

상악 전치 intrusion시 저항중심의 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구

박 춘 근¹⁾ · 양 원 식²⁾

Segmented arch mechanics를 적용하여 상악 전치에 intrusive force를 가할 때 저항중심의 전후방 위치를 알아내기 위해 상악 6전치와 치근막 및 치조골의 3차원 유한요소모델을 제작하였다.

intrusion시키고자 하는 치아의 수, 치축의 경사도 및 치조골의 흡수 정도에 따른 저항중심의 위치 변화를 비교 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 치축경사도와 치조골의 높이가 정상일 경우, 치아의 수에 따른 저항중심의 위치는 다음과 같았다.
 - 1) 중절치 2개를 대상으로 한 경우에는 측절치 브라켓의 원심면 부위에 위치하였다.
 - 2) 중절치와 측절치 4개를 대상으로 한 경우에는 측절치와 견치 브라켓 사이 공간의 후방 2/3 부위에 위치하였다.
 - 3) 중절치, 측절치 및 견치 6개를 대상으로 한 경우에는 견치 브라켓 후방 약 3mm 부위로 견치와 제1소구치의 치간 부에 위치하였다.
 - 4) 치아의 수가 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하였다. 특히 4전치군 보다는 6전치군에서 후방 이동량이 크게 나타났다.
2. 절치의 순측 경사도가 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하였다.
3. 치조골의 흡수량이 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하였다.

(주요단어. segmented arch mechanics, intrusion, 저항중심, 유한요소법)

I. 서 론

과개교합의 개선은 교정치료에 있어서 중요한 과정 중의 하나이며 구치의 extrusion, 전치의 intrusion, 또는 이 두가지가 병행되어 이루어질 수 있다.

어느 방법을 택할지는 안면성장 형태, 안정위에서의 전치와 구순의 수직 관계, 웃을 때의 상순의 위치 등을 고려 후 결정해야 한다³¹⁾.

악골이 수직 성장을 하거나, gummy smile이나 상순이 짧은 경우와 같이 치아가 과도하게 노출될 경우

에는 구치의 extrusion 보다는 전치의 intrusion이 바람직하다. 또한 성인환자에서 치주질환으로 인해 전치가 extrusion된 경우 교정치료시 이들 치아의 intrusion은 필수적이다.

Lefkowitz³⁰⁾가 실험동물에서 intrusion을 시도한 이래 과개교합 치료를 위한 여러 intrusion mechanics가 고안되었다.

전치를 intrusion시키기 위해 Tweed는 호선에 reverse curve of Spee를 부여했고 Ricketts³⁹⁾는 utility arch를 이용했으며 Burstone과 Nanda는 segmented arch mechanics^{15-17,37)}를 적용시켰다.

utility arch나 reverse curve가 부여된 호선은 intrusion시키고자 하는 전치의 브라켓 내에 직접 걸

¹⁾ 서울대학교 치과대학 교정과,

²⁾ 서울대학교 치과병원 교정과, 교수.

찰되어야 하기 때문에 부적절한 torque가 나타날 수 있고 구치의 extrusion이나 전치의 순측 경사등의 바람직하지 못한 반응이 수반된다.

이러한 단점을 보완하기 위해 Burstone은 segmented arch mechanics를 이용하여 intrusion arch를 브라켓 내에 직접 걸찰하지 않고 anterior segment의 저항중심(center of resistance) 부위에 단일점으로 접촉(single point contact)되게 하였다.

치아는 치조골 내에 구속되어 있는 물체이기 때문에 저항중심은 자유물체(free body)의 무게중심과는 구별되어야 한다. 자유물체에서는 무게중심에 힘이 가해질 경우 평행이동이 일어나나 치아와 같이 구속된 물체에서는 저항중심에 힘이 가해질 때 평행이동이 일어난다. 저항중심은 단일한 힘을 물체에 가할때 이 물체가 평행이동(translation) 될 수 있는 힘의 적용 부위를 말한다⁴⁰⁾.

물체의 이동 방식은 저항중심에 대한 힘의 방향 및 힘의 적용점에 의해 결정된다. 전치의 intrusion시 저항중심에 대한 intrusive force의 적용점의 선택이 매우 중요한데 이로 인해 치아이동 양상이 결정되기 때문이다. 저항중심에 직접 intrusive force가 가해질 경우 치축의 변화없이 순수한 intrusion이 일어나지만 저항중심을 벗어난 곳에 힘이 가해질 경우에는 전치가 순측 또는 설측으로 경사질 수 있다.

치아의 저항중심에 대한 지금까지의 연구로는 특정 단일 치아에 대한 연구^{10,18,19,24,26,32,38,42)}와 다수의 치아를 동시에 이동시킬 때의 공통적인 저항중심에 대한 연구^{5,6,25,34,45,46)}가 있다. 그러나 이들 연구는 주로 이동 대상 치아의 수에 따른 저항중심의 위치변화를 관찰하였다.

치아이동시 전치의 순설측 경사도나 치조골의 소실로 인한 치조골의 높이등을 고려한 저항중심의 변화에 대한 연구는 거의 없는 실정이다.

최근 성인교정에 대한 관심이 높아지고 있는데 이들 성인 환자들은 치주질환으로 인해 전치부에 치간이개나 치아의 순측경사 및 extrusion현상이 있고 치조골이 흡수되어 치아매식정도가 변화되어 있는 경우가 많다. 이러한 상황은 치아의 생력학적인 반응에 영향을 미치리라 생각된다.

이에 저자는 상악 전치 intrusion시 그 대상 치아의 수나 치아의 경사 정도 및 치주질환으로 인한 치조골의 흡수 정도 등의 변수에 따른 저항중심의 위치 변화 양상을 3차원 유한요소법을 이용하여 분석한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

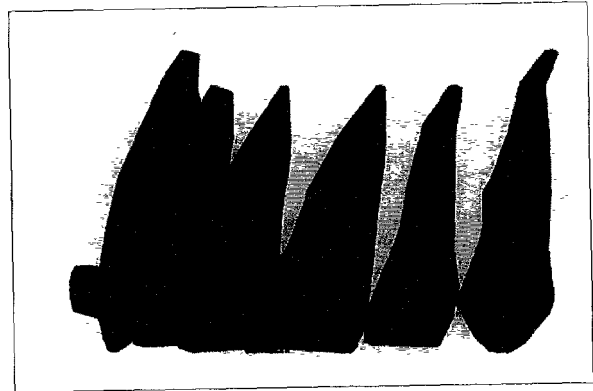


그림 1. 상악 6전치와 브라켓의 유한요소 모델(정상 치축 경사도)

표 1. 구성 재료의 물성치

Material	Young's modulus(kg/mm ²)	Poisson's ratio
Tooth	2.0 × 10 ³	0.3
Periodontal ligament	6.8 × 10 ⁻²	0.49
Alveolar bone	1.4 × 10 ³	0.3
Bracket	21.4 × 10 ³	0.3
Wire	21.4 × 10 ³	0.3

II. 연구재료 및 방법

A. 유한요소모델의 제작

상악 6전치와 치조골 및 치근막의 3차원 유한요소 모델을 제작하였다. 치아의 크기와 형태는 Wheeler⁴⁷⁾의 수치와 치아모형을 참고로 하였으며(그림 1), 치근막의 두께는 Coolidge²³⁾의 연구를 참고로 0.25mm로 균일하게 설정하였다.

치아와 그 주위조직은 등방, 등질의 선형탄성체라 가정하였으며 구성 재료의 물성치는 Tanne등⁴¹⁾의 연구를 참고로 하였다(표1).

사용된 요소형태는 3차원 사면체 또는 육면체이며 치근막은 thin shell element로, wire는 beam element로 분할하였다. 전체 요소 수는 5834개, 절점수는 2308개 였다.

힘 체계(force system)의 분석을 위해 미국 Swanson Analysis System사의 범용유한요소 프로그램인 ANSYS(Ver. 5.0A)를 사용하였고, 컴퓨터는 미국

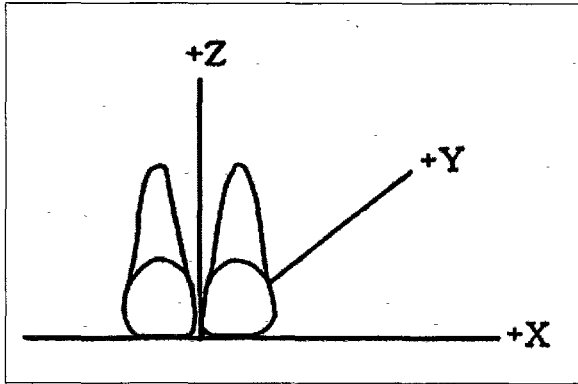


그림 2. 좌표축의 설정.

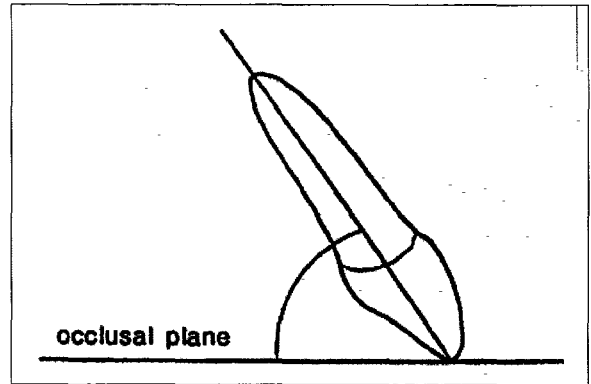


그림 4. 치축경사도

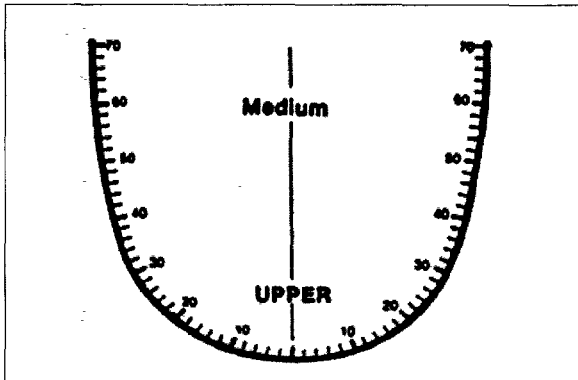


그림 3. Tru-arch form ('A' Company)

Silicon Graphics사의 engineering workstation의 한 종류인 INDIGO R4000을 사용하였다.

B. 치열궁의 형태 및 치아의 배열

1. 좌표계의 설정

양측 중절치의 절단면을 이은 선의 중점을 원점으로 잡고 X 축을 근원심 방향, Y 축을 순설측 방향, Z 축을 상하 방향으로 하였다(오른쪽 방향을 +X, 설측 방향을 +Y, 치근 방향을 +Z). 그림 2에 설정된 좌표계가 나타나있다.

해석 후의 치아의 이동과 치조골의 변형 및 모든 응력은 설정된 좌표계를 기준으로 표시하였다.

2. 치열궁의 형태

치열궁의 형태는 'A' Company의 Tru-arch form 을 기준으로 하였으며(그림 3), 회기분석을 이용하여

치열궁 형태를 좌표화한 후 이에 따라 치아를 배열하였다.

3. 치축경사도의 설정

치아의 순설측 경사도는 치아장축과 교합평면이 이루는 각으로 설정하였으며(그림 4), Andrews¹⁴⁾와 Isaacson²⁷⁾등의 연구를 참고로하여 중절치, 측절치, 견치에서 각각 65°, 70°, 75°를 정상적인 각도로 가정하였다.

4. wire 및 브라켓

anterior segment에 삽입되는 wire의 단면의 크기는 .021" × .025" 로 하였으며 wire와 브라켓 slot 사이에는 play가 존재하는 것이 사실이나, 본 연구는 치아의 수직이동에 관한 것이고 teeth segment를 한개의 견고한 연결체로 가정하였기 때문에 이를 무시하고 단순히 wire가 브라켓에 밀착된 것으로 간주하였다. 치축경사도에 따라 wire가 브라켓 slot에 passively 하게 삽입되도록 torque를 조절하였다. 브라켓의 크기는 standard edgewise twin bracket을 기준으로 하였으며, 브라켓 높이는 절단면이나 교두정으로 부터 slot의 중점까지의 거리를 중절치, 측절치, 견치에서 각각 4.5mm, 4mm, 4.5mm 되게하여 통상적인 방법으로 위치시켰다.

5. 구속조건

치아에 intrusive force를 가할 경우 치근막 및 이에 근접한 치조골에서 변형이 일어나게 된다. 이러한 변형은 치아에서 먼 부위의 치조골에서는 거의 일어나지 않게 될 것이다. 따라서 본 연구에서는 구속조건을 구개골의 기저부에 부여하였다(그림 5).

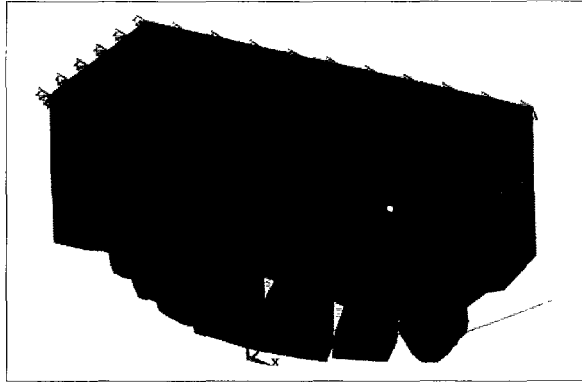


그림 5. 모델의 구속 조건

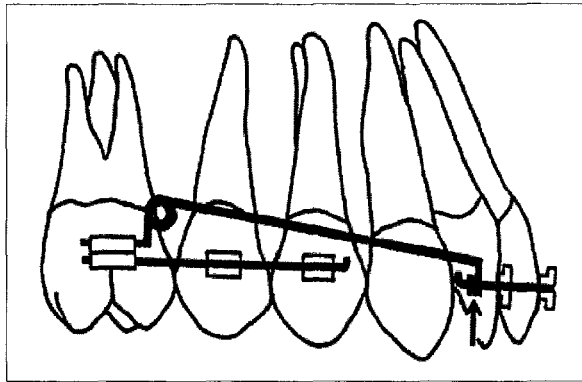


그림 6. Intrusion arch에서의 힘의 적용점(화살표)

표 2. 각 경우의 치축경사도(°)

	Central incisor	Lateral incisor	Canine
1	45	50	75
2	55	60	75
3	65	70	75
4	75	80	75

C. 조사내용 및 하중조건

segmented arch mechanics를 적용한 intrusion arch를 이용하여 상악 전치에 intrusive force를 가할 때(그림 6), 힘의 적용점이되는 저항중심의 전후방 위치 변화를 치축경사도와 치조골 흡수량에 따라 관찰하기 위해 다음과 같은 방법으로 분석을 시행하였다.

1) 치축경사도의 변화

상악 중절치와 측절치의 치축경사도를 다양하게 변화시켜 보았다(그림 7). 표 2에 각 경우 치축경사도를 표시하였다. 단, 견치의 치축경사도는 75°를 유지시켰다.

2) 치조골의 흡수 정도의 변화

상기의 정상 치축경사도에서 치조골의 흡수를 0, 2, 4, 6mm의 4가지 경우로 나누어서 분석하였으며(그림 8), 0mm는 정상 치조골 높이로 설정하였다.

3) 하중조건

anterior segment에 포함되는 치아의 수에 따라 2전치군(2 teeth segment), 4전치군(4 teeth segment), 6전치군(6 teeth segment)으로 나누고, 각 군에서의 하중점을 아래와 같은 방법으로 선정하였다. 하중은 각각의 치아군에서 다르게 부과하였다. 그리고 각 치아군에서 여러 부위에 수직하중을 부과하여 수평변위(X축, Y축 방향)에 대한 수직변위(Z축 방향)의 상대적인 크기로서 저항중심의 위치를 예측하였다.

2전치군 (Group I): 상악 양측 중절치만 포함된 경우
 상악 중절치 2개만의 이동이 필요한 경우는 중절치 브라켓의 원심면에서 측절치 브라켓의 근심면까지

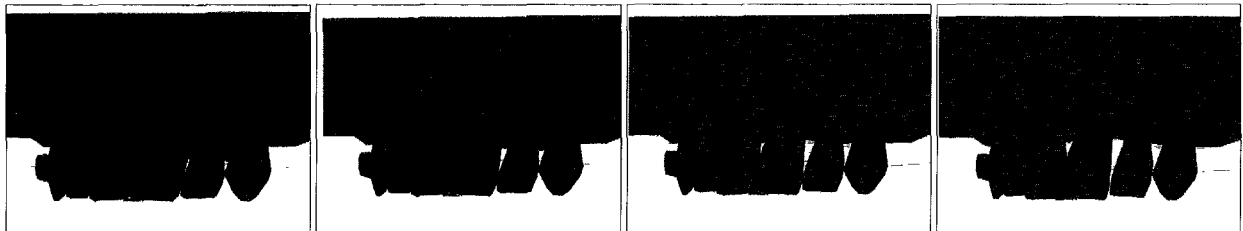


그림 7. 치축경사도에 따른 모델

- a. 중절치, 측절치, 견치의 치축경사도가 각각 45°, 50°, 75°인 경우(case 1)
- b. 중절치, 측절치, 견치의 치축경사도가 각각 55°, 60°, 75°인 경우(case 2)
- c. 중절치, 측절치, 견치의 치축경사도가 각각 65°, 70°, 75°인 경우(case 3)
- d. 중절치, 측절치, 견치의 치축경사도가 각각 75°, 80°, 75°인 경우(case 4)

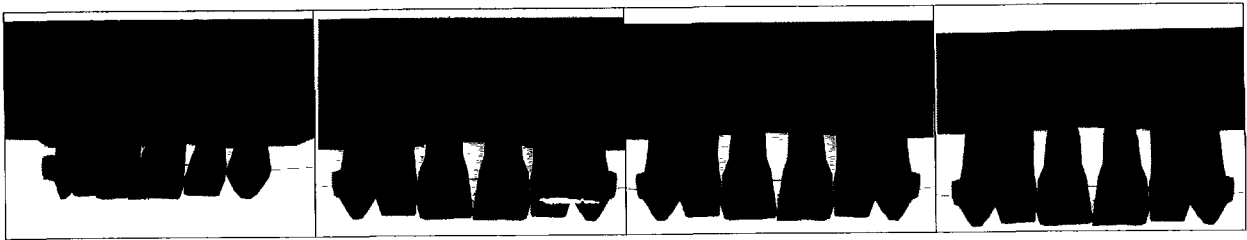


그림 8. 치조골 흡수량에 따른 모델

- a. 치조골 흡수량이 0mm인 경우(case 5)
- b. 치조골 흡수량이 2mm인 경우(case 6)
- c. 치조골 흡수량이 4mm인 경우(case 7)
- d. 치조골 흡수량이 6mm인 경우(case 8)

wire를 3등분하여 4점을 우선 하중 위치로 잡고, 추가로 측절치 브라켓의 중앙과 원심면, 그리고 측절치 브라켓 원심면과 견치 브라켓 근심면 사이를 3등분한 점의 첫번째 점을 하중점으로 추가하여 총 7개의 하중점을 선정하여(그림 9, A), 좌·우측 합하여 50g의 힘을 교합면에 수직방향으로 부과하였다.

4전치군 (Group II): 상악 양측 중절치 및 측절치가 포함된 경우

이 경우에도 상악 중절치 2개만 포함될 경우와 같은 방법으로 하중점을 선정하였다. 즉, 측절치 브라켓의 원심면과 견치 브라켓의 근심면 사이를 3등분하여 4개의 하중점을 선정하고, 추가로 견치 브라켓의 중앙과 원심면, 그리고 견치 브라켓에서 wire를 연장하여 브라켓 원심면에서 1mm 후방부에 또 한 점을 선정하여, 총 7개의 하중점을 선정하였다(그림 9, B). 좌·우측 합하여 100g의 힘을 교합면에 수직방향으로 부과하였다.

6전치군 (Group III): 상악 양측 중절치, 측절치 및 견치가 포함된 경우

6전치군에서는 견치 브라켓의 원심면에서 시작하여 치열궁형태를 따라 연장된 wire를 1mm 간격으로 하여 총 6개의 하중점을 선정하여(그림 9, C) 제 1 소구치의 중앙부근까지 포함하였다. 좌·우측 합하여 200g의 힘을 교합면에 수직방향으로 부과하였다.

각 치아군에서의 하중의 크기는 Burstone이 제시한 intrusion시의 적정교정력¹⁷⁾을 참고로 하였으며, 하중점의 위치는 전방에서 후방으로 차례대로 번호를 부여하였다.

각 치아군에서 표 3에서와 같이 치축 경사도와 치조골 흡수량의 변화에 따른 저항중심의 위치를 파악하였다.

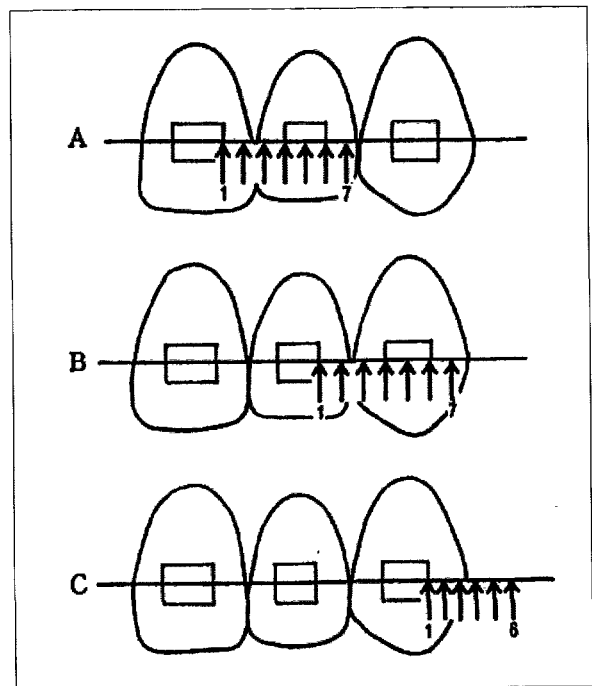


그림 9. 하중점의 선정

- A 2전치군 B. 4전치군 C 6전치군

D. 해석방법

본 연구에서는 intrusion을 교합평면에 대해 치아가 수직이동하는 것으로 정의하였으며 전술한 바와 같이 각 치아군에서 6 내지 7개의 하중점을 선정하여 이에 상응하는 치아의 변위를 X축, Y축, 그리고 Z축 방향의 3차원으로 분석하였다. 각 하중점에 수직하중을 가했을 때, 치아의 변위가 X축이나 Y축 보다는 Z축으로 제일 크게 나타나는 하중점을 찾고 이 하중점으로 부터 저항중심의 위치를 구했다.

표 3. 조사항목

Group	Case No.	Axial inclination(°)			Alveolar bone resorption (mm)	
		Central incisor	Lateral incisor	Canine		
G R O U P I	I-1	45	-*	-	0	According to axial inclination
	I-2	55	-	-	0	
	I-3	65	-	-	0	
	I-4	75	-	-	0	
	I-5	65	-	-	0	According to alveolar bone resorption
	I-6	65	-	-	2	
	I-7	65	-	-	4	
	I-8	65	-	-	6	
Group I : 2 teeth segment						
G R O U P II	II-1	45	50	-	0	According to axial inclination
	II-2	55	60	-	0	
	II-3	65	70	-	0	
	II-4	75	80	-	0	
	II-5	65	70	-	0	According to alveolar bone resorption
	II-6	65	70	-	2	
	II-7	65	70	-	4	
	II-8	65	70	-	6	
Group II : 4 teeth segment						
G R O U P III	III-1	45	50	75	0	According to axial inclination
	III-2	55	60	75	0	
	III-3	65	70	75	0	
	III-4	75	80	75	0	
	III-5	65	70	75	0	According to alveolar bone resorption
	III-6	65	70	75	2	
	III-7	65	70	75	4	
	III-8	65	70	75	6	
Group III : 6 teeth segment						

상기의 case No. 중 각 group의 3번과 5번은 같은 모델이나 비교 편의상 별도의 case No.를 부여하였다.

* 포함되지 않은 치아임

수직하중에 대한 치아의 변위를 조사하기 위하여 각 치아에 부착된 브라켓의 edge에서 4개의 절점을 선정하여 이의 이동이 곧 치아의 이동으로 간주하였다.

선정된 절점의 변위는 3 방향(X축, Y축, Z축)으로 나타나는데, 각 방향의 변위를 각각 U, V, W라 하고 각 하중점에서의 U, V, W 값을 구하여 U와 V에 대한 W의 크기를 파악하였다. 정량적인 판단기준은 아

래와 같은 식을 이용하였다.

$$C = \frac{\sqrt{W^2}}{\sqrt{U^2 + V^2}} \quad (1)$$

각각의 하중점에서 C값을 계산하여 가장 큰 값에 해당하는 하중점을 찾고, 좌우 두 하중점을 연결한 선의 중간점에 저항중심이 가장 가까이 존재한다고 보았다.

III. 연구결과

각 치아군에서 선정된 하중점에 수직하중을 가하여 각 하중점에서의 C값(식 (1) 참조)을 구했으며(표 4 에서 9) 이 값을 기초로하여 저항중심의 위치를 추정하였고, 그 결과를 그래프로 표시하였다(그림 10 에서 15).

A. Intrusion시키하고자 하는 치아의 수에 따른 저항중심의 이동양상(치축경사도와 치조골은 정상일 때)

1. 2전치군에서 저항중심은 하중점 6으로 측절치 브라켓의 원심면 부위에 있었다(표 4의 case I-3).
2. 4전치군에서 저항중심은 하중점 3으로 측절치와 견치 브라켓 사이 공간의 후방 2/3 부위에 있었다(표 5의 case II-3).
3. 6전치군에서 저항중심은 하중점 4로 견치 브라켓 후방 약 3mm 부위에 있었다(표 6의 case III-3).
4. 치아의 수가 증가할수록 저항중심의 위치는 후방으로 이동하였다. 특히 4전치군 보다는 6전치군에서의 후방이동량이 컸다.

B. 치축경사도의 변화에 따른 저항중심의 이동양상(치조골은 정상일 때)

1. 2전치군(case I-1에서 4)의 7개의 하중점에서의 C값을 구했으며(표 4), 이값을 기초로 예상되는 저항중심의 위치를 표시하였다(그림 10). 치축경사도의 변화에 따라 저항중심의 위치는 하중점 5와 6사이, 즉, 측절치 브라켓의 원심 1/2 부위 내에 있었다.
2. 4전치군(case II-1 에서 4)의 7개의 하중점에서의 C값을 구했으며(표 5), 이값을 기초로 예상되는 저항중심의 위치를 표시하였다(그림 11).
저항중심은 하중점 2와 4사이 즉, 측절치와 견치 브라켓 사이 공간의 후방 2/3부위 내에 있었다. 순측경사도가 커질수록 저항중심은 후방으로 이동하였다.
3. 6전치군(case III-1 에서 4)의 6개의 하중점에서의 C값을 구했으며(표 6), 이값을 기초로 예상되는 저항중심의 위치를 표시하였다(그림 12). 저항중심은 하중점 3과 5사이로, 견치 브라켓 원심면으로 부터 2-4mm 범위에 있었다.
순측경사도가 증가할수록 저항중심은 후방이동하였다.

표 4. 2전치군의 치축경사도에 따른 각 하중점에서의 C값

Loading locations	Case No.			
	I-1	I-2	I-3	I-4
1	1.49520	1.53635	1.32452	0.98868
2	1.64592	1.55338	1.34288	1.00612
3	1.65750	1.56950	1.35792	1.01956
4	1.68547	1.58299	1.36717	1.02706
5	1.73107	1.60145	1.37216	1.02921
6	1.84264	1.60149	1.40987	1.02113
7	1.41894	1.58481	1.40373	1.00600

표 5. 4전치군의 치축경사도에 따른 각 하중점에서의 C값

Loading locations	Case No.			
	II-1	II-2	II-3	II-4
1	1.63542	0.80705	0.89146	0.80575
2	1.88690	0.98574	0.94287	0.86581
3	1.92012	1.25685	1.34586	0.68356
4	2.22970	1.35688	0.87952	0.64858
5	1.34588	0.95413	0.52315	0.63657
6	1.00327	0.54787	0.35487	0.18220
7	0.99728	0.47514	0.24587	0.18160

표 6. 6전치군의 치축경사도에 따른 각 하중점에서의 C값

Loading locations	Case No.			
	III-1	III-2	III-3	III-4
1	1.15487	1.08542	0.85487	0.65218
2	1.20126	1.09255	0.81893	0.72368
3	1.19587	1.19696	1.16485	1.38710
4	1.20548	1.26855	1.17965	1.08149
5	1.22489	1.05872	1.05356	0.98126
6	1.09855	0.92563	0.95126	0.58427

C. 치조골의 흡수에 따른 저항중심의 이동양상(치축경사도는 정상일 때)

1. 2전치군(case I-5 에서 8)의 7개의 하중점에서의 C값을 구했으며(표 7), 이 값을 기초로 예상되는 저항중심의 위치를 표시하였다(그림 13).
치조골의 흡수에 따라 저항중심의 위치는 하중점

표 7. 2전치군의 치조골 흡수량에 따른 각 하중점에서의 C값

Loading locations	Case No.			
	I-5	I-6	I-7	I-8
1	1.32452	1.25684	1.07771	1.13260
2	1.34288	1.29514	1.08841	1.15325
3	1.35792	1.30255	1.09862	1.15530
4	1.36717	1.34599	1.10782	1.15684
5	1.37216	1.37958	1.12110	1.18266
6	1.40987	1.38550	1.13600	1.18965
7	1.40373	1.37599	1.13502	1.19525

표 9. 6전치군의 치조골 흡수량에 따른 각 하중점에서의 C값

Loading locations	Case No.			
	III-5	III-6	III-7	III-8
1	0.85487	1.18433	0.95214	0.85112
2	0.81893	1.19366	1.04583	1.00256
3	1.16485	1.26325	1.14563	1.12584
4	1.17965	1.35834	1.20258	1.28534
5	1.05356	1.24533	1.18532	1.35248
6	0.95126	1.13942	1.17154	1.24585

표 8. 4전치군의 치조골 흡수량에 따른 각 하중점에서의 C값

Loading locations	Case No.			
	II-5	II-6	II-7	II-8
1	0.89146	1.44921	1.48625	1.48524
2	0.94287	1.45985	1.52684	1.49387
3	1.34586	1.58654	1.62549	1.59523
4	0.87952	1.65482	1.75153	1.60492
5	0.52315	1.83658	1.77266	1.72155
6	0.35487	1.68543	1.76597	1.68632
7	0.24587	1.60258	1.65326	1.67626

- 6과 7사이로 측절치와 견치브라켓 사이 공간의 전방 1/3 부위 내에서 이동하였다. 치조골의 흡수량이 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하였다.
2. 4전치군(case II-5 에서 8)의 7개의 하중점에서의 C값을 구했으며(표 8), 이값을 기초로 예상되는 저항중심의 위치를 표시하였다(그림 14). 치조골의 흡수에 따라 저항중심의 위치는 하중점 3과 5사이로 측절치와 견치브라켓 사이 공간의 후방 2/3에서 견치 브라켓의 중심부까지의 범위에서 이동하였다. 치조골의 흡수량이 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하였다.
3. 6전치군(case III-5 에서 8)의 6개의 하중점에서의 C값을 구했으며(표 9), 이값을 기초로 예상되는 저항중심의 위치를 표시하였다(그림 15). 치조골의 흡수에 따라 저항중심의 위치는 하중점 4와 5사이로 견치 브라켓 후방 약 3mm 에서 4mm 까지의 범위에서 이동하였다.
- 치조골의 흡수량이 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하는 양상을 보였다.

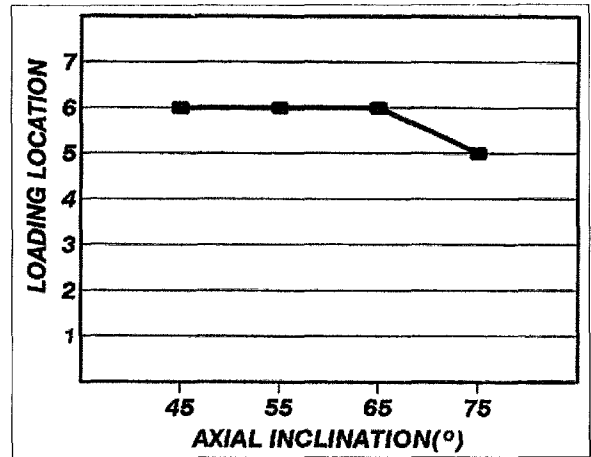


그림 10. 상악중절치의 치축경사도 변화에 따른 저항중심의 이동 양상

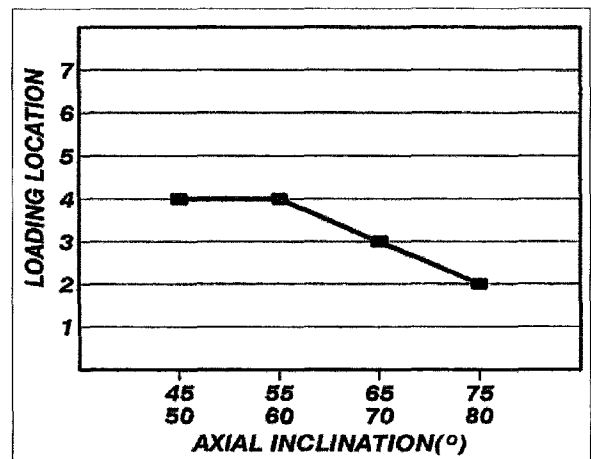


그림 11. 상악중절치와 측절치의 치축경사도 변화에 따른 저항중심의 이동 양상(X 축의 하단 값은 측절치의 치축 경사도)

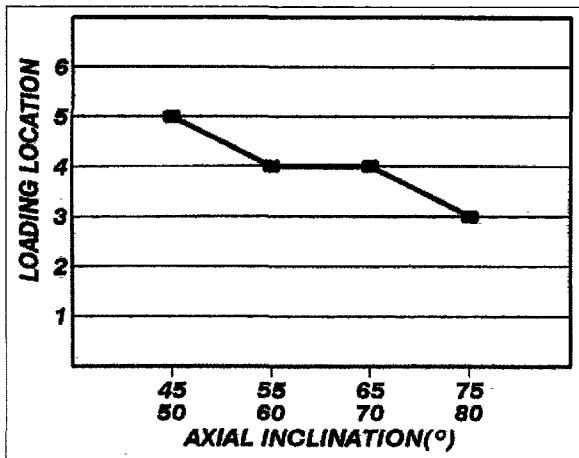


그림 12. 상악중절치, 측절치, 견치를 대상으로 한 경우 치축경사도 변화에 따른 저항 중심의 이동 양상(X축의 하단 값은 측절치의 치축경사도, 견치의 경사도는 75°로 일정)

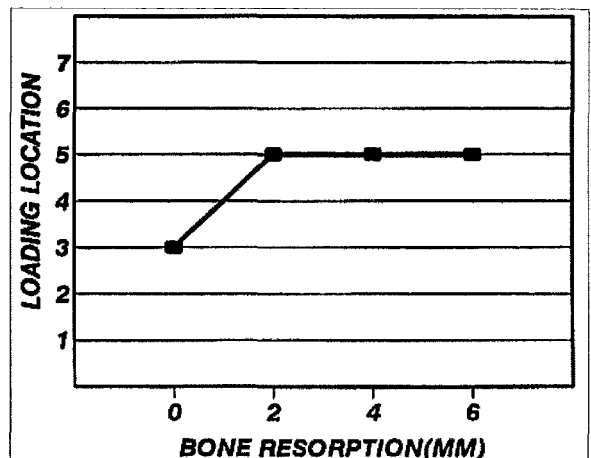


그림 14. 상악중절치(치축경사도 : 65°)와 측절치(치축경사도 : 70°)를 대상으로 한 경우 치조골의 흡수량에 따른 저항중심의 이동 양상

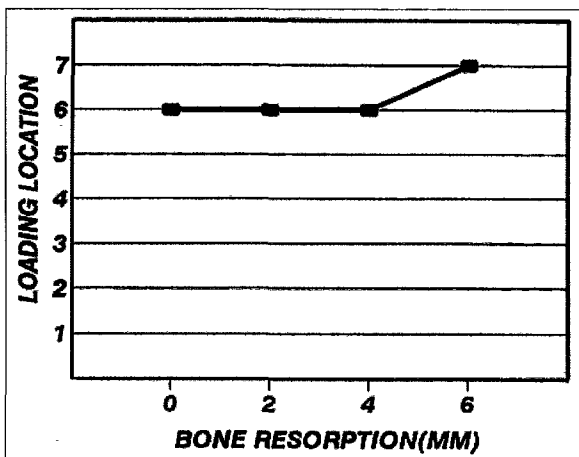


그림 13. 상악중절치(치축경사도 : 65°)를 대상으로 한 경우 치조골의 흡수량에 따른 저항중심의 이동 양상

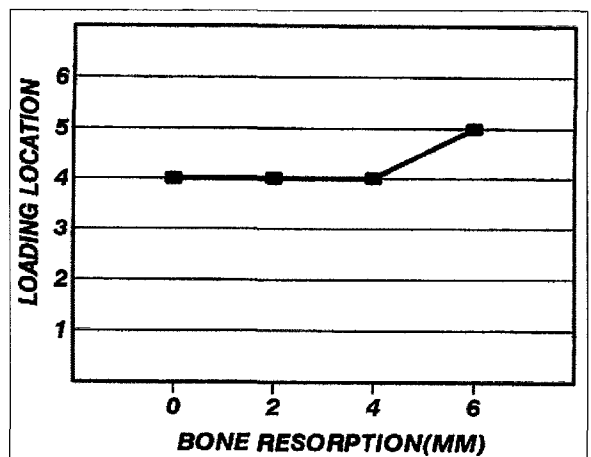


그림 15. 상악중절치(치축경사도 : 65°), 측절치(치축경사도 : 70°), 견치(치축경사도 : 75°)를 대상으로 한 경우 치조골의 흡수량에 따른 저항중심의 이동 양상

IV. 총괄 및 고안

힘이 치아에 가해질 때 이에 대한 반응은 3가지 측면에서 관찰할 수 있다²⁰⁾.

첫째, 임상적 측면에서는 치아이동 속도, 동통, 치아동요도, 치조골 소실, 치근 흡수 등을 볼 수 있으며, 둘째, 조직학적 및 생화학적 측면에서는 치근막에서 골조직이나 결합조직의 변화 양상을 고찰할 수 있고, 셋째, 응력-장력 측면에서의 연구로 이는 가장 중요하면서도 현재로서는 이해가 부족한 분야이다.

응력분석법으로는 장력 계측법(strain gauge method), 광탄성법(photoelasticity), holography법 및 컴퓨터를 이용한 유한요소법(finite element method)에 의한 연구를 들 수 있다.

본 연구에서는 상악 전치 intrusion시의 저항중심의 위치를 파악하는데 있어서 저항중심의 위치에 영향을 줄 것으로 예상되는 치아의 순설측 경사도 및 치조골의 높이 등을 변화시키기에 적절한 유한요소법을 선택하였다.

유한요소법은 컴퓨터를 이용하여 수치적인 방법으로 물체의 해부학적 구조 및 물리적 성질의 정확한 모델을 만들고 외력에 대한 물체의 변형과 응력 분포를 파악하는 것이다.

분석하고자 하는 물리적 모형을 유한개의 요소로 분할한 다음, 각 요소에서의 현상은 절점을 통해서 전달된다고 가정하고 개개 요소에서의 현상을 계측하여 이것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 것이다.

이 방법은 복잡한 형태의 균일하지 않은 물체에서의 응력분석에 특히 유용하며 전반적인 영역에 걸친 응력의 분포와 측정이 가능할 뿐 아니라, 각 부분에서 3차원상에서 파악할 수 있으며 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있다는 장점이 있다. 특히 결과를 명암처리, 단면처리, 색상에 의한 표현, 활동영상 처리 등 다양한 기법으로 가시적으로 일목요연하게 나타낼 수 있다.

그러나 유한요소를 제작하는 기법 및 숙련도, 비선형 문제에 있어서의 해석방법 등에 따라서 오차가 발생되며 기본적으로 물질상수의 정확한 연구를 그 기초로 하기 때문에 물리적 특성에 대한 자료가 충분하지 않아도 근사오차가 발생할 가능성이 높다. 그 외에 고정점의 설정등의 어려움도 따른다. 그리고 매우 간단한 문제를 해결하는 데도 계산량이 많기 때문에 복잡한 문제를 해결하기 위해서는 기억용량이 큰 컴퓨터가 필요하다.

최근 다양한 컴퓨터 software의 개발로 구조역학 분야에서 뿐만 아니라, 의학 및 치의학 분야에서의 응용이 활발하다.

의학분야에서는 주로 외력에 대한 골조직의 역학적 반응을 알아보기 위해 정형외과에 응용된다^{28,29)}.

치의학 분야에서는 보철물에서의 응력분포나 수복물의 구조해석등^{2,22)}에 응용되며, 교정학분야에서는 안면성장연구^{12,36)}, 정형력^{3,4,11,43)}, 치아이동^{1,7,8,9,13,21,33,41,48)}등의 연구에 이용된다.

본 연구는 치아이동에 관한 것으로 결과는 치아이동량의 수치의 크기가 의미를 가지는 것이 아니고 3방향(X축, Y축, Z축)의 상대적인 값을 비교하여 치아이동 방향을 예상하는데 그 해석의 주안점을 두고 있다. 다시말해 연구 결과 중 치아이동을 나타내는 수치는 그 자체의 의미보다는 한 방향과 다른 두 방향을 비교하여 치아이동의 경향을 파악하고 이에 따른 저항중심을 예측하는 정성적인 분석에 의미가 있다.

저항중심에 대한 연구들을 살펴보면, 크게 단일치

아에서의 저항중심에 대한 것과 다수의 치아를 이동시킬 때의 저항중심에 대한 것으로 나누어 볼 수 있다.

단일 치아를 대상으로한 연구로 Davidian²⁴⁾은 상악 중절치에서 치근단쪽에서 치관쪽으로 치근길이의 0.51-0.61배 부위, Nikolai³⁸⁾와 Matsuura³²⁾는 각각 상악 중절치와 상악 견치에서 치조정에서 치근단쪽으로 치근길이의 0.5배 부위, Burstone 등¹⁸⁾은 상악 중절치에서 치조정에서 치근단쪽으로 치근길이의 1/3 부위, Tanne 등⁴²⁾은 상악 중절치에서 치조정에서 치근단쪽으로 치근길이의 0.24배 부위에 저항중심이 있다고 하였으며, 대구치에서의 연구로 Burstone 등¹⁹⁾은 하악 대구치에서 치조정에서 치근단쪽으로 치근길이의 0.3-0.4배 부위, Dermaut²⁶⁾는 상악 제1대구치에서 치근분기점으로부터 약간 교합면 쪽으로 저항중심이 위치한다고 하였으며, 조 등¹⁰⁾은 역시 상악 제1대구치에서 치근분기점으로부터 치근단쪽 0.36mm 부위에 있다고 하였고 치조골이 낮아짐에 따라 저항중심은 치근단쪽으로 이동하였다.

다수의 치아에 대한 저항중심의 위치에 관한 연구로는, 상악 전치의 후방견인시의 저항중심의 수직적 위치에 대한 것으로 Bulcke 등⁴⁶⁾, 우 등⁶⁾의 laser 반사측정법을 이용한 연구가 있는데, 이동시키려는 치아의 수가 증가할수록 저항중심은 치근단쪽으로 이동하였다.

다음은 전치 intrusion시의 저항중심의 전후방 위치에 관한 연구로 Dermaut 등²⁵⁾은 건조두개골에서 laser holography를 이용하여 segmented arch 형태의 intrusive mechanics를 평가 하였다. 상악 중절치 2개를 대상으로 했을 때는 강한 torque force가 나타났으며, 상악 4전치를 대상으로 했을 때 저항중심은 측절치 후방에 위치했고, 상악 6전치에서는 저항중심이 견치의 후방부에 위치하였다.

그러나 이 연구는 Begg 브라켓에 ribbon arch sectional wire를 삽입하여 치아간의 연결을 시도하였기 때문에 치아간 연결이 견고하지 못하여 개개 치아간의 움직임을 억제하지 못했다. 따라서 전치부 전체의 저항중심을 찾아내는 데는 어려움이 있었다.

Bulcke 등⁴⁵⁾은 전치부 내의 치아간의 움직임을 최소화하기 위해 치아간의 연결 수단으로 금속 splint를 사용하여 건조두개골에서 laser holography를 이용하여 intrusion시키려는 치아의 수(2, 4, 6개)에 따른 저항중심의 위치를 알아보았다. 2개의 중절치에서의 저항중심은 견치의 원심부에 있었고, 중절치와 측절치

의 4전치에서는 견치와 제1소구치 사이에, 그리고 중절치, 측절치, 견치의 6전치에서는 제1소구치와 제2소구치 사이에 저항중심이 위치하고 있었다.

박 등⁵⁾도 laser 반사측정법을 이용하여 상악 전치 intrusion시의 저항중심의 위치에 대해 연구하였는데 견조두개골에서 금속 splint를 이용하여 상악 4전치군과 6전치군에서의 저항중심의 위치를 보았다. 4전치에서는 측절치와 견치의 치간부를 잇는 선상에 있었고, 6전치에서는 견치와 제1소구치의 치간부를 잇는 선상에 있었다.

Melsen 등³⁴⁾은 25명의 2급 부정교합자에서 두부방사선계측사진으로 상악 6전치의 저항중심을 추측하였는데 그 위치는 4전치의 저항중심의 중점과 견치의 저항중심의 중간점으로 견치 브라켓에 매우 가까이 있었다.

이상에서와 같이 상악 전치 intrusion시의 저항중심의 전후방 위치에 대해서는 여러 연구들이 상이한 결과를 보여주고 있다.

본 연구는 segmented arch mechanics를 적용하여 전치를 intrusion시키고자 할 때 힘의 적용부위가 되는 저항중심의 위치를 파악하고자 하였다.

저항중심의 위치에 영향을 미칠 것이라 예상되는 3가지 변수에 따른 위치 변화를 알아 보았다. 즉, intrusion시키고자 하는 치아의 수, 이들 치아의 순설측 치축경사도 및 치조골의 흡수로 인한 치조골의 높이 등에 따른 저항중심의 위치를 파악하고자 하였다.

본 연구에서 각 치아군에 가한 힘의 크기는 Burstone이 제시한 intrusion시의 적정 교정력¹⁷⁾인 2전치, 4전치, 6전치군에 각각 50g, 100g, 200g을 가하였다.

치아의 수에 따른 저항중심의 위치를 살펴보면 치축경사도와 치조골이 정상 설정 수치일 때, 2개 치아를 대상으로 했을 때는(그림 8), 하중점 6부위로 측절치 브라켓의 원심면 부위에 있었고, 4개 치아를 대상으로 했을 때는(그림 13), 하중점 3으로 측절치와 견치 브라켓 사이 공간의 후방 2/3부위에 있었으며, 6개 치아를 대상으로 했을 때는(그림 18), 하중점 4로 견치 브라켓 후방 3mm 부위인 견치와 제1소구치 치간부에 있었다. 이 위치는 Dermaut²⁵⁾나 박⁵⁾ 등의 연구 결과와 유사하며 Bulcke⁴⁵⁾의 연구 결과와는 상당한 차이를 보였다.

anterior segment에 포함되는 치아의 수가 증가할수록 저항중심의 위치는 후방으로 이동하는 경향을 보였다. 4전치군에서는 2전치군의 저항중심 위치로

부터 측절치 근원심 폭경의 약 1/2 정도 후방 이동하였고, 6전치군에서는 4전치군의 저항중심 위치로 부터 견치의 근원심 폭경 만큼 후방 이동하였다. 즉, 6전치군에서 저항중심의 후방 이동량이 현저히 크게 나타났다. 그 이유로 측절치의 치아 크기에 비해 견치가 상당히 크기 때문에 수직하중에 대한 저항력이 견치에서 월등히 크고, 치열궁 내에서의 위치를 볼 때 측절치는 중절치와 같이 측방으로 놓여 있으나 견치는 구치와 같이 전후방으로 놓여있어 견치가 포함될 경우는 저항중심의 전후방 위치 변화가 상당히 큰 것으로 생각된다. Bulcke는 견치부의 골조직의 저항성 때문에 이러한 현상이 나타난다고 하였다⁴⁵⁾.

치축경사도의 변화에 따른 저항중심의 이동을 보면(그림 10, 15, 20), 절치의 순측 경사도가 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하였다. 중절치와 측절치의 각도변화는 각각 45° 와 50° 에서 75° 와 80° 로 30° 의 차이가 있었으며 저항중심의 이동은 2전치군에서는(그림 10), 하중점 5와 6사이로 측절치 브라켓의 중심부에서 원심면까지의 범위내에 있었고, 4전치군에서는(그림 15), 하중점 2와 4 사이로 측절치 브라켓과 견치 브라켓 사이 공간의 후방 2/3 범위내에서 변화하였다. 6전치군에서는(그림 20), 하중점 3과 5사이로 견치 브라켓 후방 2mm에서 4mm 범위내에서 이동하였다. 이러한 이동량은 약 2mm 이내의 범위로 30° 의 각도변화에 비교하여 볼 때 저항중심의 이동은 크지 않다고 볼 수 있다.

치조골의 흡수에 따른 저항중심의 위치의 변화를 살펴보면 치조골의 흡수량이 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하였다(그림 24, 28, 32). 이러한 결과는 치조골이 흡수됨에 따라 저항중심이 치근단쪽으로 이동한다는 다수의 연구결과들^{6,10,18,35,44,46)}과 같은 맥락에서 이해할 수 있을 것 같다.

본 연구에서의 치조골의 흡수량에 따른 저항중심의 위치 변화는 설정된 정상 치축경사도에서 관찰한 것으로 치조골의 흡수와 치아의 순측 경사가 동시에 나타나는 경우에는 저항중심의 후방 이동 정도가 매우 클 것으로 예상된다. 특히 성인 환자에서 치주질환으로 전치의 순측 경사와 치조골의 흡수 및 치아의 extrusion이 동반된 경우에는 전치의 intrusion시 힘을 가하는 부위를 더욱 후방으로 이동시켜야 될 것으로 생각된다.

마지막으로, 본 연구의 3차원 모델은 치아와 그 지지조직의 크기나 형태를 평균적인 수치를 사용함으로써 저항중심에 영향을 미칠수 있는 개체간의 해부

학적 변이를 무시하였다. 앞으로 이러한 변수들을 모델링 과정에 반영시켜야 되겠으며, 또한 조직의 생력학적 특성을 선형의 탄성체라 가정하였는데, 이보다는 비선형의 viscoelastic phenomenon을 반영시키므로써 치아이동의 생력학적인 측면에서의 이해를 한층 더 증진시킬 수 있으리라 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 상악 전치에 intrusive force를 가할 때의 저항중심의 위치를 파악하기 위한 것으로 초기 치아이동 양상을 관찰하기 위해 3차원 유한요소법을 이용하였다.

저항중심은 intrusion시키고자 하는 치아의 수, 치축의 경사도 및 치조골의 흡수 정도등 3가지 변수에 따른 위치변화를 관찰하였으며 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 치축경사도와 치조골의 높이가 정상일 경우, 치아의 수에 따른 저항중심의 위치는 다음과 같았다.
 - 1) 중절치 2개를 대상으로 한 경우에는 측절치 브라켓의 원심면 부위에 위치하였다.
 - 2) 중절치와 측절치 4개를 대상으로 한 경우에는 측절치와 견치 브라켓 사이 공간의 후방 2/3 부위에 위치하였다.
 - 3) 중절치, 측절치 및 견치 6개를 대상으로 한 경우에는 견치 브라켓 후방 약 3mm 부위로 견치와 제1소구치의 치간부에 위치하였다.
 - 4) 치아의 수가 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하였다. 특히 4전치군 보다는 6전치군에서 후방 이동량이 크게 나타났다.
2. 절치의 순측 경사도가 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하였다.
3. 치조골의 흡수량이 증가할수록 저항중심은 후방으로 이동하였다.

참 고 문 헌

1. 김영원, 손병화. 견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1988;18:25-53.
2. 김정희, 정재현, 조규중. Overdenture 하에서 하악 응력 및 위치의 변위에 관한 유한요소법적 분석. 대치보철지 1990;28:63-94.
3. 김주영, 손병화. Reverse headgear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1985;15:7-22.
4. 김현순, 남동석. 경부고정 head gear 사용시 안면두개골의 변

- 위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구. 대치교정지 1987;17:185-98.
5. 박기호, 손병화. Laser 반사측정법을 이용한 상악 전치부 합입시 저항중심의 수평적 위치에 관한 연구. 대치교정지 1993;23:619-31.
6. 우재영, 박영철. Laser 반사측정법을 이용한 상악 전치부의 후방견인시 저항중심의 수직적 위치에 관한 실험적 연구. 대치교정지 1993;23:375-89.
7. 이진형, 남동석. 형상기억합금 호선의 역학적 해석. 대치교정지 1994;24:735-58.
8. 장재완, 손병화. 상악 중절치 후방 이동시 이동 양상에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1991;21:617-33.
9. 전경민, 남동석. Multiloop edgewise arch wire의 역학적 해석. 대치교정지 1991;21:31-45.
10. 조경현, 이기수, 박영국. 상악 제일대구치의 저항중심에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1993;23:263-73.
11. 조호구, 이기수. 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1984;14:75-92.
12. 탁선근, 박영철. 한국 아동의 악안면 성장에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1988;18:343-65.
13. 황치일, 서정훈. 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1994;24:479-508.
14. Andrews LF. Straight wire, the concept and appliance, L.A. Wells Co.,1989.
15. Burstone CJ. The rationale of the segmented arch. Am J Orthod Dentofac Orthop 1962;48:805-21.
16. Burstone CJ. Mechanics of the segmented arch technique. Angle Orthod 1966;36:99-120.
17. Burstone CJ. Deep overbite correction by intrusion. Am J Orthod Dentofac Orthop 1977;72:1-22.
18. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofac Orthop 1980;77:396-409.
19. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Weeks R. Centers of resistance of the human mandibular molar. J Dent Res 1981;60:515(Abstr).
20. Burstone CJ. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber TM, Swain BF, eds. Orthodontics, current principles and techniques. St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1985:193-228.
21. Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: Tridimensional analysis by means of the finite element method. Am J Orthod Dentofac Orthop 1993;104:448-54.
22. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite-element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. J Dent Res 1982;61:25-9.
23. Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. J Am Dent Assoc, Dent Cosmos 1937;24:1260-70.
24. Davidian EJ. Use of computer model to study the force distribution on the root of maxillary central incisor. Am J

- Orthod Dentofac Orthop 1971;59:581-8.
25. Dermaut LR, Van den Bulcke MM. 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 Dentofac Orthop* 1986;89:251-63.
 26. Dermaut LR, Klentghen JPJ, De Clerck HJJ. Experimental determination of the center of resistance of the upper first molar in a macerated dry human skull submitted to horizontal headgear reaction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986;90:29-36.
 27. Germane N, Bentley Jr. BE, Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989;96:312-19.
 28. Hakim NS, King AI. A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification. *J Biomech* 1979;12:277-92.
 29. Hayes WC, Swenson LW, Schurman DJ. Axisymmetric finite element analysis of the lateral tibial plateau. *J Biomech* 1978;11:21-34.
 30. Lefkowitz W, Waugh L. Experimental depression of teeth. *Am J Orthod & Oral Surg.* 1945;31:21-36.
 31. Marcotte MR. Biomechanics in orthodontics. Philadelphia: BC Decker Inc: 1990:99-116.
 32. Matsuura T. Mechanical study on initial changes during canine retraction. *J Jpn Orthod Soc* 1984;43:33-52.
 33. McGuinness NJP, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Europ J Orthod* 1991;13:231-42.
 34. Melsen B, Fotis V, Burstone CJ. Vertical force considerations in differential space closure. *J Clin Orthod* 1990;24:678-83.
 35. Melsen B. Current controversies in orthodontics, Quintessence Books 1991:147-80.
 36. Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Sinozuka M, Vilmann H. Finite element method modeling of craniofacial growth. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1985;87:453-72.
 37. Nanda R. The differential diagnosis and treatment of excessive overbite. *Dent Clin North Am* 1981;25:69-84.
 38. Nikolai RJ. Periodontal ligament reaction and displacements of a maxillary central incisor subjected to transverse crown loading. *J Biomech* 1974;7:93-9.
 39. Ricketts R, Bench R. Bioprogressive therapy. Denver: Rocky Mountains/Orthodontics: 1979.
 40. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1984;85:294-307.
 41. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic force. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1987;92:499-505.
 42. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988;94:426-31.
 43. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: A study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989;95:200-7.
 44. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991;100:66-71.
 45. Vanden Bulcke MM, Dermaut LR, Sachdeva RCL, Burstone CJ. The center of resistance of anterior teeth during intrusion using laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986;90:211-20.
 46. Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RCL, Dermaut LR. Location of the center of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1987;91:375-84.
 47. Wheeler RC. A textbook of dental anatomy and physiology. Philadelphia: WB Saunders, 1965:135-54, 172-84.
 48. Williams KR, Edmundson JT. Orthodontic tooth movement analysed by finite-element method. *Biomaterials* 1984;5:347-51.

- ABSTRACT -

A THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS ON THE LOCATION OF CENTER OF RESISTANCE DURING INTRUSION OF UPPER ANTERIOR TEETH

Chun-Kœun Park, Won-Sik Yang

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

This study was performed to locate the anteroposterior position of the center of resistance of upper anterior teeth when intrusive forces are acted on them by applying segmented arch mechanics.

Three-dimensional finite element model of upper six anterior teeth, periodontal ligament and alveolar bone was constructed.

The locations of the center of resistance were compared according to the three variables, which are number of teeth contained in anterior segment, axial inclination of anterior teeth, and degree of alveolar bone loss.

The following conclusions were drawn from this study:

1. When the axial inclination and alveolar bone height were normal, the locations of center of resistance of anterior segment according to the number of teeth contained were as follows;
 - 1) In 2 teeth segment, the center of resistance was located in the distal area of lateral incisor bracket.
 - 2) In 4 teeth segment, the center of resistance was located in the distal 2/3 of the distance between the brackets of lateral incisor and canine.
 - 3) In 6 teeth segment, the center of resistance was located in 3mm distal of canine bracket, which is interproximal area between canine and 1st premolar.
 - 4) As the number of teeth contained in anterior segment increased, the center of resistance shifted to the distal side.
2. As the labial inclination of incisors increased, the center of resistance shifted to the distal side.
3. As the alveolar bone loss increased, the center of resistance shifted to the distal side.

KOREA. J. ORTHOD. 1997 ; 27 : 259-272

※ **Key words** : segmented arch mechanics, intrusion, center of resistance, finite element method.