

# Laser 반사측정법을 이용한 상악전치부의 후방견인시 저항중심의 수직적 위치에 관한 실험적연구

우재영<sup>1)</sup> · 박영철<sup>2)</sup>

## I. 서 론

최선의 교정치료는 최적의 교정력을 치아에 가해서 정확하게 치아이동을 조절하고 예측할 수 있을 때 이루어진다. 교정력에 의한 치아이동은 치관 부위에 힘을 가했을 때 치근을 통하여 치아 주위조직에 전달된 후 주위조직에서의 세포반응으로 인해 일어난다. 이러한 주위조직 반응은 교정력에 의한 치아주위조직에서의 응력과 깊은 관계가 있다.

치아의 치관부위에 교정력이 가해졌을 때 그 주위조직에서의 반응으로 압박측에서는 골의 흡수가 일어나고, 반면에 장력측에서는 골이 침착되어 치아를 새로운 위치로 이동시키게 된다. 이러한 치아이동은 치관과 치근의 크기 및 형태, 치아·치근막·치조골 등의 조직학적 특성, 환자의 연령, 치주질환의 정도, 환경변화에 적응하는 개개의 생체반응에 따른 많은 영향을 받게 되며, 직접적으로는 교정력의 크기(Magnitude)·방향(Direction)·기간(Duration), 작용점의 위치 등이 관계된다<sup>12)</sup>. 따라서 치관부위의 일정지점에 Force와 Moment가 동시에 작용할 때 그 비율에 따라 치주인대에 나타나는 응력의 분포가 변화하게 되며 이를 알아냄으로써 치

아의 이동양상을 예측할 수 있다.

다양한 위치에서 치아에 교정력을 가할 때 특징적인 치아이동을 이해하기 위해서는 하나 또는 둘 이상의 치아군의 저항중심(Center of Resistance)의 위치를 파악하는 것이 필수불가결하다. 1954년에 Mühlemann<sup>28,29)</sup>이 치관 부위에 작용된 힘이 그 주위조직에 일으키는 생체반응을 조직학적으로 연구한 이후, Davidian<sup>15)</sup>, Nikolai<sup>36)</sup>, Burstone<sup>8,11)</sup>, Smith<sup>45)</sup>, Dermaut<sup>16,17)</sup>, Bulcke<sup>3,4)</sup> 등은 회전중심(Center of Rotation)에 대해 연구해 왔다.

교정력에 의한 치아의 이동을 분석하기 위하여 유한요소법(Finite Element Method), 장력계측법(Electrical resistance strain gauge method), Laser holography법, 광탄성법(Photoelasticity method) 등이 이용되는데, 그동안 시행되어 온 연구들로는 Tanne<sup>46)</sup>, Moss<sup>27)</sup>, Cheverud<sup>13)</sup>, 김<sup>51)</sup>, 이<sup>57)</sup> 등이 유한요소법을 이용하였고 Weijs<sup>49)</sup>, Hata<sup>20)</sup> 등이 장력계측법을 사용하였으며, Kragt<sup>25)</sup>, Dermaut<sup>16)</sup>, Burstone<sup>4)</sup>, 강<sup>50)</sup>, 박<sup>54)</sup> 등이 Laser holography법을 이용하였고 Caputo<sup>12)</sup>, Beaten<sup>1)</sup>, Kawagoe<sup>23)</sup>, 윤<sup>55)</sup> 등이 광탄성법을 이용하여 상악 중절치, 상악 견치 등 개개 치아의 저항중심에 대해 많은 연구를 해온 반면, 치아군들에 대한 저항중심의 연구는 미흡한 실정이다.

본 연구는 이러한 연구방법들보다 사용이 간편하고 알기 쉬우며, 힘이 가해질 때 치아의

접수일 : 1993년 6월 1일

<sup>1)</sup> : 연세대학교 치과대학 치과교정학교실

<sup>2)</sup> : 연세대학교 치과대학 교정학교실, 교수

표 1. 치아의 실측길이(mm)

상악 전치부	전체 길이	치근 길이
좌측 견치	25.2	14.7
좌측 측절치	21.9	11.8
좌측 중절치	23.4	12.3
우측 중절치	23.3	12.3
우측 측절치	21.9	11.7
우측 견치	25.3	14.8

초기이동양상<sup>30)</sup>을 간단히 알아낼 수 있는 Laser 반사측정법(Laser reflection technique)을 이용하여 상악 전치부에서 설측방향으로 일정한 force를 가했을 때 상악 4전치군과 상악 6전치군의 초기치아이동에서 저항중심의 수직적 위치를 계측하고, 힘의 크기변화에 따른 저항중심의 위치와 치아의 수가 증가함에 따른 저항중심의 변화양상을 관찰하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 가. 연구재료

생체와 유사성이 높은 인체의 건조두개골로써 비교적 대칭적인 상악궁을 지니고, 상악 6전치가 잘 보존되어 있는 두개골을 사용하였다. 두개골의 방사선 사진을 채득하여 S-N Plane에 대한 상악 중절치의 치축(105°)을 확인하였다(사진 1). 먼저 두개골에서 상악 6전치를 치조골의 손상없이 조심스럽게 발거하고 치근과 발치와를 식염수로 깨끗이 세척한 다음, 상악 6전치의 길이를 Vernier Calipers로 계측하였다(표 1). 각 치아의 전체 길이는 절단부에서 치근첨까지의 길이를 측정하였고 치근길이는 Cementoenamel Junction부위에서 치근첨까지의 길이를 측정하였다. 상악 4전치군의 치근의 평균길이는 12.0mm였고 상악 6전치군의 치근의 평균길이는 12.9mm였다.



사진 1. 건조두개골의 방사선사진

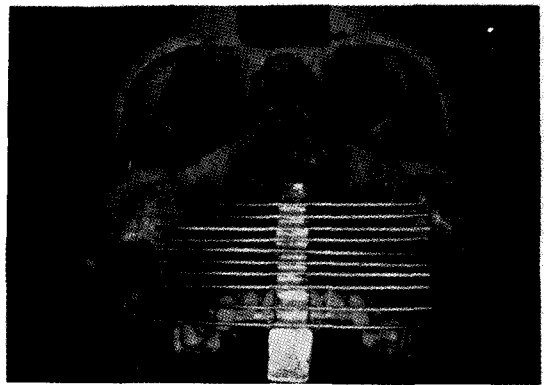


사진 2. Metal splint와 Laser반사경

각 발치와와 치근사이를 복원성과 탄력성이 우수한 Permlastic(Polysulfide type III, light-body, Kerr Co., Young's modulus of elasticity= $0.72 \times 10^{-3}$  GPa.)으로 채워 치주조직(Young's modulus of elasticity= $1.18 \times 10^{-3}$  GPa.)을 대신하였다. 또한 후방견인력을 원활히 하기 위하여 상악 제1소구치를 발거하였다.

상악 4전치군과 상악 6전치군을 각각 하나의 Segment로 묶을 수 있는 단단한 Metal Splint를 제작하고, Splint에는 후방견인력을 가할 수 있는 Vertical extension arm과 Laser반사경을 설치하였다(사진 2). 이때, vertical arm에는 1-10까지의 level을 설정하였다. level 1은 전치의 incisal edge에서 시작하고 level 2는 bracket 부착위치로써 level 1에서 4.5mm의 간격을 두었다. level 3은 Cementoe-

표 2. Metal Splint의 Vertical extension arm에 설정한 각 Level의 위치

Level	각 Level의 위치
1	절단부위
2	교합평면에서 4.5mm 떨어진 거리
3	교합평면에서 10mm 떨어진 거리로서 치경부
4	치경부에서 3mm 떨어진 거리
5	치경부에서 6mm 떨어진 거리
6	치경부에서 9mm 떨어진 거리
7	치경부에서 12mm 떨어진 거리
8	치경부에서 15mm 떨어진 거리
9	치경부에서 18mm 떨어진 거리
10	치경부에서 21mm 떨어진 거리

namel Junction부위로써 level 1에서 10mm 떨어진 위치이고 level 4는 level3과 3mm 떨어진 위치이다. level 4에서 level 10까지는 균일하게 3mm씩의 간격을 두었다(표 2).

두개골의 전두부에도 Laser반사경을 설치하여 두개골의 고정여부를 조사할 수 있게 하였다. Metal Splint를 Zinc Phosphate Cement로 치아에 cementation하고 skull을 rigid하게 vibration-free table에 고정한 후, Laser beam을 Half-mirror를 통하여 두개의 반사경에 주사하고 반사된 speckle의 이동을 추적하였다(사진 3). 실험에 사용된 Laser는 NEC He-Ne Gas Laser로서 100mW의 출력을 갖고 파장이 0.6328 $\mu$ m를 나타내었다.

나. 연구방법

상악 4전치군과 상악 6전치군의 저항중심의 수직적 위치를 계측하기 위해 제작된 Metal Splint의 각 level에 각각 100gm과 200gm의 후방견인력을 도르래를 이용한 Pulley system을 통하여 가한 후(사진 3), 두개골의 전두부와 splint에 설치되어 있는 Laser 반사경에 Laser beam을 주사하여 그 speckle의 이

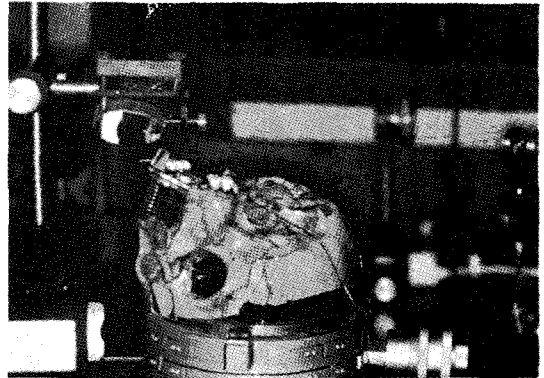


사진 3. 실험장치

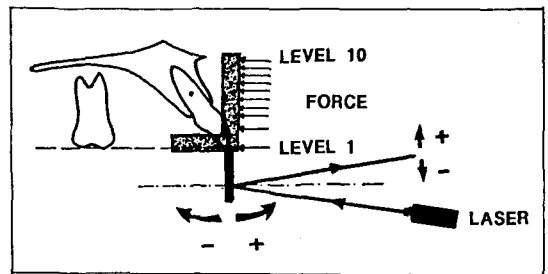


그림 1. Metal Splint의 회전과 Laser speckle의 이동방향의 관계

- : Clockwise rotation
- + : Counterclockwise rotation

동양상을 추적하였다. 이때, 전두부의 speckle은 후방견인력을 가하기 전후에 이동이 없어야 skull이 rigid하게 고정되어 있는 것이다. Splint의 반사경에서 반사된 speckle의 이동양상을 3m 떨어진 Screen에서 추적하여 force를 가하기 전후의 displacement양을 조사하고 그 거리를 계측하였다.

Laser speckle이 상방으로 이동(+)했을 때는 splint가 시계반대방향으로 회전한 것으로 후방견인력이 저항중심의 위에 가해졌을 경우이고, speckle이 하방으로 이동(-)했을 때는 splint가 시계방향으로 회전한 것으로 후방견인력이 저항중심의 아래에 가해졌을 경우이다. speckle의 이동이 없는 경우(O)에는 splint의 회전이 일어나지 않은 것으로 후방견인력을 작용시키는 point가 바로 저항중심이다(그림 1).

Splint의 각 level에서 24시간 간격으로 10회씩 force를 가하기 전과 후의 speckle의 이동거리를 측정하여 평균과 표준편차를 계산하였다. 이를 통계학적으로 검정하기 위해 중앙값, 최소값, 최대값을 구하였고, 최소로 Laser speckle이 이동한 Level을 Kruskal-Wallis test로 찾고 Mann-Whitney test로 저항중심이 위치하리라 예상되는 각 Level간의 유의차를 검정하였다. 이 Data를 도표화하여서 상악 4전치군과 상악 6전치군의 저항중심의 수직적 위치를 밝히고, 힘의 크기변화에 따른 저항중심의 위치와 치아의 수가 증가함에 따른 저항중심의 변화를 비교하였다.

### III. 연구성적

상악 4전치군의 저항중심의 수직적 위치를 계측하기 위해 제작된 Metal Splint의 각 level에서 각각 100gm과 200gm의 후방견인력을 가하고 Laser speckle의 이동거리를 계측하였다(표 3, 4). 이때 신뢰성을 위해 24시간 간격으로 10회씩 측정하여 그 산술평균과 표준편차를 계산하였다. 상악 6전치군에서도 각각 100gm과 200gm의 후방견인력을 가하고 Laser speckle의 이동거리를 계측하여 그 산술평균과 표준편차를 계산하였다(표 5, 6). 이들을 통계학적으로 검정하기 위해 중앙값, 최소값, 최대값을 구하고 Kruskal-Wallis test와 Mann-Whitney test를 시행하였다(표 7, 8).

이 결과를 도표화하여서 X축은 Laser speckle의 이동거리를 나타내었고 Y축에는 Splint의 각 Level을 나타내었다(그림 2, 3, 4, 5). X축의 이동거리는 중앙값으로 하였고, (+)값은 splint가 시계반대방향으로 회전한 것을 의미하고 (-)값은 시계방향으로 회전한 것을 의미한다. 이때 중앙값과 산술평균은 거의 일치하였고, 저항중심의 수직적 위치는 X값이 0일때의 Y축과 만나는 Level의 값이 된다.

#### 가. 상악 4전치군

상악 4전치군의 저항중심의 수직적 위치는 그림 2에서 알 수 있는데 100gm과 200gm의 후방견인력을 가했을 때, 두 경우 모두에서 Level 1, 2, 3, 4에서는 splint가 시계방향으로 회전하였고 Level 5, 6, 7, 8, 9, 10에서는 splint가 시계반대방향으로 회전하였으므로 저항중심은 Level 4와 Level 5 사이의 중간부위에 위치하고 있었다. 이를 도표상에서 비례식으로 계산하여 저항중심의 수직적 위치가 치경부에서 치근단쪽으로 4.5mm 떨어진 거리에 위치하고 있음을 알 수 있었고, 이 위치는 상악 4전치군의 평균적 치근길이의 치경부에서 치근단쪽으로 37.4% 되는 부위에 있었다.

표 7에서는 상악 4전치군에서 힘의 크기애 따른 저항중심의 수직적 위치를 통계학적으로 검정하였는데, 각각의 Level에서 중앙값, 최소값, 최대값을 구하였고, 최소로 Laser speckle이 이동한 level을 검정하기 위해 Kruskal-Wallis test를 시행하였다. 이 test에서 100gm의 힘을 가했을 때에는 Level 5에서 Laser speckle이 가장 적게 이동하였고 200gm의 힘을 가했을 때에는 Level 4에서 가장 적게 이동하였다( $p < 0.01$ ). 이것은 Laser speckle의 이동거리의 절대값으로 순위를 정하여 통계 처리하였기 때문에 100gm의 힘을 가했을 때 Level 5에서 가장 적게 이동한 것으로 나타났고 200gm의 힘을 가했을 때는 Level 4에서 가장 적게 이동한 것으로 나타났다. 그러나 100gm의 힘을 가했을 때에 Level 4와 Level 5의 순위가 매우 유사하게 나타났다(Level 4의 순위=11.00, Level 5의 순위=10.00). 또한 Mann-Whitney test로 저항중심이 위치하리라 예상되는 각 구간의 유의차를 검정하였는데, 100gm과 200gm의 힘을 가했을 때의 Level 3, 4, 5, 6 구간 모두에서 유의차가 있었다( $p < 0.01$ ).

표 3. 상악 4전치군에 100gm의 후방견인력을 가했을 때 Laser Speckle의 이동거리 (mm)

Level	이 동 거 리										평 균	표준편차
	1회	2회	3회	4회	5회	6회	7회	8회	9회	10회		
1	-37.5	-37.1	-36.9	-37.8	-37.9	-36.8	-37.1	-37.5	-37.9	-37.7	-37.42	0.416
2	-24.5	-24.6	-24.1	-24.9	-24.5	-24.6	-23.9	-24.4	-24.7	-24.9	-24.51	0.318
3	-9.8	-9.6	-9.7	-9.4	-9.5	-9.6	-9.6	-9.4	-9.9	-9.4	-9.59	0.173
4	-5.5	-5.4	-5.5	-5.7	-5.6	-5.2	-5.6	-5.3	-5.6	-5.4	-5.48	0.155
5	+5.4	+5.7	+5.6	+5.2	+5.4	+5.6	+5.4	+5.2	+5.4	+5.6	+5.45	0.172
6	+9.3	+9.4	+9.9	+9.5	+9.4	+9.8	+9.4	+9.5	+9.6	+9.3	+9.51	0.202
7	+12.1	+12.4	+12.3	+12.6	+12.1	+12.5	+12.3	+11.9	+12.3	+12.2	+12.27	0.206
8	+14.7	+14.9	+14.3	+14.5	+14.1	+14.6	+14.9	+14.7	+14.9	+14.8	+14.64	0.272
9	+19.2	+19.1	+18.9	+19.4	+19.3	+19.2	+19.1	+19.5	+19.2	+19.4	+19.23	+0.177
10	+23.5	+23.1	+22.9	+23.3	+22.7	+22.9	+23.2	+23.5	+23.3	+22.9	+23.13	0.275

- : 시계방향으로의 회전    + : 시계반대방향으로의 회전

표 4. 상악 4전치군에 200gm의 후방견인력을 가했을 때 Laser Speckle의 이동거리 (mm)

Level	이 동 거 리										평 균	표준편차
	1회	2회	3회	4회	5회	6회	7회	8회	9회	10회		
1	-64.8	-63.9	-64.6	-65.4	-64.3	-65.0	-65.1	-64.7	-64.4	-64.9	-64.71	0.433
2	-44.2	-44.6	-44.4	-44.8	-43.8	-44.3	-45.4	-44.7	-44.2	-44.9	-44.53	0.431
3	-14.9	-15.2	-14.8	-14.6	-14.8	-14.6	-14.9	-14.6	-14.9	-15.0	-14.83	0.195
4	-7.8	-7.7	-7.5	-7.7	-7.9	-8.0	-8.1	-7.7	-7.8	-7.9	-7.81	0.173
5	+8.3	+8.5	+8.6	+8.4	+8.3	+8.1	+8.6	+8.4	+8.9	+8.6	+8.47	0.221
6	+14.6	+14.3	+14.8	+14.6	+14.6	+14.3	+14.5	+14.5	+14.1	+14.6	+14.49	0.202
7	+18.5	+18.7	+18.9	+18.3	+18.4	+18.8	+18.5	+18.4	+18.9	+18.3	+18.57	0.236
8	+23.1	+22.9	+23.4	+23.3	+23.0	+22.8	+22.9	+23.4	+23.2	+22.9	+23.09	0.223
9	+28.7	+28.9	+28.4	+28.9	+28.4	+28.7	+28.3	+28.4	+28.9	+28.2	+28.58	0.270
10	+35.2	+34.8	+34.9	+34.6	+35.4	+34.7	+35.2	+35.4	+35.7	+34.9	+35.08	0.355

- : 시계방향으로의 회전    + : 시계반대방향으로의 회전

표 5. 상악 6전치군에 100gm의 후방견인력을 가했을 때 Laser Speckle의 이동거리 (mm)

Level	이 동 거 리										평 균	표준편차
	1회	2회	3회	4회	5회	6회	7회	8회	9회	10회		
1	-12.6	-12.9	-12.5	-12.3	-12.4	-12.6	-12.4	-12.5	-12.7	-12.2	-12.51	0.202
2	-6.2	-6.4	-6.1	-6.3	-6.4	-6.4	-6.3	-6.2	-6.6	-6.2	-6.31	0.145
3	-2.8	-2.9	-2.8	-2.9	-2.7	-2.7	-2.5	-2.6	-2.7	-2.8	-2.74	0.126
4	-1.2	-1.2	-1.1	-1.2	-1.3	-1.1	-1.2	-1.2	-1.1	-1.2	-1.18	0.063
5	-0.1	-0.2	-0.2	-0.2	-0.1	-0.2	-0.1	-0.3	-0.1	-0.2	-0.17	0.067
6	+1.8	+1.7	+1.9	+1.9	+1.7	+1.6	+1.8	11.7	+1.6	+1.7	+1.74	0.107
7	+3.5	+3.3	+3.4	+3.5	+3.5	+3.4	+3.4	+3.5	+3.3	+3.2	+3.40	0.105
8	+5.9	+6.0	+5.8	+5.7	+5.9	+6.1	+5.9	+5.8	+6.0	+5.9	+5.90	0.115
9	+7.5	+7.6	+7.5	+7.6	+7.4	+7.7	+7.5	+7.4	+7.5	+7.5	+7.52	0.092
10	+9.0	+9.0	+8.9	+9.1	+9.0	+9.1	+8.8	+8.9	+8.9	+9.0	+8.97	0.095

- : 시계방향으로의 회전    + : 시계반대방향으로의 회전

표 6. 상악 6전치군에 200gm의 후방견인력을 가했을 때 Laser Speckle의 이동거리 (mm)

Level	이 동 거 리										평 균	표준편차
	1회	2회	3회	4회	5회	6회	7회	8회	9회	10회		
1	-16.7	-17.	-16.9	-16.7	-17.0	-16.2	-16.5	-17.4	-16.7	-16.3	-16.76	0.378
2	-7.7	-7.0	-6.5	-6.8	-6.9	-8.3	-7.6	-7.7	-8.0	-7.7	-7.42	0.583
3	-3.5	-3.4	-3.4	-3.3	-3.6	-3.5	-3.8	-3.8	-3.9	-4.1	-3.63	0.258
4	-1.7	-1.8	-1.9	-1.2	-1.5	-1.3	-1.9	-1.7	-1.6	-1.1	-1.57	0.287
5	-0.3	-0.4	-0.5	-0.4	-0.3	-0.4	-0.3	-0.4	-0.3	-0.5	-0.38	0.079
6	+2.2	+2.1	+2.3	+2.1	+2.4	+2.3	+2.2	+2.1	+2.3	+2.1	+2.21	0.110
7	+5.3	+5.4	+5.4	+5.6	+5.3	+5.3	+5.2	+5.6	+5.8	+5.5	+5.44	0.184
8	+7.9	+7.7	+7.5	+7.8	+7.7	+7.6	+7.6	+7.9	+7.5	+7.7	+7.69	0.145
9	+9.9	+9.7	+9.9	+10.1	+9.7	+10.2	+10.0	+9.8	+10.2	+9.7	19.92	0.199
10	+14.7	+14.2	+14.9	+14.5	+14.6	+14.3	+14.9	+14.7	+15.0	+14.8	+14.66	0.263

- : 시계방향으로의 회전    + : 시계반대방향으로의 회전

표 7. 상악 4전치군에서 힘의 크기에 따른 Laser Speckle의 이동거리 (mm)

후방 견인력	Level	중앙값	최소값	최대값	K-W.	M-W.
100gm	1	-37.5	-36.8	-37.9		
	2	-24.5	-23.9	-24.9		
	3	-9.6	-9.4	-9.9		*
	4	-5.5	-5.2	-5.7		*
	5	+5.4	+5.2	+5.7	※	*
	6	+9.4	+9.3	+9.9		*
	7	+12.3	+11.9	+12.6		
	8	+14.7	+14.1	+14.9		
	9	+19.2	+18.9	+19.5		
	10	+23.1	+22.7	+23.5		
200gm	1	-64.7	-63.9	-65.4		
	2	-44.4	-43.8	-45.4		
	3	-14.8	-14.6	-15.2		*
	4	-7.8	-7.5	-8.1	※	*
	5	+8.4	+8.1	+8.9		*
	6	+14.5	+14.1	+14.8		*
	7	+18.5	+18.3	+18.9		
	8	+23.0	+22.8	+23.4		
	9	+28.5	+28.2	+28.9		
	10	+35.0	+34.6	+35.7		

K-W. : Kruskal-Wallis test

M-W. : Mann-Whitney test

- : 시계방향으로의 회전

+ : 시계반대방향으로의 회전

※ : 최소로 Laser Speckle이 이동한 Level (by Kruskal-Wallis test,  $p < 0.01$ )

\* : 통계적으로 각 level간 유의차있음 (by Mann-Whitney test,  $p < 0.01$ ).

표 8. 상악 6전치군에서 힘의 크기에 따른 Laser Speckle의 이동거리 (mm)

후방 견인력	Level	중앙값	최소값	최대값	K-W.	M-W.
100gm	1	-12.5	-12.2	-12.9		
	2	-6.3	-6.1	-6.6		
	3	-2.7	-2.5	-2.9		
	4	-1.2	-1.1	-1.3		*
	5	-0.2	-0.1	-0.3	※	*
	6	+1.7	+1.6	+1.9		*
	7	+3.4	+3.2	+3.5		*
	8	+5.9	+5.7	+6.1		
	9	+7.5	+7.4	+7.7		
	10	+9.0	+8.8	+9.1		
200gm	1	-16.7	-16.2	-17.4		
	2	-7.6	-6.5	-8.3		
	3	-3.5	-3.3	-4.1		
	4	-1.6	+1.1	-1.9		*
	5	-0.4	-0.3	-0.5	※	*
	6	+2.2	+2.1	+2.4		*
	7	+5.4	+5.2	+5.8		*
	8	+7.7	+7.5	+7.9		
	9	+9.9	+9.7	+10.2		
	10	+14.7	+14.2	+15.0		

K-W. : Kruskal-Wallis test

M-W. : Mann-Whitney test

- : 시계방향으로의 회전

+ : 시계반대방향으로의 회전

※ : 최소로 Laser Speckle이 이동한 Level (by Kruskal-Wallis test,  $p < 0.01$ )

\* : 통계적으로 각 level간 유의차있음 (by Mann-Whitney test,  $p < 0.01$ ).

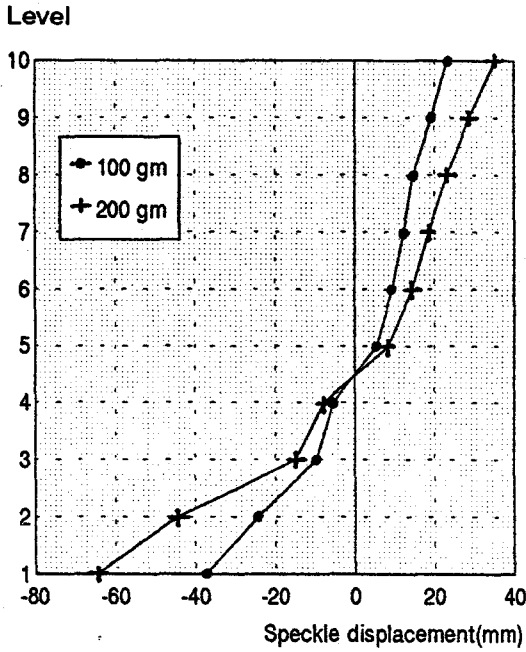


그림 2. 상악 4전치군의 각 Level에 따른 Laser speckle의 이동거리에 관한 도표  
0: 저항중심의 수직적 위치

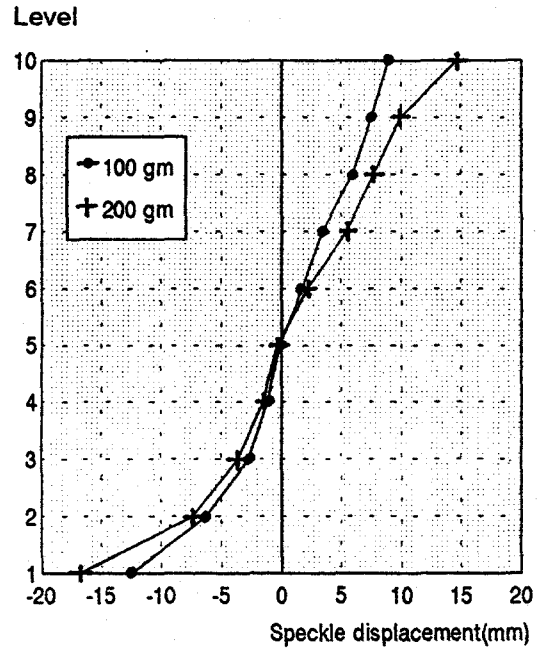


그림 3. 상악 6전치군의 각 Level에 따른 Laser speckle의 이동거리에 관한 도표  
0: 저항중심의 수직적 위치

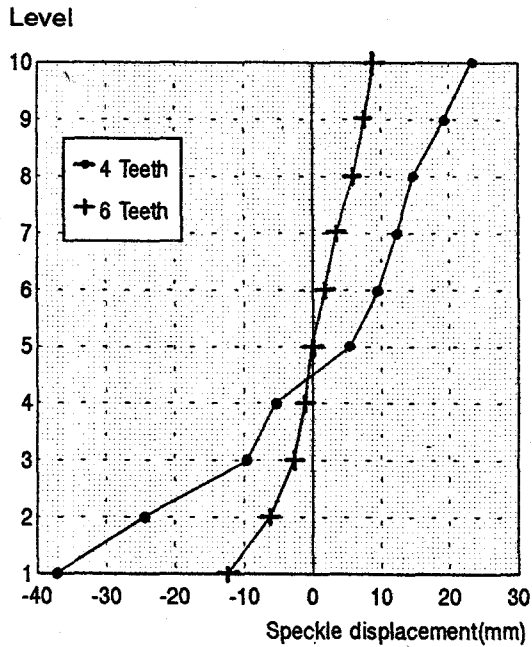


그림 4. 100gm의 힘을 가했을 때 상악 4전치군과 상악 6 전치군의 각 Level에 따른 Laser speckle의 이동 거리에 관한 도표  
0: 저항중심의 수직적 위치

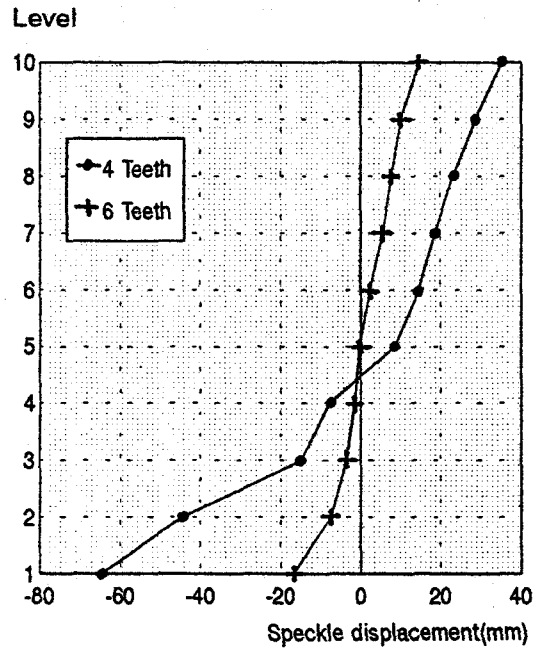


그림 5. 200gm의 힘을 가했을 때 상악 4전치군과 상악 6 전치군의 각 Level에 따른 Laser speckle의 이동 거리에 관한 도표  
0: 저항중심의 수직적 위치



나. 상악 6전치군

상악 6전치군에서는 그림 3에서와 같이 100 gm과 200gm의 후방견인력을 가했을 때, 두 경우 모두에서 저항중심이 Level 5의 직하방에 위치하였다. 마찬가지로 이를 도표상에서 비례식으로 계산하였을 때 저항중심의 수직적 위치가 치경부에서 치근단쪽으로 6.5mm 떨어진 거리에 위치하였고 상악 6전치군의 평균적 치근길이의 치경부에서 치근단쪽으로 50.3% 되는 위치에 있었다.

표 8에서는 상악 6전치군에서 힘의 크기에 따른 저항중심의 수직적 위치를 통계학적으로 검정하였다. 각각의 Level에서 중앙값, 최소값, 최대값을 구하였고, Kruskal-Wallis test에서는 100gm과 200gm의 힘을 가했을 때 모두 Level 5에서 laser speckle이 가장 적게 이동하였고(p<0.01), Mann-Whitney test에서는 100gm과 200gm의 힘을 가했을 때의 Level 4, 5, 6, 7 구간 모두에서 유의차가 있었다(p<0.01).

또한 상악 4전치군과 상악 6전치군 모두에서 100gm에서 200gm으로의 힘의 증가는 저항중심의 수직적 위치에 별다른 영향이 없었다.

그리고 그림 4와 5에서 보면 100gm과 200 gm의 힘을 가했을 때 모두에서 저항중심의 수직적 위치가 상악 4전치군보다 상악 6전치군에서 치근단쪽으로 이동하였음을 알 수 있다. 즉 치아의 수가 증가함에 따라 저항중심의 수직적 위치는 치근단쪽을 이동하였다.

IV. 총괄 및 고찰

교정치료는 치조골내에서 치아를 이동시켜 양호한 교합을 얻는 것이며 이를 달성하기 위하여 치아를 정확하게 이동시킬 수 있는 생역학과 교정력에 대한 치아주위조직의 반응에 대해 알아야 한다. 교정력을 가할 경우 치아는 이동하며 치아주위조직에 장력측과 압박측을 만들고 이들은 서로 다른 조직반

응을 일으킨다<sup>242)</sup>. 장력측 치주인대에서는 조골세포의 증식과 골 침착 및 조섬유세포의 증식과 치주인대섬유의 개조가 일어나고<sup>44,48,59,60)</sup>, 압박측 치주인대에서는 세포핵의 농축(pyknosis)과 세포의 파괴, hyalinized zone로 불리는 무세포대(cell free zone)의 형성, 파골세포의 출현과 치조골의 흡수가 일어난다<sup>41,43,44,58)</sup>.

치관부위에 작용된 힘이 그 주위조직에 어떠한 반응을 일으키는지를 알아내기 위해 1954년 Mühlemann<sup>28-33)</sup>이 치관의 협설측으로 힘을 가해서 그 주위조직에 일으키는 생체 반응을 조직학적으로 연구한 이후, Parfitt<sup>38,39)</sup>은 치과의 협설측 및 치아의 장축방향으로의 이동에 관한 연구를 하였으며, Fortin<sup>18)</sup>은 치아의 치관부위에 적절한 비율의 Force와 Moment가 작용될 때 치조골에 균일한 분포로 골의 흡수가 일어난다는 것을 보고함으로써 생체역학 개념의 타당성을 조직학적으로 밝힌 바 있다. Hocevar<sup>21)</sup>는 치아이동을 이해하고 조절하기 위한 교정력에 대해 연구하였고, Burstone 등<sup>5,6,7,9,10,40)</sup>은 Moment-to-Force ratio (M/F ratio)를 바탕으로 하는 Retraction에 사용되는 Vertical loop와 T-loop의 force system에 대해 실험하였고, Beta-titanium wire (TMA)로 제작한 T-spring의 M/F ratio를 제시하였다. Smith<sup>45)</sup>, Kusy<sup>26)</sup>등은 치아이동을 translation, rotation, 그리고 이들의 조합으로 보고 순수한 M/F ratio에 의해 치아이동을 조절할 수 있음을 밝혔다. 박<sup>52,53)</sup>은 부적당한 Moment와 Force가 가해졌을 경우 치아군이 지나친 경사나 회전을 일으키기 쉽고, 구치부의 anchorage상실과 치근의 흡수등의 부작용을 유발하게 된다고 하였다. Tanne<sup>46,47)</sup>는 유효요소법을 이용하여 상악 우측 중절치의 M/F ratio가 -8.39일때 치체이동을 하고 -6.52일때 Controlled tipping을 한다고 하였다. 본 연구에서는 Bracket level에 힘을 가했을 경우 상악 4전치군은 M/F ratio가 -10일때 치체이동을 하고 상악 6전치군은 M/F ratio가 -12일때 치체이동을 하는 것으로 추정할 수

있다.

본 연구에 있어서 치아의 이동 양상을 예측하는 기본적인 원칙은 치아가 힘을 받았을 때 periodontal space내에서 일어나는 이동인 초기이동(Initial movement)을 연구하는 것이며, 골의 흡수 및 침착이 일어나는 생체반응인 이차적인 이동(Secondary movement)과는 구별되어야 한다. 그러나 실질적으로 초기이동과 이차적인 이동이 완전히 분리된 별개의 과정이 아니라 단지 개개인의 생체반응의 차이에 의해서 초기 이동과 이차적인 이동의 상관관계가 클 수도 작을 수도 있을 것이므로 치아의 초기이동양상을 파악하면 그후 일어날 이차적인 생체반응을 추측할 수 있을 것이다.

지금까지 교정학 분야에서 시행되어 온 연구방법들로는 유한요소법(Finite Element Method), 장력계측법(Electrical resistance strain gauge method), Laser holography법, 광탄성법(Photoelasticity method) 등이 있다. Moss<sup>27)</sup>, Cheverud<sup>13)</sup>, Hakim<sup>19)</sup>, Kragt<sup>24)</sup>, 김<sup>51)</sup>, 이<sup>57)</sup>, 조<sup>61)</sup> 등이 이용한 유한요소법은 대상이 되는 물체의 형태와 역학적 특성의 재현이 가능하나 이론적 해석에만 치우칠 가능성이 크고 치근막과 치조골을 등방·등질의 탄성체로 생각하는 단점이 있다. Weijs<sup>49)</sup>와 Hata<sup>20)</sup> 등이 이용한 장력계측법은 gauge가 부착된 부위의 응력의 크기와 변위는 정확히 알 수 있으나 조작이 어렵고 많은 시간과 노력이 요구되는 제한점이 있다. Kragt<sup>25)</sup>, Dermaut<sup>16)</sup>, Burstone<sup>4,11)</sup>, 강<sup>50)</sup>, 이<sup>56)</sup>, 박<sup>54)</sup> 등이 이용한 Laser holography법은 물체의 전체적인 변형이 사진을 통해 나타나는 반면, 파동 및 공기의 흔들림이 없어야 오차가 감소될 수 있다. Caputo<sup>12)</sup>, Baeten<sup>1)</sup>, Kawagoe<sup>23)</sup>, 윤<sup>55)</sup> 등이 사용한 광탄성법은 물체내부의 응력분산을 계측하는데 좋은 방법이나 변위와 응력의 동시계측이 불가능하다.

본 연구에서는 이용한 Laser 반사측정법(Laser reflection technique)은 위의 연구 방법들보다 사용이 간편하고 알기 쉬우며,

Load하에 있는 치아의 초기이동양상<sup>30)</sup>을 알아낼 수 있는 방법으로, Laser 반사경에 Laser beam을 주사하여 screen에 비친 Laser-speckle의 이동양상을 추적하여 치아의 이동을 연구하게 된다. Dermaut<sup>16,17)</sup>, Bulche<sup>3,4)</sup> 등이 Laser 반사측정법을 이용하여 저항중심을 연구한 바 있다. 이러한 Laser 반사측정법은 올바른 결과를 얻기 위해 적절한 Model의 선택이 중요하다. 본 연구에서 사용한 인체의 건조두개골은 악안면 골격계와 관계된 치아의 초기이동을 연구할 수 있고, 해부학적 위치를 변화시키지 않고 정확히 측정된 Force를 가할 수 있는 장점이 있다.

회전중심(Center of Rotation)은 어떤 물체가 이동하면서 어느 점을 중심으로 회전할 때 이 점을 회전중심이라고 한다. Christiansen<sup>14)</sup>, Hurd<sup>22)</sup> 등은 치주인대내에서 수직 또는 수평적으로 치아이동이 일어날 때의 회전중심에 대하여 연구하였다. 반면에 저항중심(Center of Resistance)이란 어떤 지점에 단일의 힘을 주었을 때 치아에 치체이동을 야기할 수 있는 힘의 작용점이다. 치아의 이동양상을 알아내기 위해서는 회전중심과 저항중심을 연구하는 것은 중요하다. Davidian<sup>15)</sup>은 컴퓨터 Model을 사용하여 상악 중절치의 저항중심을 치근단축으로부터 51~61% 위치라고 보고하였고, Nikolai<sup>35,36,37)</sup>는 견치의 2차원적 치근모델에서 치경축 52%에 저항중심이 위치한다고 보고하였다. Burstone<sup>8,11)</sup>은 상악 중절치의 2차원적 치근모델에서 저항중심이 치근길이의 치경축 40% 되는 위치라고 보고하였고, 3차원적 치근모델에서 치근길이의 치경축 1/3되는 위치라고 보고하였다. Smith<sup>45)</sup>는 단근치의 저항중심은 치아의 long axis상에 있으며 치조골정상에서 치근단사이 치근길이의 1/3~1/2 사이에 있고, 다근치는 furcation area에서 apex로 1-2mm 하방 치근사이에 존재한다고 하였다. Dermaut<sup>16,17)</sup>는 Speckle interferometry를 써서 상악 제1대구치의 저항중심을 찾았다.

본 연구에서는 상악 4전치군과 상악 6전

치군의 후방견인시 저항중심의 수직적 위치를 계측하기 위해 100gm과 200gm의 힘을 가했는데, 이 힘의 크기는 Bulcke<sup>34)</sup>와 Dermaut<sup>16)</sup>의 연구에 근거하여 설정하였다. 일정한 힘을 가했을 때 치아군에 따라 저항중심의 위치가 변화였는데 치아의 수가 증가함에 따라 저항중심의 수직적 위치는 치근단쪽으로 이동하였다. 상악 4전치군의 저항중심의 위치는 치경부에서 치근단쪽으로 4.5mm 떨어진 거리에 위치하였고, 상악 6전치군은 6.5mm 떨어진 거리에 위치하였다. 즉 상악 4전치군은 평균적 치근길이의 치경부에서 치근단쪽으로 37.4% 되는 위치에 있었고, 상악 6전치군은 50.3% 되는 위치에 있었다. 상악 4전치군보다 상악 6전치군에서 저항중심의 수직적 위치가 더 치근단쪽으로 이동한 것은 상악 견치의 길이, 형태 및 위치등이 중요한 영향을 미친 것으로 사료된다. 상악 4전치군의 경우는 Burstone<sup>8,11)</sup>, Smith<sup>45)</sup> 등이 상악 중절치와 단근치에서 연구한 저항중심의 위치와 유사하였고 상악 6전치군은 Nikolai<sup>35-37)</sup>가 견치의 2차원적 치근모델에서 측정된 저항중심의 위치와 유사하였다.

그러나 본 연구에서 계측한 저항중심의 수직적 위치가 선행들의 연구와 어느 정도 차이를 보이는 것은 이전의 연구가 컴퓨터 Model을 이용한 유한요소법 등의 이론적 연구로 상악중절치, 상악 견치 등 개개 치아의 평균적 Model을 만들어 저항중심을 구한 반면, 본 연구에서는 인체의 건조두개골에서 각 치아군들의 저항중심을 Laser 반사측정법으로 계측하였으므로 차이가 나는 것으로 사료된다. 또한 사용된 인체 건조두개골의 개별적인 특성과 S-N Plane에 대한 상악 중절치의 치축과 교합평면의 경사도, 각 치아의 길이, 치조골과 치아의 형태, 인공 치주인대의 탄성도 등도 영향을 미쳤으리라 생각된다. 본 연구에 사용된 건조두개골은 S-N Plane에 대한 상악 중절치의 치축이 105°로 정상적인 범주안에 포함되었고, 인공 치주인대는 이전의 연구에서 Araldit 208<sup>34)</sup>, Monoplast BE<sup>34)</sup>

등이 사용된 바 있으나 본 실험에서는 Permlastic을 이용하였다. Permlastic의 Young's modulus of elasticity는  $0.72 \times 10^{-3}$  GPa.로 인체의 치주인대의  $1.18 \times 10^{-3}$  GPa.과 유사하였다.

본 실험에서의 연구결과를 통계학적으로 검정하기 위해 중앙값, 최소값, 최대값을 구하고 Kruskal-Wallis test와 Mann-Whitney test를 시행하였다. 연구성적에서 설명한 바와 같이 표 7에서는 상악 4전치군에서 힘의 크기에 따른 저항중심의 수직적 위치를 통계학적으로 검정하였는데, 최소로 Laser speckle이 이동한 Level을 검정하기 위해 Kruskal-Wallis test를 시행하였다. 이 test에서 100gm의 힘을 가했을 때에는 Level 5에서 Laser speckle이 가장 적게 이동하였고 200gm의 힘을 가했을 때에는 Level 4에서 가장 적게 이동하였다( $p < 0.01$ ). 이것은 Laser speckle의 이동거리의 절대값으로 순위를 정하여 통계 처리하였기 때문에 100gm의 힘을 가했을 때 Level 5에서 가장 적게 이동한 것으로 나타났고 200gm의 힘을 가했을 때는 Level 4에서 가장 적게 이동한 것으로 나타났다. 그러나 100gm의 힘을 가했을 때에 Level 4의 순위는 11.00이고 Level 5에서의 순위는 10.00으로 서로의 순위가 매우 유사하였다. 반면에 200gm의 힘을 가했을 때에는 Level 4의 순위가 5.55이고 Level 5의 순위는 15.45로 서로의 순위가 큰 차이가 있었다. 100gm과 200gm의 힘을 가했을 때 모두에서 Level 4와 Level 5는 Laser speckle의 이동방향이 반대이므로 저항중심은 이 두 level사이에 존재한다. 또한 Mann-hitney test로 저항중심이 위치하리라 예상되는 각 구간의 유의차를 검정하였는데, 100gm과 200gm의 힘을 가했을 때의 Level 3, 4, 5, 6 구간 모두에서 유의차가 있었다( $p < 0.01$ ).

표 8에서는 상악 6전치군에서 힘의 크기에 따른 저항 중심의 수직적 위치를 통계학적으로 검정하였는데, Kruskal-Wallis test에서는 100gm과 200gm의 힘을 가했을 때 모두 Level

5에서 Laser speckle이 가장 적게 이동하였다 ( $p < 0.01$ ). 그리고 Level 5와 Level 6은 Laser speckle의 이동방향이 반대이므로 저항중심은 이 두 Level 사이에 존재한다. 또한 Mann-Whitney test에서는 100gm과 200gm의 힘을 가했을 때의 Level 4, 5, 6, 7 구간 모두에서 유의차가 있었다( $p < 0.01$ ).

그림 4와 그림 5에서는 연구성적에서 설명한 바와 같이 각 Data의 중앙값을 도표화하여 저항중심의 위치를 비례식으로 구하였는데, 실험의 방법과 Data의 한계로 도표에 나타나는 직선의 회귀방정식은 구할 수 없었다.

본 연구에서 부족했던 점은 한개의 건조 두개골에서 저항중심을 구하였기 때문에 개개인마다 악안면골격계가 다양하다는 사실에 소홀할 수 밖에 없었고, Metal splint의 각 Level 사이에 간격이 있어서 저항중심의 위치에서 힘을 가할 수 없었다. 또한 회전중심을 고려할 수 없었으며, 치주인대등의 연조직에 대한 영향을 평가할 수 없었다.

본 실험의 결과 Laser 반사측정법(Laser reflection technique)은 치아의 초기이동의 연구에 이용될 수 있는 매우 정확하고 간단하며 신뢰할 수 있는 방법으로서 앞으로 조직반응에 관한 연구등을 종합하여 응용한다면 치아이동의 Mechanism을 규명하는데 보다 많은 도움을 줄 것으로 사료된다.

## V. 결 론

치아의 초기이동양상을 알아내기 위하여 Laser 반사측정법(Laser reflection technique)을 이용하여 건조두개골의 상악 전치부에서 설측방향으로 각각 100gm과 200gm의 force를 가하여 상악 4전치군과 상악 6전치군의 초기치아이동에서 저항중심의 수직적 위치를 계측하고, 힘의 크기변화에 따른 저항중심의 위치와 치아의 수가 증가함에 따른 저항중심의 변화양상을 계측한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상악 4전치군의 초기치아이동에서 저항중심의 수직적 위치는 Level 4와 Level 5 사이, 즉 치경부에서 치근단쪽으로 37.4% 떨어진 거리에 위치하였다.
2. 상악 6전치군의 초기치아이동에서 저항중심의 수직적 위치는 Level 5의 직하방, 즉 치경부에서 치근단쪽으로 50.3% 떨어진 거리에 위치하였다.
3. 후방견인력의 크기변화는 저항중심의 수직적 위치에 변화가 없었다.
4. 치아의 수가 증가함에 따라 저항중심의 수직적 위치는 치근단쪽으로 이동하였다.

## REFERENCE

1. Baeten, L. R. : Canine retraction : A photoelastic study, *Am. J. Orthod.*, 67 : 11-23, 1975.
2. Baumrind, S., and Buck, D. L. : Rate changes in cell replication and protein synthesis in the periodontal ligament incident to tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 57 : 109-131, 1970.
3. Bulcke, M. M., and Burstone, C. J. : The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry, *Am. J. Orthod.*, 90 : 211-220, 1986.
4. \_\_\_\_\_ : Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique, *Am. J. Orthod.*, 91 : 375-384, 1987.
5. Burstone, C. J. : The application of continuous forces to orthodontics, *Angle orthod.*, 31 : 1-14, 1961.
6. \_\_\_\_\_ : The rationale of the segmented arch, *Am. J. Orthod.*, 48 : 805-821, 1962.
7. \_\_\_\_\_ : Mechanics of the segmented arch technique, *Angle Orthod.*, 36 : 99-120, 1966.
8. \_\_\_\_\_ : Optimizing anterior and canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 68 : 290-302, 1975.
9. \_\_\_\_\_ : Center of resistance of the human mandibular molars, *J. Dent. Res.*, 60 : 515, 1981.
10. \_\_\_\_\_ : The segmented arch approach to space closure, *Am. J. Orthod.*, 82 : 361-378, 1982.
11. Burstone, C. J., and Pryputniewicz, R. J. : Holographic determination of center of rotation produced by orthodontic forces, *Am. J. Orthod.*, 77 : 396-409, 1980.
12. Caputo, A. A. : Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 65 : 250-259, 1974.

13. Cheverud, L. : The measurement of form and variation in form : An application three dimensional quantitative morphology by finite element methods, *Am. J. Phys. Anthropol.*, 62 : 151-165, 1983.
14. Christiansen, R. L., and Burstone, C.J. : Centers of rotation within the periodontal space, *Am. J. Orthod.*, 55 : 353-369, 1969.
15. Davidian, E.J. : Use of a computer model to study the force distribution on the root of maxillary central incisor, *Am. J. Orthod.*, 59 : 581-588, 1971.
16. Dermaut, L., and bulcke, M. M. : Evaluation of intrusive mechanics of the type "segmented arch" on a macerated human skull using the laser reflection technique and holographic interferometry, *Am. J. Orthod.*, 89 : 251-263, 1986.
17. Dermaut, L., Kleutghen, J., and Clerck, H. : Experimental determination of the center of resistance of the upper first molar in a macerated, dry human skull submitted to horizontal headgear traction, *Am. J. Orthod.*, 90 : 29-36, 1986.
18. Fortin, J. : Translation of premolars in dog by controlling the moment to force ratio, *Am. J. Orthod.*, 59 : 541-551, 1971.
19. Hakim, N. S., and King, A. I. : A three dimensional responsive analysis of a vertebra with experimental verification, *J. Biomech.*, 12 : 277-292, 1979.
20. Hata, S. : Biomechanical effects fo maxillary protraction on the craniofacial complex, *Am. J. Orthod.*, 91 : 305-311, 1987.
21. Hocever, R. A. : Understanding, planning, and managing tooth movement : Orthodontic force system theory, *Am. J. Orthod.*, 80 : 457-477, 1981.
22. Hurd, J. J., and Nikolai, R. J. : Centers of rotation for combined vertical and transverse tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 70 : 551-558, 1976.
23. Kawagoe, H. : Photoelastic effects of maxillary protrusion on craniofacial complex, *J. Jap. Orthod. Soc.*, 43 : 337-345, 1984.
24. Kragt, G., and Duterloo, H. S. : The initial effects of orthodontic forces : A study of alterations in the craniofacial complex of a macerate skull owing to high pull headgear traction, *Am. J. Orthod.*, 81 : 57-64, 1982.
25. Kragt, G. : The inital reaction of a macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology, *Am. J. Orthod.*, 81 : 49-56, 1982.
26. Kusy, R.P. and Tulloch, J. F. : Analysis of movement/force ratio in the mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 90 : 127-131, 1986.
27. Moss, M. L. : Finite element method modeling of craniofacial growth, *Am. J. Orthod.*, 87 : 453-272, 1985.
28. Mühlemann, H.R. : Periodontometry : A method for measuring tooth mobility, *Oral Surg.*, 4 : 1220-1233, 1951.
29. \_\_\_\_\_ : The mobility : The measuring method : initial and secondary tooth mobility, *J. Periodont.*, 25 : 22-29, 1954.
30. \_\_\_\_\_ : Tooth mobility II. The role of interdental contact points and of activation on tooth mobility, *J. Periodont.*, 25 : 125-128, 1954.
31. \_\_\_\_\_ : Ten years of tooth mobility measurements, *J. Periodonts.*, 31 : 110-122, 1960.
32. Mühlemann, H. R., and Houglum, M. W. : The determination of the tooth rotation center, *Oral Surg.*, 7 : 392-394, 1954.
33. Mühlemann, H. R., and Zander, H. A. : Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility, *J. Periodont.*, 25 : 128-137, 1954.
34. Nägerl, H. : Centers of rotation with transverse forces : An experimental study, *Am. J. Orthod.*, 99 : 337-345, 1991.
35. Nikolai, R. J. : Periodontal ligament retraction and displacements of a maxillary central incisor subjected to transverse crown loading, *J. Biomech.*, 7 : 93-99, 1974.
36. \_\_\_\_\_ : On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 68 : 290-302, 1975.
37. \_\_\_\_\_ : Analysis mechanics and analysis of orthodontic tooth movements, *Am. J. Orthod.*, 82 : 164-166, 1982.
38. Parfitt, G. J. : Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction, *J. Dent. Res.*, 39 : 608-618, 1960.
39. \_\_\_\_\_ : Dynamics of tooth movement of a tooth in function, *J. Periodont.*, 32 : 102-107, 1961.
40. Pryputniewicz, R. J., Burstone, C. J., and Bowley, W. W. : Determination of arbitrary tooth displacements, *Dent. Res.*, 57 : 663-678, 1978.
41. Reitan, K. : Tissue behavior during orthodontic tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 46 : 881-900, 1960.
42. Rygh, P. : Ultrastructural vascular changes in pressure zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement, *Scand. J. Dent. Res.*, 80 : 307-321, 1972.
43. \_\_\_\_\_ : Ultrastructural changes in tention zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 70 : 261-281, 1976.
44. \_\_\_\_\_ : Activation of the vascular system : A main mediators of periodontal fiber remodeling in orthodontic tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 89 : 453-468, 1986.
45. Smith, R., and Burstone, C. J. : Mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 85 : 294-307, 1984.
46. Tanne, K. : Stress induced in the periodontal tissue at

- the initial phase of the application of various types of orthodontic force : the dimensional analysis by finite element, J. Osaka Univ., 28 : 210-261, 1983.
47. Tanne, K., Koening, H. A., and Burstone, C. J. : Moment to force ratios and the center of rotation, Am. J. Orthod., 94 : 426-431, 1988.
  48. Zaki, A. E., and Huysen, G. : Histology of the periodontium following tooth movement, J. Dent. Res., 42 : 1373-1379, 1963.
  49. Weijts, W. A., and Dejongh, H. T. : Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit arch, Oral Biol., 22 : 667-675, 1977.
  50. 강홍석 : 상악 전방견인시 악안면골의 초기반응에 관한 Laser Holography 연구, 연세치대 논문집, 5 : 499-517, 1989.
  51. 김영원 : 견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구, 연세치대 논문집, 5 : 556-584, 1989.
  52. 박영철 : Segmented Arch technique에 의한 최신교정법 : III. 치근의 이동방법, 대한치과의사협회지, 24 : 698-702, 1986.
  53. \_\_\_\_\_ : Segmented Arch Technique에 의한 최신교정법 : III. 치근의 이동방법, 대한치과의사협회지, 24 : 698-702, 1986.
  54. 박준상 : 상악골확장의 악면골에 미치는 영향에 관한 Laser-Holography 연구, 대한치과교정학회지, 16 : 43-51, 1986.
  55. 윤성일 : 치관보철물에 작용하는 Stress에 대한 광탄성적 분석, 대한치과의사협회지, 17 : 47-52, 1979.
  56. 이수룡 : 상악 견치의 저항중심에 관한 Laser Speckle interferometry와 Holographic interferometry를 이용한 실험적 연구, 연세치대 논문집, 5 : 518-537, 1989.
  57. 이인수 : Head gear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 15 : 211-226, 1985.
  58. 이인환 : Guinea pig에서 실험적 치아이동에 따른 압박측 치아주위조직의 변화에 관한 전자 현미경적 연구, 대한치과교정학회지, 13 : 165-176, 1983.
  59. 이정훈 : 백서 구치의 교정적 치아이동중 장력측 치주조직의 반응에 관한 전자현미경적 연구, 대한치과교정학회지, 17 : 223-231, 1987.
  60. 장지우 : 실험적 치아이동시 견인측 치주조직에 미치는 영향에 관한 전자현미경적 연구, 대한치과교정학회지, 14 : 65-73, 1984.
  61. 조봉제 : 상악골 급속확장시 상악골의 응력분산과 변위에 대한 유한요소법적 분석, 연세치대논문집, 3 : 459-470, 1985.

## — ABSTRACT —

**EXPERIMENTAL STUDY OF THE VERTICAL LOCATION OF THE CENTERS OF RESISTANCE FOR MAXILLARY ANTERIOR TEETH DURING RETRACTION USING THE LASER REFLECTION TECHNIQUE**

Jae-Young Woo, D.D.S., Young-Chel Park, D.D.D., M.S.D., Ph.D.

*Department of Dental Science, College of Dentistry, Yonsei University*

The delivery of optimal orthodontic treatment is greatly influenced by a clinician's ability to predict and control tooth movement achieved by applying known force systems to the dentition. It is important to determine the location of the center of resistance of a tooth or group of teeth to better understand the nature of their displacement characteristics under the various force levels.

The purpose of this study was to define the location of the centers of resistance of various units of the upper anterior segment for lingually directed 100gm and 200gm force in a dry human skull. The units investigated were composed of four incisors and six anterior teeth. In addition, the effect of change in force magnitude on the location of the center of resistance of these units was investigated. The laser reflection technique was used to measure the initial displacements of the consolidated teeth under loading.

The results were as follows :

1. The instantaneous center of resistance for the four anterior teeth was located vertically between level 4 and level 5—that is, at 37.4% apical to the cementoenamel junction level.
2. The instantaneous center of resistance for the six anterior teeth was located vertically just beneath level 5—that is, at 50.3% apical to the cementoenamel junction level.
3. Increasing force levels had little effect on the location of the center of resistance of a given unit.
4. The location of the instantaneous center of resistance shifted apically as the number of dental units consolidated increased.

KOREA J. ORTHOD 1993 ; 23(3) : 375-389.

Key words : laser reflection technique, center of resistance, maxillary anterior teeth, retraction.