 심화되었다 (Fig 2, B, C). 견치 치근의 원심 치경부와 중절치 설측의 von Mises 응력은 더 증가하였다 (Fig 4, B, C).

기준모델에서 보상 만곡 부여에 따른 전치부 치축 조절 효과 비교한 결과, 4 mm의 보상 만곡을 추가한 경우 (Condition 4, 5, 6) 측절치 치관 순축 및 치근 설측 이동이 더 일어나고, 견치의 비조절성 후방 경사 이동은 감소되었다 (Fig 2, D-F). 보상 만곡의 반력은 중절치 브라켓 부위에서 가장 크게 작용하여 브라켓 원심에 교합면 방향으로 476 g, 근심에 치근단 방향으로 390 g이 가해져서 (Table 2) 중절치 치근 원심면에 응력이 매우 크게 분포하였으며, 최후방 구치인 제2대구치 원심 협축에도 응력이 분포하였다 (Fig 4, D-F).

설측경사모델에 대한 치축 조절 효과 비교한 결과, 기준모델과 같은 실험 조건으로 시뮬레이션 한 경우 치아 이동 양상 (Fig 3, A-E)과 치근면 응력 분포 (Fig 4, G-L)가 기준모델과 매우 유사하게 나타났다.

Table 4. Anterior teeth displacement of Base model (×E-05 mm)

		Condition 1	Condition 2	Condition 3	Condition 4 (Condition 1 with 4 mm CC)	Condition 5 (Condition 2 with 4 mm CC)	Condition 6 (Condition 3 with 4 mm CC)
Central incisor							
Apex	y	0.3645	0.1153	0.4837	1.7917	1.5515	1.9186
	z	1.1827	1.2673	1.1295	-0.0608	0.0206	-0.1167
Center of cervix	y	-3.1707	-3.2224	-3.1771	-3.8639	-3.8932	-3.8522
	z	-0.7998	-0.5980	-0.9927	-3.0600	-2.8546	-3.2506
Lateral incisor							
Apex	y	-2.7615	-3.6529	-7.0182	-5.3833	-6.2669	-9.6342
	z	3.6418	3.7790	4.9334	4.4399	4.5761	5.7315
Center of cervix	y	-4.1839	-3.9637	-2.8635	-2.0896	-1.8496	-0.7578
	z	3.2906	4.3596	9.0757	7.3218	8.3938	13.1080
Canine							
Apex	y	1.9882	1.1811	3.4055	0.5065	-0.3104	1.9180
	z	-0.0122	0.4506	-1.0732	1.0471	1.5077	-0.0146
Center of cervix	y	-3.7757	-3.6127	-5.5599	-2.3815	-2.2011	-4.1667
	z	-2.5407	-1.4782	-5.0856	-0.0990	0.9637	-2.6490

Condition 1, combination of 2 mm height retraction hook and 2 mm height upper 1st molar hook; Condition 2, combination of 2 mm height retraction hook and 10 mm height orthodontic mini-implant; Condition 3, combination of 5 mm height retraction hook and 10 mm height mini-implant; CC, compensating curve.

Table 5. Anterior teeth displacement of Lingual tipping model (×E-05 mm)

		Condition 1	Condition 2	Condition 3	Condition 4 (Condition 1 with 4 mm CC)	Condition 5 (Condition 2 with 4 mm CC)	Condition 6 (Condition 3 with 4 mm CC)
Central incisor							
Apex	y	0.8412	0.6313	1.0163	2.2244	2.0201	2.4044
	z	0.6061	0.7299	0.4797	-1.2998	-1.1780	-1.4281
Center of cervix	y	-3.2957	-3.3319	-3.2918	-3.8946	-3.9076	-3.8721
	z	-0.8929	-0.7036	-1.1558	-3.3087	-3.1154	-3.5689
Lateral incisor							
Apex	y	-1.8443	-2.7282	-6.0571	-4.5040	-5.3838	-8.7138
	z	3.8336	4.2438	6.5168	5.4664	5.8752	8.1488
Center of cervix	y	-3.8736	-3.5144	-1.8126	-1.2479	-1.8693	0.8240
	z	3.4028	4.4714	9.3878	7.5766	8.6484	13.5630
Canine							
Apex	y	2.1043	1.3830	3.4087	0.7491	0.0168	2.0465
	z	-1.0286	-0.3094	-2.6457	0.5285	1.2424	-1.0941
Center of cervix	y	-3.9895	-3.7529	-5.8940	-2.4111	-2.1600	-4.3196
	z	-2.5745	-1.5317	-5.1044	-0.1949	0.8476	-2.7298

Condition 1, Combination of 2 mm height retraction hook and 2 mm height upper 1st molar hook; Condition 2, combination of 2 mm height retraction hook and 10 mm height orthodontic mini-implant; Condition 3, combination of 5 mm height retraction hook and 10 mm height mini-implant; CC, compensating curve.

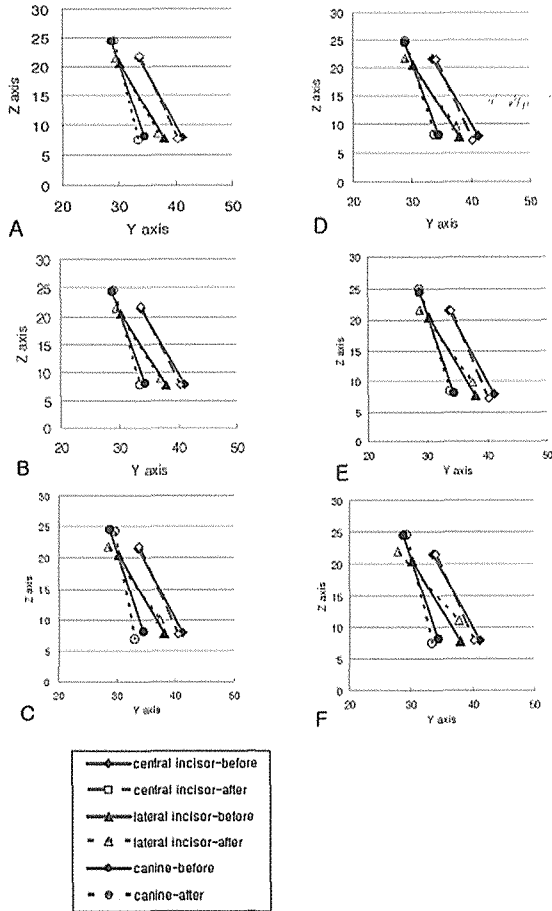


Fig 2. 25000 times enlarged axis graph of Base model. **A,** Condition 1; **B,** Condition 2; **C,** Condition 3; **D,** Condition 4 (Condition 1 with 4 mm compensating curve (CC)); **E,** Condition 5 (Condition 2 with 4 mm CC); **F,** Condition 6 (Condition 3 with 4 mm CC).

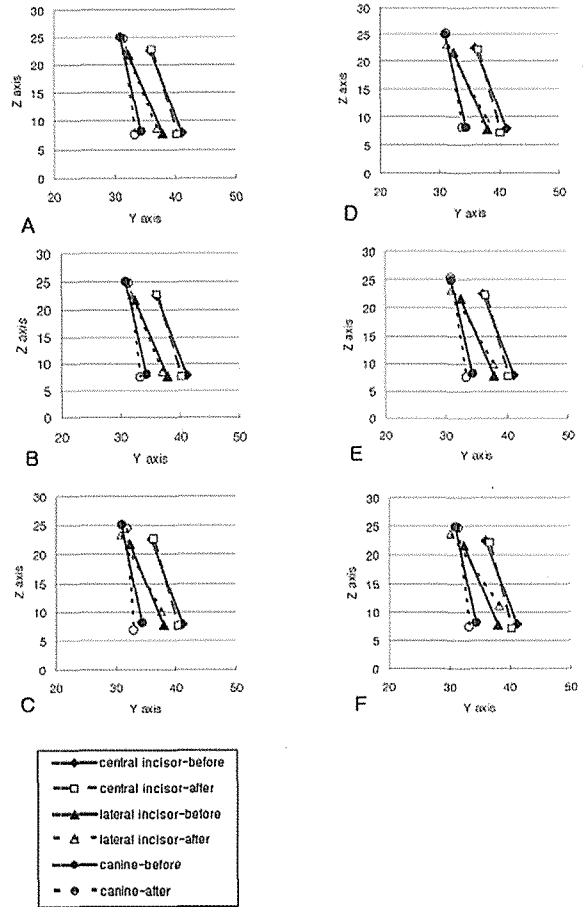


Fig 3. 25000 times enlarged axis graph of Lingual tipping model. **A,** Condition 1; **B,** Condition 2; **C,** Condition 3; **D,** Condition 4 (Condition 1 with 4 mm compensating curve (CC)); **E,** Condition 5 (Condition 2 with 4 mm CC); **F,** Condition 6 (Condition 3 with 4 mm CC).

고찰

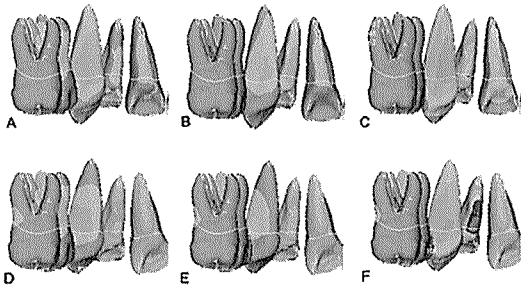
교정용 미니 임플란트 (orthodontic mini-implant, OMI) 고정원과 SWA 활주 역학을 이용한 en masse retraction (미니 임플란트-SWA sliding) 시 전치부 치축에 영향을 줄 수 있는 요인들은 1) 미니 임플란트와 전치부 견인 축 간의 높이 차로 인하여 발생하는 수직 분력의 크기, 2) 전치부 견인 축의 높이(견인력의 적용점과 6 전치의 저항 중심 간의 높이 차), 3) 주호선에 부여한 보상 만곡의 양으로 구분할 수 있다.¹⁷

본 연구에서는 이러한 점들을 고려하여 미니 임플

란트의 식립 높이를 임상에서 쉽게 적용할 수 있는 주호선 10 mm 상방으로 설정하였으며, 후방 견인력으로 200 g을 부여하고^{18,19}, 견인 축의 높이와 4 mm 보상 만곡을 조합하여 전치부 치축 유지(개선)에 효과적인 미니 임플란트-SWA sliding의 조건을 찾아보았다.

유한요소해석 상의 치아 이동 양상을 이해하기 쉽게 표현하기 위하여 해당 치아의 치근첨과 치경부 중심에 위치한 절점의 Y축과 Z축에 대한 변위량을 25000배로 확대된 치축 그래프로 작성하였는데, 치아를 탄성체로 가정한 기존의 치아 물성치를 사용할 경우 치아의 휨 현상이 일어나고 치축 그래프가 정

Base model



Lingual tipping model

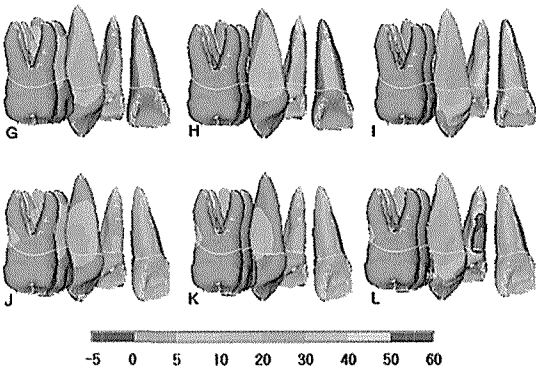


Fig 4. von Mises stress (g/mm^2) distribution of Base model: A, Condition 1; B, Condition 2; C, Condition 3; D, Condition 4 (Condition 1 with 4 mm compensating curve (CC)); E, Condition 5 (Condition 2 with 4 mm CC); F, Condition 6 (Condition 3 with 4 mm CC). Lingual tipping model: G, Condition 1; H, Condition 2; I, Condition 3; J, Condition 4 (Condition 1 with 4 mm compensating curve (CC)); K, Condition 5 (Condition 2 with 4 mm CC); L, Condition 6 (Condition 3 with 4 mm CC).

확히 표현되지 않아, 본 연구에서 사용된 물성치 중에서 제일 단단한 stainless steel을 치아의 물성치로 대체하였다.

치근면 응력 분포를 관찰하기 위하여 사용한 von Mises stress는, 공간 좌표 상에서 나오는 6개의 응력 성분을 하나의 대표되는 값으로 대치한 것으로 수학적으로 주응력의 root mean square로 표현되며, 주응력은 각각의 응력 성분으로부터 계산된다. 이는 일반적으로 등방성 재질의 경우 하중에 의한 파손의 기준이 되며 가장 널리 쓰이는 응력의 기준 값이다.

우선 여러가지 조건의 미니 임플란트-SWA sliding

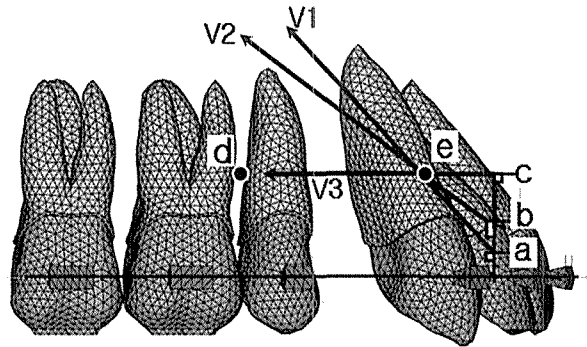


Fig 5. Predicted force vector passing through the center of resistance of the 6 anterior teeth on various retraction hook heights. a, 2 mm height retraction hook; b, 5 mm height retraction hook; c, 10 mm height retraction hook; d, 10 mm height orthodontic mini-implant; e, center of resistance of the 6 anterior teeth (estimated position); V1, predicted force vector passing through a and e; V2, predicted force vector passing through b and e; V3, predicted force vector passing through c and e.

의 효과를 좀 더 객관적으로 추정하기 위하여, Bennett과 McLaughlin¹에 의하여 소개된 SWA sliding (Condition 1) 시의 치아 이동이 유한요소법에서 어떻게 시뮬레이션 되는지 확인해 볼 필요가 있다. 중절치, 측절치, 견치는 모두 경사 이동을 나타내었으며 (Fig 2, A), 제1대구치 치근에는 근심 이동과 관계된 응력이(Fig 4, A) 분포되었다. 따라서 SWA sliding은 구치부 근심 이동이 적절히 필요한 경우에 사용하는 것이 좋다고 판단된다.

주호선 10 mm 상방에 미니 임플란트를 식립한 경우 (Condition 2) 200 g의 견인력이 견인 축에 대하여 약 18° 후상방으로 가해지므로, 전치부 저항 중심의 전방에 54 g의 함입력이 가해진다. 이 함입력은 전치부를 반시계 방향으로 회전시키는 모멘트를 발생시키므로 전치부 치축 조절에 더 유리할 것으로 기대할 수 있으나, 후상방 견인력의 벡터는 6 전치의 저항 중심 하방을 지나므로 (Fig 1, A), SWA-sliding에 비하여 전치부 설측 경사가 더 감소되지는 않았다 (Fig 2, B). 이 경우는 구치부 고정원 보존에 의미를 두어 적용해야 할 것으로 보인다.

견인 축의 높이를 2 mm에서 5 mm로 증가시킨 경우 (Condition 3), 미니 임플란트와 견인 축 간의 수직 고정의 차이가 줄어들므로 함입력의 크기는 감소되지만 (Table 1), 상악 6 전치의 저항 중심에 더 근접

한 위치에서 견인력을 가할 수 있을 것이다. 하지만 중절치 경사 이동 양상은 개선되지 않았고 측절치에 치관 순측 및 치근 설측 토오크가 크게 작용하며, 견치는 오히려 비조절성 경사 이동이 심화됨을 보였다 (Fig 2, C). 이는 견인 축의 높이가 증가할수록 주호선에 대한 견인 축의 lever action이 더 증가되고, 0.016" × 0.022" 크기의 스테인레스 스틸 호선의 견성이 이를 저항하지 못하며 측절치 부위 호선에 비틀림(토오크)이 집중적으로 발생하여 나타나는 것으로 보인다. 이렇게 발생하는 측절치의 순측 치관 토오크는 임상적으로 시간이 지남에 따라 2차적으로 중절치의 순측 경사 효과를 발휘할 수 있을 것으로 보이나, 주호선과 축 간에 뒤틀림을 허용하지 않을 정도의 견고한 주호선을 활용하는 것이 견인 축의 높이를 높여 전치부 저항 중심에 견인력을 가한다는 목적에 더 적합할 것으로 판단된다. 상기 추론에 대한 효과를 정확히 관찰하기 위해서 특히 전치부 브라켓과 호선의 관계는 마찰과 유격을 배제하였다.

미니 임플란트의 식립 위치와 견인 축의 높이는 상호 보완적으로 작용할 수 있는데, 결론적으로 전치부 저항 중심을 통과하는 견인력을 가하면 전치부 치축을 유지하며 치체 이동을 일으킬 수 있다는 것이다. Lee와 Chung²⁰의 연구에 따르면, 상악 6전치의 저항 중심의 높이는 치근부에서 치근단 쪽으로 6.76 mm, 44.32% 떨어진 거리에 위치하고, Melsen 등²¹의 방법으로 추정 한다면 주호선 상방 10 mm, 측절치와 견치 치근 인접면 정도로 예측할 수 있다 (Fig 5). 견인 축의 높이가 2 ~ 5 mm인 경우 전치부 저항 중심을 통과하는 견인 벡터(Fig 5, V1, V2)를 형성하려면, 미니 임플란트는 제2소구치 치근단 하방의 근심과 원심 사이에 위치되어야 한다. 이를 위하여는 미니 임플란트를 소구치 구강 전정부 점막 치은 하방에 식립하고, 0.010"의 강철호선을 미니 임플란트의 헤드 직하방에 결찰하여 탄성재를 수용하기 위한 축으로 이용하게 된다.¹⁷ 이 방법이 적용 가능한 경우 전치부는 후상방으로 치체 이동 될 것이다. 하지만 탄성재가 견인력 작용선 직하방의 치은을 압박(impinge)하는 경우에 임상 적용이 어려울 수도 있다.

헤드 디자인이 개량된 미니 임플란트는 전치부 후방 견인을 위한 탄성재를 수용하기 용이하며 주로 부착 치은과 점막 치은의 경계부에 식립된다. 하지만 전치부 정출 없이 저항 중심을 통과하는 견인 벡터를 형성하려면 견인 축의 높이를 10 mm 내외까지

증가시켜야 한다 (Fig 5, V3). 이 경우 미니 임플란트-SWA sliding에 사용할 주호선은 0.8 mm 직경의 견인 축과 결합(납착)되고 6전치를 하나의 분절로 만들 수 있을 만한 크기(견성)를 가져야 한다.

모든 조건에 있어 보상 만곡을 부여하면 평편한 호선을 사용한 경우에 비해 전치부 순측 경사가 증가하였다. 특히 이는 견인 축의 높이를 높일 때 발생하는 견치의 치관 원심 경사를 감소시켰다. 하지만 보상 만곡은 주호선과 브라켓 간의 마찰을 증가시킬 수 있으므로 구치부 고정원의 상실 및 원활한 전치부 후방 이동에 방해 요소가 될 수 있다.

따라서 전치부 치축이 정상 범위에 해당하고 절대 고정원이 요구되는 경우는 견인 축의 높이를 5 mm로 하여 미니 임플란트-SWA sliding을 적용하고, 전치부 치축 경사를 더 개선하고자 하는 경우 및 견치가 원심 경사된 경향이 있는 경우는 4 mm 보상 만곡을 더 조합하여 전치부 후방 견인을 시도하는 것이 바람직할 것으로 생각된다.

임상적으로 전치부 후방 견인 시 치체 이동보다는 경사 이동이 더 잘 일어나므로 기준모델에 비해 전치가 설측으로 경사진 설측경사모델의 경우 전치부 치축 조절에 더 유의해야 할 것이다. 설측경사모델에 대하여 Condition 1 ~ 6을 시뮬레이션한 결과에 따르면, 치근면 응력 분포와 25000배 확대된 치축 그래프 상에서의 치아 이동 양상은 매우 유사하였다. 따라서 전치부가 설측으로 경사진 경우에도 견인 축의 높이를 높이거나 보상 만곡을 부여함으로써 전치부 치축을 유지하거나 개선할 수 있을 것으로 예상된다.

유한요소해석은 교정 영역에서 응용되는 생역학(biomechanics)에 대한 치아 이동을 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 해석하는 방법으로, 이를 이용한 많은 연구들이 있어왔다. 그러나 유한요소해석은 다음과 같은 한계를 가진다. 첫째, 아직까지는 개개인의 해부학적, 생물학적 특성을 컴퓨터 모델링과 해석 시에 완전히 재현하지 못하므로 실제 인체 반응과는 어느 정도의 차이가 있을 수 있다. 둘째, 유한요소 분석에서 얻어진 치아 변위 및 응력 분포는 하중이 가해졌을 때 나타나는 초기 치아 이동 양상(initial reaction)을 해석하는 것이므로 시간 요소(time factor)가 결여되어, 실제로 생체 내에서 오랜 시간을 두고 일어나는 치아 이동 양상과도 차이를 보일 수 있다.

마지막으로 본 연구를 위하여 제작된 기준모델과 설측경사모델의 경우 연속호선이 치열 전체에 삽입

된 상태에서 전치부 치축 조절에 대한 효과를 생역학적으로 분석하기 위하여, 전치부를 분절화된 상태로 가정하고 해석을 일부 적용하였으므로, 해석 결과를 그대로 임상에 적용하는 것이 바람직하지 않을 수도 있다. 하지만 기준모델과 설측경사모델의 SWA sliding 시뮬레이션 결과를 참고하여 실제 임상에서 미니 임플란트-SWA sliding 생역학을 구사한다면, 이번 연구 결과가 전치부 치축 조절을 위하여 고려할 사항에 대한 가이드라인으로 활용될 수 있을 것이다.

결론

본 연구에서는 orthodontic mini-implant 고정원과 SWA 활주 역학을 이용한 en masse retraction 시 전치부 치축 조절에 영향을 미치는 요인들에 대해 알아보기 위하여 제1소구치를 제거한 상악 치아와 치주인대 그리고 치조골에 대한 3차원 유한요소 기준모델과 설측모델을 제작하고 분석한 결과 다음의 결론을 얻었다.

1. 2 mm 높이의 견인 축에 대하여 후상방으로 견인력을 가할 경우 발생하는 함입력으로 인하여 전치부 설측 경사가 더 감소되지는 않았다.
2. 견인 축의 높이가 5 mm인 경우 후상방 견인력을 가하면, 측절치의 치관 순측 및 치근 설측 이동이 일어나고, 견치의 비조절성 후방 경사 이동이 심화되었다.
3. 4 mm의 보상 만곡은 측절치의 치관 순측 및 치근 설측 이동을 일으키고, 견치의 비조절성 후방 경사 이동을 감소시켰다.
4. 전치부가 설측 경사 된 설측경사모델을 기준모델과 같은 실험 조건으로 시뮬레이션 한 경우 치근면 응력분포와 25000배 확대된 그래프 상에서의 치아 이동 양상은 매우 유사하였다.

참고문헌

1. Bennett JC, McLaughlin RP. Controlled space closure with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod* 1990;24:251-60.
2. Vasquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod* 2001;71:247-56.
3. 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.
4. Proffit WR, Fields HW. Mechanical principles in orthodontic force control. In *Contemporary Orthodontics*. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. p. 326-61.
5. Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. *Semin Orthod* 2005;11:3-9.
6. Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 2004;74:703-10.
7. Celenza F, Hochman MN. Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities. *J Clin Orthod* 2000;34:397-402.
8. 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.
9. Lee YI, Cha KS, Ju JW, Lee JW. Stress analysis of Multiloop Edgewise Arch Wire with various degree of tip back bend : a study using the finite element method. *Korean J Orthod* 2000;30:127-42.
10. Cheon OJ, Kim TW, Suhr CH. Three-dimensional finite element analysis of the phenomenon produced during retraction of four maxillary incisors. *Korean J Orthod* 1995;25:525-41.
11. Park CK, Yang WS. A three-dimensional finite element analysis on the location of center of resistance during intrusion of upper anterior teeth. *Korean J Orthod* 1997;27:259-72.
12. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;92:499-505.
13. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:441-50.
14. Choi JK. Finite element method for engineer. Seoul: Cheongmoongak publishing; 2004.
15. Park HJ. Finite element analysis using ANSYS. Seoul: Kwangmoonak publishing; 2001.
16. Coolidge E. The thickness of the human periodontal membrane. *J Am Dent Assoc* 1937;24:1260-7.
17. Park HS. Orthodontic treatment using Micro-implant. Seoul: Narae publishing; 2001. p. 5-22, p. 36-46.
18. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod* 2003;73:86-92.
19. Pilon JJ, Kuijper-Jagtman AM, Maltha JC. Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:16-23.
20. Lee HK, Chung KR. The vertical location of the center of resistance for maxillary six anterior teeth during retraction using three dimensional finite element analysis. *Korean J Orthod* 2001;31:425-38.
21. Melsen B, Fotis V, Burstone CJ. Vertical force considerations in differential space closure. *J Clin Orthod* 1990;24:678-83.

Factors influencing the axes of anterior teeth during SWA en masse sliding retraction with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element study

Hye-Sim Jeong, DDS, MSD,^a Sang-Jin Sung, DDS, MSD, PhD,^b
Yoon-Shik Moon, DDS, MSD, PhD,^c Young-Soo Cho, PhD,^d Seung-Min Lim, DDS^e

Objective: With development of the skeletal anchorage system, orthodontic mini-implant (OMI) assisted en masse sliding retraction has become part of general orthodontic treatment. But compared to the emphasis on successful anchorage preparation, the control of anterior teeth axis has not been emphasized enough. **Methods:** A 3-D finite element Base model of maxillary dental arch and a Lingual tipping model with lingually inclined anterior teeth were constructed. To evaluate factors influencing the axis of anterior teeth when OMI was used as anchorage, models were simulated with 2 mm or 5 mm retraction hooks and/or by the addition of 4 mm of compensating curve (CC) on the main archwire. The stress distribution on the roots and a 25000 times enlarged axis graph were evaluated. **Results:** Intrusive component of retraction force directed postero-superiorly from the 2 mm height hook did not reduce the lingual tipping of anterior teeth. When hook height was increased to 5 mm, lateral incisor showed crown-labial and root-lingual torque and uncontrolled tipping of the canine was increased. 4 mm of CC added to the main archwire also induced crown-labial and root-lingual torque of the lateral incisor but uncontrolled tipping of the canine was decreased. Lingual tipping model showed very similar results compared with the Base model. **Conclusion:** The results of this study showed that height of the hook and compensating curve on the main archwire can influence the axis of anterior teeth. These data can be used as guidelines for clinical application. (*Korean J Orthod* 2006;36(5):339-48)

Key words: Orthodontic mini-implant, SWA, En masse retraction, Finite element method

^aGraduate Student, ^bAssociate Professor, ^cProfessor, ^eFellow, Division of Orthodontics, Department of Dentistry, University of Ulsan, College of Medicine, ASAN Medical Center.

^dContract Professor, Department of Mechanical Engineering Bk21, Hanyang University

Corresponding author: Sang-Jin Sung

Division of Orthodontics, Department of Dentistry, ASAN Medical Center

388-1 Pungnap-2 Dong, Songpa-Gu, Seoul 138-736, Korea.

+82 2 3010 3829; e-mail, ssjmail@amc.seoul.kr.

Received November 29, 2005; Last Revision May 21, 2006; Accepted June 5, 2006.