

Laser 반사측정법을 이용한 전치부 후방 견인시 치조골 높이와 치근길이 감소에 따른 저항중심의 위치변화에 관한 연구

민 영 규¹⁾ · 황 충 주²⁾

교정치료시 치아와 주위조직의 부작용을 최소로 하면서 최대의 치료결과를 얻기 위해서는 치료역학을 각 환자의 치아 및 주위 해부학적 환경에 맞도록 개인화 시켜야한다. 특히 성인 교정시 문제되기 쉬운 치근흡수 또는 치주질환으로 인한 치조골 손실로 인하여 치관/치근 비율이 변했을 때 치아의 저항중심위치의 변화와 관련된 생역학적 반응의 차이에 주의하여야 한다.

본 연구에서는 정상 치주조직뿐만 아니라 다양한 비정상적 치주 및 치아상태에서 치관/치근 비율이 변하였을 때 일정한 교정력하에서의 치아의 초기이동 양상을 연구하기 위하여, 성인의 인체 건조 두개골 및 하악골상에서 laser 반사측정법 및 lever and pulley force applicator와 photodetector를 이용하여, 상악 6전치군을 대상으로는 치조골높이를 각각의 치아에 대하여 2mm씩 총 8mm까지 감소시켰고, 하악 6전치군을 대상으로는 치근길이를 각각의 치아에 대하여 2mm씩 총 6mm까지 감소시키면서, 이렇게 다양하게 정량화된 변수들 하에서 상하악 6전치군의 저항중심의 위치 변화를 연구한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 초기상태에서 상악 6전치군의 초기이동시의 저항중심점의 위치는 6전치 전체 평균치아 치근의 치경부(CEJ)로부터 치근첨 방향으로 약 42.4%되는 위치에 있었으며, 각 치아의 치조골의 높이가 감소할수록 저항중심점은 치근첨방향으로 약 76.7%되는 부위까지 이동하였다.
2. 상악 6전치군에서 저항중심점의 6전치 전체 평균 치조정으로부터의 거리는 치조골의 감소와 함께 지속적으로 감소 하였으나, 치조골내의 평균 치근의 길이에 대한 비율은 치조골의 감소에 상관없이 약 33%내외에서 비교적 일정하였다.
3. 초기상태에서 하악 6전치군의 초기이동시의 저항중심점의 위치는 6전치 전체 평균치아 치근의 CEJ로부터 치근첨 방향으로 약 43%되는 위치에 있었으며, 각 치아의 치근의 길이가 감소할수록 이 비율은 약 54%까지 증가하였다. 그러나 CEJ로부터 저항중심점까지의 거리는 5.3mm전후로부터 3.3mm내외까지 감소하여 치근의 길이가 감소할수록 저항중심점이 CEJ방향으로 이동하였다.
4. 치조골 또는 치근흡수시, 각각의 단위 흡수량에 따른 저항중심위치의 변화에 미치는 영향은 초기에는 치조골이 감소 될 때가 더 커거나 전체 평균 치근길이의 중간부위에서의 영향은 비슷했다.

(주요단어 : Photodetector, laser 반사측정법, 저항중심, 치조골 높이, 치근 길이, 치관/치근 비율, level and pulley force applicator)

I. 서 론

교정 치료시 치아와 주위조직에 대한 부작용을 최

소로 하면서 최대의 치료결과를 얻기 위해서는 환자의 나이, 개개인의 성장과 발육, 생리적인 치아이동을 일으킬 수 있는 각 치아 및 치아군에 대한 이상적인 교정력의 크기, 최적의 force system 및 이를 위한 moment/force ratio(M/F ratio), 치주조직 및 치조골의 상태^{10,11)}, 치관/치근 비율등을 고려해야 한다. 지금

¹⁾ 연세대학교 치과대학 교정학 교실 박사과정

²⁾ 연세대학교 치과대학 교정학 교실 부교수, 두개안면기형 연구소 연구원

까지는 치료기간, 치료시의 부작용 가능성, 치료후의 안정성 및 교정장치 장착에 대한 심미적 거부감 등 여러 가지 이유로 인하여 가능한한 성인보다는 청소년기에 치료 받는 것이 선호되어져 왔으나 최근에는 성인교정에 대한 관심 및 이에 따른 수요의 증가와 더불어 이에 대한 연구도 활발하게 진행되고 있다^{38,48,51)}

그런데 성인교정시 청소년기의 교정치료와 비교해 볼 때, 치근흡수에 대한 가능성과 더불어 가장 문제가 되고 있는 것 중의 하나가 바로 치주질환에 이행되어 있거나 이행될 가능성이 매우 높다는 것이다. 고로 치근흡수 또는 치주질환으로 인한 치조골 손실로 인하여 치관/치근 비율이 변했을 때^{6,21,48)} 치아의 생역학적 반응의 변화에 주의 하여야 한다.

이때 특히 원하는 형태의 치아이동을 얻기 위해서는 M/F ratio에 대한 정확한 조절이 중요하다. 즉, M/F ratio에 따라 다양한 치아이동 형태가 가능한데, M/F ratio는 치아 및 치아군에 가해지는 force가 이들의 저항중심으로부터 얼마나 멀어져 있는가를 의미하는 것으로서, 이 저항중심은 독립적인 치아 각각에 대한 질량중심 개념보다는 치아가 치조골에 묻혀 있어 이동에 제한을 받음으로써 생기는 개념으로서 이에 대한 정확한 이해가 필수적이다. 그래서 과거에 분석적인 방법^{13,35,41)}, 유한요소법^{16,32,43,53,59)}, 장력 계측법^{20,49)}, laser holography법^{8,18,28,52,55)}, 광탄성법^{3,15,23,57)}, laser 조사법^{8,54,56)} 등을 이용하여 많은 선학들이 저항 중심에 대하여 연구하여 왔다.

이들의 연구에 의하면 치아의 저항중심은 치근첨에서 치조정 사이의 중간점³⁸⁾, 혹은 치아 장축선 상에서 볼 때 치근첨에서 치조정까지 거리의 약 66%정도 치근첨에서 멀어진 지점에 위치하며⁴⁰⁾, 다근치의 경우는 치근 분지부에서 1-2mm 치근첨으로 위치한다고 하였다^{38,39)}. 그러나 이들은 대부분 정상적인 치아 및 치조골 상태에서 연구된 바 저항중심은 고정된 것이 아니고 치아의 형태, 크기, 치조골을 포함한 치주조직의 상태, 이웃한 치아등에 의해서도 변하는 것이므로³¹⁾ 보다 다양한 해부학적 환경하에서 연구될 필요가 있다.

따라서 치주조직의 상태 및 이와 관련된 치아의 생역학적인 반응에 대한 많은 연구가^{1,5,10,11,19,26,35,44)} 이루어져 왔으며, 특히 치근길이 감소시 저항중심은 cemento-enamel junction(CEJ)방향으로 이동하고 점진적인 치조골 손실과 함께 치아의 저항중심은 치근첨으로 이동하는 바¹⁴⁾ 이에 대해 최근에는 3차원 유

한요소 분석법⁴⁶⁾ 및 수학적 분석법⁶⁰⁾ 등을 이용하여 치근길이 및 치조골의 높이와 치아의 생역학적 반응에 대한 관계를 보다 정량화 하려는 시도가 있었다. 하지만 이러한 연구들은 주로 하나의 단근치에 대해서만 연구되었고, 치아 및 주위 해부학적 구조물에 대해 수학적으로 단순화 시킴으로서 실제 환경을 충분히 반영하기에는 부족한 부분이 있었다.

이에 본 연구에서는 치조골 흡수 및 치근 흡수가 6전치 치아군의 수직적 저항중심위치에 미치는 영향을 정량화 하여, 교정치료시 이에 따른 치아군의 생역학적 반응의 변화를 예측하고자 생체와 유사성이 높은 성인의 인체 건조 두개골 및 하악골 상에서, 분석방법 자체에 대한 전문적인 이해를 요구하거나 복잡한 수식과 난이도가 높은 실험기구의 조작이 필요 없으면서 비교적 간단하게 장비를 설치할 수 있고 광원을 쉽게 얻을 수 있는 laser 반사 측정법과, 이전의 laser 반사측정법에 비해 보다 직접적이고 정확하게 저항중심의 위치를 찾아낼 수 있는 photodetector 및 level and pulley force applicator를 이용하여 상악 6전치군의 각 치조골 높이 및 하악 6전치군의 각 치근길이 변화에 따른 저항중심의 위치 변화를 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

가. 연구재료

대칭적인 상악궁 및 하악궁을 지니고, 상악 및 하악 6전치가 잘 보존되어 있는 성인의 인체 건조 두개 및 하악골상에서 아래와 같은 재료를 이용하여 실험하였다.

1. 두개골 및 하악골에 대한 측모두부 방사선 사진 (사진 1, 2)
2. 상악 및 하악 6전치를 피개하는 Chrome-cobalt metal splints, glass-ionomer cement(3M Vitremer™)
3. Simple mirrors(4개)
4. Laser 광원 2개(NEC He-Ne gas laser, 5mW, 0.6328 μm)(사진 3)
5. 100g 및 200g 분동
6. Vibration-free table 및 고정 나사, Wood board
7. Photodetector(Potodiode, Power supply, Digital tester)(사진 4)

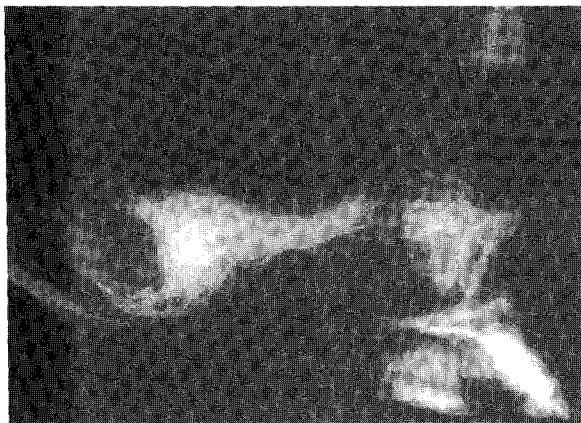


사진 1. 건조두개골의 방사선 사진

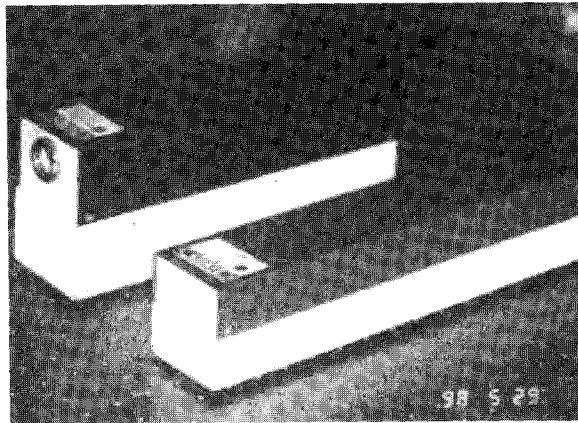


사진 3. NEC He-Ne gas laser(5mW)

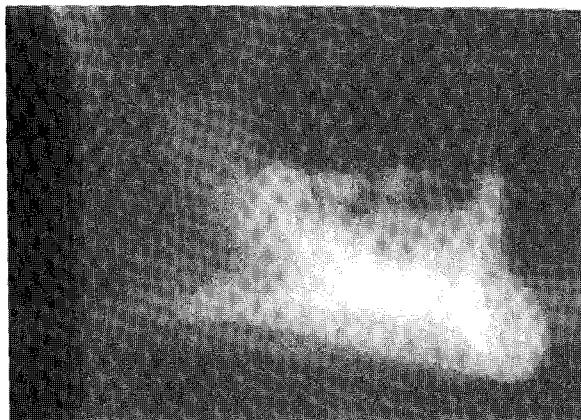


사진 2. 건조하악골의 방사선 사진

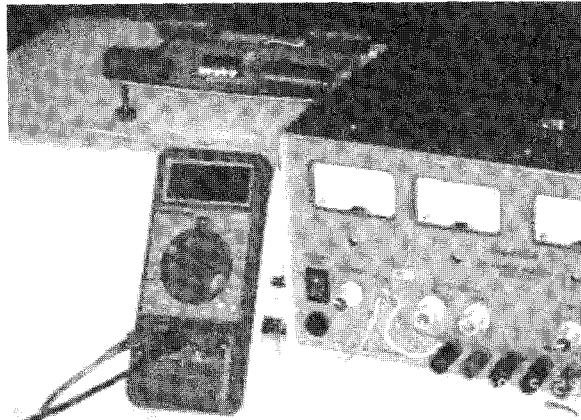


사진 4. Photodetector

8. Vernier calipers
9. Permlastic[®](Polysulfide type III, Light-body, Kerr Co., Young's modulus of elasticity=0.72 x 10⁻³ GPa.)
10. 치과용 경석고 및 012" S - S ligature wire
11. Micromotor 및 round bur, #11, 12, 15 knife
12. Lever & pulley force applicator

나. 연구 방법

두개골 및 하악골에 대한 측모두부 방사선 사진을 채득하여 S-N plane에 대한 상악 중절치의 치축 (105°) 및 하악골 평면에 대한 하악 중절치의 치축 (89°)을 확인하였다. 두개하악골의 상하악 6전치를 치조꼴의 손상없이 조심스럽게 발거하고 치근과 발치

외를 식염수로 깨끗이 세척한 다음 상하악 6전치의 길이 및 CEJ에서부터 치조정까지의 길이를 vernier calipers로 계측하였다(표 1, 2). 이때 치아의 절단부에서 치근첨까지를 전체길이로 하였고, 치근의 길이는 순축 CEJ에서부터 치근첨까지의 길이를 측정하였다. 각 발치와 치근사이를 복원성과 탄력성이 비교적 우수한 Permlastic[®]으로 채워 치주조직(Young's modulus of elasticity=1.18 x 10⁻³ GPa)을 대신하였다. 또한 후방견인을 원활히 하기 위하여 상하악 제 1 소구치를 발거하였다.

상하악 6전치군을 하나의 segment로 묶을 수 있는 Chrome-cobalt metal splint를 제작하여 후방 견인력을 가할 수 있는 vertical extension arm을 전치부 교합면과 수직이(상악은 전치부 치축과 30°, 하악은 전치부 치축과 10°) 되도록 제작하고, laser 반사경을



사진 5. 상악 6전치군에 대한 실험장치

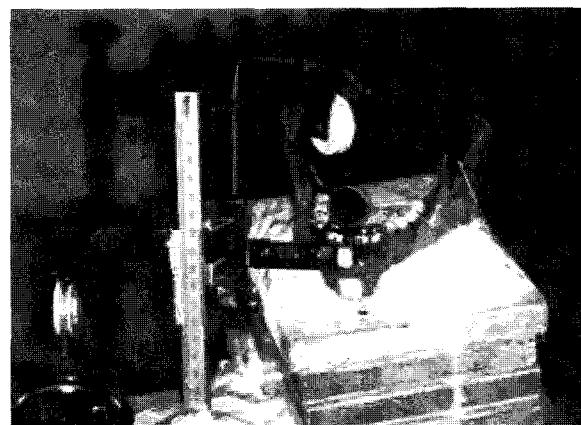


사진 6. 하악 6전치군에 대한 실험장치

splint와 두개골의 전두부 및 하악의 symphysis에 설치한다. 이때 splint의 반사경은 6전치의 초기이동 양상을 관찰하기 위해, 그리고 전두부 및 symphysis의 반사경은 splint에 힘을 가했을 때 두개골 및 하악골에 미세한 동요가 있는지 여부를 확인하기 위해 사용하였다.

제작한 splint를 glass-ionomer cement(3M VitremerTM)을 이용하여 상하악 6전치부위에 cementation한 후 wood board 위에 두개골과 하악골 및 후방 견인력을 가하기 위한 lever & pulley force applicator를 경석고와 012" ligature wire로 단단히 고정한 후 고정나사를 이용하여 vibration free table에 고정시킨다.(사진 5, 6) 이때 metal splint 및 laser 반사경의 자체 무게로 인한 moment를 상쇄시키기 위해 다른 하나의 pulley system을 이용하여 반대 moment가 가해지도록 이들의 무게와 같은 분동을 달 아주었다. 이것은 만약 이러한 moment를 상쇄시켜주지 않을 경우 실제보다 치경부 쪽으로 저항중심이 더 이동된 결과가 나올 수 있기 때문이다.

보다 미세한 laser speckle의 이동양상을 추적하기 위해 4m 떨어진 곳에 photodetector를 설치하였으며, laser speckle의 detector의 photodiode(PD)에 최대로 입사될 때 tester(V_{out})에서 9V가 감지되도록 입력전압(V_{in})을 설정하였다(그림 2). 하지만 그림 1에서와 같이 힘의 적용점이 6전치군 저항중심 또는 이의 치근첨 방향이나 치경부 방향에 위치했는지의 여부를 판별하기 위해 splint의 vertical extension arm에 아무 힘을 가하지 않은 상태에서 tester(V_{out})에서 4.5V가 감지되도록 설치하고 이를 기준전압(V_{ref})으로 하였다. Splint의 vertical extension arm에 힘을 가한 후

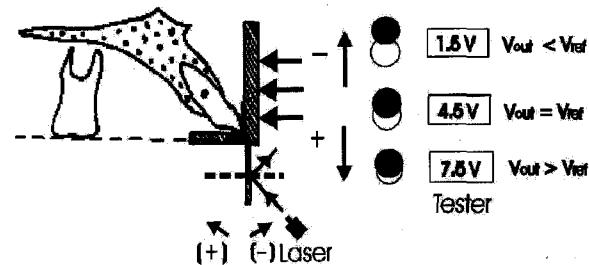


그림 1. Splint의 회전방향과 laser speckle의 위치이동 관계를 나타내는 모식도(○ Photodiode ● Laser speckle)

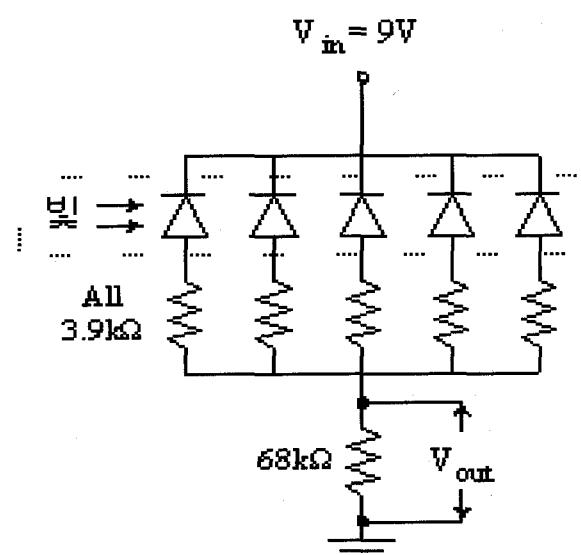


그림 2. Photodetector의 원리를 나타내는 회로도(△ : photodiode)

표 1. 상하악 6전치에서 초기의 CEJ로부터 치조정까지의 거리(mm)

	좌측			우측			평균
	견치	측절치	중절치	중절치	측절치	견치	
상악	2.50	1.35	1.35	1.90	1.20	2.45	1.79
하악	0.65	0.50	0.90	1.00	0.00	1.15	0.70

표 2. 상하악 6전치에 대한 치아 및 치근 계측치(mm)

	좌측			우측			평균	
	견치	측절치	중절치	중절치	측절치	견치		
상악	치아 길이	26.15	22.70	25.40	25.35	22.80	26.05	24.74
	치근 길이	16.40	13.90	15.70	15.65	14.05	16.35	15.34
하악	치아 길이	20.75	19.75	18.45	18.55	19.75	20.70	19.66
	치근 길이	12.90	12.45	11.25	11.20	12.40	13.00	12.20

tester에서 측정되어지는 값 V_{out} 가 $V_{ref}(4.5V)$ 보다 커질 경우는 laser speckle의 PD의 center(그림 1에서 + 방향)쪽으로 이동, 즉 splint의 vertical arm이 (+) 방향으로 회전한 것이 되므로 가해진 힘이 저항중심위치보다 치경부쪽에 위치한 것이 되며, V_{out} 가 V_{ref} 보다 작아질 경우에는 laser speckle의 off center방향(그림 1에서 - 방향)으로 이동, 즉 splint의 vertical arm이 (-) 방향으로 회전한 것이 되므로 가해진 힘이 저항중심 위치보다 치근첨부쪽에 위치한 것이 된다. 또한 V_{out} 이 V_{ref} 와 같을 경우에는 6전치군의 저항중심위치에 힘이 가해짐으로서 splint가 회전이동 없이 수평이동한 것임을 알 수 있다.

1. 상악 6전치군

상기와 같은 방법으로 다음의 각각의 level에 대하여 200g 및 300g의 분동을 이용하여 후방 견인력을 가한 후 상악 6전치군의 저항중심의 위치를 측정하였다. 각 level은 다음과 같은 순서로 각 치아의 치조골 높이를 협설로 2mm단위로 줄여가면서 정하였다.

- 1) 초기의 치조골 높이(표 1)
- 2) 상악 우측 중절치의 치조골 협설 2mm삭제후
- 3) 상악 좌측 중절치의 치조골 협설 2mm삭제후
- 4) 상악 우측 측절치의 치조골 협설 2mm삭제후
- 5) 상악 좌측 측절치의 치조골 협설 2mm삭제후
- 6) 상악 우측 견치의 치조골 협설 2mm삭제후

- 7) 상악 좌측 견치의 치조골 협설 2mm삭제후(상악 6전치 치조골 총 2mm삭제)
- 8) 상악 우측 중절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 9) 상악 좌측 중절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 10) 상악 우측 측절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 11) 상악 좌측 측절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 12) 상악 우측 견치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 13) 상악 좌측 견치의 치조골 협설 2mm더 삭제후(상악 6전치 치조골 총 4mm삭제)
- 14) 상악 우측 중절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 15) 상악 좌측 중절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 16) 상악 우측 측절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 17) 상악 좌측 측절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 18) 상악 우측 견치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 19) 상악 좌측 견치의 치조골 협설 2mm더 삭제후(상악 6전치 치조골 총 6mm삭제)
- 20) 상악 우측 중절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 21) 상악 좌측 중절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 22) 상악 우측 측절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 23) 상악 좌측 측절치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 24) 상악 우측 견치의 치조골 협설 2mm더 삭제후
- 25) 상악 좌측 견치의 치조골 협설 2mm더 삭제후(상악 6전치 치조골 총 8mm삭제)

2. 하악 6전치군

다음의 각각의 level에 대하여 100g 및 200g의 분동

을 이용하여 후방 견인력을 가한후 하악 6전치군의 저항중심의 위치를 측정하였다. 각 level은 다음과 같은 순서로 각 치근의 길이를 2mm 단위로 줄여 가면서 정하였다.

- 1) 초기의 치근길이(표 2)
- 2) 하악 우측 중절치 치근 2mm 삭제후
- 3) 하악 좌측 중절치 치근 2mm 삭제후
- 4) 하악 우측 측절치 치근 2mm 삭제후
- 5) 하악 좌측 측절치 치근 2mm 삭제후
- 6) 하악 우측 견치 치근 2mm 삭제후
- 7) 하악 좌측 견치 치근 2mm 삭제후 (하악 6전치 치근 총 2mm 삭제)
- 8) 하악 우측 중절치 치근 2mm 더 삭제후
- 9) 하악 좌측 중절치 치근 2mm 더 삭제후
- 10) 하악 우측 측절치 치근 2mm 더 삭제후
- 11) 하악 좌측 측절치 치근 2mm 더 삭제후
- 12) 하악 우측 견치 치근 2mm 더 삭제후
- 13) 하악 좌측 견치 치근 2mm 더 삭제후 (하악 6전치 치근 총 4mm 삭제)
- 14) 하악 우측 중절치 치근 2mm 더 삭제후
- 15) 하악 좌측 중절치 치근 2mm 더 삭제후
- 16) 하악 우측 측절치 치근 2mm 더 삭제후
- 17) 하악 좌측 측절치 치근 2mm 더 삭제후
- 18) 하악 우측 견치 치근 2mm 더 삭제후
- 19) 하악 좌측 견치 치근 2mm 더 삭제후 (하악 6전치 치근 총 6mm 삭제)

III. 연구성적

본 연구에서 측정되는 V_{out} 은 laser beam의 relative intensity noise, PD의 thermal noise, shot noise^{4,29)}에 의해서 시간에 따라 일정한 폭으로(2.67%) 변동하게 되는데, 이를 감안하여 측정은 각 level당 5회씩 반복 측정하되 1회 측정 후 V_{out} 이 V_{ref} 와 다시 같아질 때까지 기다리며 30분 간격으로 시행하였으며, 각 level간은 24시간 간격으로 측정하였다. 그리고 splint의 vertical extension arm상에서 incisal edge로부터 저항중심까지의 거리에 대한 각 측정치에 대해서 산술 평균과 표준 편차를 계산하였으며, 이것을 전치부 치축상의 거리로 환산하여 6전치 전체를 하나의 평균치아로 가정했을 경우 각각의 힘을 가할 때의 평균치아의 저항중심의 위치를 계산하였다.

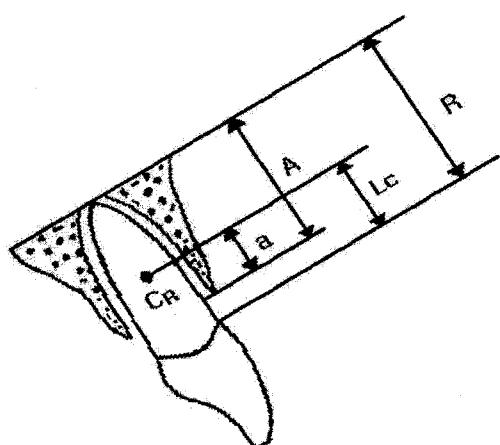
표 3. 상악 6전치 전체를 하나의 치아로 가정했을 경우, 그 평균치아의 CEJ_{Mx}로부터 저항중심점(C_{RMx})까지의 거리(L_{CMx}, mm) 및 전체 평균치근길이에 대한 비율(L_{CMx}/R_{Mx}, %)

level	L _{CMx}		L _{CMx} /R _{Mx}	
	200g	300g	200g	300g
1	6.732	6.120	43.886	39.896
2	6.871	6.247	44.789	40.724
3	7.009	6.420	45.693	41.853
4	7.217	6.605	47.048	43.058
5	7.517	6.767	49.005	44.112
6	7.748	7.032	50.510	45.843
7	7.979	7.344	52.016	47.876
8	8.164	7.460	53.220	48.628
9	8.303	7.598	54.123	49.532
10	8.510	7.794	55.478	50.811
11	8.707	8.025	56.758	52.317
12	8.938	8.326	58.264	54.274
13	9.180	8.637	59.844	56.306
14	9.342	8.949	60.898	58.339
15	9.503	9.134	61.952	59.543
16	9.654	9.365	62.931	61.049
17	9.827	9.665	64.060	63.006
18	10.139	9.988	66.092	65.114
19	10.370	10.312	67.598	67.222
20	10.566	10.600	68.878	69.103
21	10.774	10.843	70.233	70.684
22	11.051	11.051	72.039	72.039
23	11.212	11.247	73.093	73.319
24	11.490	11.478	74.900	74.824
25	11.778	11.755	76.782	76.631

가. 상악 6전치군의 치조골 높이 변화에 따른 저항중심 위치의 변화

상악 6전치군 평균치아의 CEJ(CEJ_{Mx})로부터 저항중심점(C_{RMx})까지의 거리(L_{CMx})를 비교하여(표 3)(그림 3), 이 결과를 X축을 각 level의 위치로 하고, Y축을 6전치 전체 평균 치근길이(R_{Mx})에 대한 저항중심 위치의 비율(L_{CMx}/R_{Mx})로하여 도표화하였다(그림 4).

표 3에서 보듯이 6전치 전체평균치아의 치근길이(R_{Mx})를 기준으로 할때 초기 치조골 높이에서는 200g의 힘을 가했을때 CEJ_{Mx}로부터 약 44.9%의 위치에, 300g의 힘을 가했을 때는 약 39.9%의 위치에 저항중심점(C_{RMx})이 위치하였다. 그림 4에서 보면 치조골의

(M_x : 상악, M_n : 하악)

R : 평균치아의 치근길이

Lc : 평균치아의 CEJ에서 저항중심까지의 거리

A : 평균치아의 치근첨부터 치조정까지의 치조골 높이

a : 평균치아의 치조정부터 저항중심까지의 거리

C_R : 저항중심

그림 3. 6전치 전체를 하나의 평균치아로 가정했을 때의 치근, 치조골 및 저항중심 위치

감소가 진행 될수록 이 비율은 점진적으로 증가 하여서 전체 치조골이 8mm감소 되었을 때 약 76.7%까지 증가하였음을 알 수 있는데 이는 저항중심점이 점차 치근첨으로 이동했음을 의미한다. 또한 level 1에서 level 25까지 인접한 각 level간의 저항중심의 위치변화량(ΔL_{CMx}) 및 6전치 전체평균 치근길이에 대한 비율($\Delta L_{CMx}/R_{Mx}$)을 살펴보면 200g과 300g군에서 공히 평균적으로 약 0.22mm(1.4%) 내외로 비교적 일정하게 저항중심의 위치가 치근첨으로 이동한 것을 알수 있었다.

표 4는 상악 6전치 전체가 균일하게 2mm씩 치조골이 감소되었을 때, 즉 6전치 전체를 하나의 평균치아로 가정했을 때 그 평균치아의 치조골이 협설로 2mm씩 감소했을 때 저항중심의 위치변화량(ΔL_{CMx6})을 계산하여 6전치 전체평균 치근길이에 대한 비율($\Delta L_{CMx6}/R_{Mx}$)을 구한 것이며 그림 5는 이를 도표화 한 것이다. 여기서 보면 치조골이 협설로 2mm씩 감소되었을 때 저항중심의 위치가 약 1.35mm(8.5%)내외로 일정하게 치근첨으로 이동한 것을 알수 있었다.

level 1에서 level 25까지 각 level의 저항중심점의

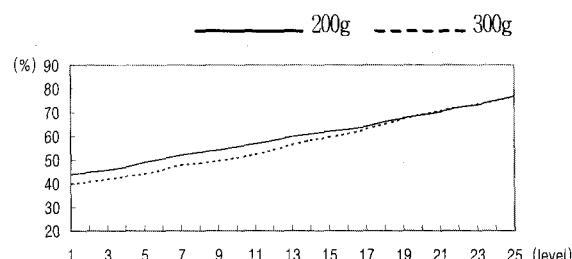
그림 4. 상악 6전치 전체 평균치근길이에 대한 저항중심 위치의 비율(L_{CMx6}/R_{Mx} , %)

표 4. 상악 6전치 전체를 하나의 평균치아로 가정했을 경우, 그 평균치아의 치조골(A_{Mx})이 협설로 2mm씩 균일하게 감소할 때의 저항중심의 위치변화량(ΔL_{CMx6} , mm) 및 평균 치근길이에 대한 비율($\Delta L_{CMx6}/R_{Mx}$, %)

번호	level간 차이	ΔL_{CMx6}		$\Delta L_{CMx6}/R_{Mx}$	
		200g	300g	200g	300g
Δ1H	7-1	1.247	1.224	8.129	7.979
Δ2H	8-2	1.293	1.213	8.429	7.907
Δ3H	9-3	1.294	1.178	8.435	7.679
Δ4H	10-4	1.293	1.189	8.429	7.751
Δ5H	11-5	1.189	1.258	7.751	8.201
Δ6H	12-6	1.189	1.294	7.751	8.435
Δ7H	13-7	1.201	1.293	7.829	8.429
Δ8H	14-8	1.178	1.487	7.679	9.694
Δ9H	15-9	1.200	1.536	7.823	10.013
Δ10H	16-10	1.144	1.571	7.458	10.241
Δ11H	17-11	1.120	1.640	7.301	10.691
Δ12H	18-12	1.201	1.662	7.829	10.834
Δ13H	19-13	1.189	1.675	7.751	10.919
Δ14H	20-14	1.224	1.651	7.979	10.763
Δ15H	21-15	1.271	1.709	8.286	11.141
Δ16H	22-16	1.397	1.686	9.107	10.991
Δ17H	23-17	1.385	1.582	9.029	10.313
Δ18H	24-18	1.351	1.490	8.807	9.713
Δ19H	25-19	1.409	1.443	9.185	9.407

6전치 전체평균 치조정으로부터의 거리(a_{Mx}) 및 치조골 높이(A_{Mx})에 대한 비율(a_{Mx}/A_{Mx})을 계산하고(표 5) 이를 도표화 한 것을 보면(그림 6, 7) 저항중심점 (C_{RMx}) 위치의 치조정으로부터의 거리(a_{Mx})는 200g 군에서는 4.942mm에서 1.988mm까지 지속적으로 감소했으며, 300g 군에서는 4.33mm에서 1.965mm까지 감소했다. 이에 비해 치근이 묻혀 있는 치조골 높이에

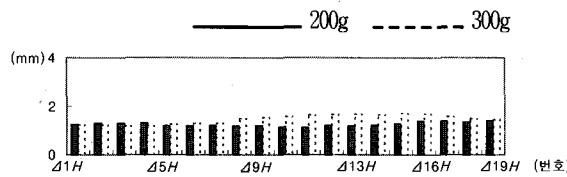


그림 5. 상악 6전치 전체를 하나의 평균치아로 가정했을 경우, 그 평균치아의 치조골(A_{Mx})이 협설로 2mm씩 균일하게 감소할 때의 저항중심의 위치변화량(ΔL_{CMx} , mm)

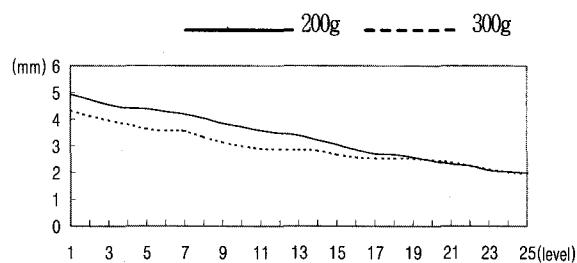


그림 6. 상악 6전치군의 level 1에서 level 25까지 각 level의 저항중심점(C_{RMx})의 6전치 전체평균 치조정으로 부터의 거리(a_{Mx} , mm)

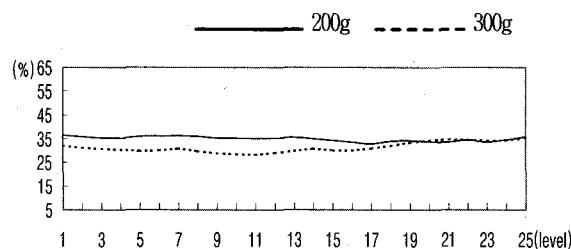


그림 7. 상악 6전치군의 level 1에서 level 25까지 각 level의 저항중심점(C_{RMx})의 6전치 전체평균 치조정으로 부터의 거리(a_{Mx} , mm)의 치조골 높이(A_{Mx})에 대한 비율(a_{Mx}/A_{Mx} , %)

대한 비율(a_{Mx}/A_{Mx})에서는 200g군에서는 약 34.94%, 300g군에서는 약 31.36%내외의 일정한 비율을 나타내었다.

나. 하악 6전치군의 치근길이 변화에 따른 저항중심 위치의 변화

표 6은 각 level에 있어서 하악 6전치군 평균치아의

표 5. 상악 6전치군의 level 1에서 level 25까지 각 level의 저항중심점(C_{RMx})의 6전치 전체평균 치조정으로부터의 거리(a_{Mx} , mm) 및 치조골 높이 (A_{Mx} , mm)에 대한 비율(a_{Mx}/A_{Mx} , %)

level	a_{Mx}		a_{Mx}/A_{Mx}	
	200g	300g	200g	300g
1	4.942	4.330	13.550	36.472
2	4.746	4.122	13.215	35.914
3	4.551	3.962	12.882	35.328
4	4.425	3.813	12.548	35.265
5	4.392	3.642	12.215	35.956
6	4.290	3.574	11.882	36.105
7	4.189	3.554	11.550	36.268
8	4.039	3.335	11.215	36.014
9	3.845	3.140	10.882	35.334
10	3.718	3.002	10.548	35.248
11	3.582	2.900	10.215	35.066
12	3.480	2.868	9.882	35.216
13	3.390	2.847	9.550	35.497
14	3.217	2.824	9.215	34.910
15	3.045	2.676	8.882	34.283
16	2.862	2.573	8.548	33.482
17	2.702	2.540	8.215	32.891
18	2.681	2.530	7.882	34.014
19	2.580	2.522	7.550	34.172
20	2.441	2.475	7.215	33.832
21	2.316	2.385	6.882	33.653
22	2.259	2.259	6.548	34.499
23	2.087	2.122	6.215	33.580
24	2.032	2.020	5.882	34.546
25	1.988	1.965	5.550	35.820

CEJ(CEJ_{Mn})에서부터 저항중심점(C_{RMn})까지의 거리(L_{CMn})를 비교한 것이며, 그림 8은 이 결과를 X축을 각 level의 위치로 하고 Y축을 저항중심점까지의 거리(L_{CMn})로 하여 도표화한 것이다. 이 그림에서 보면 100g 및 200g군에서 공히 L_{CMn} 이 초기 치근의 경우 5.3mm 전후에서 치근 전체가 모두 6mm씩 감소했을 때의 3.3mm 내외까지 점진적으로 감소함을 보여주고 있다. 즉 평균 치근길이의 감소와 함께 저항중심점(C_{RMn})의 위치가 CEJ_{Mn} 방향으로 점차 이동하고 있는 것을 알 수 있었다.

표 7은 각 level에 있어서 6전치 전체평균 치근 길이(R_{Mn})에 대한 저항 중심위치의 비율(L_{CMn}/R_{Mn})을 나타낸 것이며, 그림 9은 이를 도표화한 것으로서 이

표 6. 하악 6전치 전체를 하나의 치아로 가정했을 경우, 그 평균치아의 CEJ_{Mn} 로부터 저항중심점(C_{RMn})까지의 거리(L_{CMn} , mm)

level	100g	200g
1	5.242	5.323
2	5.160	5.221
3	5.069	5.130
4	4.957	5.028
5	4.835	4.907
6	4.673	4.785
7	4.511	4.653
8	4.409	4.561
9	4.307	4.490
10	4.196	4.399
11	4.074	4.297
12	3.962	4.196
13	3.840	4.084
14	3.749	4.003
15	3.678	3.922
16	3.566	3.810
17	3.455	3.708
18	3.333	3.587
19	3.190	3.455

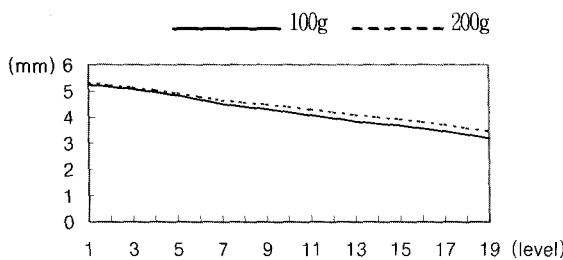


그림 8. 하악 6전치 전체를 하나의 치아로 가정했을 경우, 그 평균치아의 CEJ_{Mn} 로부터 저항중심점(C_{RMn})까지의 거리(L_{CMn} , mm)

그림을 살펴보면 두 군에서 공히 초기 치근의 경우 약 43%내외에서부터 6전치 치근이 모두 6mm씩 감소했을 때의 54%전후까지 점진적으로 증가한 모습을 보이고 있다.

표 8은 level 1에서 level 19까지 인접한 각 level간의 저항중심점의 위치변화량(ΔL_{CMn})을 계산한 것으로서 이 표에서 보면 두 군에서 공히 약 0.1mm 내외에서 저항중심점(C_{RMn})의 위치가 CEJ_{Mn} 방향으로 이동하는

표 7. 하악 6전치 전체를 하나의 치아로 가정했을 경우, 그 평균치아의 CEJ_{Mn} 로부터 저항 중심점까지의 거리(L_{CMn} , mm)의 전체 평균치근길이에 대한 비율(L_{CMn}/R_{Mn} , %)

level	100g	200g
1	42.967	43.631
2	43.482	43.996
3	43.952	44.481
4	44.259	44.893
5	44.493	45.155
6	44.365	45.429
7	44.225	45.618
8	44.684	46.225
9	45.180	47.100
10	45.609	47.815
11	45.946	48.461
12	46.432	49.174
13	46.829	49.805
14	47.655	50.883
15	48.825	52.064
16	49.528	52.917
17	50.313	53.997
18	51.018	54.906
19	51.452	55.726

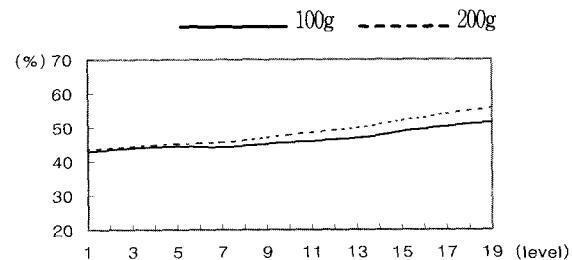


그림 9. 하악 6전치 전체를 하나의 치아로 가정했을 경우, 그 평균치아의 CEJ_{Mn} 로부터 저항중심점까지의 거리(L_{CMn} , mm)의 전체 평균치근길이에 대한 비율(L_{CMn}/R_{Mn} , %)

것을 알 수 있는데 절치 보다는 견치부위의 치근 길이 감소시 다소 많은 양의 이동이 일어났다(그림 10).

다. 치조꼴 높이 및 치근길이 변화에 따른 저항중심 위치 변화의 비교

표 9와 그림 11은 상악 6전치 전체를 하나의 평균

표 8. 하악 6전치군의 level 10에서 level 19까지 인접한 level간의 저항중심점의 위치변화량 (ΔL_{CMn} , mm)

번호	level 차이	100g	200g
A1	1-2	0.082	0.102
A2	2-3	0.091	0.091
A3	3-4	0.112	0.102
A4	4-5	0.122	0.121
A5	5-6	0.162	0.122
A6	6-7	0.162	0.132
A7	7-8	0.102	0.092
A8	8-9	0.102	0.071
A9	9-10	0.111	0.091
A10	10-11	0.122	0.102
A11	11-12	0.112	0.101
A12	12-13	0.122	0.112
A13	13-14	0.091	0.081
A14	14-15	0.071	0.081
A15	15-16	0.112	0.112
A16	16-17	0.111	0.102
A17	17-18	0.122	0.121
A18	18-19	0.143	0.132

표 9. 상악 6전치 200g군의 $\Delta L_{CMx6}/R_{Mx}(\%)$ 와 하악 6전치 200g군의 $\Delta L_{CMn6}/R_{Mni}(\%)$ 에 대한 비교

번호	상악 6전치군(200g)		하악 6전치군(200g)	
	level 차이	$\Delta L_{CMx6}/R_{Mx}$	level 차이	$\Delta L_{CMn6}/R_{Mni}$
A1H	7-1	8.129	1-7	5.492
A2H	8-2	8.429	2-8	5.562
A3H	9-3	8.435	3-9	5.549
A4H	10-4	8.429	4-10	5.616
A5H	11-5	7.751	5-11	5.613
A6H	12-6	7.751	6-12	5.592
A7H	13-7	7.829	7-13	5.578
A8H	14-8	7.679	8-14	5.655
A9H	15-9	7.823	9-15	5.958
A10H	16-10	7.458	10-16	6.402
A11H	17-11	7.301	11-17	6.643
A12H	18-12	7.829	12-18	7.137
A13H	19-13	7.751	13-19	7.671
A14H	20-14	7.979		
A15H	21-15	8.286		
A16H	22-16	9.107		
A17H	23-17	9.029		
A18H	24-18	8.807		
A19H	25-19	9.185		

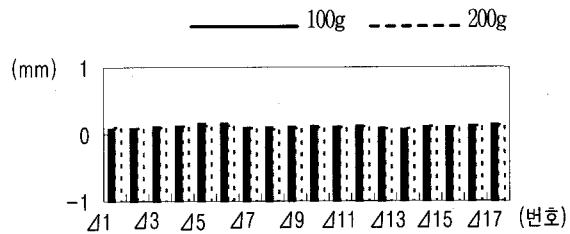


그림 10. 하악 6전치군의 level 10에서 level 19까지 인접한 level간의 저항중심점의 위치변화량 (ΔL_{CMn} , mm)

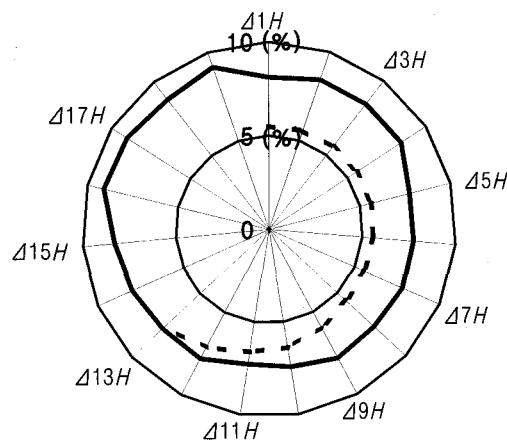


그림 11. 표 9의 상악 6전치 200g군의 $\Delta L_{CMx6}/R_{Mx}(\%)$ 와 하악 6전치 200g군의 $\Delta L_{CMn6}/R_{Mni}(\%)$ 에 대한 비교를 나타내는 방사형의 graph.

치아로 가정했을 경우 그 평균치아의 치조골이 협설로 2mm씩 균일하게 감소할 때의 200g군 저항중심 위치변화량의 평균치근길이에 대한 비율($\Delta L_{CMx6}/R_{Mx}$)과, 하악 6전치 전체를 하나의 평균치아로 가정했을 경우 그 평균치아의 치근이 2mm씩 균일하게 감소했을 경우 200g군 저항중심 위치변화량의 각 번호의 초기 level에서의 평균 치근길이(R_{Mni} , $i = 1-13$)에 대한 비율($\Delta L_{CMn6}/R_{Mni}$)을 비교한 것으로서, 초기에는 치근첨측 치근길이 감소에 따른 저항중심의 변화 비율(약 5.49%)이 치경부측 치조골의 감소에 따른 변화비율(약 8.13%)의 약 67%정도였으나 각각 전체 치근길이(R)의 중간부위로 갈수록 이 비율은 각각 7.75%와 7.67%로서 점점 비슷해졌다.

IV. 총괄 및 고찰

교정치료가 생역학의 개념이 포함된 하나의 과학으로서 체계적으로 시작된 이후로 치아 및 주위조직에 대한 손상을 최소로 하면서 가능한 한 빠른시간내에 원하는 위치로 치아를 이동시키는 것이 교정치료의 가장 큰 목적이 되어 왔다. 따라서 이를 위해서는 치아이동에 관련하여 생역학과 교정력에 대한 치아주위조직의 반응에 대한 이해가 필수적이다. 특히 생역학과 관련해서는 M/F ratio 개념이 도입되면서 치아의 저항중심 및 이에 따른 주위의 응력분포에 대하여 많은 연구가 이루어져 왔다. 지금까지 유한요소법, 광탄성법, 장력계측법, laser holography법, laser 조사법 등을 이용하여 이에 대해 연구하여 왔는데 이 중에서 laser 조사법은 가장 간단하면서도 laser의 직진성, 단색성, 지향성 및 휘도의 특성이 있어 시간의 경과나 공간의 변화에 구애받지 않는 예측성이 있으므로 치아 이동과 같은 미세한 이동의 관찰에 유용하다^{27,53)}. 이에 따라 Dermaut¹⁸⁾, Bulcke⁸⁾, 우⁵⁶⁾, 박⁵⁴⁾등은 laser 조사법을 이용하여 치아의 저항중심을 연구한 바 있다. 하지만 이러한 연구들은 몇몇의 한정된 교정력 적용점들에서의 치아의 변위량을 측정하고 이 측정치들을 이은 선이 X-Y축 그래프상에서 Y축과 만나는 점을 직관적으로 혹은 통계적인 접근을 통하여 저항중심으로 추측하였을 뿐 어떤 linear correlation analysis에 의한 회귀방정식을 구하지 않아 다소 정확성이 떨어지는 단점이 있었다.

본 연구에서는 vernier calipers를 측으로하고 이에 지렛대 및 도르레의 원리를 이용한 lever and pulley force applicator를 제작하여 이전의 연구에서처럼 교정력을 몇몇 일정한 위치의 한정된 점에만 가하게 되는 단점을 제거하였다. 즉 lever and pulley force applicator에서는 0.05mm 단위까지 미세하게 교정력을 가하는 부위를 조절할 수 있기 때문에 직관적 추측, 통계적 접근 또는 회귀방정식과 같은 간접적인 방법보다는 직접적으로 좀더 정확하게 저항 중심의 위치를 찾아낼 수가 있었다. 또한 이전 연구에서는 일정 거리 이상 떨어진 screen상에 영사되는 laser speckle을 추적하여 그 추적점의 이동 양상을 관찰하였으나 이러한 방법은 laser speckle의 궤적을 screen상에 표시할 때의 오차 및 표시자 개개인에 따른 오차 등을 극복하기 힘들었다. 따라서 본 연구에서는 photodiode(PD) 및 power supply, digital tester 등을 이용하여 photodetector를 제작하여 laser speckle의 궤적을 추

적하였다. 이때 laser 빛을 검출하는 회로는 그림 2와 같은데 보다 많은 양의 빛을 검출하기 위해 5개의 PD를 병렬로 배열하였다. laser speckle의 이동양상을 추적하기 위해 splint에 설치된 거울에서 반사된 laser 빛이 PD에 입사되면 즉, PD에 photon이 입사되면 공핍 영역에 전자, 정공을 생성시킨다. 이 전자, 정공이 역전압(V_{in})에 의해 이끌리면 각 PD의 끝에 달린 $3.9k\Omega$ 저항에 전류가 흐르게 되고, $68k\Omega$ 저항에서 합쳐져 전압으로 측정되어 tester에 0.01V의 단위까지 숫자로 표시된다. PD에 입사되는 빛의 양이 많을수록 측정되는 전압도 커지는데, 빛이 PD에 최대로 입사될 때는 인가된 역전압 즉 입력전압 9V가 거의 모두 tester(V_{out})에 걸리게 된다.

본 연구에서는 splint에 아무런 힘도 가하지 않은 상태에서 입력전압(V_{in}) 9V가 절반정도만 tester (V_{out})에 걸리도록 하여 이를 기준전압($V_{ref} = 4.5V$)으로 하였고 splint의 각 점에 힘을 가할 때 tester에서 V_{out} 을 검출하여 그 값의 증감에 따라 laser speckle의 상하 이동여부를 판단하였으며, 이에 의해 splint의 시계방향 또는 반시계방향으로의 회전여부를 판단하였다. 이때 검출되는 V_{out} 이 V_{ref} 와 같을 때 즉 laser speckle이 이동하지 않았을 때가 교정력을 가한 후 splint가 시계방향 또는 반시계방향으로의 회전이 없이 평행이동만을 한때이므로 치아군의 저항중심에 힘이 가해진 것으로 판단할수 있다(그림 1). 즉 이때의 힘 적용점이 치아군의 저항중심 위치가 되는 것이다. 이때 tester에서 측정되는 V_{out} 는 시간에 따라 일정한 폭으로 변동하게 되는데 이는 noise²⁹⁾ 때문이다. 즉, laser의 spontaneous emission에 의해 출력전체의 크기와 위상이 시간에 따라 변하게 되는 relative intensity noise 와, photodetector에서 온도에 따라 출력전류가 변하게 되는 PD에서의 thermal noise, PD에 도달되는 photon의 양이 일정치 않음으로 인해 전류가 시간에 따라 바뀌는 shot noise등에 의해서 V_{out} 이 일정한 변동폭을 갖게 되는데 그 값은 입력전압 $V_{in}(9V)$ 의 2.67%정도 된다. 따라서 이러한 변동폭을 감안하여 측정을 5번 반복한 후 그 산술평균값을 취하였다.

본 연구에서는 치조골 및 치근길이 변화시 치아군의 저항중심의 변화에 대해서 연구한 바 이는 특히 최근 성인환자와 교정수요가 증가하고 있는 추세에서 매우 관심있는 주제라고 생각한다. 따라서 이에 대한 연구가^{1,5,25,38,48,51)} 많이 이루어지고 있으며 특히 Kessler²⁵⁾등은 성인에서는 더 이상의 성장과 발육을 이용한 치료가 불가능하며 불량한 bone factor로 인

하여 치아의 이동과 이에 따른 보상적 골반응이 느리고, 교정치료시 치조골 손실이 일어나기 쉽다고 하였다. 따라서 성인 교정시에는 청소년기 교정과는 달리 치아 이동의 생역학적 측면이 더 강조되어야 하며 치아 및 치아군의 이동에 따른 저항중심과 M/F ratio에 대한 이해가 필수적이다. 이 치아 및 치아군의 저항중심은 공간중에 있는 물체와 달리 주위의 치주조직에 의해 이동에 제한을 받으므로 일반적인 질량중심과는 일치하지 않으며 주위의 치주인대 및 치조골등의 영향을 받게 된다. 고로 이러한 저항중심을 연구할 때 실제 인체의 해부학적 환경을 가능한한 유사하게 설정해 주는 것이 중요하며 본 연구와 같이 인체의 건조두개골을 대상으로 한 실험이 이러한 조건을 가장 만족시키리라 사료된다. 인공 치주인대는 Young's modulus of elasticity 0.72×10^{-3} GPa.의 Permlastic[®]을 사용하여 인체의 치주인대와(1.18×10^{-3} GPa.) 유사한 환경을 조성하였다. 또한 본 연구는 교정력 초기의 치주인대내에서의 일차이동을 연구한 것으로서 Burstone¹³⁾은 이러한 일차이동으로 치아가 힘을 받았을 때 치주조직에 발생한 응력에 의한 주위 골조직의 흡수 및 침착에 의해 일어나는 이차이동을 예측할 수 있다고 하였으며, 인체건조 두개골은 이러한 일차이동 연구목적에 부합되는 재료라고 사료된다.

치아 및 치아군의 이동시 힘의 저항중심을 통과할 때 치체이동을 하며 이때가 치근주위에 응력이 골고루 작용하므로서 치근손상을 가장 적게 할 수 있는데 이때의 회전중심은 무한대에 위치하게 된다. Smith⁴⁰⁾는 치아이동을 translation, rotation, 그리고 이 둘의 조합으로 보고 순수한 M/F ratio에 의해 치아이동, 즉 이동시의 회전중심을 조절할 수 있음을 밝혔는데, M/F ratio에 의해서 결정되는 이 회전중심은 최⁶⁰⁾에 의하면 가해진 힘의 위치에 의해서만 결정된다고 하였으므로 M/F ratio는 힘이 가해지는 위치라고도 해석되어질 수 있다. Tanne^{43,45)}는 상악 우측중절치에 대한 유한요소법 연구에서 M/F ratio가 -8.39일 때 치체 이동을 한다고 하였으며 Nikolai³⁴⁾는 견치의 2차원적 치근 모델에서 치경측 52%에 저항중심이 위치한다고 보고하였고 Burstone¹⁴⁾은 상악 중절치의 3차원적 치근모델에서 치근길이의 치경측 1/3되는 위치라고 보고하였다. Smith⁴⁰⁾는 다근치의 경우 치근 분지부에서 치근첨측으로 1-2mm 하방 치근사이에 저항중심이 위치한다고 하였다. 본 연구에서는 상악 6전치군의 저항중심은 6전치 전체 평균치아의 CEJ_{Mx}에서 치근하방으로 200g의 힘을 가했을 때는 약 44.9%

위치에 있었고 300g의 힘을 가했을 때는 약 39.9% 위치에 있었으며, 하악 6전치군의 경우 6전치 전체평균 치아의 CEJ_{Mn}에서 치근 하방으로 약 43%위치에 있었다. 이는 이전의 연구에서 사용된 연구 방법 및 연구 모형에 따라^{13,14,35,45)} 27%에서 55%까지 다양한 결과가 보고되었는데 본 연구에서는 6전치군을 하나의 개체로 splinting하여 실험한 것으로서 여러개의 치근 형태의 조합, 인공치주인대, 건조 치조골, 치아군의 치축 및 치근의 길이등의 차이에 의하여 다소의 차이가 있지만 대체로 이러한 범주내에 들어감을 알 수 있다. 하지만 성인교정치료시 이러한 정상적인 상태의 치아 및 치주조직이외에 치주질환 및 외상등에 의하여 치조골 및 치근 또는 치관의 길이가 감소되어 치관/치근 비율이 변해있는 경우가 많은 것이 사실이다. 연구대상이 된 치아군의 일차이동 양상은 치아 및 치조골, 치주인대공간의 넓이, 치주조직의 기계적 성질등의 해부학적 변수들에 의하여 영향을 받으므로^{10,11)} 치아의 생역학적 양상에 대한 이러한 변수들의 영향은 청소년기때보다 성인 시기에 더 많을 수가 있다. Brown⁷⁾은 성인 교정시 수평적, 수직적 골소실이 있는 배열이 고르지 못하거나 경사진 치아들의 경우에 있어서 교정치료가 치주조직의 재생에 기여한다고 하였으며 Ingber²²⁾는 독립된 수복 불가능한 치아에 있어서 forced eruption이 수복에 도움이 된다고 하였다. Vanarsdall⁴⁸⁾은 치아의 intrusion시 치은상 치태가 치은하 치태로 이동하여서 infrabony pocket을 형성하여 치주조직의 악화를 초래할 수 있다고 보고하였다.

이와같이 성인교정과 치주조직과의 높은 상관관계로 인하여 정상치주조직 뿐 아니라 다양한 비정상적 치주 및 치아상태에서 치관/치근 비율이 변했을 때의 치아이동에 대한 연구가 필요한 바 이전의 연구들에서는^{15,10,11,19,26,35,44)} 이러한 변수들을 정확히 정량화하지 못하여 치아의 생역학적 반응이 치아 및 bone geometry에 의해서 어느 정도까지 영향을 받는지에 대해서는 불명확하였다. 따라서 본 연구에서는 이러한 변수들을 정량화하여 상악 6전치군에서는 치조골 높이 변화에 따른 저항중심의 이동 및 하악 6전치군에서는 각 치근길이 감소시 저항중심의 위치변화에 대해서 조사하였다.

Splint에 가한 힘은 상악 6전치군에서는 200g과 300g, 하악 6전치군에서는 100g과 200g을 사용하였는데 이는 너무 과도한 힘을 사용할 경우 응력이 집중되는 치근첨 부위나 치조능 부위에서의 인공 치주인

대의 영구적 변형이 일어날 수 있기 때문이다. 전체적으로 상악 6전치군에서는 200g군에서 약간 더 치근첨 쪽으로 저항중심이 위치하였고, 하악 6전치군에서는 100g군에서 좀더 치경부쪽으로 저항중심이 위치하였지만 그 차이는 임상적으로 무시할 수 있는 미미한 양이었다. 이는 치아의 저항중심은 치근의 형태, 치조골내에 포함되는 치근의 길이 및 가해진 힘의 방향에 따라³³⁾ 달라지는 것으로서 이전 연구⁶⁰⁾에서도 언급한 바와 같이 힘의 크기와는 무관하기 때문인 것으로 사료된다.

상악 6전치군에서 각 치아의 치조골의 높이를 점차로 2mm씩 삭제하여 최대 8mm까지 줄여감에 따라 변한 저항중심의 위치를 보면 6전치 전체의 평균치아의 치근 치축상에서 볼 때 CEJ_{Mx}로부터 200g군에서는 6.732mm부터 11.778mm되는 부위까지 증가하였고, 300g군에서는 6.120mm부터 11.755mm되는 부위까지 증가하였다. 6전치 전체 평균치근 길이에 대한 비율을 보면 CEJ_{Mx}로부터 각각 43.886%와 39.896% 되는 부위로부터 76.782% 및 76.631%되는 부위까지 점진적으로 증가하였는데(표 3, 그림 4) 이는 치조골의 높이가 감소함에 따라, 즉 치조골내에 묻힌 치근의 길이가 감소함에 따라 치아군의 저항중심의 위치가 점차로 치근첨 방향으로 이동하였음을 나타낸 것이다. 이는 치주질환 등으로 인하여 치조골의 높이가 감소된 환자의 치료에 있어서 치아군을 이동시킬 때 같은 힘에 대하여 모멘트를 크게 함으로서 M/F ratio를 크게 해주어야 치체이동을 시킬 수 있음을 의미한다.

또한 level 1에서 level 25까지 인접한 level간의 저항중심점의 위치변화량을 보면 약 0.12mm부터 0.31mm까지 평균 0.22mm내외로 비교적 일정한 양상을 보이고 있다. 6전치 전체 평균 치근길이에 대한 비율은 약 1.4%내외였다. 하지만 이 정도의 수치는 임상적으로 큰 유의성은 없다. 즉 6전치군내의 각각의 치아중에서 한 두개의 치아가 2mm 정도의 치조골 감소가 있다하더라도 치체이동을 위해 필요한 M/F ratio의 크기에는 큰 차이가 없음을 의미한다고 할 수 있다. 하지만 6전치 전체적으로 치조골이 2mm씩 감소했을 경우 표 4에서와 같이 약 1.35mm씩 저항중심의 위치가 치근첨으로 이동하였으며 이는 평균 치근길이에 대해 약 8.5%의 비율로 이동한 것으로서 임상적으로도 유의성이 있는 큰 차이를 보였다. 이때 정상 상태와 같은 치체 이동을 위한 M/F ratio를 부여할 경우 오히려 tipping이 일어 날수 있으므로 M/F ratio를 증가시켜주어야 한다.

표 5 및 그림 6,7에서는 상악 6전치 전체 평균 치조정으로부터 저항중심까지의 거리 및 치조골내의 치근길이(A_{MX})에 대한 비율을 보여주고 있다. 치조정으로부터의 거리 a_{MX} 는 지속적으로 감소한 반면 a_{MX} 의 A_{MX} 에 대한 비율(a_{MX}/A_{MX})은 약 31%에서 34%의 범위내에서 비교적 일정한 비율을 나타내었다. 이러한 비율은 Tanne⁴⁶⁾의 약 31% 및 최⁶⁰⁾의 약 41%와 그리 큰 차이를 보이지 않았다. 비록 약간의 차이를 보이긴 하지만 이는 실험 모델 및 실험 방법 등의 차이에 의한 것으로 볼 수 있다. 이렇게 일정한 비율을 보이는 것은 상악 6전치 전체가 치조골내의 치근의 형태는 치조골의 감소에도 불구하고 일정하게 유지되었기 때문이라 사료된다.

하악 6전치군의 경우 6전치 전체의 평균치아의 CEJ(CEJ_{Mn})로부터 저항중심점까지의 거리(L_{CMn})를 보면(표 6, 그림 8) 6전치 각각의 치아의 치근이 2mm씩 감소하여 총 6mm까지 줄어들었을 경우 5.3mm전후에서 3.3mm내외까지 계속 감소하였다. 즉 치근의 길이가 감소할 때 저항중심점은 점차로 CEJ_{Mn}방향으로 이동하였다. 이는 치조골 감소때와는 달리 치체이동을 위해서는 M/F ratio를 감소시켜주어야 함을 의미한다.

표 8은 level 1부터 level 19까지 인접한 각 level간의 저항중심점의 위치가 변화된 양을 보여주고 있는데 평균적으로 0.1mm내외로 이동하였다. 이러한 이동량 자체는 임상적으로 무시할만 하지만 절치보다는 견치부위의 치근길이 감소시 다소 많은 양의 이동이 일어난 것을 알 수 있는데 이는 견치의 치근형태가 절치의 치근보다 더 넓고 커기 때문에 치근감소에 대한 영향이 더 커으리라 사료된다(그림 10).

표 7과 그림 9는 CEJ_{Mn}으로부터 저항중심점까지의 거리 L_{CMn} 의 하악 6전치 전체 평균치근길이에 대한 비율 L_{CMn}/R_{Mn} 을 나타내는 것으로서 100g 및 200g군에서 모두 약 43%내외에서 54%전후까지 점진적으로 증가된 모습을 보이고 있으며, 이는 치근들의 길이가 줄어들면서 치근들의 형태가 원래의 모양과는 다른 사각형에 가까운 형태가 되었기 때문인 것으로 사료된다^{35,60)}.

상악 6전치 전체를 하나의 평균치아로 가정했을 경우 그 평균치아의 치조골이 협설로 2mm씩 균일하게 감소할 때의 200g군 저항중심 위치변화량의 평균치근길이에 대한 비율($\Delta L_{CMx6}/R_{Mx}$)과, 하악 6전치 전체를 하나의 평균치아로 가정했을 경우 그 평균치아의 치근이 2mm씩 균일하게 감소했을 경우 200g군 저항

중심 위치변화량의 각 번호의 초기 level에서의 평균 치근 길이에 대한 비율($\Delta L_{CMn6}/R_{Mn}$)을 비교한 표 9 와 그림 11에서 보면, 초기에는 치근첨측 치근길이 감소에 따른 저항중심의 변화 비율이 치경부측 치조골의 감소에 따른 변화비율의 약 67%(5.492/8.129)정도였으나 각각 전체 치근길이(R)의 중간부위로 갈수록 이 비율은 점점 비슷해졌다. 이는 Kenneth²⁴⁾와 Levy³⁰⁾등이 보고한 바와 같이 치근흡수 및 치조골 감소와 치주부착 면적과의 관계에서 설명되어질 수 있다. 즉 저항중심의 위치는 치근에 대한 치주부착 면적에 의해 영향을 받는 바, 가상 평균치아의 모양이 포물선형태와 유사하다고 할 때, 초기의 치근첨 치근부위의 흡수시에는 치주부착 면적의 감소비율이 적지만 치근의 치경부방향의 중간부위로 이동할수록 각 단위 치근흡수에 대한 치주부착 소실 면적은 커진다. 반면에 치경부측 치조골 흡수시에는 치근의 치근첨 방향의 중간부위까지도 각 단위 치조골 감소에 대한 치주부착 면적의 감소비율은 거의 일정하다. 따라서 전체 치근길이(R)의 중간부위에서의 치근 흡수 및 치조골 감소에 대한 치주부착 면적의 감소비율은 비슷해지게 되므로 이에 따른 저항중심의 이동비율도 비슷해지게 된다.

본 연구에서는 적합한 실험모델 수배상의 어려움으로 인하여 하나의 건조 두개상악골 및 건조 하악골 상에서 실험을 하였는데 개개인마다 다양한 악안면 골격계와 치아의 형태, 길이 및 치축경사와 치조골 밑도 등의 차이에 대해서는 충분한 평가가 이루어지지 못했으며, 본 연구에서 사용한 Permlastic[®]이 비록 인체의 치주인대와 비슷한 Young's modulus of elasticity를 가지고 있다 하더라도 실제의 인체 치주인대를 완벽하게 대신할 수는 없었으리라 생각되며 앞으로 이러한 문제들이 재료공학의 발달과 더불어 더욱 보완되어야 할 것으로 사료된다. 또한 본 연구에서 연구된 치아군의 치주인대내에서의 초기 일차이 동뿐만 아니라 이차이동까지도 연구될 수 있는 실험 방법 및 장비가 개발되어 일차이동과 이차이동과의 관계가 보다 명확하게 정립되어야 하리라 사료된다.

V. 결 론

정상 치주조직뿐만 아니라 다양한 비정상적 치주 및 치아상태에서 치관/치근 비율이 변하였을 때 일정한 교정력하에서의 치아의 초기이동 양상을 연구하기 위하여, 성인의 인체 건조 두개골 및 하악골상에서

laser 반사측정법 및 lever and pulley force applicator 와 photodetector를 이용하여, 상악 6전치군을 대상으로는 치조골높이를 각각의 치아에 대하여 2mm씩 총 8mm까지 감소시켰고, 하악 6전치군을 대상으로는 치근길이를 각각의 치아에 대하여 2mm씩 총 6mm까지 감소시키면서, 이렇게 다양하게 정량화된 변수들 하에서 상하악 6전치군의 저항중심의 위치변화를 연구한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 초기상태에서 상악 6전치군의 초기이동시의 저항 중심점의 위치는 6전치 전체 평균치아 치근의 치경부(CEJ)로부터 치근첨 방향으로 약 42.4%되는 위치에 있었으며, 각 치아의 치조골의 높이가 감소할수록 저항중심점은 치근첨방향으로 약 76.7%되는 부위까지 이동하였다.
- 상악 6전치군에서 저항중심점의 6전치 전체 평균 치조정으로부터의 거리는 치조골의 감소와 함께 지속적으로 감소하였으나, 치조골내의 평균 치근의 길이에 대한 비율은 치조골의 감소에 상관없이 약 33%내외에서 비교적 일정하였다.
- 초기상태에서 하악 6전치군의 초기이동시의 저항 중심점의 위치는 6전치 전체 평균치아 치근의 CEJ로부터 치근첨 방향으로 약 43%되는 위치에 있었으며, 각 치아의 치근의 길이가 감소할수록 이 비율은 약 54%까지 증가하였다. 그러나 CEJ로부터 저항중심점까지의 거리는 5.3mm전후로부터 3.3mm내외까지 감소하여 치근의 길이가 감소할수록 저항중심점이 CEJ방향으로 이동하였다.
- 치조골 또는 치근흡수시, 각각의 단위 흡수량에 따른 저항중심위치의 변화에 미치는 영향은 초기에는 치조골이 감소 될 때가 더 커거나 전체 평균 치근길이의 중간부위에서의 영향은 비슷했다.

이상의 연구결과를 통하여 치조골 또는 치근흡수가 다양하게 변화될 때 초기이동시의 치아군의 저항 중심이 변하는 양상을 정량화 하였고 이에 따른 상하악 6전치군의 저항중심위치를 파악하여 교정치료시 치아와 주위조직에 미치는 부작용을 최소화하고 최대의 치료결과를 얻을 수 있는 생역학적 상태를 예측할 수 있으리라 사료된다.

참 고 문 헌

- Årtun, J., Urbye, K.S. : The effect of orthodontic

- treatment on periodontal bone support in patients with advanced loss of marginal periodontium. *Am. J. Orthod.*, 93:143-148, 1988.
2. Atmaram, G.H., Mohammed, H. : Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J. Dent. Res.*, 60:873-877, 1981.
 3. Baeten, L.R. : Canine retraction: A photoelastic study. *Am. J. Orthod.*, 67:11-23, 1975.
 4. Ben, G. Streetman. : Solid state electronic devices. Prentice Hall, 4th edi., 201-226, 1995.
 5. Boyd, R.L., Leggott, P.J., Quinn, R.S., Eakle, W.S., Chambers, D. : Periodontal implications of orthodontic treatment in adults with reduced or normal periodontal tissues versus those of adolescents. *Am. J. Orthod.*, 96:191-199, 1989.
 6. Brown, L.J., Oliver, R.C., Loe, H. : Periodontal diseases in the United states in 1981: prevalence, severity, extent, and role in tooth mortality. *J. Period.*, 60:363-370, 1989.
 7. Brown, I.S. : The effect of orthodontic therapy on certain types of periodontal defects I - Clinical findings. *J. Period.*, 44:742-756, 1973.
 8. Bulcke, M.M. and et al. : Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *Am. J. Orthod.*, 91 : 375-384, 1987.
 9. Bulcke, M.M. and et al. : The center of resistance of anterior teeth during intrusion using laser reflection technique and holographic interferometry. *Am. J. Orthod.*, 90:211-220, 1986.
 10. Burstone, C.J. : Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Gruber TM, Swain BF, eds. *Orthodontics: current principles and techniques*. St. Louis: CV Mosby. 193-228, 1985.
 11. Burstone, C.J. : The biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Reidel RA, eds. *Vistas in orthodontics*. Philadelphia: Lea & Febiger, 197-213, 1962.
 12. Burstone, C.J. : The segmental arch approach to space closure. *Am. J. Orthod.*, 82 : 361-378, 1982.
 13. Burstone, C.J. : The biophysics of bone remodeling during orthodontics-optimal force considerations. In: Norton L.A., Burstone C.J., eds. *The biology of tooth movement*. Boca Raton, Florida: CRC Press, 321-333, 1989.
 14. Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J. : Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am. J. Orthod.*, 77:396-409, 1980.
 15. Caputo, A.A. : Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am. J. Orthod.*, 65:250-259, 1974.
 16. 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.
 17. Christiansen, R.L., Burstone, C.J. : Centers of rotation within the periodontal space. *Am. J. Orthod.*, 55:353-369, 1969.
 18. 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.
 19. Ericsson, I., Lindhe, J. : Lack of significance of increased tooth mobility in experimental periodontitis. *J. Period.*, 55:447-452, 1984.
 20. Hata, S. : Biomechanical effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. *Am. J. Orthod.*, 91:305-311, 1987.
 21. Heins, P.J., Thomas, R.G., Newton, J.W. : The relationship of interradicular width and alveolar bone loss: a radiometric study of a periodontitis population. *J. Period.*, 59:73-79, 1988.
 22. Ingber, Jeffrey. : Forced eruption : Part II. A method of treating non-restorable teeth-periodontal and restorative considerations. *J. Period.*, 47:203-216, 1976.
 23. Kawagoe, H. : Photoelastic effects of maxillary protrusion on craniofacial complex. *J. Japan. Orthod. Soc.*, 43:337-345, 1984.
 24. Kenneth, L.K., et al. : Effect of apical root resorption on periodontal support. *J. Prosthod. Dent.*, 56:317-319, 1986.
 25. Kessler, M. : Interrelationship between orthodontics and periodontics. *Am. J. Orthod.*, 70:154-172, 1976.
 26. Khoo, K.K., Watts, T.L.P. : Upper anterior tooth mobility: selected associations in untreated periodontitis. *J. Period.*, 59:231-237, 1988.
 27. Kock, W.E. : Lasers and Holography, 1st edition : Doubleday and Company, Inc., New York, 1996.
 28. Kragt, G. : The initial reaction of a macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology. *Am. J. Orthod.*, 81: 49-56, 1982.
 29. Leonid Kazovsky. : Optical fiber communication systems. Artech House, 1st edi., 1-261, 1996.
 30. Levy, A.R., Wright, W.H. : The relationship between attachment height and attachment area of teeth using a digitizer and a digital computer. *J. Period.*,

- 49:483-485, 1978.
31. Marcotte, K. : Prediction of tooth movement. Am. J. Orthod., 80 : 144-149, 1981.
 32. Moss, M.L. : Finite element method modeling of craniofacial growth. Am. J. Orthod., 87:453-472, 1985.
 33. Nägerl, H., Burstone, C.J., Becher, B., and Messen-burg, D.K. : Center of rotation with transverse forces: An experimental study. Am. J. Orthod., 99:337-345, 1991.
 34. Nikolai, R.J. : On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. Am. J. Orthod., 68: 290-302, 1975.
 35. Nikolai, R.J. : Periodontal ligament reaction and displacements of a maxillary central incisor subjected to transverse crown loading. J. Biomech., 7:93-99, 1974.
 36. Parfitt, G.J. : Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. J. Dent. Res., 39:608-616, 1960.
 37. Polson, A.M., Reed, B.E. : Long-term effect of orthodontic treatment on crestal alveolar bone loss. J. Period., 55:28-34, 1984.
 38. Proffit, W.R. : Contemporary Orthodontics, 1st edition : 256-557, The C. V. Mosby Company, St. Louis, 1986.
 39. Pryputniewicz, R.J. and Burstone, C.J. : Center of resistance of the human mandibular molars. J. Dent. Res., 60 : 515, 1981.
 40. Smith, R. and Burstone, C.J. : Mechanics of tooth movement. Am. J. Orthod., 85 : 294-299, 1984.
 41. Steyn, C.L., Verwoerd, W.S., Merwe, E.J., and Fourie, O.L. : Calculation of the position of the axis of rotation when single rooted teeth are orthodontically tipped. Br. J. Orthod., 5 : 153-156, 1978.
 42. Sutcliffe, W.J., Atherton, J.D. : The mechanics of tooth mobility. Br. J. Orthod., 7 : 171-178, 1980.
 43. Tanne, K. : Stress induced in the periodontal tissue at the initial phase of the application of various types of orthodontic force: three-dimensional analysis by means of finite element method. J. Osaka Univ. Dent. Soc., 28:209-261, 1983.
 44. Tanne, K., Inoue, Y., Yamagata, Y., Sakuda, M. : A new technique for the measurement of tooth mobility during orthodontic tooth movement. J. Osaka Univ. Dent. Sch., 26:167-175, 1986.
 45. Tanne, K., Koenig, H.A., Burstone, C.J. : Moment to force ratios and center of rotation. Am. J. Orthod., 94:426-431, 1988.
 46. Tanne, K., Nagataki, T., Inoue, Y., Sakuda, M., Burstone, C.J. : Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. Am. J. Orthod., Jul;100(1):66-71, 1991.
 47. Tanne, K., Sakuda, M., Burstone, C.J. : Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am. J. Orthod., 92:499-505, 1987.
 48. Vanarsdall, R.L., Musich, D.R. : Adult orthodontics: diagnosis and treatment. In: Graber T.M., Swain B.F., eds. Orthodontics: current principles and techniques. St. Louis: CV Mosby, 791-856, 1985.
 49. Weijss, W.A. and Dejongh, H.T. : Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit arch. Oral Biol., 22:667-675, 1977.
 50. Wheeler, R.C. : A textbook of dental anatomy and physiology. Philadelphia: WB Saunders, 125-144, 1965.
 51. Zachrisson. : Cause and prevention of injuries to teeth and supporting structure during orthodontic treatment. Am. J. Orthod., 69(3):285-300, March, 1976.
 52. 강홍석 : 상악 전방 견인시 악안면골의 초기 반응에 관한 laser holography 연구. 연세치대 논문집, 5 : 499-517, 1989.
 53. 김영원, 손병화 : 견치 원심 이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구. 연세치대 논문집, 5 : 556-584, 1989.
 54. 박기호, 손병화 : Laser 반사측정법을 이용한 상악전치부 함입시 저항중심의 수평적 위치에 관한 연구. 대한치과교정학회지, 23: 619-631, 1993.
 55. 박준상 : 상악골확장의 악면골에 미치는 영향에 관한 laser-holography 연구. 대한치과교정학회지, 16 : 43-51, 1986.
 56. 우재영, 박영철 : Laser반사측정법을 이용한 상악 전치부의 후방견인시 저항중심의 수직적 위치에 관한 실험적 연구. 대한치과교정학회지, 23: 375-389, 1993.
 57. 윤성일 : 치관보철물에 작용하는 stress에 대한 광탄성적 분석. 대한치과의사협회지, 17 : 47-52, 1979.
 58. 이수룡, 손병화 : 상악 견치의 저항중심에 관한 laser speckle interferometry와 holographic interferometry를 이용한 실험적 연구. 연세치대논문집, 518-537, 1989.
 59. 이인수 : Head gear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석. 대한치과교정학회지, 15 : 211-226, 1985.
 60. 최광철, 박영철 : 치조골 하방의 치근 형태에 따른 치주 인대 내의 응력분포. 연세대학교 대학원 치의학과 논문, 발행중, 1998.

-ABSTRACT-

**A Study about the Change of Locations of the Center of Resistance According to the
Decrease of Alveolar Bone Heights and Root Lengths during Anterior Teeth
Retraction using the Laser Reflection Technique**

Young-Gyu Min, Chung-Ju Hwang

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University

Treatment mechanics should be individualized to be suitable for each patient's personal teeth and anatomic environment to get a best treatment result with the least harmful effects to teeth and surrounding tissues. Especially, the change of biomechanical reaction associated with that of the centers of resistance of teeth should be considered when crown-to-root ratio changed due to problematic root resorption and/or periodontal disease during adult orthodontic treatment.

At the present study, in order to investigate patterns of initial displacements of anterior teeth under certain orthodontic force when crown-to-root ratio changed in not only normal periodontal condition but also abnormal periodontal and/or teeth condition, the changes of the centers of resistance for maxillary and mandibular 6 anterior teeth as a segment were studied using the laser reflection technique, the lever & pulley force applicator and the photodetector with these quantified variables reducing alveolar bone 2mm by 2mm for each of maxillary 6 anterior teeth until the total amount of 8mm and root 2mm by 2mm for each of mandibular 6 anterior ones until the total amount of 6mm.

The results were as follows:

1. Under unreduced condition, the center of resistance during initial displacement of maxillary 6 anterior teeth was located at the point of about 42.4% apically from cemento-enamel junction(CEJ) of the averaged tooth of them and kept shifting to about 76.7% with alveolar bone reduction.
2. The distance from the averaged alveolar crest level of maxillary 6 anterior teeth to the center of resistance for the averaged tooth of them kept decreasing with alveolar bone reduction, but the ratio to length of the averaged root embedded in the alveolar bone was stable at around 33% regardless of that.
3. Under unreduced condition, the center of resistance during initial displacement of mandibular 6 anterior teeth was located at the point of about 43% apically from CEJ of the averaged tooth of them and this ratio kept increasing to about 54% with root reduction. But the distance from CEJ to the center of resistance decreased from around 5.3mm to around 3.3mm, that is to say, the center of resistance kept shifting toward CEJ with the shortening of root length.
4. A unit reduction of alveolar bone had greater effects on the change of the centers of resistance than that of root did during initial phase of each reduction. But both of them had similar effects at the middle region of whole length of the averaged root.

KOREA. J. ORTHOD. 1998 ; 29 : 165-181

* Key words : Photodetector, laser reflection technique, center of resistance, alveolar bone height, root length, crown-to-root ratio, lever and pulley force applicator