

상악 4절치의 후방견인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석

천 옥 진¹⁾ · 김 태 우²⁾ · 서 정 훈³⁾

상악치열에서 제 1 소구치를 발거하고, 이 위치로 견치를 후방이동시킨 상태에서 retraction archwire를 사용하여 상악 4절치를 한 묶음으로 후방견인시켰을 때 초기에 나타나는 모든 힘 체계와 개개치아의 이동양상을 살펴보고 바람직하지 않은 치아이동을 감소시키기 위한 방안을 모색하고자 본 연구를 시행하였다.

먼저 유한요소법을 이용하여 상악 치아와 치근막의 해부학적 형태 및 생체적 특성을 컴퓨터로 재현시키고 모형화된 브라켓을 부착시킨 후, beam 요소를 사용하여 5종의 retraction loop를 하나씩 부여한 다섯 가지의 탄선을 모형화하고, 브라켓과 탄선간에는 gap 요소를 사용하여 모형화함으로써 전체 유한요소 모형을 완성하였다. loop의 형태, activation의 양, gable bend와 torque의 조건에 따른 차이를 검토하기 위해, 각 조건을 변화시켜 loop를 activation시켰을 때 탄선이 발휘하는 힘과 모멘트, 치아이동의 변위를 3차원적으로 정량적 및 가시적으로 평가하고 비교, 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. tear-drop loop archwire 사용시 각 치아의 근원심이동 및 설측이동이 발치공간 폐쇄에 도움이 되었으나, 바람직하지 못한 상하이동과 각 방향으로의 회전이동이 부가적으로 나타났다.
2. 다섯 가지의 retraction archwire 중 T-loop archwire에서 공간폐쇄에 도움이 되는 치아이동이 가장 작게 나타났으며, 각 방향으로의 회전이동 역시 가장 작게 나타났다.
3. tear-drop loop archwire에서 activation 양을 증가시키에 따라 공간폐쇄에 도움이 되는 치아이동이 점차 증가했으나, 바람직하지 못한 상하이동과 각 방향으로의 회전이동이 함께 증가했다.
4. tear-drop loop archwire에서 loop의 전후방에 gable bend 부여시 전치에서 근원심방향의 치체이동에 도움이 되었으나, 모든 치아에서 상하이동과 각 방향으로의 회전이동이 함께 증가했다.
5. tear-drop loop archwire의 절치부에 치근 설측 torque 부여시 이들 치아의 순설경사를 개선시키는 효과를 얻었으나, 그 반작용으로 견치 치관의 설측회전이 크게 증가했으며, 전치의 상하이동과 모든 치아에서 각 방향으로의 회전이동이 증가했다.

(주요단어 : Retraction archwires, Gable bend, 치근 설측 torque, 유한요소법)

1. 서 론

부정교합 치료의 중요한 목표는 양호한 교합과 함께 안모의 균형과 조화를 이루어 주는 것이다. 교정의는 기계적 장치의 힘 체계를 치아에 적용하여 치

아이동을 조절함으로써 이러한 목표를 실현할 수 있다.

치열궁의 부조화를 동반하는 부정교합의 교정치료시 기능적 효율성, 심미적 개선 및 치료결과의 안정을 얻기 위해서 흔히 소구치의 발거를 필요로 하며, 일단 치아를 발거하면 발치공간의 폐쇄가 불가피하다. crowding을 해소시키고 난 후 남은 공간을 폐쇄시키기 위하여 부정교합의 특성에 따라 전치를 원심이동

¹⁾서울대학교 치과대학 교정학교실

²⁾서울대학교 치과대학 교정학교실, 전임강사

³⁾서울대학교 치과대학 교정학교실, 교수

시키거나, 구치를 근심이동시키거나, 혹은 이들 둘을 혼용하게 되는데, 어떤 경우에도 retraction mechanics의 기본원리가 적용된다³⁹⁾.

retraction mechanics는 friction mechanics와 frictionless mechanics의 두 부류로 구분된다. friction mechanics는 탄성체의 힘으로 탄선을 따라 치아를 미끄러지게 하여 이동시키는 방법으로서 탄선과 브라켓간의 상호작용으로 모멘트와 마찰력이 발생하여, 결과적으로 치아이동에 유용한 힘의 크기가 감소하게 된다. 한편, frictionless mechanics는 탄선에 부여된 retraction loop에서 발생하는 힘을 이용하여 치아를 이동시키는 방법으로서 friction mechanics보다 치아이동을 더 양호하게 조절할 수 있지만, retraction loop를 사용할 때 mechanics의 미세한 오류가 치아이동에 큰 오차를 유발할 수 있기 때문에, 사용시 세심한 주의를 필요로 한다³⁹⁾.

이전까지 교정적 힘 체계나 치아이동을 분석적 및 실험적으로 설명하고자 하는 많은 연구가 있었으나, 발치증례에서 절치를 후방전인시키는 mechanics의 효과에 관한 문헌상의 정보는 별로 없는 실정이다. Begg¹²⁾는 교정치료에 있어서 "differential forces"의 개념을 제시하면서 약한 힘은 전치만을 이동시키고 강한 힘은 구치만을 이동시킬 것이라고 언급하였으나, Andreasen과 Zwanziger⁹⁾가 이를 재평가한 결과, retraction mechanics를 사용 중에 대개는 reciprocal force가 각각 다양한 속도로 공간을 폐쇄시키면서 상반적인 치아이동을 야기한다는 것을 밝혀냈다.

한편, 역학적 힘 체계를 적용했을 때의 실제적인 치아이동은 조직반응에 의존하므로²⁷⁾, 교정장치의 역학에 대해서 뿐만 아니라 교정장치가 미치는 생물학적 영향에 대해서도 분석 및 이해가 필요하다. 최근 광탄성법²⁰⁾, holography법¹⁹⁾, strain-gauge법^{27,33,35)}, 유한요소법^{4,5,7,28)} 등의 여러 가지 방법을 이용하여 힘 체계와 치아이동을 생역학적으로 규명하고자 하는 노력이 엿보이고 있다. 그러나 Nagerl 등³⁴⁾은 지금까지 대부분의 연구가 힘 체계의 다양성을 전혀 고려하지 않은 채 힘의 크기만을 변화시켜 힘 체계를 설명했으며, 단지 한두 개의 좌표를 이용하여 치아이동을 분석했기 때문에, 힘 체계와 치아이동간의 관계를 명확히 밝힐 수 없었다고 보고한 바 있다.

이에 저자는 상악치열에서 제 1 소구치를 발거하고, 이 위치로 견치를 후방이동시킨 상태에서 retraction archwire를 사용하여 상악 4절치를 한 묶음으

로 후방전인시켰을 때 나타나는 모든 힘 체계와 개개 치아의 이동양상을 살펴보고 바람직하지 않은 치아이동을 감소시키기 위한 방안을 모색하고자, 여러 가지의 조건하에서 loop를 activation시켰을 때 탄선이 발휘하는 힘과 모멘트, 치아이동의 변위를 3차원적 유한요소법을 이용하여 정량적 및 가시적으로 평가하고 비교, 분석하고자 하였다.

II. 연구방법

A. 유한요소 모형 제작

상악 좌측 치열의 중절치에서 제 2 대구치까지의 각 치아를 컴퓨터상에서 8절점의 육면체 요소로 분할하여 치아에 대한 3차원적 유한요소 모형을 구성하였다. 이 때 치아의 크기와 형태는 Wheeler⁴⁴⁾의 수치와 실제로 발거된 치아 및 이에 대한 연구¹⁴⁾를 참고로 하고, 각 치아의 순설 또는 협설 경사도, 근원심 치축 경사도는 Andrews¹⁰⁾, Dempster 등²⁴⁾, Dewel²⁵⁾, 김²⁾의 연구를 참고로 하여 치아모형을 결정하였다. Roth의 정상 치열궁("A" company, USA) 형태에 따라 견치를 제 1 소구치의 발거부위로 후방이동시킨 상태가 되도록 위의 치아모형을 적절히 배열하였다(그림 1, a). 치근막은 Coolidge²²⁾의 연구를 참고로 하여 0.25mm 두께로 균일하게 모형화하였다(그림 1, b). 본 연구에서는 교정력이라는 약한 힘을 가했을 때 나타나는 초기반응을 관찰하기 위한 것이므로 치아와 치근막을 등방, 등질의 선형 탄성체라고 가정하였다.

탄선의 교정력을 치아에 전달하는 매개체로서 slot의 크기가 .022"×.028"인 브라켓을 모형화하여 각 치아 치관의 FA 점(Andrews의 facial axis point¹¹⁾)과 브라켓 slot의 중심이 일치하도록 부착시키되, 탄선이 passive하게 삽입될 수 있도록 브라켓 slot의 각도를 조절하였다⁷⁾. 임상에서 흔히 사용하는 loop 중에서 5종(a. tear-drop loop ; b. simple closing open loop ; c. simple closing closed loop ; d. combination loop ; e. T-loop)을 선택한 다음(그림 2), 단면의 크기가 .019"×.025"인 탄선으로 측절치 브라켓의 원심면에서 원심축으로 1mm 떨어진 곳에 5종의 loop를 하나씩 부여한 다섯 가지의 retraction archwire를 3차원 beam 모형으로 제작함으로써 최종적인 유한요소 모형을 완성하였다(그림 1, c).

탄선과 브라켓 slot 사이에 틈이 존재하기 때문에 탄선이 브라켓을 통해 힘을 전달할 때 이들간의 접촉

반응이 비선형 현상을 보이게 되므로, 이를 해석하기 위해서 gap 요소(그림 3)를 사용하였다⁷⁾. 위의 모형 상에서 각 치아에 가해지는 힘 체계와 치아이동 변위를 3차원적으로 계측하기 위해서, 각 치아의 FA 점을 원점으로 하는 국소적인 공간좌표계를 설정하였다(그림 4).

완성된 전체 모형의 총 요소 수는 2248개(solid 모형; 2151개, beam 모형; 97개)이며, 총 절점수는 3194개였다. 본 연구에서 사용한 각 모형의 물질상수 값은 표 1에 나와 있으며⁷⁾, 치아는 Tanne^{40,41)}의 연구를, 치근막은 Andersen 등⁸⁾의 연구를 참고로 하였다.

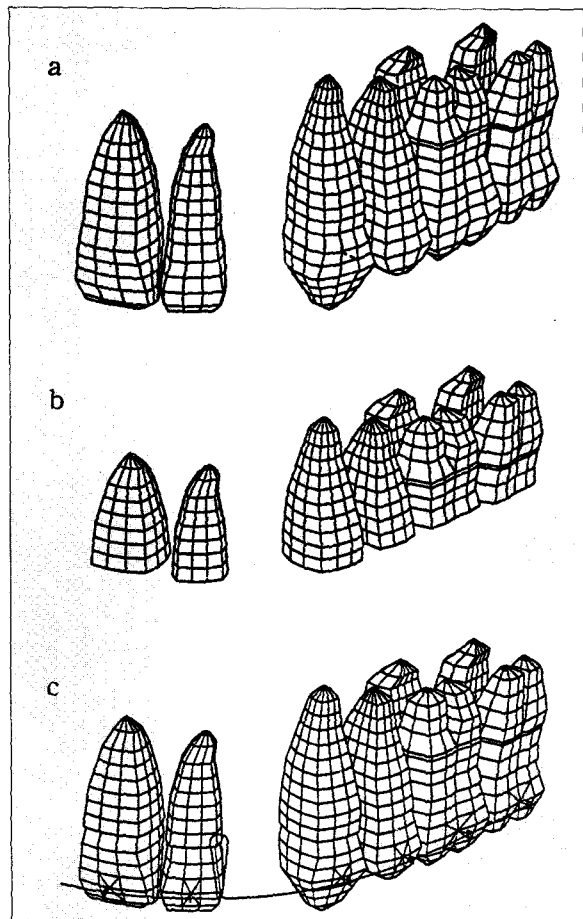


Fig. 1. Three dimensional finite element model of the upper left dentition after canine retraction into extraction space
 a. teeth
 b. periodontal membranes
 c. total finite element model

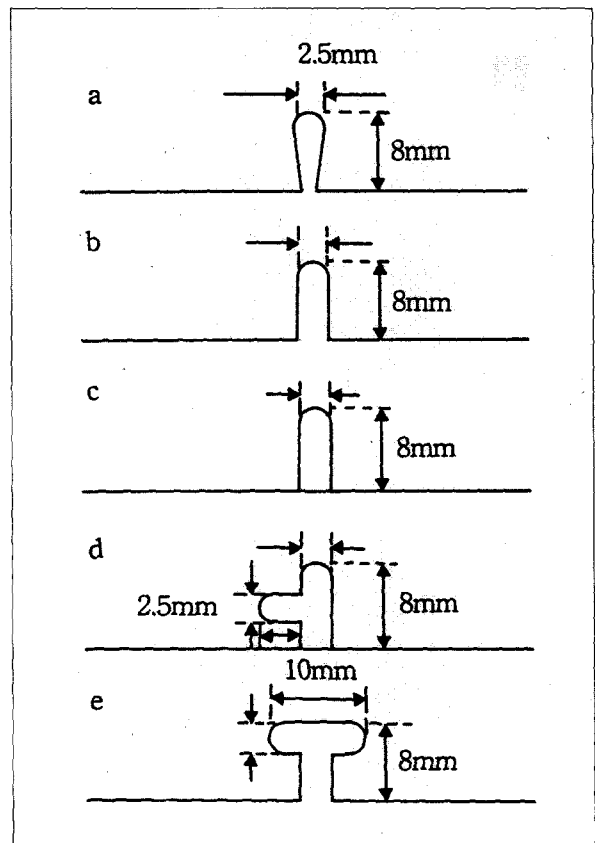


Fig. 2. 5 types of retraction loops
 a. tear-drop loop
 b. simple closing open loop
 c. simple closing closed loop
 d. combination loop
 e. T-loop

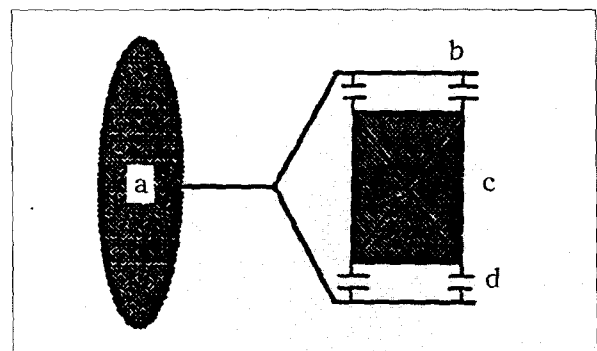


Fig. 3. Schematic diagram of gap element⁷⁾
 a. tooth
 b. bracket
 c. wire
 d. gap element

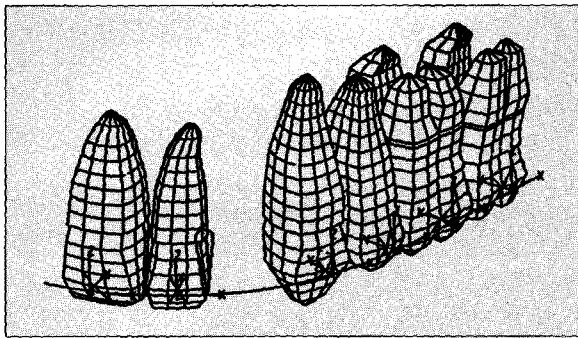


Fig. 4. The reference coordinate system
 X-axis: mesio-distal direction
 Y-axis: facio-lingual direction
 Z-axis: up- & downward direction

Table 1. Mechanical properties for the tooth, periodontal membrane, and stainless steel wire

Material	Young's modulus (g/mm ²)	Poisson's ratio
Tooth	2.0 x 10 ⁶	0.3
Periodontal membrane	7.0 x 10 ²	0.49
Wire(stainless steel)	21.4 x 10 ⁶	0.3

B. 조사 내용

다음의 각 조건하에서 retraction archwire를 activation시켰을 때 탄선이 각 치아에 발휘하는 힘과 모멘트, 치아이동 변위를 계측하였으며, 탄선의 변형된 형태를 함께 관찰하였다.

1. 상악 4절치의 후방견인시 나타나는 일반적인 힘 체계와 치아이동 양상을 살펴보기 위해, tear-drop loop archwire를 0.5mm activation시켰을 때의 결과를 계측한 뒤, 이를 기본형으로 지정하였다.
2. activation force의 크기에 따른 차이를 보기 위해, tear-drop loop archwire의 retraction activation 양을 0.5mm에서 1.0, 1.5, 2.0mm로 증가시켰을 때의 결과를 기본형과 비교하여 분석하였다.
3. loop의 형태에 따른 차이를 보기 위해, simple closing open loop와 simple closing closed loop, combination loop, T-loop를 하나씩 부여한 네 가지의 retraction archwire를 각각 0.5mm씩 acti-

vation시켰을 때의 결과를 기본형과 비교하여 분석하였다.

4. gable bend의 효과를 보기 위해, tear-drop loop archwire에서 loop의 전방 및 후방 경계부에 gable angle을 각각 5°, 10° 씩 부여하여 0.5mm activation시켰을 때의 결과를 기본형과 비교하여 분석하였다.
5. torque의 효과를 보기 위해, tear-drop loop archwire에서 절치부 치아에 치근 설측 torque를 5°, 10°, 15° 부여하여 0.5mm activation시켰을 때의 결과를 기본형과 비교하여 분석하였다. 이 때 탄선의 torque 각도는 위에 제시한 치아의 torque 각도에 약 6.9°의 deviation angle을 추가하였다.

C. 처리 방법

유한요소 분석의 결과로서, 각 치관의 FA 점을 원점으로 하는 요소좌표계에서 FA 점에 가해진 힘(Fx, Fy, Fz)과 모멘트(Mx, My, Mz)를, 절점좌표계에서 FA 점에서의 치아의 변위를 치체변위(Ux, Uy, Uz)와 회전변위(θx, θy, θz)로 구분하여 계측함으로써⁷⁾, 3차원적으로 운동하는 물체의 여섯 가지 운동 방식, 즉 세 방향으로의 translation과 세 방향으로의 rotation을 정확히 평가³⁴⁾할 수 있도록 하였다. 본 모형에서 사용한 절점좌표계(공간에서 서로 수직인 X, Y, Z축으로 구성된 직각좌표계로서 X축은 근원심방향, Y축은 순설방향, Z축은 상하방향을 가리킴)에 대한 설명이 그림 4에 나와 있으며, 요소좌표계도 절점좌표계의 치축 및 방향대로 전환시켜 결과를 분석하였다. 이 결과를 가시적으로 확인하기 위해 활동 영상 처리 기법을 사용하였으며, 교합면과 수평면에서 탄선의 변형된 형태를 관찰하였다. 본 실험에 사용한 컴퓨터는 SGI INDY와 SUN SPARC station 2 기종이었으며, 유한요소 분석을 위한 컴퓨터 프로그램으로서 전처리(preprocessing) 및 후처리(postprocessing)는 PATRAN 3을 사용하였고, 해석(solution)은 MARCK 5를 사용하였다.

III. 연구 결과

1. tear-drop loop archwire를 0.5mm activation시켰을 때 개개치아의 FA 점에 나타나는 힘(Fx, Fy, Fz)과 모멘트(Mx, My, Mz), 변위[치체변위(Ux, Uy, Uz), 회전변위(θx, θy, θz)]에 대한 계측치(기본형)를

Table 2. Forces, moments, & displacements produced by tear-drop loop archwire after 0.5mm of activation (standard form).

tooth	force(gf)			moment(gf.mm)			translation(10^{-5} mm)			rotation(10^{-6} radian)		
	Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Ux	Uy	Uz	θ_x	θ_y	θ_z
11	83	38	-75	-126	0	84	48	-1	8	-5	-32	44
12	20	124	108	112	0	20	22	95	-51	118	-20	26
13	-66	100	-37	-62	0	-66	-30	20	-3	16	21	-34
15	-55	4	0	0	0	-55	-27	1	0	1	22	-27
16	-62	5	0	0	0	-80	-11	1	0	1	8	-7
17	-34	0	4	4	0	-34	-7	0	0	0	6	-5

Fx : force acting in X-axis direction (+ : distal, - : mesial)
 Fy : force acting in Y-axis direction (+ : lingual, - : facial)
 Fz : force acting in Z-axis direction (+ : intrusive, - : extrusive)
 Mx : moment rotating in X-axis direction (+ : crown lingual, - : crown facial)
 My : moment rotating in Y-axis direction (+ : crown mesial, - : crown distal)
 Mz : moment rotating in Z-axis direction (+ : mesiofacial, - : mesiolingual)
 Ux : mesio-distal displacement (+ : distal, - : mesial)
 Uy : facio-lingual displacement (+ : lingual, - : facial)
 Uz : up- & downward displacement (+ : intrusive, - : extrusive)
 θ_x : facio-lingual rotation (+ : crown lingual, - : crown facial)
 θ_y : mesio-distal rotation (+ : crown mesial, - : crown distal)
 θ_z : mesiofacial or mesiolingual rotation (+ : mesiofacial, - : mesiolingual)

표 2에 제시하였다. 근원심방향으로 가장 큰 힘을 받은 치아는 중절치(원심방향으로 83gf)였으며, 가장 작은 힘을 받은 치아는 측절치(원심방향으로 20gf)였으나, 실제적인 근원심 치아이동은 중절치, 견치, 제 2 소구치, 측절치의 순서로 중절치와 측절치는 원심이동을, 견치와 제 2 소구치는 근심이동을 보였으며, 대구치의 근심이동은 미미하였다. 순설방향으로 가장 큰 힘을 받은 치아는 측절치(설측으로 124gf)였으며, 다음으로 견치(설측으로 100gf), 중절치(설측으로 38gf)의 순서로 나타났으나, 실제적인 순설치아이동은 측절치의 설측이동만 월등히 크게 나타났으며 견치의 설측이동이 소량 나타났고, 중절치에서는 오히려 미미한 순측이동을 보였으며, 구치들은 미미한 설측이동을 보였다. 상하방향으로는 측절치(상방으로 108gf)가 가장 큰 힘을, 다음으로 중절치(하방으로 75gf), 견치(하방으로 37gf)의 순서로 힘을 받았으나, 실제적인 상하 치아이동은 중절치와 측절치에서 힘을 받은 방향의 반대방향으로 나타나 측절치의 월등한 하방이동과 중절치의 경미한 상방이동을 보였고, 견치는 경미한 하방이동을 보였다. 구치에서의 상하 치아이동은 관찰할 수 없었다. 전체적인 치체변위를 비교해 볼 때 측절치의 설측이동이 월등히 컸으며, 다

음으로 중절치의 원심이동과 측절치의 하방이동이 비슷하게 나타났고, 그 뒤로 견치와 제 2 소구치의 근심이동, 측절치의 원심이동의 순서로 나타났다.

한편, 치아에 가해지는 모멘트에 대해서는 중절치 치관의 순측회전 및 근심순측회전 모멘트(각각 126gf.mm, 84gf.mm)와 측절치 치관의 설측회전 및 근심순측회전 모멘트(각각 112gf.mm, 20gf.mm), 견치 치관의 순측회전 및 근심설측회전 모멘트(각각 62gf.mm, 66gf.mm)가 나타났고, 구치의 근심설측회전 모멘트(제 2 소구치 ; 55gf.mm, 제 1 대구치 ; 80gf.mm, 제 2 대구치 ; 34gf.mm)가 나타났으며, 근원심방향의 회전 모멘트는 모든 치아에서 0에 근접했다. 실제적인 치아의 회전변위는 측절치 치관의 설측회전이 월등하게 크게 나타났고, 중절치와 측절치 치관의 원심회전 및 근심순측회전이 나타났으며, 반대로 견치와 구치에서는 치관의 근심회전 및 근심설측회전이 나타났고 회전량은 후방으로 갈수록 감소하였다. 전체적인 회전변위를 비교해 볼 때 측절치 치관의 설측회전이 월등하게 컸으며, 다음으로 중절치 치관의 원심회전 및 근심순측회전, 견치의 근심설측회전, 측절치의 근심순측회전 및 제 2 소구치의 근심설측회전의 순서로 나타났다. 용어의 혼동을 피하기 위하여,

Table 3. Forces, moments, & displacements produced by tear-drop loop archwire after 0.5, 1.0, 1.5, & 2.0mm of activation.

tooth	act. (mm)	force(gf)			moment(gf.mm)			translation(10^{-5} mm)			rotation(10^{-6} radian)		
		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Ux	Uy	Uz	θ_x	θ_y	θ_z
11	0.5	83	38	-75	-126	0	84	48	-1	8	-5	-32	44
	1.0	171	69	-108	-180	0	171	100	5	8	0	-67	92
	1.5	262	99	-123	-205	0	262	155	13	4	10	-104	142
	2.0	360	128	-123	-206	0	360	215	23	-4	25	-145	197
12	0.5	20	124	108	112	0	20	22	95	-51	118	-20	26
	1.0	96	265	204	212	816	96	34	197	-98	245	19	92
	1.5	184	411	287	241	1816	184	43	296	-142	364	73	166
	2.0	273	569	354	95	2861	273	48	387	-178	467	132	238
13	0.5	-66	100	-37	-62	0	-66	-30	20	-3	16	21	-34
	1.0	-133	238	-125	-209	0	-133	-60	41	3	28	41	-69
	1.5	-204	381	-232	-388	0	-204	-92	61	11	36	63	-106
	2.0	-286	523	-322	-538	0	-286	-129	83	16	48	88	-149
15	0.5	-55	4	0	0	0	-55	-27	1	0	1	22	-27
	1.0	-131	3	15	16	0	-131	-66	4	-2	5	53	-63
	1.5	-211	1	62	65	0	-211	-105	11	-10	17	84	-101
	2.0	-289	3	90	93	0	-289	-144	16	-14	25	116	-138
16	0.5	-62	5	0	0	0	-80	-11	1	0	1	8	-7
	1.0	-144	14	14	18	0	-186	-27	3	-1	3	18	-16
	1.5	-227	22	3	4	0	-295	-43	3	0	3	29	-25
	2.0	-313	30	0	0	0	-406	-59	4	1	3	40	-35
17	0.5	-34	0	4	4	0	-34	-7	0	0	0	6	-5
	1.0	-78	-1	0	0	0	-78	-16	0	1	-1	13	-11
	1.5	-124	-2	2	2	0	-124	-25	0	1	-1	21	-18
	2.0	-171	-3	1	1	0	-171	-34	0	2	-1	29	-24

Fx : force acting in X-axis direction (+ : distal, - : mesial)
 Fy : force acting in Y-axis direction (+ : lingual, - : facial)
 Fz : force acting in Z-axis direction (+ : intrusive, - : extrusive)
 Mx : moment rotating in X-axis direction (+ : crown lingual, - : crown facial)
 My : moment rotating in Y-axis direction (+ : crown mesial, - : crown distal)
 Mz : moment rotating in Z-axis direction (+ : mesiofacial, - : mesiolingual)
 Ux : mesio-distal displacement (+ : distal, - : mesial)
 Uy : facio-lingual displacement (+ : lingual, - : facial)
 Uz : up- & downward displacement (+ : intrusive, - : extrusive)
 θ_x : facio-lingual rotation (+ : crown lingual, - : crown facial)
 θ_y : mesio-distal rotation (+ : crown mesial, - : crown distal)
 θ_z : mesiofacial or mesiolingual rotation (+ : mesiofacial, - : mesiolingual)

위에서 설명한 순축회전과 설축회전은 임상적으로 순 설경사의 변화를 의미하며, 근심회전과 원심회전은 근원심치축경사의 변화를(tip 개념), 그리고 근심순축 및 근심설축 회전은 임상에서 흔히 일컫는 치아회전

(rotation 개념)을 의미한다는 것을 밝히고자 한다.

2. activation force의 크기에 따른 차이를 보기 위해서 tear-drop loop archwire를 0.5, 1.0, 1.5, 2.0mm

activation시켰을 때 개개치아의 FA 점에 나타나는 힘과 모멘트, 변위에 대한 계측치를 표 3에 제시하였다. activation 양을 증가시키기에 따라 모든 치아에서 힘, 모멘트, 변위의 거의 모든 계측치들이 비례적으로 점차 증가하는 것으로 나타났다. 다른 치아들에 비해 측절치와 견치에서 더욱 큰 증가를 보였으며, 특히 측절치에서 원심방향으로의 힘의 증가가 두드러졌으나 (0.5mm ; 20gf → 2mm ; 273gf) 근심회전 모멘트가 더욱 큰 증가를 보였기 때문에 (0.5mm ; 0gf.mm → 2mm ; 2861gf.mm) 원심이동량의 증가폭은 오히려 상대적으로 작게 나타나면서 (0.5mm ; 22×10^{-5} mm → 2mm ; 48×10^{-5} mm) 원심회전이 근심회전으로 전환하여 큰 폭으로 증가하였으며 (0.5mm ; 20×10^{-6} radian 원심회전 → 2mm ; 132×10^{-6} radian 근심회전), 근심순축회전 모멘트의 급격한 증가로 (0.5mm ; 20gf.mm → 2mm ; 273gf.mm) 측절치의 근심순축회전이 크게 증가하였다 (0.5mm ; 26×10^{-6} radian → 2mm ; 238×10^{-6} radian). 또한 0.5mm activation시 중절치에서 나타나던 경미한 순축이동이 activation 양을 증가시키기에 따라 설축이동으로 전환하여 증가하였고 (0.5mm ; 1×10^{-5} mm 순축이동 → 2mm ; 23×10^{-5} mm 설축이동), 순축회전이 설축회전으로 전환하여 증가하였으며 (0.5mm ; 5×10^{-6} radian 순축회전 → 2mm ; 25×10^{-6} radian 설축회전), 견치에서는 하방이동이 상방이동으로 전환하여 증가를 보였다 (0.5mm ; 3×10^{-5} mm 하방이동 → 2mm ; 16×10^{-5} mm 상방이동). 제 2 소구치와 제 1 대구치에서 거의 0을 나타내던 상방으로의 힘과 설축회전 모멘트가 activation 양을 증가시키기에 따라 크게 증가하여, 그 방향으로의 치아이동 역시 증가하는 것으로 나타났다.

3. loop의 형태에 따른 차이를 보기 위해서 다섯가지의 archwire를 0.5mm activation시켰을 때 개개치아의 FA 점에 나타나는 힘과 모멘트, 변위에 대한 계측치를 표 4에 제시하였다. tear-drop loop를 기준으로 하여 계측치들을 상대적으로 평가해 볼 때 simple closing open loop의 경우에는 중절치 치관의 순축회전과 측절치 치관의 설축이동 및 설축회전이 증가했으나 그 양이 극히 작았고, 구치들은 거의 차이를 보이지 않았다. simple closing closed loop의 경우에는 중절치와 측절치에서 simple closing open loop와 정반대의 양상을 보였고, 견치에서 근심이동과 근심회전 및 근심설축회전의 미약한 감소를 보였으며, 구치에서는 역시 거의 차이를 나타내지 않았다. combi-

nation loop의 경우에는 simple closing closed loop와 거의 유사한 양상을 보이면서 감소정도가 비슷하거나 약간 더 크게 나타났으며, 측절치의 원심이동과 근심순축회전의 증가 및 제 1, 제 2 대구치 치관의 근심회전의 감소가 부가적으로 나타났다.

T-loop에서는 다른 loop들에 비해 전반적으로 큰 차이를 보여서, 근원심방향으로의 치아이동이 모든 치아에서 급격히 감소하였으며, 순설방향 및 상하방향의 치아이동은 견치에서 이와 같은 양상을 보였고 구치에서는 차이가 없었다. 또한 모든 치아에서 각 방향으로의 회전이 크게 감소하였으나, 순설회전량은 구치에서는 거의 차이가 없었으며 중절치에서는 순축회전이 약간 증가하는 것으로 나타났다.

4. gable bend의 효과를 보기 위해 tear-drop loop의 전후방 경계부위에 각각 0°, 5°, 10°씩의 gable bend를 부여하여 0.5mm activation시켰을 때 개개치아의 FA 점에 나타나는 힘과 모멘트, 변위에 대한 계측치를 표 5에 제시하였다. 치아에 발생하는 힘, 모멘트, 변위의 모든 계측치들은 gable angle의 크기를 증가시키기에 따라 비례 또는 반비례 관계를 나타냈다. gable bend를 부여한 경우를 부여하지 않은 경우(기본형)와 비교해 볼 때, 측절치와 견치를 제외한 모든 치아에서 근심방향으로의 힘의 증가로 인해 근심이동이 증가하는 경향을 보였으며, 견치는 원심방향으로의 힘이 증가하면서 (0° ; 근심으로 66gf → 10° ; 원심으로 21gf) 근심이동이 미약하게나마 원심이동으로 전환하였으나 (0° ; 30×10^{-5} mm 근심이동 → 10° ; 12×10^{-5} mm 원심이동), 측절치에서는 원심방향의 힘이 크게 증가했음에도 (0° ; 20gf → 10° ; 174gf) 불구하고 근심회전 모멘트가 더욱 크게 증가하여 (0° ; 0gf.mm → 10° ; 2271gf.mm) 근심회전이 급증함으로써 (0° ; 20×10^{-6} radian 원심회전 → 10° ; 130×10^{-6} radian 근심회전) 오히려 원심이동의 감소 (0° ; 22×10^{-5} mm → 10° ; 6×10^{-5} mm)를 나타냈다. 마찬가지로 측절치에서 상방으로 작용하는 힘이 (0° ; 108gf → 10° ; 328gf), 견치에서 하방으로 작용하는 힘이 (0° ; 37gf → 10° ; 311gf) 크게 증가하였으나 측절치에서는 설축회전 모멘트가 (0° ; 112gf.mm → 10° ; 341gf.mm), 견치에서는 순축회전 모멘트가 (0° ; 62gf.mm → 10° ; 521gf.mm) 증가하여 오히려 측절치의 하방이동 및 견치의 상방이동이 크게 증가했다. 또한 측절치에서 근심순축회전 모멘트가 크게 증가하여 (0° ; 20gf.mm → 10° ; 174gf.mm) 측절치 치관의 근심순

Table 4. Forces, moments, & displacements produced by 5 types of retraction archwires after 0.5mm of activation.

tooth	type of loop	force(gf)			moment(gf.mm)			translation(10^{-5} mm)			rotation(10^{-6} radian)		
		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Ux	Uy	Uz	θ_x	θ_y	θ_z
11	tear	83	38	-75	-126	0	84	48	-1	8	-5	-32	44
	open	86	39	-81	-135	0	86	49	-1	9	-7	-32	45
	closed	78	37	-67	-111	0	78	45	1	7	-3	-30	42
	combi.	64	38	-72	-120	0	64	36	1	8	-4	-24	33
	T	34	19	-60	-100	0	34	18	-4	9	-9	-11	17
12	tear	20	124	108	112	0	20	22	95	-51	118	-20	26
	open	21	127	116	121	0	21	22	98	-53	123	-21	26
	closed	22	117	96	100	0	22	23	88	-46	110	-21	27
	combi.	29	99	103	107	0	29	29	80	-46	101	-26	33
	T	11	50	85	88	0	11	13	48	-32	62	-12	15
13	tear	-66	100	-37	-62	0	-66	-30	20	-3	16	21	-34
	open	-68	103	-40	-67	0	-68	-31	20	-2	16	21	-35
	closed	-60	100	-33	-55	0	-60	-27	20	-3	17	19	-31
	combi.	-46	103	-36	-60	0	-46	-21	21	-3	17	14	-24
	T	-19	54	-27	-46	0	-19	-9	10	0	7	6	-10
15	tear	-55	4	0	0	0	-55	-27	1	0	1	22	-27
	open	-57	4	0	0	0	-57	-28	1	0	1	23	-27
	closed	-55	2	0	0	0	-55	-28	1	0	1	22	-26
	combi.	-56	-2	0	0	0	-56	-28	0	1	-1	23	-27
	T	-30	-3	0	0	0	-30	-15	0	1	-1	12	-14
16	tear	-62	5	0	0	0	-80	-11	0	0	1	8	-7
	open	-63	5	1	1	0	-82	-12	1	0	1	8	-7
	closed	-61	5	0	0	0	-79	-12	1	0	1	8	-7
	combi.	-60	6	0	0	0	-78	-11	1	0	1	1	-7
	T	-31	4	0	0	0	-40	-6	1	0	0	4	-3
17	tear	-34	0	4	4	0	-34	-7	0	0	0	6	-5
	open	-34	0	4	4	0	-35	-7	0	0	0	6	-5
	closed	-33	0	3	3	0	-33	-7	0	0	0	6	-5
	combi.	-33	-1	4	4	0	-33	-7	0	0	0	1	-5
	T	-17	0	2	3	0	-17	-3	0	0	0	3	-2

Fx : force acting in X-axis direction (+ : distal, - : mesial)
 Fy : force acting in Y-axis direction (+ : lingual, - : facial)
 Fz : force acting in Z-axis direction (+ : intrusive, - : extrusive)
 Mx : moment rotating in X-axis direction (+ : crown lingual, - : crown facial)
 My : moment rotating in Y-axis direction (+ : crown mesial, - : crown distal)
 Mz : moment rotating in Z-axis direction (+ : mesiofacial, - : mesiolingual)
 Ux : mesio-distal displacement (+ : distal, - : mesial)
 Uy : facio-lingual displacement (+ : lingual, - : facial)
 Uz : up- & downward displacement (+ : intrusive, - : extrusive)
 θ_x : facio-lingual rotation (+ : crown lingual, - : crown facial)
 θ_y : mesio-distal rotation (+ : crown mesial, - : crown distal)
 θ_z : mesiofacial or mesiolingual rotation (+ : mesiofacial, - : mesiolingual)

Table 5. Forces, moments, & displacements produced by tear-drop loop archwire with gable bends after 0.5mm of activation.

tooth	gable(°)	force(gf)			moment(gf.mm)			translation(10 ⁻⁵ mm)			rotation(10 ⁻⁶ radian)		
		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Ux	Uy	Uz	θx	θy	θz
11	0	83	38	-75	-126	0	84	48	-1	8	-5	-32	44
	5	72	36	-108	-180	0	72	40	-8	16	-16	-25	37
	10	40	25	-123	-206	0	40	19	-15	22	-26	-11	19
12	0	20	124	108	112	0	20	22	95	-51	118	-20	26
	5	102	123	231	241	1167	102	16	122	-83	162	55	92
	10	174	90	328	341	2271	174	6	125	-102	176	130	149
13	0	-66	100	-37	-62	0	-66	-30	20	-3	16	21	-34
	5	-30	174	-176	-295	0	-30	-13	18	21	-3	9	-15
	10	21	221	-311	-521	0	21	12	10	47	-27	-8	12
15	0	-55	4	0	0	0	-55	-27	1	0	1	22	-27
	5	-97	-19	43	45	0	-97	-48	3	-5	7	38	-46
	10	-123	-43	105	109	0	123	-61	6	-13	17	48	-58
16	0	-62	5	0	0	0	-80	-11	1	0	1	8	-7
	5	-96	14	8	10	0	-124	-18	2	-1	2	12	-11
	10	-113	21	0	0	0	-146	-21	3	0	2	14	-13
17	0	-34	0	4	4	0	-34	-7	0	0	0	6	-5
	5	-53	-2	2	1	0	-53	-10	0	0	0	9	-7
	10	-63	-3	2	3	0	-63	-12	0	1	0	10	-9

Fx : force acting in X-axis direction (+ : distal, - : mesial)
 Fy : force acting in Y-axis direction (+ : lingual, - : facial)
 Fz : force acting in Z-axis direction (+ : intrusive, - : extrusive)
 Mx : moment rotating in X-axis direction (+ : crown lingual, - : crown facial)
 My : moment rotating in Y-axis direction (+ : crown mesial, - : crown distal)
 Mz : moment rotating in Z-axis direction (+ : mesiofacial, - : mesiolingual)
 Ux : mesio-distal displacement (+ : distal, - : mesial)
 Uy : facio-lingual displacement (+ : lingual, - : facial)
 Uz : up- & downward displacement (+ : intrusive, - : extrusive)
 θx : facio-lingual rotation (+ : crown lingual, - : crown facial)
 θy : mesio-distal rotation (+ : crown mesial, - : crown distal)
 θz : mesiofacial or mesiolingual rotation (+ : mesiofacial, - : mesiolingual)

측회전이 크게 증가했다(0° ; 26×10⁻⁶radian → 10° ; 149×10⁻⁶radian). 제 2 소구치는 치관이 설측으로 회전하면서 설측이동 및 하방이동이 증가했으며 근심회전 및 근심설측회전의 증가를 보였고 대구치에서의 변화는 미약하게 나타났다.

5. tear-drop loop archwire에서 절치부 치아에 0°, 5°, 10°, 15°의 치근 설측 torque를 부여하여 0.5mm activation시켰을 때 개개치아의 FA점에 나타나는 힘과 모멘트, 변위에 대한 계측치를 표 6에 제시하였다.

측절치 치관의 순측회전 모멘트가 급격히 증가하여 (0° ; 112gf.mm의 설측회전 모멘트 → 15° ; 1546gf.mm의 순측회전 모멘트) 측절치 치관의 설측회전을 어느 정도 감소시켰으며(0° ; 118×10⁻⁶radian → 15° ; 96×10⁻⁶ radian), 중절치에서도 크게 증가하여(0° ; 126gf.mm → 15° ; 304gf.mm) 중절치 치관의 순측회전을 증가시켰다(0° ; 5×10⁻⁶radian → 15° ; 37×10⁻⁶radian). 그 반작용으로 견치 치관의 설측회전 모멘트가 크게 증가함으로써(0° ; 62gf.mm의 순측회전 모멘트 → 15° ; 1309gf. mm의 설측회전 모멘트)

Table 6. Forces, moments, & displacements produced by tear-drop loop archwire with active anterior lingual root torque after 0.5mm of activation.

tooth	torque (°)	force(gf)			moment(gf.mm)			translation(10^{-5} mm)			rotation(10^{-6} radian)		
		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Ux	Uy	Uz	θ_x	θ_y	θ_z
11	0	83	38	-75	-126	0	84	48	-1	8	-5	-32	44
	5	174	39	-155	-259	0	174	101	-19	22	-28	-66	94
	10	208	35	-168	-282	0	209	121	-23	24	-32	-79	114
	15	243	32	-181	-304	0	243	142	-28	26	-37	-93	133
12	0	20	124	108	112	0	20	22	95	-51	118	-20	26
	5	-26	251	197	-705	0	-26	-12	128	-73	122	6	-23
	10	-48	298	228	-1125	0	-48	-29	132	-78	109	20	-48
	15	-70	346	260	-1546	0	-70	-46	136	-83	96	33	-73
13	0	-66	100	-37	-62	0	-66	-30	20	-3	16	21	-34
	5	-221	41	16	542	0	-221	-102	25	-17	52	70	-117
	10	-287	4	5	926	0	-287	-133	25	-17	68	90	-152
	15	-354	-32	-6	1309	0	-354	-164	24	-17	85	111	-187
15	0	-55	4	0	0	0	-55	-27	1	0	1	22	-27
	5	-22	62	-45	-47	0	-22	-12	9	1	4	10	-11
	10	-2	88	-54	-56	0	-2	-2	14	-1	8	2	-2
	15	19	115	-64	-66	0	19	8	19	-2	13	-6	8
16	0	-62	5	0	0	0	-80	-11	1	0	1	8	-7
	5	-51	-9	-9	-12	0	-66	-10	-2	2	-2	7	-6
	10	-40	-17	-7	-9	0	-52	-8	-2	2	-3	5	-4
	15	-29	-24	-5	-6	0	-38	-6	-3	2	-3	4	-3
17	0	-34	0	4	4	0	-34	-7	0	0	0	6	-5
	5	-27	2	-4	-4	0	-27	-5	0	1	-1	5	-4
	10	-20	3	-4	-4	0	-20	-4	0	0	0	3	-3
	15	-13	4	-4	-5	0	-13	-3	0	0	0	2	-2

Fx : force acting in X-axis direction (+ : distal, - : mesial)
 Fy : force acting in Y-axis direction (+ : lingual, - : facial)
 Fz : force acting in Z-axis direction (+ : intrusive, - : extrusive)
 Mx : moment rotating in X-axis direction (+ : crown lingual, - : crown facial)
 My : moment rotating in Y-axis direction (+ : crown mesial, - : crown distal)
 Mz : moment rotating in Z-axis direction (+ : mesiofacial, - : mesiolingual)
 Ux : mesio-distal displacement (+ : distal, - : mesial)
 Uy : facio-lingual displacement (+ : lingual, - : facial)
 Uz : up- & downward displacement (+ : intrusive, - : extrusive)
 θ_x : facio-lingual rotation (+ : crown lingual, - : crown facial)
 θ_y : mesio-distal rotation (+ : crown mesial, - : crown distal)
 θ_z : mesiofacial or mesiolingual rotation (+ : mesiofacial, - : mesiolingual)

견치 치관의 설측회전이 상당히 증가했다(0° ; 16×10^{-6} radian \rightarrow 15° ; 85×10^{-6} radian). 탄선에서 발휘되는 근원심방향의 회전 모멘트는 거의 없었으나, 중절치 치관의 원심회전이 증가하였고 측절치와 견치 치

관의 근심회전이 증가하였다. 또한 중절치는 근심순측회전이, 측절치와 견치는 근심설측회전이 크게 증가하는 것으로 나타났다. 치체변위는 견치의 근심이동이 가장 크게 증가하였고(0° ; 30×10^{-5} mm \rightarrow 15°

; 164×10^{-5} mm), 다음으로 증절치의 원심이동이 크게 증가했다(0° ; 48×10^{-5} mm \rightarrow 15° ; 142×10^{-5} mm). 증절치는 오히려 원심이동에서 근심이동으로 전환하면서(0° ; 22×10^{-5} mm 원심이동 \rightarrow 15° ; 46×10^{-5} mm 근심이동) 설측(0° ; 95×10^{-5} mm \rightarrow 15° ; 136×10^{-5} mm) 및 하방(0° ; 51×10^{-5} mm \rightarrow 15° ; 83×10^{-5} mm)으로의 이동이 증가하였으며 구치에서의 변화는 미약했다. 이러한 변화들은 대개 torque를 처음 5° 부여하였을 때 급격히 나타났다가 5° 씩 추가함에 따라 그 변화율이 감소하였으며, 단 증절치 치관의 설측회전은 처음 5° 부여시까지 감소하지 않다가 점차 각도를 증가시킴에 따라 감소효과를 나타냈다.

IV. 총괄 및 고안

교정치료는 치아에 일정 기간 동안 힘을 가했을 때 치아 주위골에서 선택적 흡수 및 첨가에 의한 골 개조 현상이 일어나면서 치아가 이동한다는 원칙에 기초하고 있다. 치아는 원래 골을 통해 이동하지만 이러한 골에서의 변화가 치근막에 의해 중재되기 때문에 초기의 치아이동은 원칙적으로 치근막에서 나타나는 현상이라고 할 수 있다. 본 연구에서 관찰한 치아이동은 치근막에서 나타나는 바로 이러한 순간적 초기반응을 단기적으로 해석한 것이며 연속적으로 일어나는 골 반응, 즉 장기해석은 포함시키지 않은 상태이지만, 초기반응 결과로 이차적인 골 반응을 어느 정도 예측할 수 있다.^{30,35,42)}

정적인 매체에 힘을 가했을 때와는 달리 생물학적 매체에 힘을 가했을 경우에는 여러 가지의 다른 상황들이 발생한다. 즉, 정적인 매체에 힘을 가했을 때에는 사용한 힘의 크기에 비례해서 운동을 시작하거나 멈추지만, 치아를 이동시키기 위해 동일한 힘을 치아에 적용시키는 경우에는 힘의 탄력성, 방향, 작용점 및 크기 등이 치주조직에서 연속적인 생리반응을 촉진시키며, 이 반응은 힘의 크기에 비례해서가 아니라 생물학적 매체의 생리적인 기준에 따라서 치주조직 및 골격환경을 개조시킨다.

치아에 힘을 가하면 힘의 작용선과 치아의 무게중심간의 관계에 따라 치아는 치체이동, 회전이동 또는 이들 둘의 복합적인 이동 양상을 보이며³⁸⁾, 이 때 치아에 작용하는 모든 힘 체계와 이에 따른 치아위치의 모든 변화를 3차원적으로 규정하고 정량화할 수만 있다면 교정력과 치아이동간의 관계를 올바르게 평가할 수 있으며 임상 및 조직반응을 이해하는 데에도

도움을 줄 수 있을 것이다.

본 연구는 retraction archwire를 사용하여 상악 4절치를 후방견인시켰을 때 각 치아에 발생하는 모든 힘과 모멘트 및 치아이동 양상을 유한요소법을 이용하여 3차원적으로 분석하였다. 본 연구 목적상 유한요소법^{1,3,6)}이 가장 적당하다고 판단하여 이 방법을 사용하되, 정확한 유한요소 모형을 제작하기 위해서 적절한 갯수의 유한요소로 분할하여 단기간에 다양한 해석을 하면서 비교적 정밀한 해석을 요하는 주요 부분은 요소의 수를 점차 증가시켜 가도록 함으로써⁵⁾ 오차를 줄였으며, 또한 탄선과 브라켓 slot 사이의 힘의 전달에 관한 접촉 반응은 비선형 현상을 보이므로 gap element를 사용하여 이를 해석함으로써⁷⁾ 그 결과를 실제적인 상황에 최대한으로 근접시키고자 노력하였다.

발치증례에서 절치의 후방견인은 기본적인 치료단계로서 이 때 각 치아의 이동을 조절하는 것이 중요하며¹⁷⁾, 치아가 계획된 위치로 이동해 가는 방식 및 방향에 대한 고려 없이는 바람직한 결과를 얻을 수 없다³⁶⁾. 일상적인 교정장치를 사용할 때와 마찬가지로 retraction loop를 activation시킬 때에도 복잡한 체계의 힘과 모멘트가 브라켓을 통해 전방부와 후방부의 개개치아에 전달되며²⁷⁾(즉, 장치를 변형된 상태로 유지하는 데 필요한 힘 체계와 크기는 같고 방향은 반대인 힘 체계가 치아에 전달된다²⁶⁾), 그 결과로 치아는 힘과 두 가지의 모멘트, 즉 탄선을 브라켓에 삽입할 때 생기는 모멘트와, 힘이 저항중심과 일정한 간격을 두고 작용(브라켓의 위치에서 작용)하기 때문에 생기는 모멘트를 경험하게 된다³¹⁾.

교정적 치아이동을 조절하는 일차적 요인은 힘의 절대크기보다는 브라켓에서의 M/F ratio(moment-to-force ratio)라고 할 수 있으며, 이는 저항중심의 위치와 관련된다. loop 사용시 발생할 수 있는 모멘트를 공간적인 세 가지의 회전방향에 따라 근원심회전 모멘트, 순설회전 모멘트, 근심순축 또는 근심설축 회전 모멘트의 세 가지로 구분하여 생각해 볼 수 있다. 첫째로 근원심방향의 회전 모멘트에 대해서 살펴볼 때, 탄성재를 사용하는 friction mechanics에서와는 달리 retraction loop를 activation시키는 경우에는 전방부 치아의 치근을 원심이동시키는 모멘트와 후방부 치아의 치근을 근심이동시키는 모멘트가 생성되어 유리한 방향으로의 근원심 회전 모멘트가 발생하며, 이들이 vertical, anchorage force를 조절한다³⁹⁾. 그러나 힘이 저항중심의 하방에서 작용하여 전방부 치아의

치관을 원심으로, 후방부 치아의 치관을 근심으로 경사시키는 모멘트가 발생하며, 이는 대개 탄선이 발휘하는 모멘트를 능가하기 때문에 이를 보상하기 위하여 counter-moment가 필요하게 된다²⁹⁾. 탄선의 형태를 변화시키거나 gable bend를 부여함으로써 근원심 방향의 회전 모멘트를 조절할 수 있다. 둘째로 순설방향의 회전 모멘트에 대해서 살펴보면, retraction loop를 사용하여 절치를 retraction시킬 때 loop가 치침을 향하게 되므로 탄선의 만곡 때문에 흔히 절치 치관을 설측으로 경사시키는 모멘트가 발생하며¹⁵⁾, 게다가 힘이 저항중심과 떨어져서 작용하기 때문에 생기는 모멘트가 위의 모멘트를 더욱 가중시켜 "rabbited" 형태를 초래하기 쉽다. 이런 경우 만족스런 순설경사를 이루어주고 수평 및 수직피개량 관계의 재발을 방지하기 위해서 절치부에 부가적인 치근 설측 torque가 필요하게 된다. 셋째로 friction mechanics에서와 마찬가지로, retraction loop를 사용하는 경우에도 힘이 저항중심의 순측 또는 협측에 위치하기 때문에 전방부 치아를 근심순측으로 회전시키고 후방부 치아를 근심설측으로 회전시키는 모멘트가 발생하게 된다^{39,45)}. 이러한 부작용을 줄이기 위해 설측 고무줄을 사용하거나 retraction loop에 antirotational bend를 부여할 수 있다.

후방견인시의 궁극적인 목표는 부작용을 최소화시키면서 효율적, 효과적으로 공간을 폐쇄시키는 것이라 할 수 있다. 어떤 부작용을 감소시키기 위해서 행한 mechanics의 변화가 또 다른 부작용을 낳는다면, 후속의 부작용을 감수하면서까지 이러한 시도를 할 것인가를 결정하기 위해서 전체적인 이득과 손실을 검토해 보아야 하며, 변화를 시도하기로 결정했다면 후속의 부작용에 대한 대비책까지도 함께 강구해야 할 것이다. 본 연구는 이에 대한 기준을 마련하기 위해 상악 4절치의 후방견인시 나타나는 기본적인 힘체계 및 치아이동간의 관계를 살펴보고 이 때 발생하는 치아이동을 바람직한 것과 바람직하지 못한 것으로 구분한 뒤, 바람직하지 못한 치아이동을 감소시키기 위해서 흔히 행하는 mechanics의 변화에 따른 부작용을 함께 검토하였다.

본 연구에서 tear-drop loop를 0.5mm activation시켰을 때 가장 큰 영향을 받은 치아는 측절치였으며, 다음으로 중절치, 견치, 제 2 소구치의 순서로 나타났는데, 이는 후방견인력에 의해 중절치보다는 측절치가 더욱 큰 영향을 받는다고 보고한 Murphy 등³³⁾의 연구와 일치한다. 전방부의 치아들은 원심방향으로,

후방부 치아들은 근심방향으로 힘을 받으면서 힘의 방향과 같은 방향으로 치아이동을 나타냈다. 모든 치아들이 설측방향으로 힘을 받으면서 설측으로 이동했으나, 중절치만 예외적으로 순측회전 모멘트가 매우 크게 나타남으로써 미약한 순측이동을 보였으며, 마찬가지로 중절치는 하방으로, 측절치는 상방으로 힘을 받았으나, 중절치의 순측회전 모멘트와 측절치의 설측회전 모멘트가 크게 나타나 힘의 반대방향으로 치아이동을 보였다. 근원심방향의 회전 모멘트는 거의 0에 근접함으로써, 앞에서 설명했던 것과 같은 유리한 방향으로의 회전 모멘트를 나타내지 않았는데, 그 이유는 브라켓과 탄선 사이에 .003"의 틈이 존재하기 때문에 근원심방향의 회전 모멘트가 효과를 발휘하기 위해서는 브라켓 slot의 근심과 원심에서 탄선이 서로 상하 반대방향으로 브라켓과 접촉해야 하는데(즉, 탄선의 상면이 브라켓 slot 근심측 상방 모서리와 접촉하고, 탄선의 하면이 브라켓 slot 원심측 하방 모서리와 접촉하거나, 또는 이와 반대방향으로 접촉해야 하는데), 실제로 탄선을 브라켓 slot에 삽입하는 과정에서 이러한 상황이 연출되지 않았기 때문이라고 생각한다. 그럼에도 불구하고 힘이 저항중심의 하방에서 작용함으로써 발생하는 모멘트로 인해, 절치 치관의 원심치축경사이동과 견치 및 구치 치관의 근심치축경사이동이 나타났다. 근심순측 및 근심설측 회전 모멘트는 앞에서 설명했던 것과 같은 방향으로 일어났다. 이 때 각 치아에 미치는 힘과 모멘트의 크기 및 방향과 치아이동의 크기 및 방향이 비례적으로 나타나지는 않았는데, 그 이유는 각 치아, 특히 치근의 크기 및 형태가 크게 다르고, 각 치아에서 각 방향으로 작용하는 힘과 모멘트가 힘의 작용점 및 저항중심과 관련하여 복잡하게 관여하기 때문이라고 생각한다. 여기에서 발생한 절치의 원심이동과 설측이동, 견치 및 구치의 근심이동과 설측이동은 발치공간 폐쇄에 도움이 되지만, 부가적으로 나타난 절치 치관의 원심치축경사이동 및 근심순측회전, 견치 및 구치 치관의 근심치축경사이동 및 근심설측회전, 측절치 치관의 설측경사이동과 하방이동 등은 바람직하지 못한 치아이동으로 생각된다. 위의 치아이동의 결과를 종합해 보면, 절치가 원심 및 설측으로 경사이동하고 견치 및 구치가 근심 및 설측으로 경사이동하면서 발치공간이 폐쇄되지만, 측절치와 견치 부위의 설측이동이 상대적으로 매우 크게 나타남으로써 치열궁이 전체적으로 flattening, narrowing해지는 것을 확인할 수 있다.

tear-drop loop의 activation을 0.5mm에서 1.0, 1.5, 2.0mm로 단계적으로 증가시켰을 때 loop가 발휘하는 axial force(순설방향의 힘)는 각각 217gf에서 486, 767, 1061gf로 점차 증가하였으며, 각 치아에서 나타나는 힘, 모멘트 및 변위에 대한 계측치 모두가 activation 양에 따라 거의 비례적인 관계로 증가를 보였다. 특이한 것은 0.5mm activation시 모든 치아에서 거의 0을 나타내던 근원심방향의 회전 모멘트가 1.0mm activation시 측절치에서 급격하게 증가하였고 activation을 증가시키기에 따라 거의 비례적으로 증가했는데, 이는 activation의 양을 증가시키기에 따라 탄선의 변형이 증가하고, loop에서 가장 근접해 있는 측절치에서 이러한 영향을 가장 크게 받으면서, 앞에 제시한 근원심 방향의 회전 모멘트가 효과를 발휘하기 위한 조건을 만족시킬 수 있었기 때문인 것으로 생각된다.

activation의 양을 증가시켜 공간폐쇄에 도움이 되는 치아이동량을 증가시킴으로써 폐쇄속도를 증가시킬 수 있다고 하더라도, 각 방향으로의 경사이동 및 회전이동, 상하이동과 같은 바람직하지 못한 치아이동을 함께 증대시키는 역효과를 나타냈다. 이러한 좋지 못한 치아이동이 일단 발생하고 나면 나중에 이를 수정하는 것이 어렵기 때문에 공간을 빨리 폐쇄시키고자 과도한 힘을 사용하는 것은 바람직하지 못하며, 이전의 여러 연구에서도 50-200gf^{23,37)}의 힘을 이용하여 1개월에 0.5-1.5mm의 속도로 공간을 폐쇄시키는 것이 가장 효율적인 방법이라고 지적한 바 있다. Bennett와 McLaughlin¹³⁾도 임상연구에서 stronger musculature를 갖는 'low-angle pattern'보다 weak musculature를 갖는 high-angle pattern에서 공간폐쇄가 더욱 쉽게 일어난다고 언급하면서, 특히 후자의 경우 힘의 크기를 증가시킴으로써 폐쇄속도를 증가시킬 수는 있으나 과도한 힘으로 너무 빨리 폐쇄시키는 경우에는 torque, rotation, tip 등의 조절부족을 야기하기 쉽다고 보고함으로써 본 연구 결과와 일치하는 견해를 나타내고 있다.

교정장치를 설계할 때 생체공학적인 변수들과 힘 체계간의 관계에 대한 이해가 요구되며, 최상의 힘 체계를 얻기 위해서는 장치가 발휘하는 힘의 크기가 적당해야 하고 힘을 일정하게 전달할 수 있어야 하며 회전중심을 조절할 수 있는 M/F ratio를 생성할 수 있어야 한다¹⁸⁾. 본 연구에서 사용한 5종의 loop, 즉 tear-drop loop, simple closing open loop, simple closing closed loop, combination loop, T-loop 등을

0.5mm activation시켰을 때 각 loop가 발휘하는 axial force는 각각 217, 222, 208, 208, 139gf로서 simple closing open loop는 tear-drop loop보다 약간 크게, simple closing closed loop와 combination loop는 tear-drop loop보다 약간 작게, T-loop는 월등히 작게 나타났으며, 각 치아에 작용하는 힘과 모멘트, 치아이동 변위도 위와 유사한 양상을 나타냈다. Stagers와 Germane³⁹⁾은 일반적으로 탄선이 브라켓에서 더욱 치은 쪽으로 위치할수록 더욱 유리한 activation moment 및 M/F ratio를 나타낸다고 언급하면서, T-loop의 M/F ratio는 모든 activation 수준에서 vertical loop보다 우수하며, vertical loop도 높이를 증가시켜 M/F ratio를 어느 정도 증진시킬 수 있으나 vestibule에서의 공간활용에 한계가 있다고 보고한 바 있다. 본 연구에서 T-loop의 경우 다른 loop들과는 현격히 다른 결과를 나타냈으며, 중절치와 측절치의 원심이동 및 설측이동은 감소했으나 순측경사이동 경향이 증가하고 원심치측경사이동 및 근심순측회전이 감소하는 등 유리한 반응을 보였다. 그러나 치아가 치체이동을 하는데 지침이 되는 M/F ratio는, 설측이동에 대해서는 다른 loop들에 비해 T-loop의 경우에서 유리한 비율을 나타냈으나, 근원심방향으로는 모든 loop에서 모멘트가 0에 근접하는 것으로 나타나 loop의 변화에 따른 차이를 인정할 수 없었다.

이들 loop에서 gable bend를 부여하지 않고 근원심방향의 치체이동에 필요한 M/F ratio값, 10 : 1²⁸⁾을 얻기는 어렵다³⁹⁾. 본 연구 결과 5°와 10°의 gable bend를 부여했을 때 측절치의 원심이동에 대한 M/F ratio는 각각 11.4와 13.1로서 치체이동에 필요한 값을 초과함으로써 측절치 치관이 근심치측경사이동을 보이면서 오히려 근심이동을 나타냈으며, 또한 중절치 치관의 근심치측경사이동이, 견치 치관의 원심치측경사이동이 약간씩 증가함으로써 이들 치아에서 근원심방향의 치체이동에 도움이 되었으나, 측절치 치관의 설측경사이동이 증가하면서 하방이동의 증가를 보이고 근심순측회전이 크게 증가했으며, 견치 치관의 순측경사이동이 증가하면서 상방이동의 증가를 보이고, 제 2 소구치 치관의 설측경사이동 및 근심설측회전이 증가하면서 하방이동이 증가하는 등 여러 가지의 좋지 못한 치아이동을 나타냈다.

상악 전치를 올바르게 위치시키는 것은 기능, 안정 및 심미를 위한 필수조건이다. 따라서 상악전치의 후방이동량과 바람직한 순설경사를 미리 결정하여 후방견인중에 이를 유지시키는 것이 매우 중요하다²⁷⁾.

만족스러운 순설경사를 이루기 위해 부가적으로 치근 설측 torque를 부여하게 되며, 대개 전치에서 요구되는 후방이동량이 클수록 torque의 조절량도 커지게 된다²¹⁾. 본 연구에서는 브라켓 slot의 높이와 탄선의 수직고경간에 .003"의 차이가 존재하므로 그에 따른 deviation angle을 공식($D.A = 2\Delta/L \times 180/\pi$, 여기서 2Δ 는 브라켓 slot과 탄선의 수직고경의 차이이며, L 은 탄선의 전후방 길이이다)에 따라 계산한 값, 6.8755°를 치아의 torque 각도에 각각 추가하여 torque를 부여하였다. 즉 치아에 5°의 torque 효과를 가하고자 하는 경우에는 여기에 6.8755°의 deviation angle을 추가한 값인 11.8755°의 torque를 장치에 부여하였다. 본 연구 결과 절치부에 치근 설측 torque를 부여함으로써 중절치 치관의 순측경사이동을 증가시키고 측절치 치관의 설측경사이동을 감소시켜 순설경사를 개선시키는 효과를 얻었으나, 그 반작용으로 견치의 설측경사이동이 크게 증가했으며, 중절치의 근심순측회전과 견치의 근심설측회전이 크게 증가하여 바람직하지 못한 것으로 나타났다. Brodie¹⁶⁾는 모든 치아에 band를 장착했을 때 한 치아에 가한 torque force는 동일선상에 있는 인접치에 opposite torque를 초래한다고 언급했으며, 황⁷⁾ 역시 torque의 위치와 각도에 따른 상반적인 치아이동에 관한 연구에서 위와 유사한 결과를 보고한 바 있다. 본 연구에서 torque의 각도를 점차 증가시켰을 때 중절치와 측절치의 순측경사이동 효과보다 다른 치아에서 나타나는 바람직하지 않은 여러 방향의 경사이동 및 회전이동 효과가 더욱 크게 나타나므로, torque 각도를 무리하게 증가시키는 것은 역효과를 가중시킬 뿐이라고 생각한다.

이상에서 밝힌 힘에 대한 치아이동은 어떤 가정하에 치아 및 주위 구조물에 대한 수학적 모델로부터 이론적으로 계산한 것이기 때문에 몇 가지 문제점들을 지니고 있다. 치근막은 실제로 균일한 두께를 갖지 않으며, 생체 구조물의 물리적 특성에 대한 연구^{32,42,43)}도 불충분한 실정이다. 또한 골 조직과 브라켓의 변형에 따른 오차를 고려하지 않았고, 치은섬유나 횡중격섬유와 같은 결합조직이나 구강 주위 근육에서 발휘되는 힘 등을 고려하지 않은 데 대한 차이도 인정해야 한다. 그럼에도 불구하고 수학적 모델이 여러 유형의 치아이동에 대한 응력분포를 비교하는데 가장 유용한 것으로 입증되고 있다¹⁸⁾. 따라서 앞으로 위의 문제점들을 보완하고, 임상실험 및 동물실험을 통해 임상적, 세포학적 및 생화학적으로 본 연구 결과

에 대한 검증을 거친다면, 이들을 임상에서 활용하는데 다소의 도움이 되리라 생각한다. 또한 본 연구에서 다양한 변화에 따른 조사를 위해 조사내용이 방대해 짐으로써, 숲을 보고 나무를 보지 못한 아쉬움이 있다. 앞으로 브라켓 slot 및 탄선의 크기를 다양하게 변화시키거나 위의 각 조사내용을 조합하여 연구하는 등, 위의 내용을 좀 더 세분화하여 힘 체계와 치아이동 양상간의 관계를 더욱 구체적으로 밝힐 필요가 있다고 생각한다.

edgewise mechanics에서 사용하는 multibanded appliance는 매우 복잡한 일련의 힘과 모멘트를 생성하면서, 바람직한 힘과 바람직하지 못한 힘 모두를 치아에 전달하게 된다. 부정교합 치료시 부작용 없이 원하는 결과를 얻기 위해서 힘과 모멘트, M/F ratio 모두를 완벽하게 통제하는 것은 불가능하며, 다만 부작용을 최소화시키면서 원하는 힘 체계를 치아에 전달하도록 하는 것이 최상의 목표이다. 교정치료 중에 성장이나 조직반응 등과 같은 변수들은 통제할 수 없다고 하더라도 치아에 가하는 힘은 조절할 수 있으므로, 이러한 힘에 대한 역학을 올바르게 이해하여 통제 가능한 변수를 더욱 잘 조절할 수 있도록 해야 할 것이다.

V. 결 론

상악 제 1 소구치 발거후, 이 위치로 견치를 후방이동시킨 상태에서 retraction archwire를 사용하여 상악 4절치를 한 묶음으로 후방견인시켰을 때 초기에 나타나는 힘 체계와 치아이동 양상을 관찰하고자, 유한요소법을 이용하여 상악 치아와 치근막의 해부학적 형태와 생체적 특성을 컴퓨터로 재현시키고 모형화된 브라켓을 부착시킨 후, beam 요소를 사용하여 5종의 retraction loop를 하나씩 부여한 다섯 가지의 탄선을 모형화하고, 브라켓과 탄선간에는 gap 요소를 사용하여 모형화함으로써 전체 유한요소 모형을 완성하였다. loop의 형태, activation의 양, gable bend와 torque의 조건에 따른 차이를 검토하기 위해, 각 조건을 변화시켜 loop를 activation시켰을 때 탄선이 발휘하는 힘과 모멘트, 치아이동의 변위를 3차원적으로 정량적 및 가시적으로 평가하고 비교, 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. tear-drop loop archwire 사용시 각 치아의 근원심 이동 및 설측이동이 발치공간 폐쇄에 도움이 되었으나, 바람직하지 못한 상하이동과 각 방향으로의

- 회전이동이 부가적으로 나타났다.
2. 다섯 가지의 retraction archwire 중 T-loop archwire에서 공간폐쇄에 도움이 되는 치아이동이 가장 작게 나타났으며, 각 방향으로의 회전이동 역시 가장 작게 나타났다.
 3. tear-drop loop archwire에서 activation 양을 증가 시킴에 따라 공간폐쇄에 도움이 되는 치아이동이 점차 증가했으나, 바람직하지 못한 상하이동과 각 방향으로의 회전이동이 함께 증가했다.
 4. tear-drop loop archwire에서 loop의 전후방에 gable bend 부여시 전치에서 근원심방향의 치체이동에 도움이 되었으나, 모든 치아에서 상하이동과 각 방향으로의 회전이동이 함께 증가했다.
 5. tear-drop loop archwire의 절치부에 치근 설측 torque 부여시 이들 치아의 순설경사를 개선시키는 효과를 얻었으나, 그 반작용으로 견치 치관의 설측 회전이 크게 증가했으며, 전치의 상하이동과 모든 치아에서 각 방향으로의 회전이동이 증가했다.

참 고 문 헌

1. 권택진 : 응용 유한 요소 분석, 희성출판사, 1987.
2. 김종성, 진근호, 홍성준 : 한국인 정상교합자의 치관경사도에 관한 임상통계학적 연구, 대치교정지, 22 : 715-733, 1992.
3. 임상원, 광병만, 이주성 공저 : 유한요소법 입문, 동명사, 1987.
4. 장재완, 손병화 : 상악 중절치 후방 이동시의 이동 양상에 관한 유한요소법적 연구, 대치교정지, 21 : 617-33, 1991.
5. 전경민, 남동석 : Multiloop Edgewise Arch Wire의 역학적 해석, 대치교정지, 21 : 31-50, 1991.
6. 최양근 : 유한요소 해석, 집문당, 1992.
7. 황치일, 서정훈 : 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구, 대치교정지, 24 : 479-508, 1994.
8. Andersen, K.L., Pedersen, E.H., Melsen, B. : Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 99 : 427-40, 1991.
9. Andreasen, G.F., Zwanziger, D. : A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket, Am. J. Orthod., 78 : 25-40, 1980.
10. Andrews, L.F. : The six keys to normal occlusion, Am. J. Orthod., 62 : 296-309, 1972.
11. Andrews, L.F. : JCO interviews on the straight-wire appliance, J. Clin. Orthod., 26 : 493-508, 1990.
12. Begg, P.R. : Differential forces in orthodontic treatment, Am. J. Orthod., 42 : 481-510, 1956.
13. Bennett, J.C., McLaughlin, R.P. : Controlled space closure with a preadjusted appliance system, J. Clin. Orthod., 24 : 251-60, 1990.
14. Bjorndal, A.M., Henderson, W.G., Skidmore, A.E., Keller, F.H. : Anatomic measurement of human teeth extracted from males between the ages of 17 and 21 years, Oral surgery, 38 : 791-803, 1974.
15. Blodgett, G.B., Andreasen, G.F. : Comparison of two methods applying lingual root torque to maxillary incisors, Angle Orthod., 38 : 216-224, 1968.
16. Brodie, A.G. : A discussion of torque force, Angle Orthod., 3 : 263-5, 1933.
17. Buchner, H.J. : Closing spaces in orthodontic cases, Angle Orthod., 23 : 158-65, 1953.
18. Burstone, C.J. : Application of bioengineering to clinical orthodontics. In : Graber, T.M., Swain, B.F., eds. Orthodontics, Current principles and techniques, St. Louis : The C.V. Mosby Company, 193-227, 1985.
19. Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J. : Holographic determination of center of rotation produced by orthodontic forces, Am. J. Orthod., 77 : 396-409, 1980.
20. Chaconas, S.J., Cupto, A.A., Miyashita, K. : Force distribution comparisons of various retraction archwires, Angle Orthod., 59 : 25-30, 1989.
21. Cole, H.J. : Bodily retraction of maxillary incisors in extraction cases, Angle Orthod., 35 : 121-5, 1965.
22. Coolidge, E.D. : The thickness of the human periodontal membrane., J. Am. Dent. Asso., 24 : 1260-70, 1937.
23. Davis, H.D. : Retraction and alignment of upper incisors with a sliding labial arch, British J. Orthod., 81 : 19-22, 1981.
24. Dempster, W.T., Adams W.J., Duddles R.A. : Arrangement in the jaws of the roots of the teeth, J. Am. Dent. Assoc., 67 : 779-97, 1963.
25. Dewel, B.F. : Clinical observations on the axial inclination of teeth, Am. J. Orthod., 35 : 98-115, 1949.
26. Faulkner, M.G., Lipsett, A.W., El-Rayes, K., Habershtock, D.L. : On the use of vertical loops in retraction systems, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 99 : 328-336, 1991.
27. Gjessing, P. : Controlled retraction of maxillary incisors, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 101 : 120-31, 1992.
28. Haskell, B.S., Spencer, W.A., Day, M. : Auxiliary springs in continuous arch treatment : Part 1. An analytical study employing the finite-element method, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 98 : 387-97, 1990.
29. Haskell, B.S., Spencer, W.A., Day, M. : Auxiliary springs in continuous arch treatment : Part 2. Appliance use and case reports, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 98 : 488-98, 1990.
30. Hixon, E.H. et al. : On force and tooth movement, Am. J. Orthod., 57 : 476-489, 1970.
31. Kusy, R.P., Camilla Tulloch, J.F. : Analysis of moment

- /force ratios in the mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 90 : 127-31, 1986.
32. McGuinness, N., Wilson, A.N., Jones, M., Middleton, J., Robertson, N.R. : Stress induced by edgewise appliances in the periodontal ligament - a finite element study, *Angle Orthod.*, 62 : 15-22, 1992.
 33. Murphy, N., Chaconas, S.J., Caputo, A.A. : Experimental force analysis of the contraction utility arch, *Am. J. Orthod.*, 82 : 411-17, 1982.
 34. Nagerl, H. et al. : Basic biomechanical principles of tooth movement, *Mechanical and biological basis in orthodontic therapy*, edited by Hosl, E. and Baldauf, A., Heidilberg, Huthig, 31-49, 1991.
 35. Pedersen, E., Andersen, K., Melsen, B. : Tooth displacement analysed on human autopsy material by means of a strain gauge technique, *Eur. J. Orthod.*, 13 : 65-74, 1991.
 36. Shelden, F.C. : The role of mechanics in an extraction case, *Angle Orthod.*, 26 : 250-9, 1956.
 37. Sleichter, C.G. : A clinical assessment of light and heavy forces in the closure of extraction spaces, *Angle Orthod.*, 41 : 66-75, 1971.
 38. Smith, R.J., Burstone, C.J. : Mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 85 : 294-307, 1984.
 39. Stagers, J.A., Germane, N. : Clinical considerations in the use of retraction mechanics, *J. Clin. Orthod.*, 25 : 364-9, 1991.
 40. Tanne, K., Hiraga, J., Sakuda, M. : Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex, *Eur. J. Orthod.*, 11 : 382-91, 1989.
 41. Tanne K., Hiraga, J., Kakiuchi, K., Yamagata, Y., Sakuda, M. : Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex : A study using the finite element method, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 95 : 200-7, 1989.
 42. Tanne, K., Sakuda, M., Burstone, C.J. : Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 92 : 499-505, 1987.
 43. Tanne, K., Koenig, H.A., Burstone, C.J. : Moment to force ratios and the center of rotation, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 94 : 426-31, 1988.
 44. Wheeler, R.C. : A textbook of dental anatomy and physiology, 4th ed. Philadelphia : WB Saunders, 125-44, 1965.
 45. Ziegler, P., Ingervall, B. : A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 95 : 99-106, 1989.

-ABSTRACT-

THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE PHENOMENON PRODUCED DURING RETRACTION OF FOUR MAXILLARY INCISORS

Ok-Jin Cheon, Tae-Woo Kim, Cheong-Hoon Suhr

Dept. of Orthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

This study was designed to investigate force systems and tooth movements produced by retraction archwire during retraction of four maxillary incisors after the maxillary canine retraction into the maxillary first premolar extraction space using the computer-aided three-dimensional finite element method. A three-dimensional finite element model, consisting of 2248 elements and 3194 nodes, was constructed. The model consisted of maxillary teeth and surrounding periodontal membranes, .022" × .028"-slot brackets, and 5 types of retraction archwires (.019" × .025" stainless steel archwire) modeled using the beam elements. The contact between the wire and the bracket slot was modeled using the gap elements because of the non-linear elastic behaviors of the contact between them. The forces and moments, and displacements produced by retraction archwire were measured at various conditions to investigate the difference according to types of loops, magnitudes of activation force, gable angle, and anterior lingual root torque. The results were expressed quantitative and visual ways in the three-dimensional method. The following conclusions can be drawn from this study :

1. When the tear-drop loop archwire was activated, the mesio-distal and lingual translational movements of the teeth helped to close the extraction space, but unwanted movements of the teeth including intrusions and extrusions, and rotational movements in each direction occurred.
2. Activation of T-loop archwire compared with those of other types of retraction archwires produced the least translational movements of the teeth helped to space closure and also the least unwanted movements of the teeth.
3. Increasing amount of activation in the tear-drop archwire led not only to increase of translational movements of the teeth helped to space closure, but also to increase of unwanted movements of the teeth.
4. Addition of gable bend in the tear-drop archwire helped anterior teeth to translational movements in the mesio-distal direction, but increased unwanted movements of the teeth.
5. Addition of anterior lingual root torque in the tear-drop archwire helped central and lateral incisor to improve their facio-lingual inclination, but increased unwanted movements of the teeth.

KOREA. J. ORTHOD. 1995 ; 25 : 525-541

※Key words : retraction archwires, gable bend, anterior lingual root torque, finite element method.