전치부 후방견인시 설측 레버암 위치에 따른 치아이동양상에 대한 3 차원 유한요소분석

연세대학교 대학원
치 의 학 과
김 성 아

전치부 후방견인시
설측 레버암 위치에 따른
치아이동양상에 대한 3 차원 유한요소분석

지도 박 영 철 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2013 년 6 월

연세대학교 대학원
치 의 학 과
김 성 아

김성아의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2013 년 6 월

감사의 글

논문이 완성되기까지 항상 세심한 지도와 따뜻한 격려로 이끌어주신 박영철 지도 교수님께 진심으로 감사 드리며, 귀중한 시간을 내주시어 많은 관심과 조언을 아끼지 않으신 유형석 교수님, 이기준 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 또한 교정학을 공부할 수 있도록 기회를 주시고 교정과 의사로 거듭날 수 있도록 인도해주신 백형선 교수님, 황충주 교수님, 김경호 교수님, 차정열 교수님, 정주령 교수님, 최윤정 교수님께도 감사 드립니다.

교정과 수련 생활의 큰 힘이 되어준 의국 동기-고재민, 김영훈, 배미주, 장지성, 정서연 선생님과 의국 선배님들, 후배님들, 교정과 식구들에게 감사의 마음을 전합니다.

지금의 저를 있게 해주신 사랑하는 부모님과 가족들에게 고마운 마음을 전합니다. 또한 알게 모르게 저를 믿어주고 도와주신 많은 분들께 감사 드리며 이 작고 소중한 기쁨을 함께 나누고자 합니다.

2013년 6 월 저자 씀

차 례

표 및 그림 차례 ····· ii
국문 요약 ····· iii

I. 서론 ····· 1

II. 연구 대상 및 방법 ····· 4
1. 유한요소 모델의 제작 ····· 4
2. 실험 방법 및 유한요소 해석 ····· 6

III. 연구결과 ····· 9
1. 전후방 이동양상 ····· 9
2. 수직 이동양상 ····· 13
3. 측방 이동양상 ····· 19

IV. 고찰 ····· 23

V. 결론 ····· 28

참고문헌 ····· 30
영문요약 ····· 34

표 및 그림 차례

Table 1. Material properties ····· 4
Table 2-1. Amount of antero-posterior displacement along Y-axis ····· 11
Table 2-2. Amount of antero-posterior displacement along Y-axis ····· 12
Table 3-1. Amount of vertical displacement along Z-axis ····· 15
Table 3-2. Amount of vertical displacement along Z-axis ····· 16
Table 4. Amount of lateral displacement along X-axis ····· 21

Fig 1. The coordinate system ····· 5
Fig 2. Experimental group (1) ····· 7
Fig 3. Experimental group (2) ····· 8
Fig 4. Contour plot of antero-posterior displacement with 1st molar anchorage ····· 10
Fig 5. Contour plot of vertical displacement with 1st molar anchorage ····· 14
Fig 6. Teeth axes ····· 17
Fig 7. Comparison of the initial tooth displacements in the Y and Z-axis on continuous archwire ····· 17
Fig 8. Comparison of the initial tooth displacements in the Y and Z-axis on segmental archwire ····· 18
Fig 9. Contour plot of lateral displacement with 1st molar anchorage ····· 20

국 문 요 약

전치부 후방견인시 설측 레버암 위치에 따른 치아이동양상에 대한 3차원 유한요소분석

설측 교정장치는 순측에 비해 전치부 토오크 조절이 어려워 빈번한 토오크 상실이 관찰되는 단점이 있다. 이를 해결하기 위한 방법으로 레버암은 특히 상악에서 해부학적 제한이 없어 레버암의 길이를 증가시켜 전치부의 저항중심을 지나도록 교정력의 작용선을 변화시킬 수 있어 비교적 간단하게 전치부 토오크 조절이 가능하다. 하지만 레버암을 주호선에 납착시 순측에 비해 좁은 브라켓간 간격으로 인해 불가피하게 레버암 위치의 조정이 요구되기도 한다.

본 연구에서는 양측 제 1 소구치를 발거한 상악 유한요소모델을 이용하여 상악 6전치의 원심이동 시에 설측 레버암의 위치에 따른 치아의 초기 변위 양상을 전후방, 수직, 측방으로 나누어 비교 분석하고자 하였다. 레버암의 위치는 측절치와 견치 사이 및 견치 후방으로 하였으며, 후방 고정원은 제 1 대구치 튜브, 구개경사면 미니스크류, 호선은 연속호선, 분절호선으로 구분하여 3차원 유한요소분석을 시행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 시상면에서의 치아 이동 관찰 시에 연속호선, 분절호선에서 레버암 길이가 0, 10 mm 일 때 절치 치관의 설측 변위 및 치근의 순측 변위가 나타나며 비조절성 경사이동이 일어났다. 레버암의 길이가 20 mm 일 때 절치 치관 및 치근의 설측 변위가 나타나며 치체이동에 가까운 이동양상을 보였다. 이러한

양상은 후방 치아군에서도 나타나며 레버암의 길이가 증가함에 따라 구치부 치관의 근심 경사가 더 작게 나타났다.

2. 레버암의 위치에 따라 연속호선에서는 견치 후방에 레버암이 위치할 때에 측절치와 견치 사이에 위치할 때보다 절치의 경사이동 및 정출이 더 크게 나타났으나 차이는 경미하였고, 분절호선에서는 측절치와 견치 사이에 레버암이 위치할 때 절치의 경사이동 및 정출이 더 크게 나타났다.
3. 교합면에서 치아 이동을 관찰한 결과 측절치와 견치 사이에 레버암을 연결할 때에 견치의 외측 변위, 견치 후방에 연결할 때 견치의 내측 변위가 나타났다. 레버암의 위치와 상관없이 레버암이 길어짐에 따라 견치가 외측 변위되려는 경향이 크게 나타났다.
4. 후방 치아군은 연속호선에서 레버암이 견치 후방에 위치할 때 외측 변위가 더 크게 나타났고 레버암이 길어짐에 따라 외측 변위되려는 경향이 크게 나타났다.

이상의 연구 결과를 통해 설측 교정에서도 레버암의 연결 위치에 따라 치아 변위 양상이 달라질 수 있는데, 연속호선에서는 절치의 이동 양상 차이가 경미하여 필요에 따라 레버암 위치를 조정할 수 있지만 분절호선에서는 견치 후방에 레버암을 연결하였을 때 절치의 치체이동이 더 유리하게 나타났다.

핵심되는 말 : 설측 교정, 레버암 위치, 3차원 유한요소분석, 전치부 후방견인, 연속호선, 분절호선

전치부 후방견인시 설측 레버암 위치에 따른 치아이동양상에 대한 3차원 유한요소분석

<지도교수 : **박 영 철**>

연세대학교 대학원 치의학과

김 성 아

I. 서론

교정 치료 시 심한 치아 총생 또는 입술 돌출을 개선하기 위하여 소구치 발치가 필요한 경우가 있다. 이때 공간 폐쇄시 전치부 토오크 조절, 고정원 조절, 수직/수평피개 개선, 교합 및 안모 향상 등을 고려해야 하는데(Bennett and McLaughlin, 1990), 최근 성인 환자에서의 교정치료 수요가 증가함에 따라 설측 교정장치의 수요 또한 증가하여(Proffit, 2012) 전치부 토오크 조절의 중요성이 더욱 커지고 있다(Liang et al., 2009; Sung et al., 2003). 전치부 토오크 조절을 위해 레버암을 사용하여 힘의 작용선을 높이거나(Hong et al., 2005; Park et al., 2000), 치관의 설측 경사를 보상하는 모멘트를 더 크게 하는(호선 상에 토오크 부여, 보상 만곡 부여) 등 M/F ratio를 조절할 수 있는 여러 가지 방법들이 사용되고 있다(김찬년 et al., 2003).

성 등(2010)에 따르면 순측 교정에서는 전방 견인 훅의 길이를 조절하는 데에

는 해부학적 구조로 인해 한계가 있기 때문에 보상 만곡을 부여함으로써 전치의 순측 경사를 유도하여 토오크 조절에 도움을 줄 수 있지만, 동시에 브라켓 슬롯과 만곡된 호선 사이에 binding이 일어나 활주역학에서는 공간 폐쇄시 불리하게 작용할 수 있다고 하였다. 또한 성 등(2003)은 견치 후방 견인시 원심 경사되는 것을 예방하기 위해 보상 만곡을 부여할 때 설측에서 순측에 비해 그 효과가 떨어진다고 하였다. 또한 호선 상에 부가적인 토오크를 부여하는 것은 M/F ratio를 정확히 알 수 없어 치아 이동 양상을 예측하기 어렵고, 이에 따른 부작용으로 전치부 정출, 구치부 고정원 상실 등이 야기될 수 있다(Mulligan, 1980).

이에 비하여 레버암은 특히 상악에서 해부학적 제한이 없어 전치부의 저항중심을 지나도록 레버암의 길이를 충분히 증가시킬 수 있어 효율적인 전치부 토오크 조절이 가능하다고 알려져 있다. Hong 등(2005)은 실제 돌출 환자에서 레버암과 골격성 고정원을 이용하여 상악 전치부를 후방견인시 성공적인 토오크 조절이 가능하다고 보고하였고, Kim 등(2011)과 Lee 등(2011)은 유한요소분석을 통해 상악에서 레버암 길이가 20 mm일 때 전치부 치체이동이 일어나고 이는 호선의 종류(연속/분절호선), 미니스크류의 위치(구개경사면, 정중구개봉합)와 관계없이 거의 유사하게 나타남을 확인하였다. 하지만 기존 연구들은 모두 측절치와 견치 사이에 레버암을 연결한 것으로 이는 실제 임상에서 설측 교정 환자에 적용하기에는 다소 어려움이 뒤따르는 부분이기도 하다. Moran 등(1987)이 순측과 설측에서 브라켓간 간격을 비교한 결과 설측 : 순측 = 1 : 1.47로 설측에서 약 68 % 정도 더 좁게 측정되었는데, 이는 레버암을 측절치와 견치 사이에 납착시 일어나는 작은 오차에도 주호선을 브라켓에 완전히 삽입할 수 없는 결과를 야기하기도 한다. 이러

한 문제점을 줄이기 위해 견치 후방에 레버암을 연결하기도 하는데 설측에서 레버암의 위치 변화에 따른 치아 변위 양상의 차이에 대한 연구는 미미한 실정이다. 순측에서는 유한요소분석을 통해 측절치와 견치 사이에 레버암을 연결하였을 때 견치 후방에 연결하였을 때보다 더 효과적인 전치부 조절이 가능하여 보다 짧은 레버암으로도 치체이동이 가능하다고 보고된 바 있다(Kim et al., 2010; Tominaga et al., 2009).

레버암 또는 후방 고정원의 위치 변화와 같이 다양한 힘의 작용점 및 방향을 가진 힘 체계에 따른 치아이동양상을 분석하는 데에는 유한요소분석이 효과적으로 이용될 수 있다(Tanne et al., 1987).

본 연구에서는 양측 제 1 소구치를 발거한 상악 모델을 이용하여 설측에서 상악 6전치의 원심이동 시 레버암의 위치에 따른 치아의 초기 변위 양상을 연속호선과 분절호선 상에서 관찰하고, 후방 고정원의 변화에 따른 변위 양상을 비교 분석하기 위하여 3차원 유한요소분석을 시행하였다.

II. 연구대상 및 방법

1. 유한요소 모델의 제작

정상교합자 성인의 상악을 표본조사하여 제작한 치아모형(Nissin Dental Products, Kyoto, Japan)을 3차원 스캐닝하여 사용하였고 제 1 소구치는 발거하였다. 치열은 broad arch form(Ormco, California, USA)에 맞게 배열하였으며 각 치아의 inclination 및 angulation은 Andrews prescription을 적용하였다(Andrews, 1972). PDL의 두께는 0.25mm로 균일하게 하였으며(Coolidge, 1937), 치조골은 정상적인 상태로 가정하여 CEJ 하방 1mm 높이에서 CEJ 굴곡을 따라 형성하였다.

치아 모형의 모든 구성요소는 등방(isotropy), 등질(homogeneity)의 선형 탄성체(linear elasticity)로 가정하였고, 물성치는 Tanne 등(1991), Ziegler 등(2005), Poppe 등(2002), Reimann 등(2007)의 연구에 따라 Table 1과 같이 부여하였다.

Table 1. Material Properties

	Young's modulus (g/mm^2)	Poisson's ratio
Teeth	2.0E+06	0.30
Periodontal ligament	5.0E+00	0.49
Alveolar bone	2.0E+05	0.30
Stainless steel	2.0E+07	0.30

브라켓은 Ormco 사(California, USA)의 7th generation 0.018 x 0.025 설측 브라켓의 dimension을 적용하였고 Andrews' plane과 평행하게 설측 임상 치관의 FA point에 위치하도록 모델링하였다. 주호선은 0.016 X 0.022 스테인레스 스틸 호선으로 하였다. 결과 분석의 편의를 위해 브라켓과 호선 사이에는 마찰과 play가 없도록 설정하였다. 레버암은 측절치와 견치 사이, 견치 원심에 각각 0.7mm 직경의 스테인레스 스틸 호선을 사용하여 교합평면에 45°로 연결하였다. 모형을 구성하는 총 절점 수는 호선을 제외시 49,919개, 호선 포함시 50,211개, 요소 수는 호선 제외시 253,222개, 호선 포함시 253,515개였다.

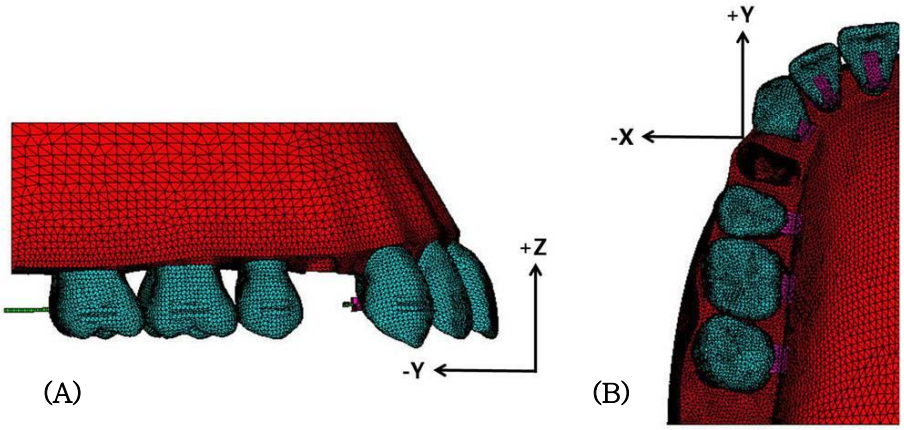

Fig 1. The coordinate system; (A) Lateral view (B) Occlusal view

ANSYS version 12.1(Swanson Analysis System, Canonsburg, PA, USA)을 사용하여 유한요소 해석을 시행하였다. 상악 양측 중절치의 절단연 사이 중점을 원점으로 지정하고 내외측 방향을 x축, 전후 방향을 y축, 상하 방향을 z축으로 설정하여 치아의 변위 양상을 분석하였다. +x는 내측 방향, +y는 순측(전방) 방향, +z

는 치근첨(상방) 방향으로 설정하였다. 치아별 계측점은 절치는 절단연의 중점과 치근첨, 견치는 치관첨과 치근첨, 제 2 소구치는 협측 치관첨과 치근첨, 대구치는 근심협측 치관첨과 치근첨으로 하였다(Fig 1).

2. 실험 방법 및 유한요소 해석

제 1 소구치가 발거된 상악 모델에서 연속호선과 분절호선 상에 각각 레버암의 위치를 측절치와 견치 사이 및 견치 후방으로 달리하여 레버암의 길이, 후방 고정원의 위치를 변화시켜 치아 변위 양상을 비교하였다.

레버암은 측절치와 견치 사이 위치시 두 치아 사이 중앙에, 견치 후방에 위치시 주호선의 offset 부위에 설정하였다. 레버암의 길이는 0, 10, 20 mm 로 하였다. 후방 고정원은 치아 고정원을 사용하였을 때와 골격성 고정원을 사용하였을 때로 구분하여 각각 제 1 대구치 튜브와 제 1, 2 대구치 사이 구개 경사면 치근 이개부 높이에 위치한 미니스크류로 설정하였다. 견인력의 크기는 편측당 200g으로 하였다(Bennett and McLaughlin, 1990; Quinn and Yoshikawa, 1985).

실험 조건은 다음과 같이 구분하였다.

(1) 연속호선에서 레버암 위치에 따른 치아 변위 양상 (Fig 2)

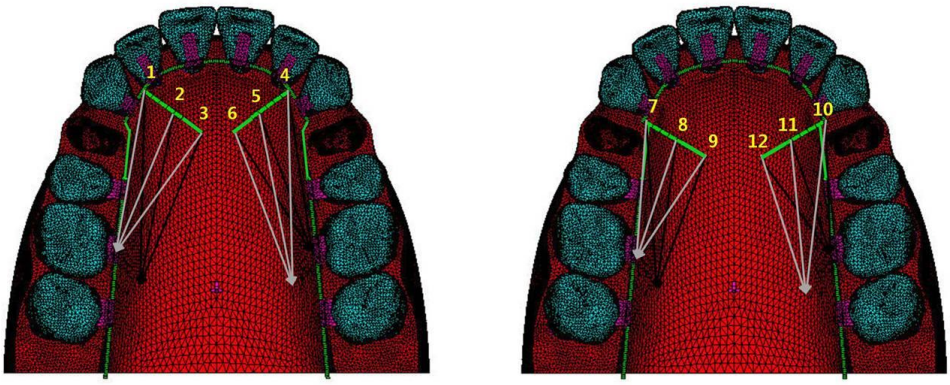

Fig 2. Experimental group (1)

1-A) 레버암의 위치: 측절치와 견치 사이

Condition 1: 레버암 길이 0 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 2: 레버암 길이 10 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 3: 레버암 길이 20 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 4: 레버암 길이 0 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류
Condition 5: 레버암 길이 10 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류
Condition 6: 레버암 길이 20 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류

1-B) 레버암의 위치: 견치 후방

Condition 7: 레버암 길이 0 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 8: 레버암 길이 10 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 9: 레버암 길이 20 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 10: 레버암 길이 0 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류
Condition 11: 레버암 길이 10 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류
Condition 12: 레버암 길이 20 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류

(2) 분절호선에서 레버암 위치에 따른 치아 변위 양상 (Fig 3)

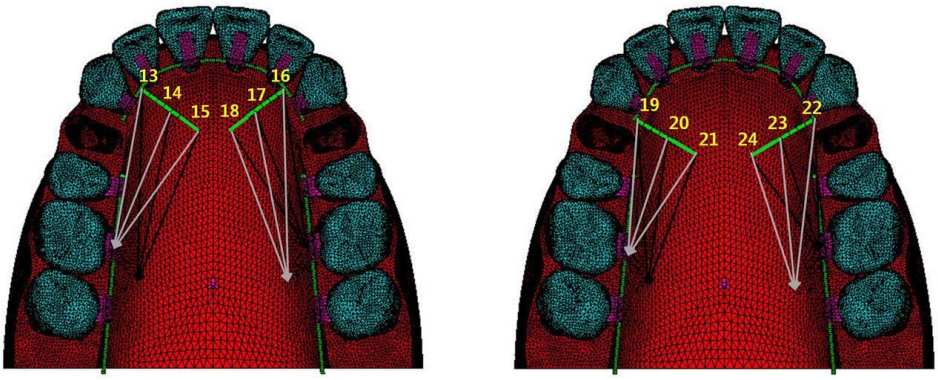

Fig 3. Experimental group (2)

2-A) 레버암의 위치: 측절치와 견치 사이

Condition 13: 레버암 길이 0 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 14: 레버암 길이 10 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 15: 레버암 길이 20 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 16: 레버암 길이 0 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류
Condition 17: 레버암 길이 10 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류
Condition 18: 레버암 길이 20 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류

2-B) 레버암의 위치: 견치 후방

Condition 19: 레버암 길이 0 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 20: 레버암 길이 10 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 21: 레버암 길이 20 mm, 후방 견인위치 제 1 대구치 튜브
Condition 22: 레버암 길이 0 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류
Condition 23: 레버암 길이 10 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류
Condition 24: 레버암 길이 20 mm, 후방 견인위치 구개경사면 미니스크류

III. 연구 결과

1. 전후방 이동양상

연속호선, 분절호선 모두에서 레버암 길이가 0, 10 mm일 때 절치 치관의 설측 변위, 치근의 순측 변위가 나타나며 비조절성 경사이동이 일어났고, 레버암의 길이가 20 mm일 때 절치 치관 및 치근의 설측 변위가 나타나며 치체이동에 가까운 이동양상을 보였다. 견치는 연속호선에서 레버암 길이가 20 mm일 때, 분절호선에서 10, 20 mm일 때 치관의 순측 변위, 치근의 설측 변위가 나타나며 치근이동이 일어났다. 레버암 위치에 따라 연속호선에서는 견치 후방에 레버암이 위치할 때 절치 치관의 설측 변위, 치근의 순측 변위가 더 크게 나타났으나 차이는 경미하였다. 이와 반대로 분절호선에서는 측절치와 견치 사이에 레버암이 위치할 때 절치 치관의 설측 변위, 치근의 순측 변위가 더 크게 나타났다.

후방 치아군(제 2 소구치, 대구치)은 연속호선, 분절호선 모두에서 제 1 대구치 튜브를 후방 견인 위치로 하였을 때 치관의 근심 경사가 나타났고 레버암이 길어질수록 근심 경사 정도가 감소하였다(Table 2, Fig 4, 7, 8).

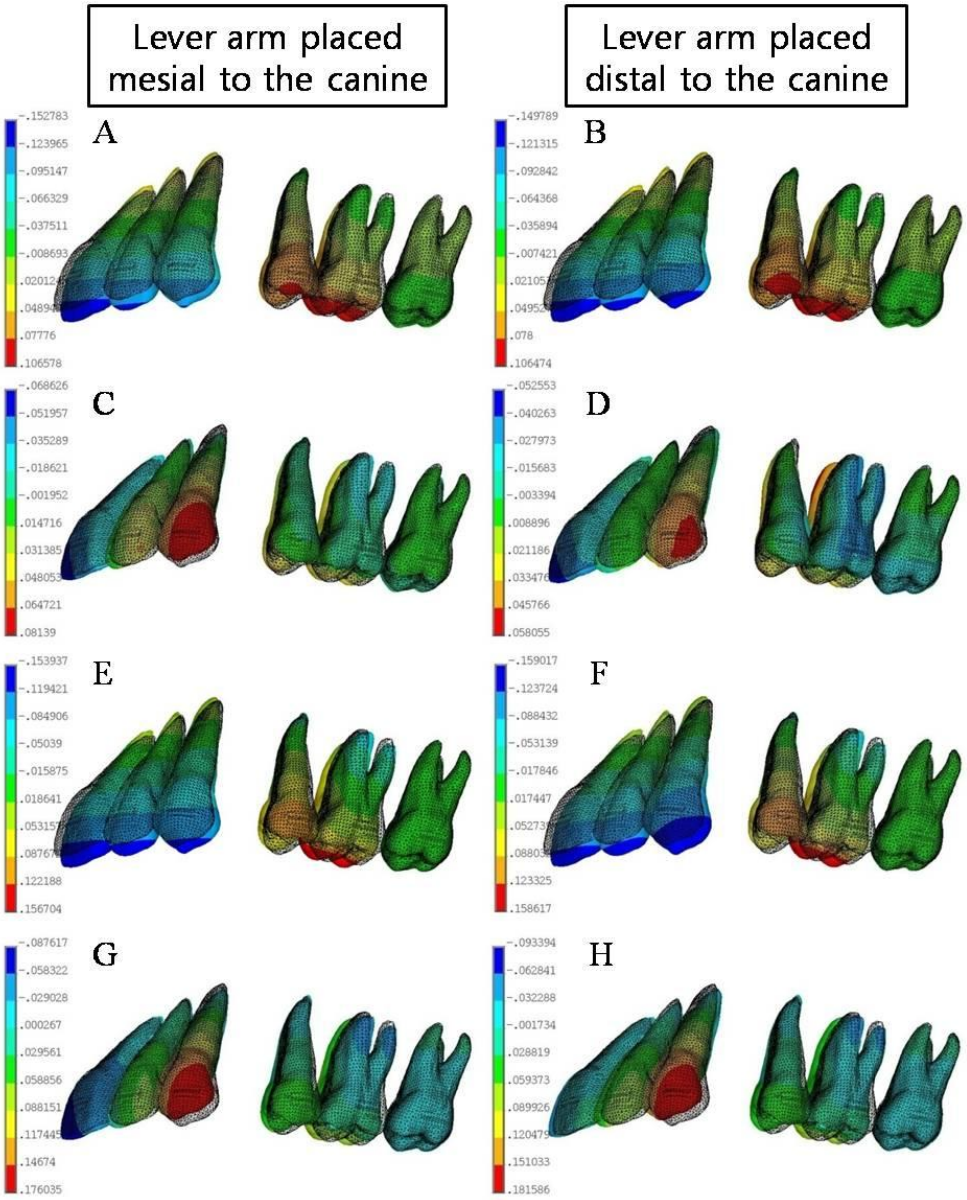

Fig 4. Contour plot of antero-posterior displacement with 1st molar anchorage.

A, B : 0mm lever arm + continuous archwire

C, D : 20mm lever arm + continuous archwire

E, F : 0mm lever arm + segmental archwire

G, H : 20mm lever arm + segmental archwire

Table 2-1. Amount of antero-posterior displacement along Y-axis

Teeth	y-axis	Continuous archwire + 1st molar					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	-1.51E-01	-1.48E-01	-1.13E-01	-1.00E-01	-5.20E-02	-4.23E-02
	Apex	3.65E-02	3.84E-02	8.79E-03	1.53E-02	-2.45E-02	-1.03E-02
2	Crown	-1.31E-01	-1.33E-01	-6.38E-02	-7.16E-02	1.72E-02	-6.60E-03
	Apex	4.71E-02	5.05E-02	2.23E-02	2.64E-02	-1.50E-02	-4.03E-03
3	Crown	-1.26E-01	-1.37E-01	-1.65E-02	-4.45E-02	7.47E-02	3.74E-02
	Apex	4.29E-02	4.24E-02	1.90E-03	3.01E-03	-2.57E-02	-2.39E-02
5	Crown	8.15E-02	8.44E-02	4.85E-02	3.24E-02	1.40E-02	-4.55E-03
	Apex	-2.61E-02	-2.56E-02	-1.71E-02	-3.33E-03	-6.53E-03	1.15E-02
6	Crown	6.37E-02	6.62E-02	3.43E-02	1.76E-02	2.40E-03	-1.66E-02
	Apex	-3.40E-02	-3.24E-02	-3.22E-02	-3.05E-02	-2.64E-02	-2.50E-02
7	Crown	-2.18E-02	-2.15E-02	-1.37E-02	-1.33E-02	-3.42E-03	-2.32E-02
	Apex	1.56E-02	1.50E-02	1.30E-02	1.08E-02	8.43E-03	8.77E-03

Teeth	y-axis	Segmental archwire + 1st molar					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	-1.52E-01	-1.45E-01	-1.17E-01	-8.80E-02	-6.59E-02	-2.00E-02
	Apex	3.84E-02	3.95E-02	7.15E-03	3.52E-03	-2.19E-02	-3.13E-02
2	Crown	-1.36E-01	-1.38E-01	-5.66E-02	-3.66E-02	2.71E-02	6.50E-02
	Apex	5.00E-02	5.57E-02	1.87E-02	1.12E-02	-1.50E-02	-2.70E-02
3	Crown	-1.35E-01	-1.58E-01	1.77E-02	1.99E-02	1.60E-01	1.64E-01
	Apex	4.50E-02	4.62E-02	-5.39E-03	-1.48E-02	-5.29E-02	-6.33E-02
5	Crown	1.13E-01	1.14E-01	8.65E-02	8.32E-02	5.89E-02	5.23E-02
	Apex	-4.01E-02	-3.92E-02	-3.56E-02	-3.46E-02	-2.97E-02	-2.80E-02
6	Crown	7.84E-02	8.16E-02	4.95E-02	4.63E-02	2.95E-02	2.51E-02
	Apex	-6.47E-02	-6.45E-02	-5.81E-02	-5.70E-02	-4.37E-02	-3.96E-02
7	Crown	4.02E-05	4.39E-05	2.88E-05	2.92E-05	-2.29E-02	-2.89E-02
	Apex	8.43E-06	7.15E-06	9.25E-06	8.10E-06	7.18E-03	9.07E-03

A : Lever arm located meisal to the canine, **B** : Lever arm located distal to the canine

(+) : Anterior, **(-)** : Posterior

Table 2-2. Amount of antero-posterior displacement along Y-axis

Teeth	y-axis	Continuous archwire + Miniscrew					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	-1.26E-01	-1.30E-01	-1.25E-01	-1.20E-01	-9.26E-02	-8.17E-02
	Apex	2.83E-02	3.34E-02	1.01E-02	1.98E-02	-2.10E-02	-2.91E-03
2	Crown	-1.15E-01	-1.26E-01	-7.96E-02	-1.01E-01	-1.46E-02	-4.94E-02
	Apex	4.11E-02	4.68E-02	3.30E-02	3.50E-02	5.71E-03	1.36E-02
3	Crown	-1.16E-01	-1.39E-01	-3.44E-02	-8.69E-02	5.61E-02	-7.38E-03
	Apex	3.22E-02	4.01E-02	2.94E-03	1.90E-02	-2.26E-02	-1.11E-02
5	Crown	3.22E-02	2.34E-02	2.86E-03	-4.75E-03	3.40E-03	-1.19E-02
	Apex	-8.09E-03	-9.97E-03	-7.16E-03	2.30E-03	-9.63E-03	8.11E-03
6	Crown	1.46E-03	1.43E-03	-3.55E-03	-6.86E-03	-1.12E-02	-2.14E-02
	Apex	6.24E-05	1.22E-03	-2.51E-03	-2.84E-03	-5.25E-03	-7.60E-03
7	Crown	-1.48E-04	-7.63E-04	-5.48E-03	-1.02E-02	-1.79E-02	-3.39E-02
	Apex	1.08E-04	5.57E-04	8.75E-05	-1.96E-04	6.10E-04	3.84E-04

Teeth	y-axis	Segmental archwire + Miniscrew					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	-1.31E-01	-1.33E-01	-1.34E-01	-1.16E-01	-1.13E-01	-6.96E-02
	Apex	3.04E-02	3.56E-02	1.03E-02	1.35E-02	-1.78E-02	-2.30E-02
2	Crown	-1.22E-01	-1.35E-01	-8.10E-02	-8.05E-02	-1.48E-02	5.34E-03
	Apex	4.38E-02	5.04E-02	3.21E-02	2.82E-02	1.01E-02	-1.10E-02
3	Crown	-1.25E-01	-1.60E-01	-1.52E-02	-4.20E-02	1.24E-01	1.04E-01
	Apex	3.63E-02	4.72E-02	1.33E-03	5.93E-03	-4.28E-02	-3.83E-02
5	Crown	-2.10E-05	-2.37E-05	-1.22E-05	-1.49E-05	2.73E-07	-1.95E-06
	Apex	-5.33E-05	-5.79E-05	-3.68E-05	-4.09E-05	-1.19E-05	-1.34E-05
6	Crown	-2.95E-05	-3.26E-05	-1.89E-05	-2.19E-05	-3.44E-06	-5.68E-06
	Apex	-2.29E-05	-2.40E-05	-1.78E-05	-1.93E-05	-9.28E-06	-9.92E-06
7	Crown	-3.14E-05	-3.45E-05	-2.06E-05	-2.37E-05	-4.58E-06	-6.87E-06
	Apex	-1.06E-05	-1.04E-05	-9.95E-06	-1.00E-05	-8.01E-06	-7.73E-06

A : Lever arm located meisal to the canine, **B** : Lever arm located distal to the canine

(+) : Anterior, **(-)** : Posterior

2. 수직 이동양상

연속호선에서 제 1 대구치 튜브를 후방 견인 위치로 하여 측절치와 견치 사이 20 mm 레버암을 사용할 때와 분절호선에서 제 1 대구치 튜브 훅을 후방 견인 위치로 하여 견치 후방에 20 mm 레버암을 사용할 때를 제외하고 절치 치관의 하방 변위, 즉 정출이 나타났다. 치근에서 약간의 상방 변위가 나타난 것으로 미루어 절치의 정출은 경사이동에 의해 일어난 것으로 생각된다. 이에 따라 연속호선에서는 견치 후방에 레버암을 위치시킬 때, 분절호선에서는 측절치와 견치 사이에 레버암을 위치시킬 때 절치의 정출양이 더 많았지만 그 차이는 경미하였다. 레버암 길이가 증가함에 따라 절치의 정출양은 감소하였다.

후방 치아군은 레버암 길이가 짧거나 측절치와 견치 사이에 레버암이 위치할 때, 치관의 근심 경사가 많이 일어남에 따라 근심협측 교두가 상방으로 변위되는 정도가 크게 나타났다(Table 3, Fig 5, 7, 8).

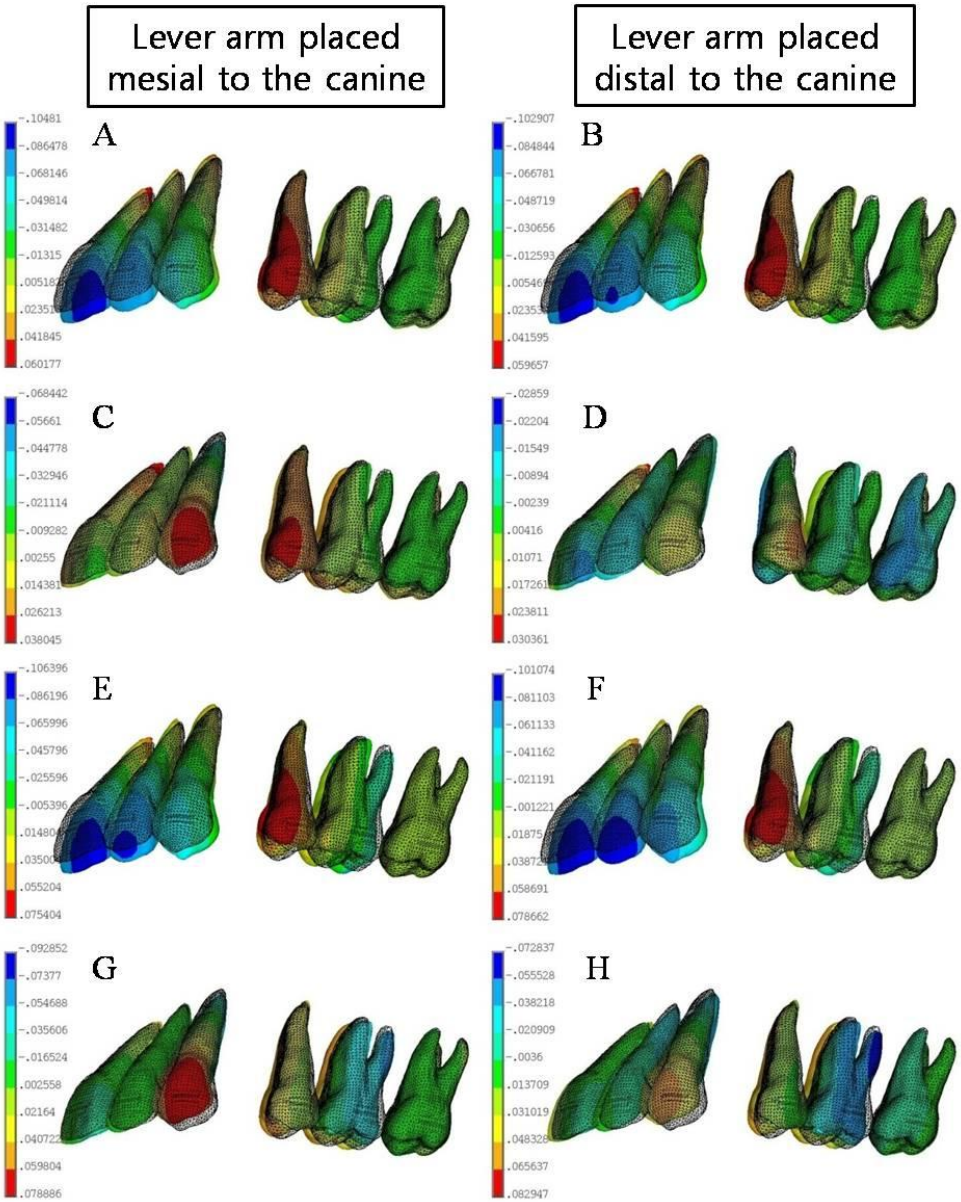

Fig 5. Contour plot of vertical displacement with 1st molar anchorage.

A, B : 0mm lever arm + continuous archwire

C, D : 20mm lever arm + continuous archwire

E, F : 0mm lever arm + segmental archwire

G, H : 20mm lever arm + segmental archwire

Table 3-1. Amount of vertical displacement along Z-axis

Teeth	z-axis	Continuous archwire + 1st molar					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	-8.83E-02	-8.76E-02	-4.95E-02	-5.01E-02	3.73E-03	-4.38E-03
	Apex	5.57E-02	5.53E-02	4.87E-02	4.21E-02	3.32E-02	2.65E-02
2	Crown	-8.13E-02	-8.14E-02	-4.74E-02	-5.04E-02	7.44E-04	-1.20E-02
	Apex	3.30E-02	3.55E-02	1.98E-02	1.87E-02	1.18E-03	1.38E-03
3	Crown	-4.71E-02	-5.21E-02	-5.98E-03	-1.64E-02	2.41E-02	9.07E-03
	Apex	3.79E-02	3.88E-02	-1.03E-02	1.30E-02	-5.29E-02	-1.17E-02
5	Crown	4.55E-02	4.51E-02	3.92E-02	2.94E-02	2.47E-02	1.24E-02
	Apex	1.88E-02	1.92E-02	1.65E-02	4.12E-03	1.03E-02	-1.06E-02
6	Crown	1.22E-02	1.28E-02	6.49E-03	4.50E-03	9.70E-04	-1.99E-03
	Apex	-6.75E-03	-6.29E-03	-8.60E-03	-3.99E-03	-8.91E-03	-2.34E-03
7	Crown	-2.07E-02	-1.99E-02	-1.77E-02	-1.55E-02	-1.21E-02	-1.46E-02
	Apex	-1.21E-02	-1.10E-02	-1.54E-02	-1.27E-02	-1.64E-02	-1.11E-02

Teeth	z-axis	Segmental archwire + 1st molar					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	-8.99E-02	-8.57E-02	-5.36E-02	-3.94E-02	-1.26E-02	1.21E-02
	Apex	5.64E-02	5.55E-02	4.76E-02	3.81E-02	3.15E-02	1.76E-02
2	Crown	-8.40E-02	-8.44E-02	-4.85E-02	-4.37E-02	-6.56E-03	-2.56E-03
	Apex	3.48E-02	3.91E-02	1.34E-02	1.13E-03	-9.23E-03	-3.34E-02
3	Crown	-5.13E-02	-6.26E-02	6.94E-03	-4.09E-03	6.22E-02	4.71E-02
	Apex	3.97E-02	4.14E-02	-1.76E-02	-1.27E-02	-6.88E-02	-5.74E-02
5	Crown	6.02E-02	6.42E-02	4.15E-02	4.09E-02	2.57E-02	2.29E-02
	Apex	1.68E-02	1.67E-02	2.26E-02	2.35E-02	2.83E-02	2.95E-02
6	Crown	1.28E-02	1.66E-02	-1.88E-03	-1.61E-03	-1.30E-02	-1.40E-02
	Apex	-1.57E-02	-1.02E-02	-3.46E-02	-3.41E-02	-4.67E-02	-4.72E-02
7	Crown	-1.01E-05	-6.75E-06	-1.67E-05	-1.54E-05	-9.68E-03	-1.22E-02
	Apex	-2.31E-05	-1.99E-05	-3.00E-05	-2.90E-05	-2.99E-03	-3.77E-03

A : Lever arm located meisal to the canine, **B** : Lever arm located distal to the canine

(+) : Superior, **(-)** : Inferior

Table 3-2. Amount of vertical displacement along Z-axis

Teeth	z-axis	Continuous archwire + Miniscrew					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	-6.53E-02	-7.15E-02	-4.80E-02	-5.58E-02	-4.98E-03	-1.95E-02
	Apex	5.29E-02	5.24E-02	6.07E-02	5.34E-02	6.04E-02	4.72E-02
2	Crown	-6.16E-02	-6.64E-02	-5.05E-02	-5.52E-02	-1.69E-02	-3.01E-02
	Apex	3.78E-02	4.11E-02	3.49E-02	3.47E-02	2.40E-02	2.17E-02
3	Crown	-3.57E-02	-4.07E-02	-9.54E-03	-2.79E-02	1.58E-02	-6.17E-03
	Apex	4.00E-02	4.80E-02	-7.33E-05	3.40E-02	-4.73E-02	1.13E-02
5	Crown	3.20E-03	1.76E-03	1.30E-02	2.88E-03	2.35E-02	8.63E-03
	Apex	3.74E-03	4.85E-03	7.54E-04	-9.03E-03	-4.61E-03	-2.71E-02
6	Crown	-7.78E-04	-2.35E-03	4.88E-04	2.37E-04	-3.52E-05	-3.75E-04
	Apex	-2.10E-03	-4.38E-03	2.80E-03	5.01E-03	6.96E-03	1.40E-02
7	Crown	-1.45E-04	-6.09E-04	-7.70E-04	-8.93E-04	-2.52E-03	-3.81E-03
	Apex	-4.52E-04	-1.10E-03	1.77E-03	4.00E-03	5.36E-03	1.17E-02

Teeth	z-axis	Segmental archwire + Miniscrew					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	-6.83E-02	-7.30E-02	-5.42E-02	-5.21E-02	-2.23E-02	-4.33E-03
	Apex	5.47E-02	5.42E-02	6.20E-02	5.14E-02	6.18E-02	4.46E-02
2	Crown	-6.39E-02	-6.84E-02	-5.27E-02	-5.32E-02	-2.71E-02	-2.07E-02
	Apex	4.09E-02	4.57E-02	3.31E-02	2.43E-02	1.87E-02	-5.97E-03
3	Crown	-3.66E-02	-4.68E-02	1.86E-03	-1.34E-02	5.02E-02	1.88E-02
	Apex	4.53E-02	5.51E-02	3.26E-04	2.06E-02	-5.53E-02	-2.76E-02
5	Crown	-3.09E-06	-4.63E-06	1.01E-06	-3.68E-07	6.05E-06	4.34E-06
	Apex	-5.41E-06	-6.42E-06	-2.62E-06	-3.51E-06	1.21E-06	2.31E-07
6	Crown	-4.66E-06	-6.22E-06	-2.68E-07	-1.71E-06	5.29E-06	3.73E-06
	Apex	-2.64E-06	-4.21E-06	1.71E-06	2.55E-07	6.98E-06	5.40E-06
7	Crown	1.62E-06	1.10E-06	2.93E-06	2.38E-06	4.23E-06	3.56E-06
	Apex	8.19E-06	8.19E-06	7.63E-06	7.62E-06	6.05E-06	5.77E-06

A : Lever arm located meisal to the canine, **B** : Lever arm located distal to the canine

(+) : Superior, **(-)** : Inferior

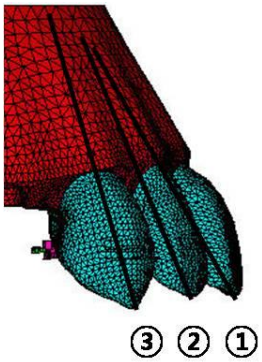

Fig 6. Teeth axes. ① Central incisor; ② Lateral incisor; ③ Canine

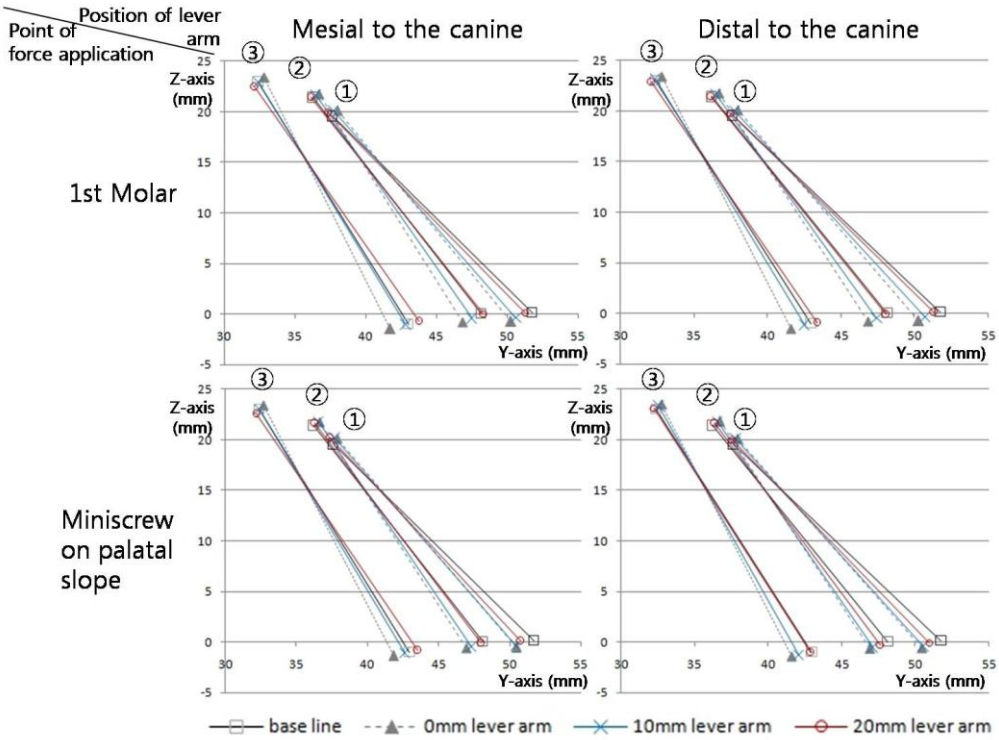

Fig 7. Comparison of the initial tooth displacements in the Y and Z-axis on continuous archwire. A lever arm height of 20mm allowed bodily movement approximately when the arms are mesial to the canine. But there was slight difference according to the position of the lever arm.

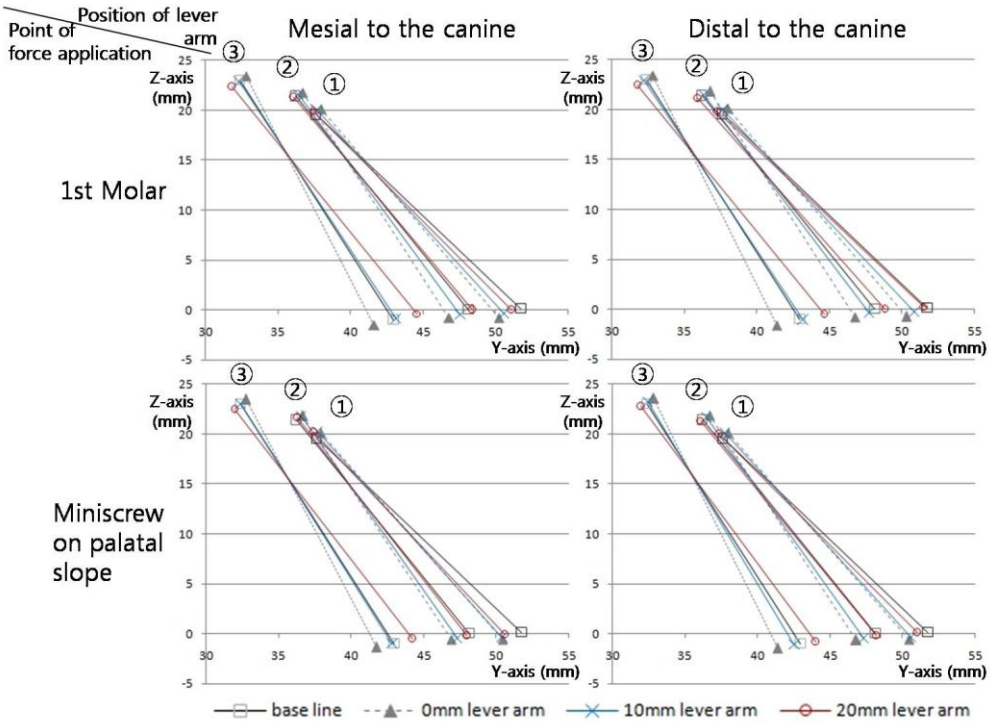

Fig 8. Comparison of the initial tooth displacements in the Y and Z-axis on segmental archwire. A lever arm height of 20mm allowed bodily movement approximately when the arms are distal to the canine. When the lever arm was placed mesial to the canine, there was more lingual crown tipping and extrusion of the incisors.

3. 측방 이동양상

측절치와 견치 사이에 레버암이 위치할 때 견치의 외측(협측) 변위가 나타났고, 이는 분절호선과 제 1 대구치 튜브를 후방 견인 위치로 하였을 때 외측 변위량이 더 크게 나타났다. 견치 후방에 레버암이 위치할 때에는 이와 반대로 견치의 내측 변위가 나타났다. 레버암 위치와 상관없이 레버암이 길어짐에 따라 견치가 외측 변위되려는 정도가 크게 나타났다.

후방 치아군은 연속호선상에서 레버암이 길어짐에 따라 외측 변위가 더 크게 나타났고 이때 변위량은 제 2 소구치에서 대구치보다 더 크게 나타났다. 또한 레버암이 견치 후방에 위치할 때 후방치아군의 외측 변위가 더 크게 나타났다. 분절호선에서는 미니스크류를 후방 견인 위치로 하였을 때에는 후방치아군에 가해지는 응력이 없으므로 변위가 경미하였고, 제 1 대구치 튜브를 후방 견인 위치로 하였을 때에는 레버암이 길어짐에 따라 후방치아군의 내측 변위량이 증가하였다(Table 4, Fig 9).

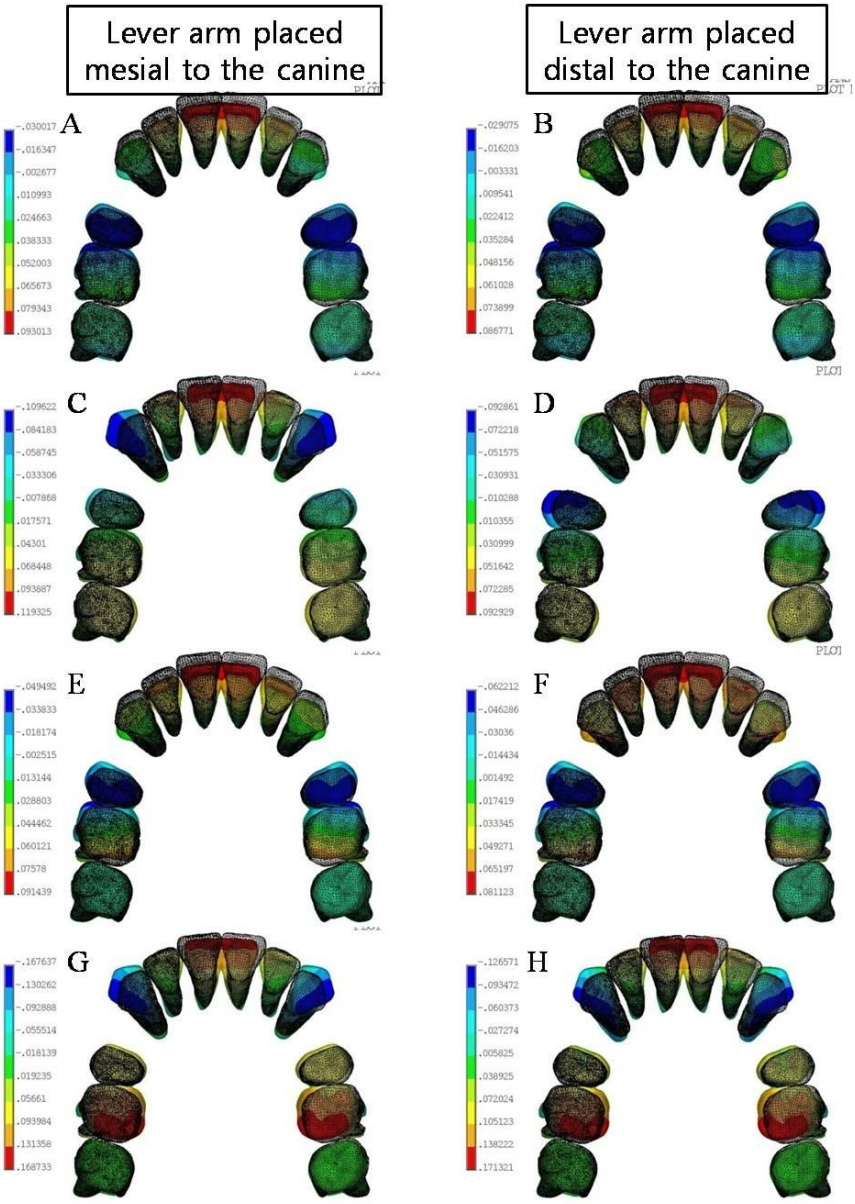

Fig 9. Contour plot of lateral displacement with 1st molar anchorage.

A, B : 0mm lever arm + continuous archwire

C, D : 20mm lever arm + continuous archwire

E, F : 0mm lever arm + segmental archwire

G, H : 20mm lever arm + segmental archwire

Table 4. Amount of lateral displacement along X-axis

Teeth	x-axis	Continuous archwire + 1st molar					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	9.26E-02	8.64E-02	1.17E-01	9.54E-02	1.18E-01	9.22E-02
2	Crown	6.81E-02	6.55E-02	7.77E-02	6.68E-02	7.14E-02	6.05E-02
3	Crown	3.01E-02	3.69E-02	-3.26E-02	1.87E-02	-9.16E-02	4.05E-03
5	Crown	-1.90E-02	-1.32E-02	-3.55E-02	-5.95E-02	-3.84E-02	-8.36E-02
6	Crown	-1.66E-02	-1.77E-02	-2.11E-03	-2.38E-02	1.37E-02	-2.51E-02
7	Crown	1.79E-02	1.39E-02	4.18E-02	3.22E-02	5.92E-02	3.99E-02

Teeth	x-axis	Segmental archwire + 1st molar					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	9.10E-02	8.07E-02	1.29E-01	1.30E-01	1.49E-01	1.66E-01
2	Crown	6.87E-02	6.51E-02	8.17E-02	8.47E-02	7.98E-02	9.85E-02
3	Crown	3.40E-02	4.59E-02	-4.26E-02	4.44E-03	-1.10E-01	-4.07E-02
5	Crown	-3.41E-02	-4.73E-02	2.54E-02	2.76E-02	7.40E-02	8.15E-02
6	Crown	-2.65E-02	-4.22E-02	4.66E-02	4.96E-02	1.01E-01	1.09E-01
7	Crown	5.02E-05	3.64E-05	8.93E-05	8.67E-05	1.12E-02	1.41E-02

Teeth	x-axis	Continuous archwire + Miniscrew					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	Crown	9.10E-02	6.03E-02	1.29E-01	9.10E-02	1.49E-01	1.15E-01
2	Crown	6.87E-02	4.94E-02	8.17E-02	6.80E-02	7.98E-02	8.25E-02
3	Crown	3.40E-02	3.46E-02	-4.26E-02	3.44E-02	-1.10E-01	2.88E-02
5	Crown	-3.41E-02	3.11E-02	2.54E-02	-4.27E-02	7.40E-02	-1.25E-01
6	Crown	-2.65E-02	1.35E-02	4.66E-02	-2.86E-02	1.01E-01	-8.34E-02
7	Crown	5.02E-05	6.04E-03	8.93E-05	-1.67E-02	1.12E-02	-4.74E-02

A : Lever arm located meisal to the canine, **B** : Lever arm located distal to the canine

(+) : Medial, **(-)** : Lateral

Teeth	x-axis	Segmental archwire + Miniscrew					
		0mm		10mm		20mm	
		A	B	A	B	A	B
1	**Crown**	7.02E-02	5.49E-02	1.34E-01	1.15E-01	1.87E-01	1.83E-01
2	**Crown**	5.58E-02	4.75E-02	9.16E-02	8.04E-02	1.20E-01	1.18E-01
3	**Crown**	3.18E-02	3.87E-02	-2.83E-02	2.12E-02	-9.97E-02	1.64E-03
5	**Crown**	5.02E-06	1.17E-05	-1.27E-05	-8.10E-06	-3.32E-05	-3.00E-05
6	**Crown**	-1.44E-05	-9.93E-06	-2.49E-05	-2.18E-05	-3.51E-05	-3.20E-05
7	**Crown**	-1.18E-05	-9.12E-06	-1.81E-05	-1.61E-05	-2.40E-05	-2.16E-05

A : Lever arm located meisal to the canine, **B** : Lever arm located distal to the canine

(+) : Medial, **(-)** : Lateral

Ⅳ. 고찰

설측 교정에서 전치부 토오크를 조절하기 위하여 여러 가지 방법이 제안되었다. 이 중에서 레버암은 원하는 치아 이동 외에 부작용이 거의 없다는 장점이 있지만 정확한 조절을 위해서는 전치부 저항 중심에 대한 이해가 필요하다. Vanden Bulcke 등(1987)은 상악 4전치의 저항중심이 중절치 사이 치간골로부터 치근단 쪽으로 5 mm 상방, 6전치의 저항중심이 7 mm 상방에 있다고 하였고, Woo 등(1993)은 상악 4전치의 저항 중심이 중절치 치경부에서 4.5 mm 상방 (37.4%), 6전치의 저항 중심이 6.5 mm (50.3%) 상방에 있다고 하였다. 그리고 Kucher 등(1993)은 정상적인 골 높이에서 브라켓 슬롯과 저항중심 사이 거리는 10 mm라고 보고하였다. 하지만 이는 실험적인 측정 결과로 실제 환자에서는 치근의 길이 및 형태, 치조골 높이, PDL의 물성 등에 따라 저항 중심의 위치가 달라질 수 있으므로 이에 대한 고려가 필요하다(Cattaneo et al., 2008; Sia et al., 2007; Yoshida et al., 2001).

이와 같이 전치부 토오크가 상실되지 않도록 치체이동시키는 것은 치근 부위 스트레스 분포 측면에서도 유리하다. 치체이동은 경사이동에 비해 치근과 치조골에 가해지는 bending stress가 작고 스트레스가 치근에 전반적으로 고르게 분포하여 보다 생리적이며 이는 기존 연구를 통해 조직학적으로도 입증되었다(Kucher et al., 1993; Rudolph et al., 2001; Tanne, 1987).

본 연구에서는 레버암의 위치 및 길이에 따른 치아 이동 양상을 분석하였고 치체이동이 가능한 조건에 대하여 알아보았다. 본 연구 결과를 통해 기존 순측 장치

를 대상으로 한 기존 연구결과와 유사하게(Kim et al., 2010; Tominaga et al., 2009) 설측에서도 레버암의 위치 및 길이에 따라 치아 변위 양상의 변화를 확인할 수 있었다. Fig 7, 8에서는 측정된 변위량를 10배 크게 하여 표시하였다. 기존 연구와 같이 레버암 길이가 증가함에 따라 0, 10 mm 레버암에서 절치 치관의 설측 변위, 치근의 순측 변위를 동반하는 비조절성 경사이동을 보이다가 20 mm 레버암에서 가장 치체이동과 가까운 이동양상이 나타났다(김경희 et al., 2011; 이언화 et al., 2011). 치아 변위 양상은 호선의 종류에 따라서도 다소 차이를 보였다. 연속호선에서 레버암이 측절치와 견치 사이에 위치할 때 절치 치관의 설측 경사 정도가 더 적게 나타났으나 차이는 경미하였고, 반대로 분절호선에서는 레버암이 견치 후방에 위치할 때 절치 치관이 더 적게 설측 경사되었다. 이에 따라 레버암의 길이가 20 mm일 때 연속호선에서는 레버암이 측절치와 견치 사이에 위치할 때, 분절호선에서 견치 후방에 위치할 때에 보다 치체이동에 가까운 움직임을 보였다. 분절호선에서 견치 후방에 20mm 길이의 레버암을 연결한 경우 구개경사면에 위치한 미니스크류와 레버암 사이에 견인력이 주어질 때 유일하게 절치의 치근이동이 나타났다. 이러한 결과를 통해 절치의 치체이동이 레버암 길이가 20 mm 내외에서 일어남을 알 수 있고, 연속호선에서는 레버암의 위치에 따라 절치의 이동 양상 차이가 경미하였으나, 분절호선에서는 견치 후방에 위치할 때 보다 절치의 치체이동에 유리함을 알 수 있다.

이와 같이 연속호선과 분절호선에서 서로 다른 결과를 보이는 이유로 다음의 두 가지를 생각해 볼 수 있다.

먼저 연속호선은 레버암 위치에 따라 레버암 연결 부위에서 일어나는 호선의

bending moment 차이가 존재한다고 하였다(Tominaga et al., 2009). 호선의 bending moment는 주로 레버암의 길이와 주호선의 flexibility에 따라 발생하는데 (Sung et al., 2010) 측절치와 견치 사이에 레버암이 위치할 때 레버암 전방의 중절치와 측절치를 들어올리며 치관을 순측 경사시키는 bending moment가 더 크게 작용한다고 하였다. 또한 측절치와 견치 사이에 레버암이 위치할 때 정중시상면상에 있는 6전치 저항중심까지의 거리가 짧아져 후방 견인력에 의해 생성되는 bending moment에 대한 counter moment가 더 작아 토오크 조절이 더 유리하다고 하였다(Kim et al., 2010). 기존 연구는 순측 장치를 대상으로 하였던 것으로 설측 장치를 대상으로 한 본 연구에서도 유사한 결과를 얻었지만 두 위치에서의 차이는 경미하게 나타났다(Table 2).

두 번째로 분절호선은 연속호선에 비해 전방 분절호선의 변형 정도가 커서 호선의 변형이 치아의 변위 양상에 더 큰 영향을 줄 수 있다. 분절호선에서 측절치와 견치 사이에 레버암이 위치할 때에 비하여 견치 후방에 레버암이 위치할 때 힘의 작용선이 좀더 내측을 향하게 되므로 호선이 변형되며 견치 치관이 내측으로 들어오고 이에 따라 절치 치관은 다소 순측으로 변위되어 절치가 설측 경사되는 것을 보상하는 효과를 주어 토오크 조절에 더 유리한 방향으로 작용할 것으로 생각된다.

측방으로는 레버암이 측절치와 견치 사이에 위치할 때 견치가 외측 변위, 견치 후방에 위치할 때 내측 변위되는 양상을 보였는데 두 위치 모두에서 레버암이 길어질수록 견치가 외측 변위되려는 경향이 크게 나타났다. 특히 20 mm 레버암에서는 견치 치근의 설측 변위, 즉 치근이동이 일어나며 치관이 협측으로 전위되는

양상을 보인다고 보고한 기존의 연구와 일치하는 결과를 보였다(김경희 et al., 2011). 그리고 제 1 대구치 튜브를 후방 견인 위치로 하였을 때 상대적으로 외측 방향의 후방 견인력이 가해지며 견치의 외측 변위량이 크게 나타났고, 이러한 힘이 작용하였을 때 좀더 변형이 일어나기 쉬운 분절호선에서 외측 변위량이 더 크게 나타났다.

본 연구에서 사용한 유한요소분석은 초기 이동 양상만을 평가할 수 있는데, 모든 교정적인 치아이동이 교정력이 가해지면 초기 이동이 시작되고 이에 따른 이차적인 이동으로 일어나므로 초기 치아이동 시 치아에 가해지는 힘과 치주인대에 전달되는 스트레스를 규명하는 것은 매우 중요하지만(Sung et al., 2010), 다른 한편으로는 시간에 따른 변화 양상을 알 수 없고 기계적인 계측 결과이므로 생물학적인 반응이 동반되는 실제의 경우에서는 다소 다른 변위 양상을 보일 수 있다는 한계가 있다(김찬년 et al., 2003).

또한 유한요소분석에서는 구성요소의 물성치를 설정하는 것이 결과에 큰 영향을 미칠 수 있는데 특히 치아 이동을 분석하는 데 있어서는 PDL의 물성치를 설정하는 것이 중요하다고 하였다(Poppe et al., 2002; Sung et al., 2003). PDL은 연구에 따라 최대 10^4배까지 차이가 나며(Ziegler et al., 2005), 치아나 골과 같은 단단한 조직에 비해 100-200g의 교정력이 작용하면 변형이 크게 일어날 수 있다. Kim 등은(2010) 유한요소분석을 통해 초기 치아 이동을 설명하는 데에는 PDL을 등방(isotropy), 등질(homogeneity)의 선형 탄성체(linear elasticity)로 설정하는 것으로도 충분하다고 하였으며, Cattaneo 등(2003)은 PDL을 비선형 탄성체(nonlinear elasticity)로 가정할 경우 비대칭적인 압박과 인장이 일어나며 골에 가

해지는 스트레스는 달라지지만 이것이 치아의 변위에는 큰 영향을 주지 않는다고 하였다. 이와 반대로 Yoshida 등(2001)은 PDL의 물성이 저항 중심을 결정하는데 가장 큰 영향을 준다고 하였고, Tanne 등(1988), Kim 등(2003), Poppe 등(2002)은 치아 이동시 생역학에 대한 정확한 분석을 위해서는 주위 조직의 비선형 탄성 현상(nonlinear viscoelastic phenomenon)을 고려해야 한다고 하였다.

또한 본 연구에서는 결과 분석의 단순화를 위해 브라켓 슬롯과 호선 사이에 작용하는 마찰 및 play를 무시하였으나 실제로는 존재하여 치아 이동에 영향을 준다. 특히 마찰계수는 건조 상태(0.14)에 비해 구강내와 같은 습윤 상태(0.19)에서 더 높아진다(Kusy et al., 1991).

본 연구는 치아 및 주위 구조가 정상일 때를 가정하여 유한요소모델을 제작하였으므로 실제 환자에서 활용할 경우 환자의 치근 길이 및 치주 상태 등을 고려하여 레버암의 길이를 결정해야 할 것이다. 또한 향후 호선과 브라켓 슬롯 사이의 play 및 마찰 등 실제 구강내 환경을 재현하여 분석하고 시간에 따른 변위 양상을 분석한다면 더욱 신뢰성 있는 결과를 얻을 수 있을 것이다.

Ⅴ. 결론

설측 교정에서 상악 제 1 소구치를 발거한 상악 유한요소모델을 이용하여 전치부 후방 견인시 레버암의 연결 위치에 따라 치아 변위 양상의 변화를 전후방, 수직, 측방으로 나누어 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 시상면에서의 치아이동 관찰시에 연속호선, 분절호선에서 레버암 길이가 0, 10 mm 일 때 절치 치관의 설측 변위, 치근의 순측 변위가 나타나며 비조절성 경사이동이 일어났고, 20 mm 일 때 절치 치관 및 치근의 설측 변위가 나타나며 치체이동에 가까운 이동양상을 보였다. 이러한 양상은 후방 치아군에서도 나타나며 레버암의 길이가 증가함에 따라 구치부 치관의 근심 경사가 더 작게 나타났다.

2. 레버암 위치에 따라 연속호선에서는 견치 후방에 레버암이 위치할 때 절치의 경사이동 및 정출이 더 크게 나타났으나 차이는 경미하였고, 분절호선에서는 측절치와 견치 사이에 레버암이 위치할 때 절치의 경사이동 및 정출이 더 크게 나타났다.

3. 교합면에서의 치아이동 관찰시에 측절치와 견치 사이에 레버암을 연결할 때에 견치의 외측 변위, 견치 후방에 연결할 때 견치의 내측 변위가 나타났다. 레버암 위치와 상관없이 레버암이 길어짐에 따라 견치가 외측 변위하려는 경

향이 크게 나타났다.

4. 연속호선에서 후방 치아군은 레버암이 견치 후방에 위치할 때 외측 변위가 더 크게 나타났고 레버암이 길어짐에 따라 외측 변위되려는 경향이 크게 나타났다.

이상의 연구 결과를 통해 설측 교정에서도 레버암의 연결 위치에 따라 치아 변위 양상이 달라질 수 있는데, 연속호선에서는 절치의 이동 양상 차이가 경미하여 필요에 따라 레버암 위치를 조정할 수 있지만 분절호선에서는 견치 후방에 레버암을 연결하였을 때 절치의 치체이동이 더 유리하게 나타났다.

참고문헌

Andrews LF. 1972. "The six keys to normal occlusion." *Am J Orthod*. 62(3):296-309.

Bennett JC, McLaughlin RP. 1990. "Controlled space closure with a preadjusted appliance system." *J Clin Orthod*. 24(4):251-260.

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. 2008. "Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 133(5):681-689.

Coolidge E. 1937. "The thickness of the human periodontal membrane." *J Am Dent Assoc*. 24:1260-1267.

Hong RK, Heo JM, Ha YK. 2005. "Lever-arm and mini-implant system for anterior torque control during retraction in lingual orthodontic treatment." *Angle Orthod*. 75(1):129-141.

Kim T, Suh J, Kim N, Lee M. 2010. "Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 137(5):639-647.

Kucher G, Weiland FJ, Bantleon HP. 1993. "Modified lingual lever arm technique." *J Clin Orthod*. 27(1):18-22.

Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. 1991. "Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states." *Angle Orthod*. 61(4):293-302.

Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. 2009. "Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 135(3):316-322.

Moran KI. 1987. "Relative wire stiffness due to lingual versus labial interbracket distance." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 92(1):24-32.

Mulligan TF. 1980. "Common sense mechanics." *J Clin Orthod*. 14(3):180-189 contd.

Park YC, Choy K, Lee JS, Kim TK. 2000. "Lever-arm mechanics in lingual orthodontics." *J Clin Orthod*. 34(10):601-605.

Poppe M, Bourauel C, Jager A. 2002. "Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models." *J Orofac Orthop*. 63(5):358-370.

Proffit WR FH, Sarver DM. 2012. “Contemporary orthodontics.” 5th ed. ed. Elsevier Mosby, St. Louis MO.

Quinn RS, Yoshikawa DK. 1985. "A reassessment of force magnitude in orthodontics." *Am J Orthod*. 88(3):252-260.

Reimann S, Keilig L, Jager A, Bourauel C. 2007. "Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors." *Eur J Orthod*. 29(3):219-224.

Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. 2001. "A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement." *Angle Orthod*. 71(2):127-131.

Sia S, Koga Y, Yoshida N. 2007. "Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study." *Angle Orthod*. 77(6):999-1003.

Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. 2003. "A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 123(4):441-450.

Sung SJ, Jang GW, Chun YS, Moon YS. 2010. "Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element analysis." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 137(5):648-657.

Tanne K. 1987. "Stress distributions in the periodontal membrane associated with various moment to force ratios in orthodontic force systems." *J Osaka Univ Dent Sch*. 27:1-9.

Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. 1988. "Moment to force ratios and the center of rotation." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 94(5):426-431.

Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. 1991. "Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 100(1):66-71.

Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. 1987. "Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 92(6):499-505.

Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. 2009. "Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics." *Angle Orthod*. 79(6):1102-1107.

Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR. 1987. "Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 91(5):375-384.

Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. 2001. "Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force." *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 120(2):190-197.

Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A, Jager A, Bourauel C. 2005. "Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth." *Eur J Orthod*. 27(4):333-339.

김경희, 이기준, 차정열, 박영철. 2011. "Lingual sliding mechanics의 lever arm 효과에 대한 유한요소분석." *대한치과교정학회지*. 41(5):324-336.

김찬년, 성재현, 경희문. 2003. "골격성 고정원을 이용한 상악 6전치 후방 견인시 힘의 적용점 변화에 따른 치아 이동 양상에 관한 유한 요소법적 분석." *대한치과교정학회지*. 33(5):339-350.

우재영, 박영철. 1993. "Laser 반사측정법을 이용한 상악전치부의 후방견인시 저항중심의 수직적 위치에 관한 실험적연구." *대한치과교정학회지*. 23(3):375-389.

이언화, 유형석, 이기준, 박영철. 2011. "교정용 미니스크류를 이용한 연속호선과 분절호선의 유한요소분석." *대한치과교정학회지*. 41(4):237-254.

Abstract

Displacement pattern of anterior teeth according to the position of lingual lever arm: A 3-dimensional finite element analysis

Sung Ah Kim

Department of Dentistry
The Graduate School, Yonsei University
(Directed by Professor Young-Chel Park, D.D.S., Ph.D.)

The torque control of the anterior teeth has been one of the difficult problems in lingual orthodontics. To overcome this problem, the lingual lever arm applying retraction force to the position close to the center of resistance of the anterior teeth can be used for there are no anatomical limitations. However, it is often necessary to change the position of the lever arm due to narrow interbracket distance.

The purpose of this study was to evaluate the initial displacement pattern of maxillary anterior teeth during retraction according to the position of the lever arm by means of 3-dimensional finite element analysis. Tooth migration was estimated on antero-posterior, vertical, and lateral direction. The results were listed below:

1. Uncontrolled lingual crown tipping of the incisors was observed on both continuous and segmental arch with the lever arm at 0mm and 10 mm. Bodily movements of the incisors was observed at 20mm. As the height of the lever arm was raised, the mesial crown tipping of the posterior teeth was reduced.

2. The lever arm placed distal to canine on continuous archwire resulted in more lingual crown tipping and extrusion of the incisors compared to the

that placed between lateral incisor and canine, but the difference was slight. When the lever arm was placed mesial to the canine on segmental archwire, there was more lingual crown tipping and extrusion of the incisors.

3. Lateral displacement of the canine with the lever arm placed mesial to the canine and the medial displacement of canine with the lever arm placed distal to the canine were observed. Regardless of the position of the lever arm, as the height of the lever arm was raised, the amount of lateral displacement of the canine increased.

4. There was more lateral displacement of the posterior segment with the lever arm placed distal to the canine on continuous archwire. When the height of the lever arm was raised, the amount of lateral displacement of the posterior segment increased.

Based on these results, the displacement pattern of the anterior teeth was different according to the position of the lever arm in lingual orthodontics. However, the position of the lever arm is adjustable if needed, as the differences were slight on continuous archwire. In case of segmental archwire, the lever arm placed distal to the canine is recommended for the translation of anterior teeth.

Keywords: lingual orthodontics, position of lever arm, 3-dimensional finite element analysis, anterior teeth retraction, continuous archwire, segmental archwire