

치주인대의 응력 분포 양상에 관한 실험 연구

최 광 철¹⁾ · 김 경 호²⁾ · 박 영 철³⁾ · 한 정 윤⁴⁾

원하는 형태의 치아이동을 얻기 위해서는 M/F(Moment/Force) ratio의 조절이 필요하며, 이를 위해서는 치아의 저항중심의 위치를 아는 것은 매우 중요한 일이다.

본 연구에서는 실제 치아주위 환경을 비교적 유사하게 재현할 수 있는 치조골상과 치아의 이동을 시뮬레이션하는 장치를 제작하고, LVDT를 이용한 3차원 운동을 실시간으로 측정할 수 있는 시스템을 사용하여, 힘에 대한 3차원 공간상에서의 치주인대 응력 분포 양상 및 치아 저항중심과 회전축의 위치변화를 계측한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상악 견치에 원심방향으로 힘을 가했을 때, 치아의 저항중심의 위치는 힘의 크기와는 무관하였으며, 치근의 치경부 측 약 29% 부위에 위치하였다. 이는 2차원 모형(42%) 보다 치관 쪽에 위치한다.
2. 모멘트만 가하는 경우 치아의 저항중심과 회전축은 일치하였다.
3. 치아에 가해지는 모멘트가 증가하는 경우 방향에 관계없이 치아는 정출되는 경향을 보였다.
4. 힘이 가해진 위치, 저항중심, 회전축간에는 일정한 관계가 성립했다 ($a \times b = 49.6 \text{ mm}^2$). 이 관계식을 통해서 수평력이 가해질 때 예상되는 치아운동 양상을 알 수 있다.
5. 수평력이 가해질 때 회전축의 위치는 일직선으로 나타난다.

(주요단어 : 치주인대, 응력 분포, 저항중심, 회전축)

1. 서 론

교정치료는 치아에 힘을 가하여 심미적으로 배열하고, 안정된 기능을 회복시켜주는 술식이다. 치아에 힘을 가할 때 예측가능하며, 주위조직에 해를 주지 않는 생리적인 이동을 얻기 위해서는 교정장치에 의해

서 발생하는 force system 및 그에 따른 치아 반응에 관한 정확한 이해가 필수적이다.

치아에 힘이 가해지면 치주조직에 응력이 발생하고 2분 이내에 평형상태에 도달하는데, 이때 발생하는 응력에 비례하는 변형율(strain)이 치주인대에 발생하여 골의 흡수와 침가 등의 생물학적인 변화를 일으키게 된다.¹⁾ 치아에 힘이 가해지자마자 생기는 치주인대 내에서의 치아 이동을 일차 이동(primary displacement)²⁾, 그 이후 골개조(bone remodeling)에 의한 치아이동을 이차 이동(secondary displacement)이라고 하는데, 일차 이동으로 이차 이동을 예측할 수 있다.³⁾ 이러한 일차 이동은 치주인대 내의 응력 분포를 조사하여 분석할 수 있다.

원하는 형태의 치아이동을 얻기 위해서는 M/F ratio의 조절이 필요하며^{4,5)} 이때 치아 저항중심의 위치를 먼

¹⁾ 연세대학교 치과대학 교정학교실, 영동세브란스 병원, 조교수, 두개안면기형연구소 연구원.

²⁾ 연세대학교 치과대학 교정학교실, 영동세브란스 병원, 부교수, 두개안면기형연구소 연구원.

³⁾ 연세대학교 치과대학 교정학교실 교수, 두개안면기형연구소 연구원.

⁴⁾ 연세대학교 치과대학 교정학교실, 영동세브란스 병원, 레지던트.

* 이 논문은 1999년도 한국학술진흥재단의 연구비에 의하여 지원되었음.
교신저자 : 최광철

서울특별시 강남구 도곡동 146-92

영동세브란스병원 / 02-3497-3567 kchoy@yumc.yonsei.ac.kr

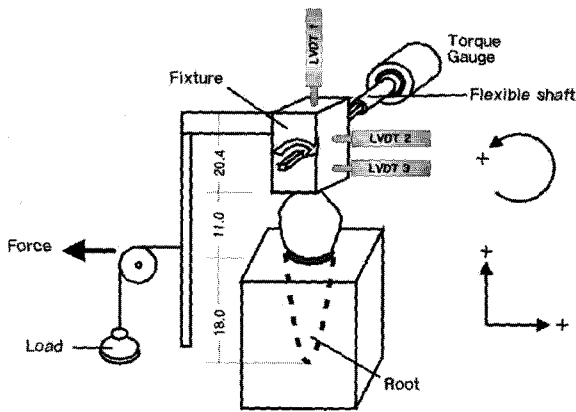


Fig. 1. A method to apply force and moment on the fixture

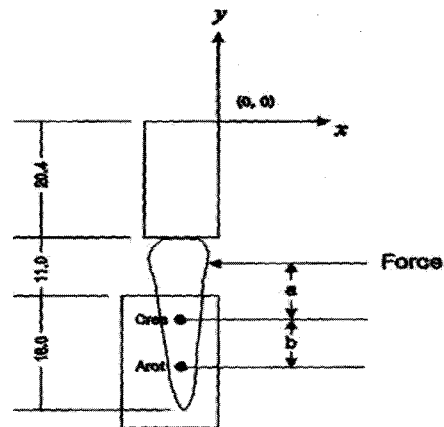


Fig. 2. Specification and coordinates of experimental tooth model

Cres : Center of resistance, Arot : Axis of rotation

저 파악해야 하는데, 생체 내 치아에서의 저항중심은 단순한 질량중심과는 일치하지 않으며, 이는 치아가 주위 치주조직에 의해 이동의 제한을 받기 때문이다.

치아의 저항중심을 알기 위한 많은 선학들의 연구가 있었다. Nikolai⁶⁾, Steyn⁷⁾, Syngé 등⁸⁾은 분석적 연구를 통해, Christiansen⁹⁾은 환자의 치아에 gauge를 부착하여 간접적으로 분석하였고, Burstone, Pryputniewicz^{1,10,11)}, Vanden Bulcke 등^{11,13)}은 이중노출 레이저 입체영상 간섭법(double exposure laser holographic interferometry) 또는 레이저 반사측정법(laser reflection technique)을 통해, Tanne^{14,15)}, Yettram 등¹⁶⁾은 유한요소법을 통해 연구하였다.

이들 연구는 저항중심의 위치를 파악하였으나, 저항중심에서 힘이 벗어나는 경우 회전축이 어떻게 변화하는가를 밝히는 데는 부족함이 있다.

본 연구의 목적은 실제 치아주위 환경을 비교적 유사하게 재현할 수 있는 치조골상과 치아의 이동을 시뮬레이션하는 장치를 제작하고, 3차원 운동을 실시간으로 측정할 수 있는 시스템을 이용하여, 힘에 대한 3차원 공간상에서의 치주인대 응력 분포 양상 및 치아 저항중심과 회전축의 위치변화를 실험적으로 규명하는 것이다.

II. 연구재료 및 방법

가. 연구재료

발치된 상악 좌측 견치를 실험치아로 사용하고 복원성과 탄력성이 비교적 우수한 Extrude[®](poly Fig.

vinylsiloxane type 3, light bodied, Kerr Co., $E=0.87 \times 10^{-3} \text{GPa}$)를 치근부에 1mm 두께로 도포하여 치아의 백아법랑경계 하방 치근부는 type 4 dental stone으로 만들어진 block에 매몰하였다. 그 후 silicone과 stone의 계면에서 전단력(shearing stress) 생기지 않도록 cyanoacrylate로 접착하였다. 치아를 심은 block은 수평력에 대하여 움직이지 않도록 견고히 고정하였다.

치아의 치관부로부터 교합면 방향으로 육면체의 알루미늄으로 만들어진 fixture를 부착하여 이곳을 통해 힘과 모멘트가 동시에 치아에 전달될 수 있도록 하였다. 힘은 도르래에 추를 연결해 치아의 원심방향으로 가해지도록 하였으며, 모멘트는 torque gauge (651-3M, Data instrument)로부터 발생된 토크를 flexible shaft를 통해 fixture에 전해지도록 제작하여, 힘과 모멘트를 변화 시키면 occluso-apical 방향으로 위치가 변하는 equivalent force를 가할 수 있게 하였다. 힘의 부호는 치아의 교합면과 근심방향을 +로 정하였고, 모멘트는 반시계 방향을 +로 정하였다 (Fig. 1).

저항중심과 회전축의 수직, 수평적 위치를 X, Y좌표로 나타내기 위해서 좌표계는 fixture의 최우상방 점을 원점으로 설정하고 이를 중심으로 상방, 우측을 +로 정의하였다. 회전각도는 반시계 방향을 +로 하였다 (Fig.2).

인공 치주인대 내에서의 치아이동을 정확히 계측하고, 회전축을 구하기 위해서 치아의 이동을 정밀하게 감지할 수 있는 LVDT (Linear variable differential

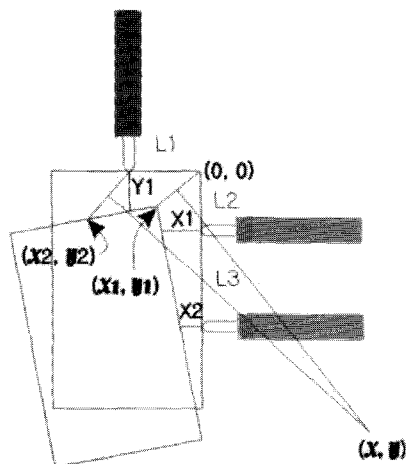


Fig. 3. A method to determine the axis of rotation :
 The cross section of two perpendicular bisectors of the two arbitrary points determine axis of rotation.
 X1, X2 : Displacement measured on X coordinate
 Y1 : Displacement measured on Y coordinate
 (x1, y1), (x2, y2) : Two post-rotational corresponding points
 (x, y) : Axis of rotation
 L1, L2, L3 : Horizontal and vertical position of three LVDTs

transformer, Model 0351-0006, TRANS-TEK) 3개를 fixture에 접촉시켰다. 2개는 수평적인 치아의 이동을 계측하기 위해, 나머지 하나는 수직적인 방향으로의 치아이동을 알기 위해 사용하며, 이들을 통해 회전축을 구하는 원리는 Fig.3과 같다.

치아의 미세한 이동에 반응하여 각각의 LVDT는 이동량에 비례하는 신호를 검출하는데 이 신호가 AD converter를 지나며 digital 신호로 변환된다. 변환된 digital 신호는 PC를 이용하여 회전축을 계산하고 그래프를 작성할 수 있게 된다. LVDT의 resolution은 0.0001 mm(16bit)이고 Microsoft Excel에서 회전축을 계산하였다. Force 및 torque applicator, 인공치아모형, 그리고 LVDT를 포함한 실험장치의 전체적인 모습은 Fig.4와 같다.

나. 연구방법

50, 100, 150, 200, 250 g의 추를 사용하여 각각의 수

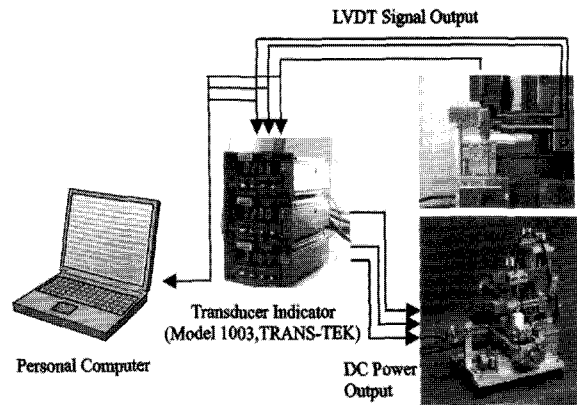


Fig. 4. Overall experimental devices

평력을 가했으며, 동시에 Fig.3의 X1과 X2가 같은 양만큼 이동하도록, 즉 치체 운동이 일어날 때 까지 negative torque를 부여했다. 이때 equivalent force는 치아의 저항중심을 지나는 것과 같게 되는데, M/F ratio를 구하면 저항중심까지의 거리를 구할 수 있다. 치아의 저항중심을 구하는 또 다른 방법으로 치아에 모멘트만을 가하였다. 물체에 모멘트만 부여한 경우 저항중심을 중심으로 회전하게 되므로, 회전축과 저항중심은 이론적으로 일치한다.¹⁷⁾ -2,000 gmm에서부터 +2,000 gmm까지 500 gmm간격으로 치아에 모멘트를 부여하면서 회전축의 위치를 구하였다.

저항중심을 벗어난 힘이 치아에 가해지면 치아는 회전하며 이동하게 된다. 이때 치주인대내의 응력 분포는 균일하지 않게 나타나는데, 응력은 회전축에서 최소, 회전축으로부터 가장 먼 지점에서 최대가 된다. 치조골능 11 mm 상방에서부터, 1 mm씩 치근침 방향으로 이동하면서 100g의 수평력을 가하였고, 저항중심과 회전축 간에 어떠한 관계가 있는지 알아보기 위하여, 힘이 가해진 위치로부터 저항중심까지의 거리 (a)와 저항중심으로부터 회전축까지의 거리(b)를 구하였다(Fig.2).

각각의 하중조건에 대하여 5회의 반복측정 하였으며, 한번 측정 후 다음 측정까지는 silicone이 탄성을 회복할 수 있도록 1분 후 측정하였고 저항중심과 회전축에 대한 평균과 표준편차를 구하였다.

Table 1. The location of the center of resistance and tooth displacement according to different forces

Force (g)	Y coordinate of Cres	Root ratio	Displacement(mm)
50	-36.20	0.27	0.0034
100	-35.95	0.25	0.0040
150	-36.83	0.30	0.0065
200	-37.10	0.32	0.0092
250	-36.76	0.30	0.0111
Average	-36.57	0.287	

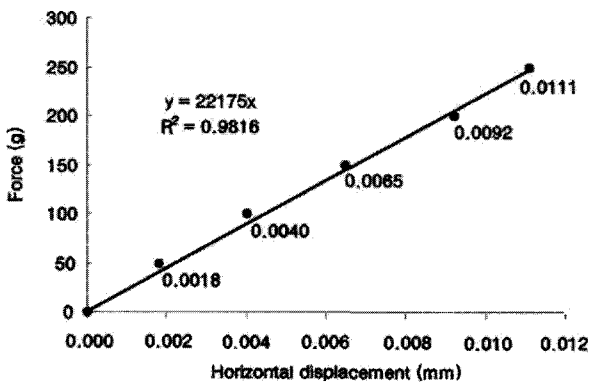


Fig. 5. Relationship between force magnitude and horizontal displacement
The Force / Deflection rate is constant.

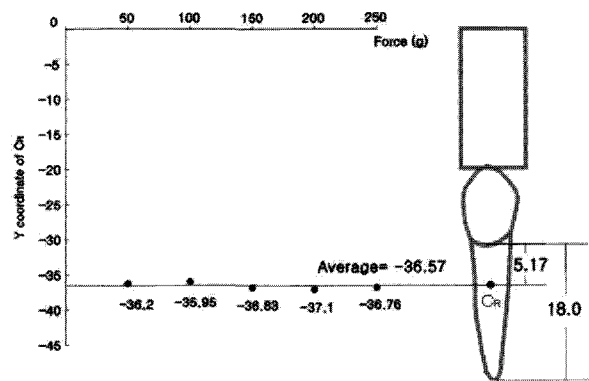


Fig. 6. The location of Center of resistance according to different force magnitude

III. 연구 결과

가. 수평력에 의한 저항중심의 위치

50, 100, 150, 200, 250 g의 힘을 치경부에 가하고 동시에 치체 운동이 일어날 때까지 모멘트를 부여하면서, 각각의 힘에 대해 치체 이동한 거리 및 저항중심의 위치를 측정하였다(Table1, Fig.5, 6).

가해진 힘의 크기와 이동거리 간에는 선형적인 비례관계를 보였다. 하중/변위율은 약 22,175 g/mm 이었다.

저항중심의 수직적 위치는 가해진 힘의 크기와는 무관하게 Y좌표상에 $-36.57 \pm 0.59(\text{mm})$ 에 위치하였으며, 이는 치경부로부터 5.17mm 떨어진 거리에 해당되고 전체치근에서의 비율로 볼 때 치경부측 28.7% 되는 부위에 해당된다. 각 하중에 대한 Y 좌표의

통계적 유의차는 없었다.

나. 모멘트에 의한 저항중심의 위치

Table 2는 치아에 크기가 다른 각각의 모멘트만을 가한 경우 회전축의 위치를 X, Y 좌표로 나타낸 것이며, Fig.7에서 이를 도표화 하였다.

이론적으로 치아에 모멘트만을 가한 경우 회전축은 저항중심과 일치하는데, Fig.7에서 보면 회전축의 수직적 위치는 평균적으로 Y좌표상에 $-36.56 \pm 2.50(\text{mm})$ 떨어진 곳에 위치함을 알 수 있으며, 이는 치경부로부터 치근단쪽으로 5.16mm에 해당하고 전체 치근의 길이에 대한 비율은 치경부측 28.6%였다. 이 수치는 치아에 수평력을 가해 구한 저항중심의 위치와 유의수준 (α) 0.05에서 유의성 있는 차이를 보이지 않았다.

Table 2. The X, Y coordinate of axis of rotation according to moments

Moment(gmm)	X coordinate of A _{rot}	Y coordinate of A _{rot}	Root ratio	Angle of rotation (°)
2,000	-17.49	-40.42	0.50	0.080
1,500	-16.04	-39.17	0.43	0.055
1,000	-14.33	-38.73	0.41	0.033
500	-8.83	-35.04	0.20	0.018
-500	2.88	-33.62	0.12	-0.013
-1,000	-0.05	-34.47	0.17	-0.051
-1,500	1.37	-35.15	0.21	-0.084
-2,000	2.91	-35.88	0.25	-0.111
Average		-36.56	0.286	

Table 3. Relationship between a and b according to location of force

Location of force(Y coordinate)	a (mm)	b (mm)
-20.4	16.2	2.21
-21.4	15.2	2.50
-22.4	14.2	2.93
-23.4	13.2	3.06
-24.4	12.2	3.34
-25.4	11.2	3.14
-26.4	10.2	4.28
-27.4	9.2	4.29
-28.4	8.2	4.87
-29.4	7.2	5.85
-30.4	6.2	7.00
-31.4	5.2	8.70
-32.4	4.2	11.68
-33.4	3.2	14.37
-34.4	2.2	19.28
-35.4	1.2	28.59
-37.4	-1.2	-42.42
-38.4	-2.2	-36.50
-39.4	-3.2	-16.37
-40.4	-4.2	-14.29
-41.4	-5.2	-8.41
-42.4	-6.2	-6.18
-43.4	-7.2	-6.10
-44.4	-8.2	-4.75
-45.4	-9.2	-4.93

a : The distance between force application point and C_{res}

b : The distance between C_{res} and A_{Rot}

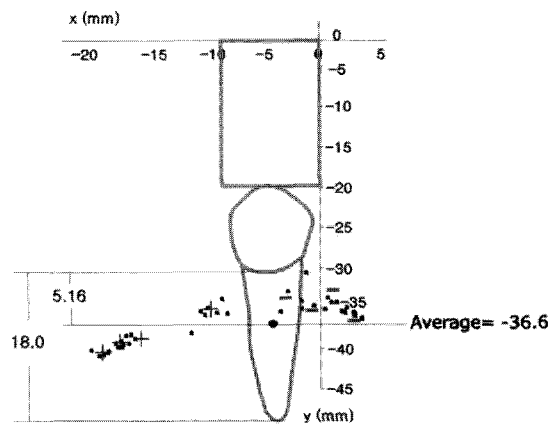


Fig. 7. The location of axis of rotation when moment is applied

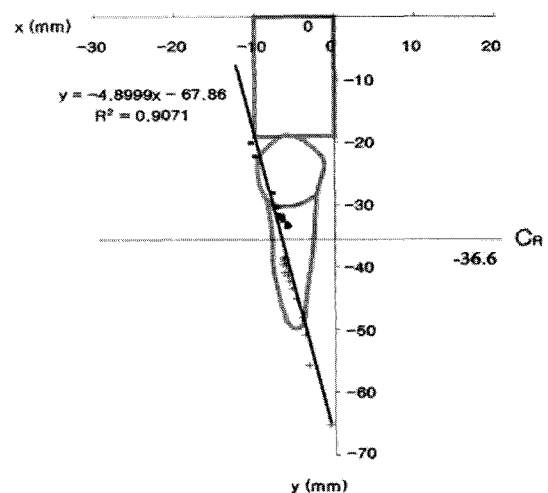


Fig. 8. X, Y coordinate of axis of rotation

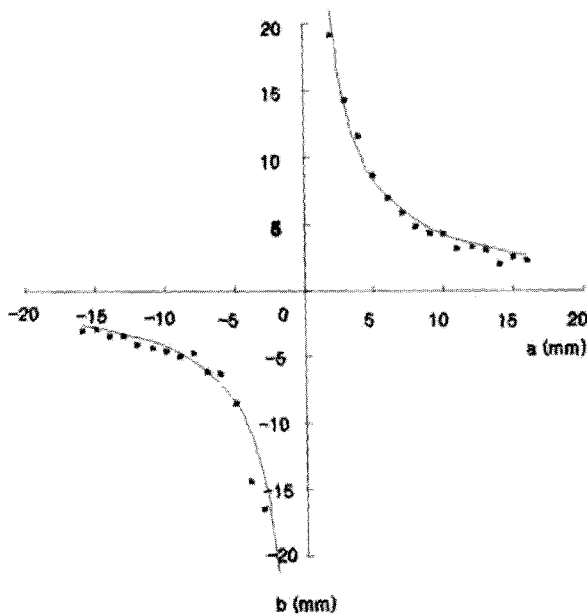


Fig. 9. The relationship between a and b

회전축의 수평적 위치는 수직적 위치에 비해 많은 이동이 일어났다. 모멘트가 증가할수록 회전축의 위치는 치아중심에서 좌우로 멀어졌다.

다. 수평력에 의한 회전축의 위치

100g의 수평력을 치관에서부터 치근단 방향으로 점점 이동하면서 가하였을 때, 힘이 가해지는 위치로부터 저항중심까지의 거리(a)와 저항중심으로부터 회전축까지의 거리(b)를 구하였고 회전축의 위치를 좌표상에 표시하였다(Table3, Fig.8).

치아가 치체 이동을 하게 되는 y축상의 -36.6을 기준으로 상방의 점들은 저항중심보다 아래쪽으로 수평력을 가한 경우이며, 하방의 점들은 저항중심보다 위쪽으로 수평력을 가한 경우에 위치되는 회전축이다.

Fig.9는 a와 b의 관계를 도식화 한 것으로 힘이 저항중심을 지날 때를 기준으로 쌍곡선 형태를 보였다. a값, 즉 M/F ratio가 변함에 따라 회전축의 위치는 반비례관계를 보이며, 특히 저항중심 근처에서는 조금의 M/F ratio 변화에도 회전축은 심하게 변함을 알 수 있다. Fig.10은 이 관계를 좀 더 자세히 알아보기 위해서 X축을 1/a로 나타낸 도표로서, 좌표상의 점은 한 직선에 수렴하며 $a \times b = 49.6 \text{ (mm}^2\text{)}$ 의 관계를 보

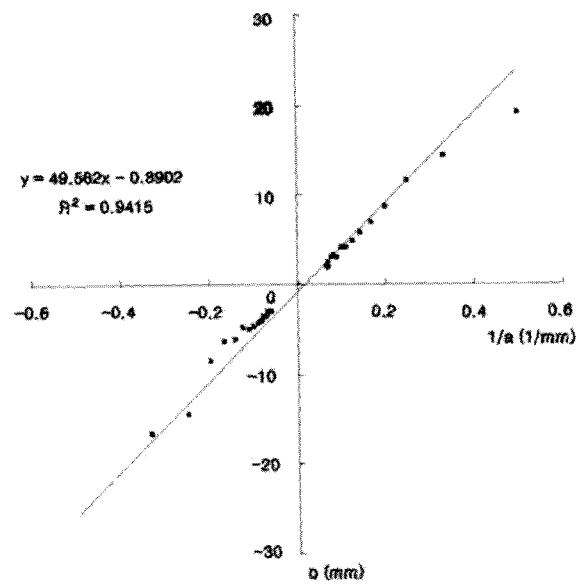


Fig. 10. The relationship between 1/a and b

였다.

IV. 총괄 및 고찰

치아의 저항중심이란 질량중심과는 다른 개념으로서 치아주위를 치주인대와 치조골이 둘러싸서 치아의 이동을 제한함으로써 생기는 개념으로(Fig.11), Dermaut¹⁸⁾는 치아의 회전이동없이 순수하게 치체 이동시키는 힘의 위치라 정의하였다.

치아의 이동이 작용선과 저항중심의 위치관계에 따라 치체이동, 회전이동 그리고 이들의 조합으로 나타난다고 볼 때, 저항중심의 위치를 아는 것은 치주인대의 응력 분포 양상을 파악하는데 매우 중요하다.

치아 저항중심에 대한 많은 선학들의 연구가 있었는데, Burstone^{1,11)}은 2차원적 이론모형에서 치근의 치경부측 약 40%에 위치한다 하였으나 3차원 중절치 실험모델을 사용하여 약 33%부위에 위치한다고 보고하였고, 견치의 2차원 모델을 사용한 Nikolai^{6,20)}는 약 48%의 위치에, 유한요소법을 이용한 Tanne^{14,15)}는 약 24%에 위치한다고 하였다. 상악견치의 2차원 분석모델을 사용한 Choy 등¹⁷⁾은 치경부 약 42%에 위치함을 보고하였고, Smith⁵⁾는 단근치의 저항중심은 치아 장축상의 1/3과 1/2 사이에, 단근치의 경우는 furcation area 하방 1-2mm 부위의 치근사이에 존재한다고 하

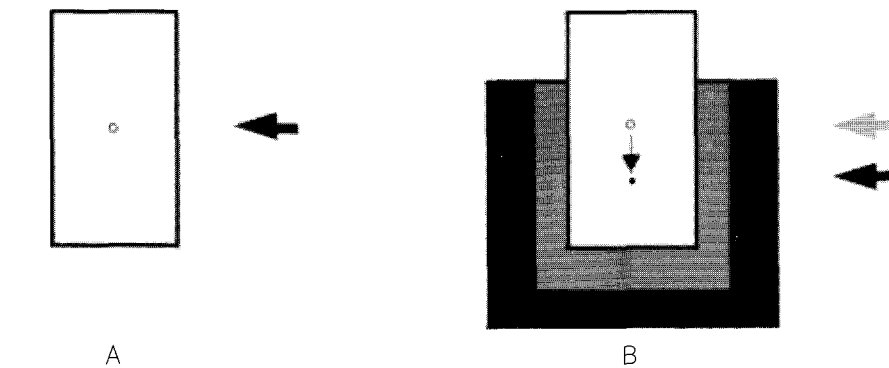


Fig. 11. A. When an object is freely located in space force should be applied on center of gravity to obtain translation B. When the object is constrained force does not need to be applied at the same point. The center of resistance does not coincide with center of gravity.
 ○ : Center of gravity. ● : Center of resistance

였다. 이처럼 연구결과가 상이한 이유는 치아 저항중심의 위치가 고정된 것이 아니고, 치아의 형태 및 크기, 치조골 및 주위 치주조직의 상태, 이웃치아 그리고 가해지는 힘의 방향에 의해서도 그 위치가 변하기 때문이다.^{15,17,18,21,22)} 또한 생체내에서 치아의 이동을 측정하는 일이 어렵기 때문에 실제 치아의 환경을 얼마나 잘 재현해 내었는지 그리고 이를 얼마나 실시간으로 정확히 측정했는지에 따라 서로 다른 결과가 나타날 수 있다.

치아이동을 연구하기 위해 최근에 가장 많이 쓰이는 방법으로는 유한요소법(Finite element method)과 Laser 반사측정법(laser reflection technique)을 들 수 있는데, 유한요소법은 복잡한 구조인 치아와 그 주위 조직을 유한요소모형으로 전환하는 과정에서 지나치게 연구대상을 단순화 하고 이론적 해석에만 치우칠 위험성이 있으며, Laser 반사측정법은 회전각도등 제한된 정보만을 제공하는 단점이 있다.

이러한 문제점들을 보완하기 위해서 본 연구에서는 치아의 교합면방향으로 연장된 fixture에 세개의 LVDT를 접촉시켜, 3차원 공간상에서의 치아의 변화된 위치 및 방향각을 직접적이고 실시간으로 모니터링 할 수 있도록 하였다.

LVDT를 이용한 실험이 올바른 결과를 얻기 위해서는 해부학적 환경을 유사하게 설정하는 것이 중요한데, 본 실험에서는 길이가 29 mm이고 치근은 원심으로 만곡된 평균적 형태의 견치^{23,24)}를 사용하였다.

치근막의 대체물질로서 Extrude[®]는 치주인대와 유사한 Young's modulus of elasticity를 나타내는 재질

로서, 사용 시 치아 이동은 힘의 크기에 비례하였으며, 약2.2kN/cm의 선형적 하중/변위율을 나타내었다.

본 실험에서 치아의 저항중심의 위치는 치근 치경부측 약 29%에 위치함을 알 수 있었는데, 이는 Tanne¹⁴⁾와 Burstone¹¹⁾이 제시한 위치의 중간부위에 해당하는 결과이다. 2차원 모형을 이용한 Choy 등¹⁷⁾의 연구(42%)와 비교해 볼 때, 저항중심의 위치가 더 치관측에 위치함을 알 수 있는데, 이는 Tanne¹⁴⁾가 제시한 바와 같이 2차원 모형과 3차원 모형의 geometric center (centroid)의 위치가 서로 다르기 때문이라 생각되며 본 실험도 이와 부합하는 결과를 나타내고 있다.

수평력을 가해 구한 저항중심의 위치와 치아에 모멘트만을 가해서 알아본 저항중심 위치의 평균치는 유의성 있는 차이는 보이지 않았다. 하지만 모멘트가 증가하는 경우 치아는 상당량의 정출이 동반되는데 이에 대한 더 깊은 연구가 필요하다.

본 연구에서 힘의 크기를 달리하며, 각 경우에 대해 치아 저항중심의 위치를 구하였을 때, 저항중심의 위치는 힘의 크기와는 무관하게 일정하였다.

세개의 LVDT를 이용하여 회전축을 구할 경우 또 다른 장점은 회전축의 Y좌표 뿐만 아니라 X좌표도 구할 수 있다는 점인데, Fig.7은 모멘트에 의한 치아 저항 중심이 X축선상에서 어떻게 변하는지를 보여주고 있다. 이론상 치아에 모멘트만을 가한 경우 치아는 저항중심을 축으로 하여 회전하게 되므로, 저항중심은 일정하게 한점으로 나타나야 하지만, 상술한 바와 같이 치아의 정출이 동반되어 회전축 X좌표가 넓게

Table 4. M/F ratio for each type of tooth movement

M/F ratio	Location of A_{rot}	Type of tooth movement
0	In the mid of C_{res} and apex	Uncontrolled tipping
6.8	Apex	Controlled tipping
10.7	∞	Bodily movement
13.9	Incisal edge	Root movement

분산되어 나타났다. Fig. 8은 수평력에 의한 치아 회전축의 X 축선상에서의 변화를 보여주고 있는데, 회전축의 위치는 약 11.5° 정도의 crown distal inclination을 나타내며 일정한 선형적 관계를 가지고 있다. 이러한 inclination은 치근이 원심으로 만곡되어 생기는 결과라 생각되며, 이를 치아의 기능적 장축(functional axis)이라 정의할 수 있다.

치아이동은 치주인대내의 응력 분포 양상을 살펴봄으로써 예상할 수 있고, 치주인대 내의 응력 분포는 s^2 을 통해서 알 수 있다. Choy 등¹⁷⁾은 2차원적 분석모형을 통해 s^2 은 힘이 가해지는 부위에서부터 저항중심까지의 거리에 저항중심에서부터 회전축까지의 거리를 곱한 값으로 나타내어지고($a \times b$), 이는 치근에 분포하는 응력의 분산을 나타내며, 상악 전치에서 약 17.52 mm²의 값을 나타낸다고 하였다. 즉, s^2 이 커질수록 힘이 가해질 때 응력의 저항중심에 대한 집중도가 떨어진다고 생각할 수 있으며, 이 경우 임상적으로는 회전축을 조절하기가 쉽게 된다. 이와는 반대로 s^2 이 작은 경우 치주인대 내 응력은 저항중심부위에 집중하게 되어, 힘이 저항중심에서 조금만 벗어나도 회전축이 급격하게 변하게 되어 tipping이나 rotation이 쉽게 발생하므로, 임상에서는 회전축의 조절을 위해서 M/F ratio에 많은 주의를 기울여야 한다.

s^2 은 치근의 길이나 직경 및 형태, 치조골의 손실정도, 치근 흡수정도에 영향을 받으며, 힘의 절대적인 크기나 치주인대의 탄성계수와는 무관하다고 하였는데 본 실험에서도 힘의 위치(M/F ratio)와 치아의 회전축간에는 일정한 관계를 가지며($axb=s^2$), 약 49.56 mm²의 값을 보였다. 이는 2차원적 분석모형에서의 결과에 비해 큰 수치인데, 3차원 모형에서는 치주인대에 shearing stress가 더 부과되기 때문이라 생각되며 이론적으로 예상한 2차원 치아보다 tipping에 덜 민감한 것을 알 수 있다. 이를 임상적으로 적용하기

위해 치관의 중심에 교정력을 가한다고 가정하고 여러 종류의 교정적 치아이동유형에 필요한 M/F ratio는 다시 정리해 보면 Table 4와 같다.

본 연구에서 생체치아의 환경을 실험적으로 재현하여 치아의 일차 운동을 비교적 정확하게 나타내 보고자 하였지만, 한 개의 치아에서 행해진 실험이기 때문에 치조골 밀도와 치축경사, 치아의 길이, 만곡도등 치아 및 골격계의 다양성을 일반화시키기에는 부족한 면이 있으며, 실제 치주인대에서는 치경부에서 치근첨에 이르기까지 다양한 치근막 두께를 갖는데 반하여²⁵⁾ 모형 제작시 이를 정확히 재현하지 못한 점이 나, 사용한 Extrude[®]가 완벽히 치근막의 mechanical properties를 나타내지 못하였다.

본 실험에서 사용된 세개의 LVDT와 치아 model을 이용한 장치는 치아운동의 3차원적 운동양상의 정밀 계측을 가능케 함으로써, 치아이동의 mechanics를 규명하고, 생역학적 이론에 근거를 둔 교정장치의 개발에 도움을 줄 수 있으리라 사료된다.

V. 결 론

원하는 형태의 치아이동을 얻기 위해서는 M/F ratio의 조절이 필요하며, 이를 위해서는 치아의 저항중심의 위치를 아는 것은 매우 중요한 일이다.

본 연구에서는 실제 치아주위 환경을 비교적 유사하게 재현할 수 있는 치조골상과 치아의 이동을 시뮬레이션하는 장치를 제작하고, LVDT를 이용한 3차원 운동을 실시간으로 측정할 수 있는 시스템을 사용하여, 힘에 대한 3차원 공간상에서의 치주인대 응력 분포 양상 및 치아 저항중심과 회전축의 위치변화를 계측한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상악 전치에 원심방향으로 힘을 가했을 때, 치아의 저항중심의 위치는 힘의 크기와는 무관하였으며, 치근의 치경부측 약 29% 부위에 위치하였다. 이는 2차원 모형(42%) 보다 치관 쪽에 위치한다.
2. 모멘트만 가하는 경우 치아의 저항중심과 회전축은 일치하였다.
3. 치아에 가해지는 모멘트가 증가하는 경우 방향에 관계없이 치아는 정출되는 경향을 보였다.
4. 힘이 가해진 위치, 저항중심, 회전축간에는 일정한 관계가 성립했다 ($a \times b = 49.6 \text{ mm}^2$). 이 관계식을 통해서 수평력이 가해질 때 예상되는 치아운동 양상을 알 수 있다.

5. 수평력이 가해질 때 회전축의 위치는 일직선으로 나타난다.

참 고 문 헌

1. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW. Holographic measurement of tooth mobility in three-dimensions. *J Periodont Res* 1978 : 13 : 283-94.
2. Burstone CJ. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In : Graber TM, Swain BF, eds. *Orthodontics, current principles and techniques*. St. Lois : CV Mosby, 1985 : 194-227
3. Soenen PL, Dermaut LR, Verbeeck RMH. Initial tooth displacement in vivo as a predictor of long-term displacement. *Europ J Orthod* 1999 : 21 : 405-11.
4. Burstone CJ, Steenbergen EV, and Hanley K. *Modern edgewise mechanics & the segmented arch technique*. Ormco Co., 1995.
5. Smith R, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 1984 : 85 : 294-9.
6. Nikolai RJ. Periodontal ligament reaction and displacements of a maxillary central incisor loading. *J Biomech* 1974 : 7 : 93-9.
7. Steyn CL, Verwoerd WS, Merwe EJ, and Fourie OL. Calculation of the position of the axis of rotation when single rooted teeth are orthodontically tipped. *Br J Orthod* 1978 : 5 : 153-6.
8. Synge JL. The tightness of teeth, considered as a problem concerning the equilibrium of a thin incompressible elastic membrane. *Phil. Trans. R. Soc. Lond., Series A* 231, 1933 : 435-70.
9. Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod* 1969 : 55 : 353-696.
10. Burstone CJ, Every TW, and Pryputniewicz RJ. Holographic measurement of incisor extrusion. *Am J Orthod* 1982 : 82 : 1-9.
11. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of center of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* 1980 : 77 : 396-409.
12. Vanden Bulcke MM, Dermaut LR, Sachdeva RC, Burstone CJ. The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry. *A JO DO* 1986 : 90 : 211-9.
13. Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR. Location of the center of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *A JO DO* 1987 : 91 : 375-84.
14. Tanne K, Koenig HA, and Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988 : 94 : 426-31.
15. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, and Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root length and alveolar bone height. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991 : 100 : 66-71.
16. Yettram AL, Wright KWJ, and Houston WJB. Center of rotation of a maxillary central incisor under orthodontic loading. *Br J Orthod* 1977 : 4 : 23-7.
17. Choy KC, Pae EK, Park YC, Kim KH, Burstone CJ. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000 : 116 : 98-105.
18. Dermaut L, Kleutghen J, 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 Dentofac Orthop* 1986 : 90 : 29-36.
19. Burstone CJ. The biophysics of bone remodeling during orthodontics-optimal force consideration In : *Biology of tooth movement* CRC Press 1989 : 321-33.
20. Nikolai RJ. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod* 1975 : 68 : 290-302.
21. Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000 : 117 : 399-405.
22. Nägerl H, Burstone CJ, Becher B, and Messenburg DK. Center of rotation with transverse forces : An experimental study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991 : 99 : 337-45.
23. Ingle J. *Endodontics*, 3rd ed. Philadelphia : Lea & Febiger, 1976
24. Wheeler RC. *Dental anatomy, physiology and occlusion*, 5th ed. Philadelphia : W.B. Saunders Company, 1974.
25. Coolidge ED. The thickness of the Human periodontal membrane. *Jour A.D.A & Cos*, 1937 : 24 : 1260-70.

- ABSTRACT -

AN EXPERIMENTAL STUDY ON THE STRESS DISTRIBUTION IN THE PERIODONTAL LIGAMENT

Kwang-Chul Chöy, Kyung-Ho Kim, Young-Chel Park, Jung-Yun Han.

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University

In order to achieve a desirable tooth movement, it is of great importance to control the M/F ratio and to know the location of the center of resistance.

The purpose of this study was to locate the center of resistance and the axis of rotation, and to estimate the stress distribution in the periodontal ligament with experimental model.

After preparing a model of an upper canine with a simulated periodontal ligament and alveolar bone, the force and moment were applied. The tooth movement was traced using measuring device with LVDTs(Linear variable differential transformers) that can measure three dimensional tooth movement in real time.

The results were as follows.

1. The location of center of resistance by transverse force was 29% of root length measured from alveolar crest to apex regardless of force magnitude. The position of the center of resistance is more coronal than that of two-dimensional model(42%).
2. The center of resistance and the axis of rotation coincide when couple moment was applied.
3. As the magnitude of moment increases, tooth tends to extrude irrespective of the direction of the moment.
4. The relationship between location of force and axis of rotation ($a \times b = 49.6\text{mm}^2$) was obtained. A tooth movement can be predicted through this formula.
5. The centers of rotation by transverse force were plotted linearly.

KOREA. J. ORTHOD. 2001 : 31(1) : 15-24

※ **Key words** : periodontal ligament, stress distribution, center of resistance, center of rotation