

상악 제일대구치의 저항중심에 관한 유한요소법적 분석

조정현¹⁾ · 이기수²⁾ · 박영국³⁾

I. 서 론

모든 물체는 완전히 균형을 이루는 한 점을 가질 수 있으며, 이를 무게중심이라 한다. 자유물체의 운동은 힘의 작용선과 그 물체의 무게중심과의 관계에 의하여 결정한다. 그러나 치아는 치근이 치주조직에 의하여 둘러싸여 있기 때문에 자유물체와는 달리 복잡성을 가진다. 이런 경우 무게중심 대신 저항중심이라는 용어를 사용한다¹⁾. 치아는 힘의 작용선이 치아의 저항중심을 통과할 때 치체이동을 하게 된다.

치아이동형태를 결정하는 force system의 두 요소는 힘(F)과 모멘트(M)이다. 힘에 대한 모멘트의 비율(Moment to force ratio M/F ratio)은 치아이동의 회전중심을 변화시켜서 치아이동형태를 결정하며 이에 관한 연구가 최근에 보고된 바 있다^{2,3,4)}. 치아이동양태를 설명하는 방법중에서 가장 널리 사용되고 있는 회전중심 모델^{5,6)}은 치아이동양태를 저항중심에 대한 회전중심의 상대적인 위치로 설명하고 있다. 즉, 치아의 평행이동은 회전중심이 저항중심으로부터 무한히 멀어질 때 일어나고, 회전중심이 저항중심과 일치했을 때 치아는 순수 회전운동이 된다고 설명한다. 따라서 치아이동을 시행할 때 저항중심의

정확한 위치를 파악하는 것은 중요한 의미를 갖는다.

Burstone과 Pryputinewicz⁷⁾는 3차원 레이저 홀로그래피(holography)를 이용한 실험에서 상악 중절치의 저항중심은 치아장축상에서 치조정으로부터 치근단쪽으로 치근 길이의 1/3지점에 위치한다고 보고하였고, Tanne들⁸⁾은 3차원유한요소법을 이용한 실험에서 상악 중절치의 저항중심은 치조정으로부터 치근단쪽으로 치근길이의 0.24배 떨어져 위치한다고 보고하였다. Burstone들⁹⁾은 하악대구치의 저항중심은 치조정으로부터 치근단쪽으로 치근 길이의 0.3~0.4배 떨어진 점에 위치한다고 보고하였다.

상악 제일대구치의 이동은 상하악 대구치 관계를 개선하거나 상악의 충생을 해소할 목적으로 대구치를 근원심으로 이동시키는 경우, 개방교합치료를 위해 구치부의 압입이 필요한 경우 및 과개교합치료를 위해 구치부의 정출이 필요한 경우, 그리고 상악골의 성장방향을 조절하기 위하여 구강외력을 적용하는 경우등에서 필요하다.

Oosthuizen들⁸⁾과 Kuhn⁹⁾은 headgear의 정형력이 상악 제일대구치의 저항중심을 통과할 때만 이 치아의 경사이동이 일어나지 않고, 정형력이 저항중심을 통과하지 않으면 치아의 경사이동이 일어난다고 하였다. Dermaut들¹⁰⁾은 Laser spekle interferometry를 이용한 실험에서 건조 두개골에 headgear를 통한 정형력을 가한 후 상악 제일대구치의 저항중

접수일: 1993년 1월 20일

¹⁾: 경희대학교 대학원 치과교정학교실, 전공의

²⁾: 경희대학교 치과대학 치과교정학교실, 교수

³⁾: 경희대학교 치과대학 치과교정학교실, 조교수

심을 구하여 trifurcation으로부터 교합면쪽으로 경미하게 떨어져 있다고 보고하였다. 그러나 이들의 실험은 근원심 방향으로 힘을 가하여 얻은 결과로서 2차원적 해석이므로 3차원적 해석과 정량적 연구가 더 필요할 것으로 사료된다.

이 연구는 3차원 유한요소법을 이용하여 상악 제일대구치의 저항중심위치를 결정하고, 치조정이 낮아짐에 따른 저항중심의 변화를 구명하고자 시행하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

상악 좌측 제일대구치중에서 치아우식증이나 치근흡수가 없고, 치근이 융합되지 않은 정상적인 형태이며, 세개의 치근 길이가 허들¹¹⁾의 평균값에 가까운 것을 선택하였다.

사용한 컴퓨터 기종은 휴렛팩커드사의 HP 900/720 Workstation이며, 사용한 유한요소 프로그램은 SRAC사의 COSMOS/M이고, 모델링은 GEOSTAR모듈을 사용하였고, 해석은 선형 정력학 해석모듈(LINEAR STATIC ANALYSIS)을 이용하였다.

2. 연구방법

1) 3차원 유한요소모형 제작

i) 치아와 치아의 재구성에 필요한 기준점으로 사용할 3개의 철사를 자가중합수지에 포매한 후 백악법랑경계부에서 치아를 절단하여 치고나부분은 제거하고, 치근부분만을 절단면에 평행하게 1.5mm 간격으로 절단하여 치근의 절편을 만들었다. 치아는 분속 2000회전의 Lathe(대우중공업, 한국)를 이용하여 절단하였고, 사용한 절삭 디스크의 두께는 0.8mm이었다.

ii) 각 절편의 단면은 오차를 줄이기 위하여 100배로 확대 투사한 후 트레이싱하였고, 트레이싱된 불규칙한 형태의 각 단면은 8~14각형

Table 1. Number of elements and nodal points.

	Root	Periodontal ligament	Bone
Number of element	136	211	529
Total number of element	876		
Total number of node	990		

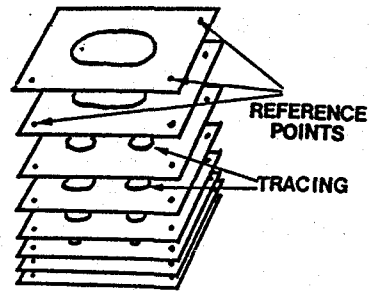


Fig. 1. Schematic drawing of reconstruction of tooth using three reference points in the computer

으로 단순화시켰다. 각 절편의 단면에서 3개의 기준점과 단순화된 점들을 digitize하여 절편의 순서대로 컴퓨터에 입력하고 3개의 기준점을 이용하여 치아를 재구성하였다(Fig. 1).

iii) 컴퓨터속에 재구성된 치아에 근심협측 치근이 11.28mm, 원심협측치근이 10.68mm, 그리고 구개치근이 11.52mm가 되도록 경미한 수정을 가하여, 허들¹¹⁾의 평균값에 일치되도록 하였다(Fig. 2-A). Trifurcation부위는 모델링을 쉽게 하기 위하여, 3개의 치근 모두 백악법랑경계부로부터 치근단쪽으로 동일한 높이(3.36mm)에서 분리되도록 하였으며, 3개 치근 분지의 중앙이 한점(이하 치근 분지점)이 되도록 수정하였다(Fig. 2-B). 치근막은 균일하다고 가정하고 0.25mm의 두께를 가지게 하였으며 치조골과 악골의 일부를 포함하는 유한요소모형을 만들었다.

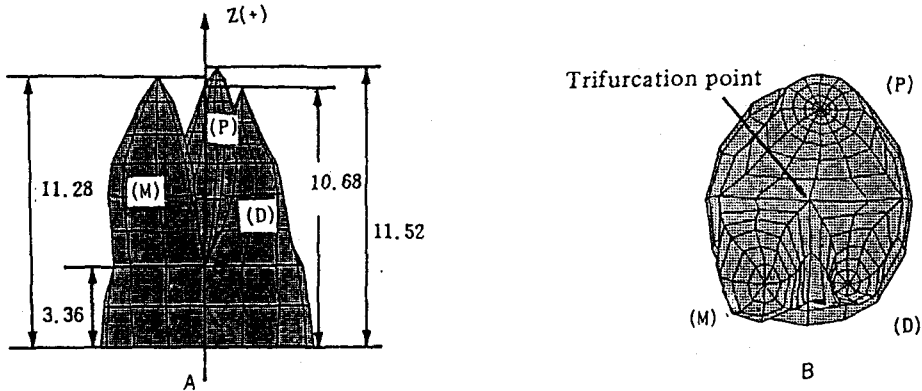


Fig. 2. Schematic representation of the 3-D FEM model for the maxillary left first molar.(M : Mesiobuccal root, D : distobuccal root, P : palatal root)

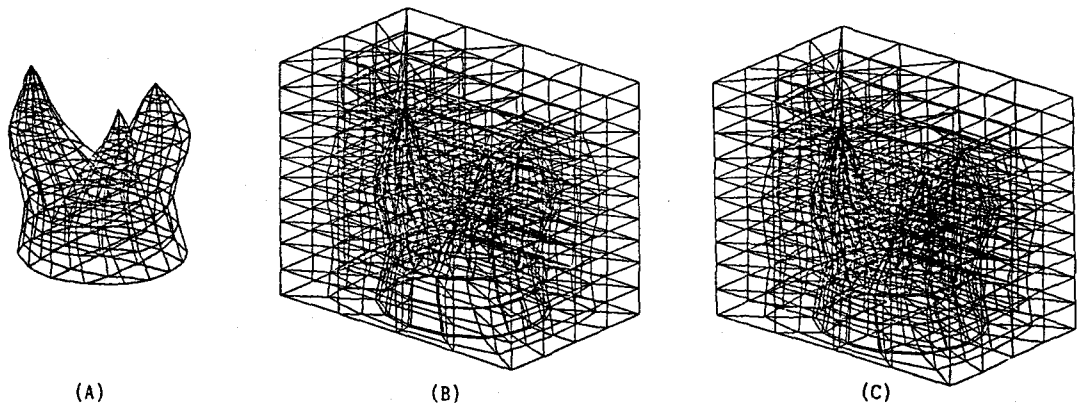


Fig. 3. Three-Dimensional Finite Element Model for tooth(A), PDL-Alveolar bone system(B) and Tooth-PDL-Alveolar bone system(C).

iv) 요소형태는 육면체로 하였고, 치아 136개, 치근막 211개, 치조골과 악골 일부는 529개의 요소로 분할하였으며(Fig. 3), 총 요소수는 876개, 총 절점은 990개였다(Table I 참조).

v) 치아 치근막 및 치조골은 등방(isotropic) 및 등질의 선형탄성체라고 가정하였다¹²⁾. 이들의 물질상수 값은 Cook들¹³⁾의 연구에서 인용하였으며 Table II.와 같다.

vi) 3차원좌표의 설정 : 유한요소 각각의 변위를 설명하기 위하여 3차원 좌표를 설정

Table 2. Mechanical properties for the tooth, periodontal ligament, and alveolar bone.

Material	Young' modulus (kg/mm ²)	Poisson's ratio
Tooth	2.0×10 ³	0.30
Periodontal ligament	6.8×10 ⁻²	0.49
Alveolar bone	1.4×10 ³	0.30

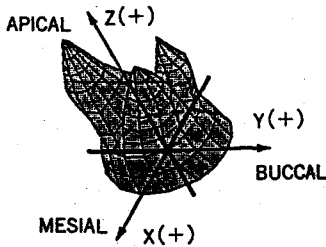


Fig. 4. Schematic representation of the 3-D Coordinates

하였다. 백악법랑경계부 단면을 근원심방향으로 이등분하는 축을 X축(mesial+)을 설정하고, 이 단면을 협설축으로 이등분하여 X축과 수직으로 교차하는 축을 Y축(buccal+)으로 정하였다. 그리고 이 단면의 기하학적 중심을 지나면서 두개의 축과 수직으로 교차하는 축은 Z축(apical+)으로 설정하였다(Fig. 4). 따라서 백악법랑경계부 단면의 기하학적 중심의 좌표는 (0, 0, 0)이고, 치근분지점의 좌표는 (0.004, -0.094, 3.36)이었다.

2) 저항중심의 결정

i) 저항중심의 위치는 힘을 가하는 위치를 변화시켜가면서 치아가 평행하게 이동될 때 힘의 작용점의 위치를 구하는 방법²⁾과 회전모멘트를 이용하는 방법으로 결정할 수 있다. 그런데 유한요소법에서는 치아를 구성하는 요소의 절점을 통해서만 치아에 힘을 가할 수 있기 때문에, 다근치의 저항중심이 치근을 벗어난 점에 위치하는 경우에는 저항중심에 직접 힘을 가할 수 없다. 따라서 이 실험에서는 회전모멘트를 이용하는 방법을 이용하였다.

유한요소 모델에 임의의 한 점을 미리 정하고, 그 점에 교정력(F)으로 가하면 교정력에 의한 회전모멘트(Moment of the force : M_i)가 발생한다. 이러한 회전을 상쇄시킬 수 있도록 일정한 크기를 갖는 반대방향의 회전모멘트(Counterbalancing moment : M)를 미리 발생시킨다. 교정력(F)의 크기를 가감하면서 발생하는 회전모멘트(M_i)의 크기가 이미 알고 있는 반대방향의 회전모멘트(M)의 크기와 같아질 때 즉, 치체이동이 발생될 때의

교정력(F)을 구하여, 그 값을 Net Moment to net force ratio를 설명하는 식⁴⁾에 대입하여 저항중심의 위치(Δd)를 계산하였다(Fig. 5).

ii) 저항중심은 3개의 축에서 각각 따로 구하였다. Z축상의 저항중심은 원심경사를 일으키는 회전모멘트($M=108.09\text{gm}\cdot\text{mm}$)를 미리 발생시킨 다음, 원점에서 3.36mm 떨어진 Z축상의 점에서 근심방향으로 X축에 평행하게 교정력을 가하였다. 치아에 가하는 교정력(F)의 크기를 가감하면서 발생하는 회전모멘트(M_i)의 크기가 이미 알고 있는 반대방향의 회전모멘트(M)의 크기와 같아질 때의 교정력(F)을 구한 다음 그 값을 $\Delta z=M/F_i$ 의 식에 대입하여 구하였다. Y축상의 저항중심은 근심설축회전을 일으키는 회전모멘트($M=360\text{gm}\cdot\text{mm}$)를 미리 발생시킨 다음, 원점에서 -0.094mm 떨어진 Y축상의 점에서 근심방향으로 교정력을 가하였으며, X축상의 저항중심은 근심설축회전을 일으키는 회전모멘트($M=270\text{gm}\cdot\text{mm}$)를 미리 발생시킨 다음, 원점에서 0.004mm 떨어진 X축상의 점에서 협측에서 구개방향으로 교정력을 가하고 저항중심을 구하였다.

3) 치조정이 낮아졌을 때 저항중심의 위치 변화

치조골을 치조정으로부터 각각 1.6 mm와 3.36mm 제거하고, Z축상의 저항중심에 교정력을 가하였을 때의 치아이동을 평행이동과 비교하였다.

III. 연구결과

상악 제일대구치의 유한요소 모델 치아에 일정한 크기의 회전모멘트를 미리 발생시킨 후, 이것과 반대방향의 모멘트가 발생될 수 있는 치근상의 어느 한 점에서 힘의 크기를 가감하면서 상악 제일대구치의 각 요소가 받는 변위를 관찰하였다. 개개요소의 변위량의 분포는 그림으로 표시하였다. 그림 6은 Z축상의 저항중심을 구하는 과정에서 근원

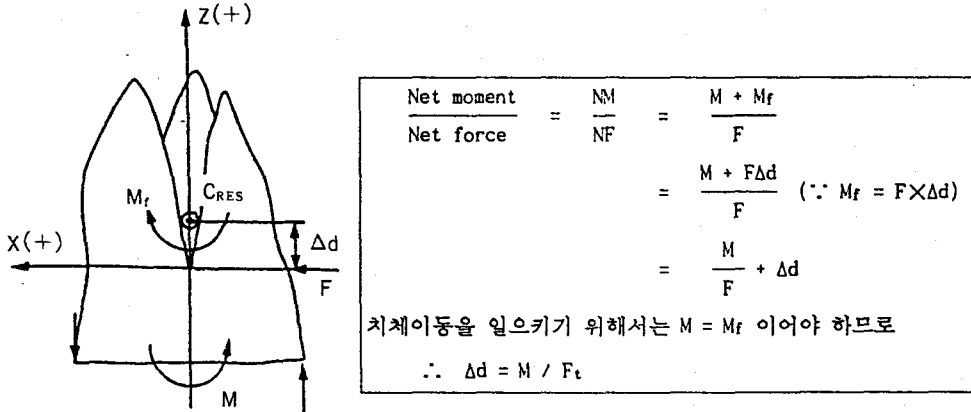


Fig. 5. Relationship of net moment to net force. For translation, the moment of the force(M_r) must be equal to the counterbalancing moment(M). (C_{RES} : Center of resistance, Δd : Perpendicular distance of the line of action of the force to C_{RES} , F : Force, F_t : Force producing translation, M_r : Moment of the force, M : Counterbalancing couple moment)

심방향의 변위량의 변화를 관찰한 그림으로서 (A)는 치체이동, 즉 교정력에 의하여 발생된 모멘트가 미리 발생시킨 일정한 크기를 갖는 반대방향의 회전모멘트와 동일한 값을 가질 때의 그림이고, (B)와 (C)는 교정력이 너무 크거나 너무 작아서 치아가 경사 이동한 것을 나타낸 그림이다. X축과 Y축상에서도 Z축에서와 동일한 방법으로 변위량의 변화를 관찰하여 치체이동이 발생되는 것을 확인한 후 그때의 교정력(F_t)과 그에 따른 저항중심을 얻었다.

1. 상악 제일대구치 저항중심의 좌표값은 (0.71, 1.10, 3.72)이었다. 즉, 저항중심은 백악법랑경계부 단면의 기하학적 중심으로부터 치근단쪽으로 3.72mm, 협측으로 1.10mm, 근심으로 0.71mm 떨어진 곳에 위치하였다. 이 점은 치근분지점으로부터는 치근단쪽으로 0.36mm, 협측으로 1.20mm, 근심으로 0.71mm 떨어진 곳에 위치하는 점으로 치근상에 존재하지 않았다.

2. 치조능선의 높이를 1.68mm 낮추고, Z축상의 저항중심에 원근심방향으로 교정력을

가하였을 때 근심경사를 일으키는 회전모멘트가 발생하여 백악법랑경계부쪽은 근심으로 변위되고, 치근단부위는 오히려 원심으로 변위되었으며(Fig. 7-B), 치조능선의 높이를 3.36mm로 낮추었을 때 근심경사를 일으키는 회전모멘트가 치조골의 높이를 1.68mm 낮추었을 때보다 더 크게 발생하였다(Fig. 7-C).

IV. 총괄 및 고안

치아 이동의 생기계적 특성을 연구하는 방법에는 레이저 홀로그래피법, 광탄성법, strain gauge법, 유한요소법등이 있으며, 다른 방법과 비교하여 유한요소법은 다음과 같은 4가지 장점을 가지고 있다. 첫째, 모델설정이 자유로우며복잡한 형태일지라도 모델화 할 수 있다. 둘째, 어떠한 외력도 취급할 수 있으며 하중조건, 구속조건을 임의로 선택할 수 있다. 셋째, 부분적으로 다른 물질상수를 갖춘 것일지라도, 개개의 물질상수를 부여함으로써 응력해석을 할 수 있다. 넷째, 변위, 내부응력의 동시해석과 연속된 세부의 계측이 가능하다. 유한요소법이란 유한의 연속체를 유

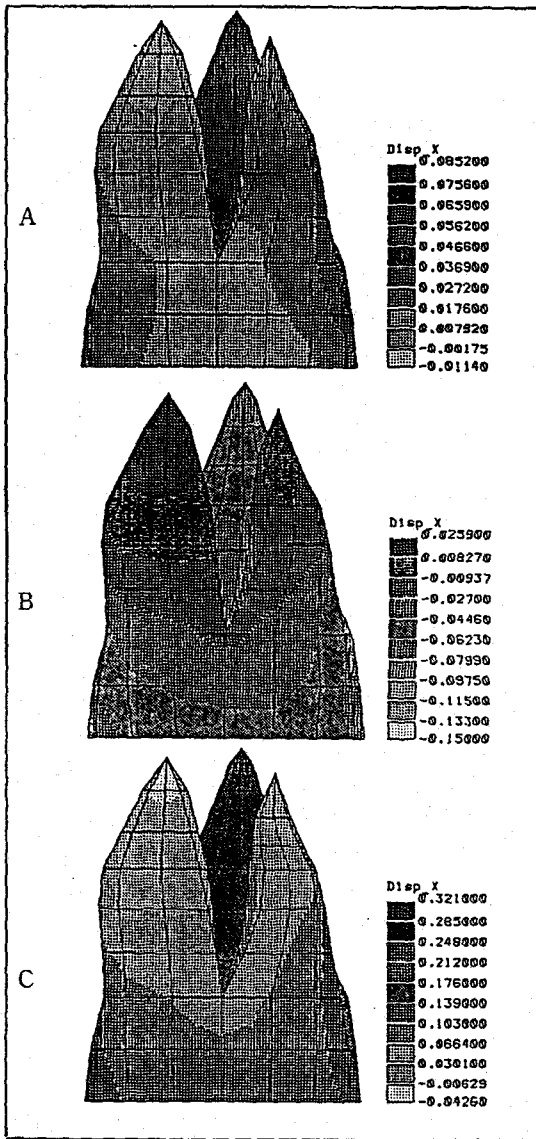


Fig. 6. Comparison of X-directional displacement according to the relationship of the moment of the force to the counterbalancing moment.

A : The moment of the force = the counterbalancing moment

B : The moment of the force < the counterbalancing moment

C : The moment of the force > the counterbalancing moment

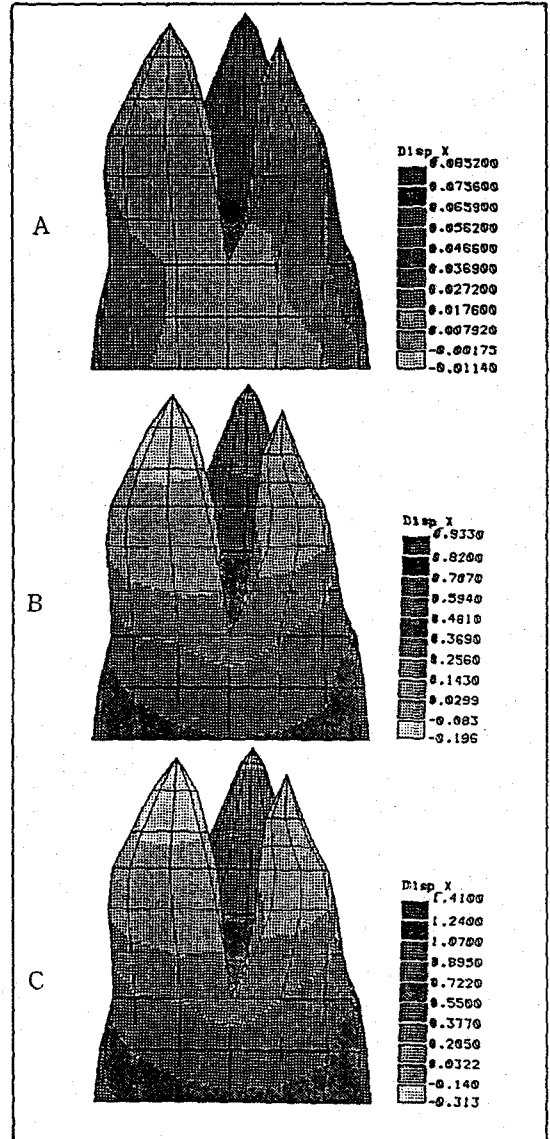


Fig. 7. Comparison of X-directional displacement according to the alveolar bone height. The line of action of the applied force passes through the C_{RES} of the Z-axis.

A : When the alveolar bone height was normal, the tooth had bodily movement.

B : When 1.68 mm of the alveolar bone was reduced, the tooth had tipping movement.

C : When 3.36 mm of the alveolar bone was reduced, the tooth had tipping movement.

한개의 요소의 집합체로 생각하고 각 요소들의 현상은 요소의 절점(nodal point)을 통하여 전달된다고 가정하고 개개요소의 현상을 계산하여 이것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 방법이다¹⁴⁾.

유한요소법을 이용한 교정학 분야의 연구로서 정형력에 대한 상악악골내의 응력분산과 변위에 관한 분석^{15,16,17,18,19)}과 교정력에 대한 치아 및 치조골에서 응력분산과 변위에 관한 분석^{12,20,21,22,23,24,25)}, 그리고 성장연구분석^{26,27,28)} 등 여러 연구가 국내외에서 진행되어 왔다.

실제로 개개인마다 치근의 크기, 형태, 치근막, 치조골등의 조직학적 특성, 환자의 연령, 환경변화에 적응하는 생체반응등이 서로 다르므로, 개개인의 상악 제일대구치의 저항중심은 서로 차이가 있을 수 있으며, 평균적인 형태와 크기로 모델링한다고 해도 임상적으로는 환자의 저항중심과 다소 차이가 날 수 밖에 없다. 이 연구에서는 상악 좌측 제일대구치중에서 정상적인 형태와 크기를 갖는 임의의 치아를 선택하여, 일정간격으로 절편을 만들고 tracing한 후 이를 digitizing하여 3차원 유한요소모형을 제작하였으며, 다시 평균적인 형태와 길이로 유한요소형을 수정하는 방법을 사용하였다. 상악 제일대구치는 3개의 불규칙한 형태의 치근을 가지며, 특히 trifurcation은 복잡한 3차원적인 형태를 가지므로, 이를 실제에 가깝게 모델링하기 위해서는 보다 많은 요소분할이 필요하다. 수천개의 요소를 포함하는 3차원적 유한요소분석을 위해서는 이를 분석할 수 있는 고가의 software 및 hardware가 필요하고 또한 분석에 많은 시간을 요하므로 아직까지는 일반적인 이용에 어려움이 따르는 단점이 있다. 이 연구에서는 모델링의 편의성과 가능한 분석시간을 줄이기 위하여, 요소의 갯수를 1,000개 미만으로 제한하였다. 이런 이유로 3개의 치근 모두 백악법랑경계로부터 치근단쪽으로 동일한 높이에서 분리되도록 하였으며, 3개 치근 분지의 중앙이 한점이 되도록 단순화시켰다. 따라서 저항중심의 보다 정밀

한 유한요소분석을 위해서는 불규칙하고 복잡한 입체적인 형태를 표현할 수 있는 효율적인 모델링 방법에 대하여 앞으로 많은 연구가 필요하다고 사료되었다.

문²⁵⁾은, 치근막에는 탄성복원력에 의한 순간적인 복귀를 방해하도록 작용하는 점성저항력이 존재하기 때문에, 치근막에 하중을 가하거나 제거한 후에 탄성체와 같이 순간적으로 복귀하는 것이 아니라 일정시간이 경과한 후 비로소 복귀하므로, 치근막을 모델화 하는 경우에는 탄성요소(spring)와 점성요소(dash pot)를 조합시킨 Voigt 모형과 Maxwell모형으로 제작할 필요가 있다고 하였다. 그러나 아직 이러한 사실을 고려한 프로그램이 개발되지 못하여 이 연구에서는 치근막을 단순한 탄성체로서 취급하였다.

Lee²⁹⁾는 150-260gm/cm²를 optimal stress range라고 보고하였다. Ricketts³⁰⁾는 그보다 약한 100gm/cm²가 적당하며, 상악 제일대구치를 근원심방향으로 움직일 때 압박측의 치근면적이 평균 1.20cm²이라할 때, optimal force range는 120-310gm이라고 하였다. 그러나 이들 연구결과는 치관에 가해진 힘을 치근면적으로 나누어서 산출한 것이므로, 이러한 개념은 교정력에 의해 발생된 stress가 치근표면에 고르게 분포한다는 가정하에서만 성립할 수 있다²⁰⁾. Kusy들⁴⁾, McGuinness들²⁰⁾, 그리고 Caputo들³¹⁾은 견치의 후방이동시 치경부와 치근단부위에 stress가 집중되는 분포를 보인다고 하였다.

이 연구에서 상악 제일대구치의 저항중심은 백악법랑경계부 단면의 기하학적인 중심으로 부터 치근단쪽으로 3.72mm 떨어진 점으로 나타났으며, 이 점은 bracket slot에서 백악법랑경계까지의 거리가 5~6mm라고 가정할 때 bracket slot으로부터는 약 8~10mm 떨어진 점이다. 따라서 치체이동을 위한 M/F ratio는 8~10이라고 할 수 있으나, 앞에서도 언급한 바와 같이 저항중심의 위치는 개개인의 차이가 있을 뿐만 아니라 임상적으로는 각 환자에 있어 저항중심의 정확한 위치를

알 수가 없다. 실제로 치체이동에 가까워질수록 M/F ratio가 조금만 달라져도 치아의 회전중심의 위치가 크게 변하기 때문에³⁾, 각 환자의 상악 제일대구치의 저항중심을 정확하게 알지 못하면 처음부터 치체이동을 계획하고 그에 따른 정확한 M/F ratio를 적용하기는 어렵다.

Burstone³²⁾은 전치의 압하시에 대구치에는 정출력이 작용하고, 이 정출력은 대구치의 저항중심보다 협측에서 작용하므로 대구치의 치관을 설측으로 경사지게 한다고 하였으며, 이러한 부작용은 lingual arch를 사용하여 막을 수 있다고 하였다. Bulcke와 Dermanut³³⁾은 건조 두개골을 이용한 holography분석법에서, 상악 제일대구치에 high pull headgear를 적용하였을 때 치관의 협측경사가 발생되며, 상악제일대구치를 palatal bar로 연결하고 intrusion arch를 사용한 경우 치관의 설측경사는 감소하였으나 원심경사는 막을 수 없다고 보고하였다.

이 연구에서 상악 제일대구치의 저항중심은 백악법랑경계부 단면의 기하학적 중심으로부터 협측으로 1.106mm 떨어진 곳으로 나타났다. 따라서 buccal tube에 intrusion 혹은 extrusion force를 가할 때 치관의 협측 또는 설측경사가 발생할 수 있기 때문에 이를 억제하기 위해서는 rectangular archwire로 적절한 torque를 주거나, lingual arch를 사용할 필요가 있다고 사료되었다.

Melsen³⁴⁾은 성인은 치조골이 흡수되어 치아의 저항중심도 치근단방향으로 낮아지기 때문에 경사이동이 일어나기 쉽고, 이를 억제하기 위해서는 M/F ratio를 증가시킬 필요가 있다고 하였다. Tanne들²¹⁾은 3차원 유한요소법을 사용한 연구에서 치조골의 높이가 낮아질수록 그리고 치근의 길이가 길수록 치아의 저항중심은 치근단쪽으로 이동하므로, M/F ratio를 증가시켜야만 치체이동을 일으킬 수 있다고 보고하였다.

이 연구에서는 치근의 길이를 변화시키는 실험은 배제하였고, 치조골의 높이에 따른

치아이동양상의 변화만을 관찰하였다. 그 결과 치조골이 낮아짐에 따라 치아의 경사이동이 심하게 나타났다. 따라서 임상에서 교정력을 적용함에 있어 치근의 길이뿐만 아니라 치조골의 상태를 고려하는 것이 바람직하다고 사료되었다.

V. 결 론

상악 제일대구치의 저항중심을 3차원 유한요소법으로 분석하기 위하여, 치아우식증이나 치근흡수가 없고, 세개의 치근이 정상적인 형태이며, 길이가 평균값에 가까운 상악 좌측 제일대구치를 선택한 후, 백악법랑경계부에서 치아를 절단하여 치관부분은 제거하고, 치근부분만을 절단면에 평행하게 1.5mm 간격으로 절단하고, 각 단면을 컴퓨터에 입력하여 3차원 유한요소모형(3D-FEM model)을 제작하였다. 완성된 모델에 회전모멘트(M)를 미리 발생시킨 다음, 임의의 한점에 교정력(F)의 크기를 증감하면서 치체이동이 발생될 때의 교정력(F)를 구한 다음 그 값을 $\Delta d = M/F$ 식에 대입하여 저항중심의 위치를 계산하였다. 그리고 치조골이 1.68mm 및 3.36mm 낮아졌을 때의 치아이동을 분석하여 평행이동과 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상악 제일대구치 저항중심은 백악법랑경계부 단면의 기하학적 중심으로부터 치근단쪽으로 3.72mm, 협측으로 1.10mm, 근심으로 0.71mm 떨어진 곳에 위치하였다. 이 점은 치근분지점으로부터는 치근단쪽으로 0.36mm, 협측으로 1.20mm, 근심으로 0.71mm 떨어진 곳에 위치하는 점으로서 치근상에 존재하지 않았다.

2. 치조능선의 높이가 낮아짐에 따라서 저항중심도 치근단쪽으로 이동되었다.

REFERENCE

1. Smith, R. J., and Burstone, C. J. : Mechanics of tooth mo-

vement, *Am. J. Orthod.*, 85(4) : 294-307, 1984.

2. Burstone, C. J., and Pryputniewicz, R. J. : Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces, *Am. J. Orthod.*, 77 : 396-409, 1980.
3. Tanne, K., Koenig, H. A., and Burstone, C. J. : Moment to force ratio and the center of rotation, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 94 : 426-431, 1988.
4. Kusy, R. P., and Tulloch, J. F. C. : Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 90 : 127-131, 1986.
5. Hurd, J. J., and Nikolai, R. J. : Centers of rotation for combined vertical and transverse tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 70 : 551-558, 1976.
6. Hocevar, R. A. : Understanding, planning, and managing tooth movement : Orthodontic force system theory, *Am. J. Orthod.*, 80 : 457-477, 1981.
7. Burstone, C. J., Pryputniewicz, R. J., and Weeks, R. : Centers of resistances of human mandibular molars (Abstract), *J. Dent. Res.*, 60 : 515, 1981.
8. Oosthuizen, L., Dijkman, J. F. P., and Evans, W. G. : A Mechanical Appraisal of the Kloehe Extraoral Assembly, *Angle Orthod.*, 43 : 221-232, 1973.
9. Kuhn, R. : Control of anterior vertical dimension and proper selection of extraoral anchorage, *Angle Orthod.*, 38 : 340-349, 1968.
10. Dermanut, L. R., Kleutghen, J. P. J., and De Clerck, H. J. J. : Experimental determination of the center of the resistance of the upper first molar in a macerated, dry human skull submitted to horizontal headgear traction, *Am. J. Orthod., Dentofac. Orthop.*, 90 : 29-36, 1986.
11. 허 익, 권영혁, 이만섭 : 한국인 상악 제일대구치 치근의 면적 및 해부학적 구조에 관한 연구, *경희치대논문집*, 11 : 767-777, 1989.
12. 김영원, 손병화 : 견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구, *대한치과교정학회지*, 18 : 25-53, 1988.
13. Cook, S.D., Weinstein, A. M., and Klawitter, J. J. : A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant, *J. Dent. Res.*, 61 : 25-29, 1982.
14. 임상진, 광병만, 이주성 : 유한요소법입문, 동명사.
15. 김현순, 남동석 : 경부고정 Headgear 사용시 안면두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구, *대한치과교정학회지*, 17 : 185-203, 1987.
16. 이인수, 손병화 : Headgear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, *대한치과교정학회지*, 15 : 211-227, 1985.
17. 조봉제, 손병화 : 상악골 급속 확장시 상악골의 응력분산과 변위에 대한 유한요소법적 분석, *대한치과교정학회지*, 15 : 43-53, 1995.
18. 김주영, 손병화 : Reverse Headgear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, *대한치과교정학회지*, 15 : 7-21, 1985.
19. 조호구, 이기수 : 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석, *대한치과교정학회지*, 14 : 75-91, 1984.
20. McGuinness, N., Wilson, A. N., Jones, M., Middleton, J., and Robertson, N. R. : Stress induced by edgewise appliances in the periodontal ligament—a finite element study, *Angle Orthod.*, 62 : 15-21, 1992.
21. Tanne, K., Nagataki, T., Inoue, Y., Sakuda, M., and Burstone, C. J. : Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 100 : 66-71, 1991.
22. Fotos, P. G., Spyarakos, C. C., and Bernard, D. O. : Orthodontic forces generated by a simulated archwire appliance evaluated by the Finite Element Method, *Angle Orthod.*, 60 : 277-282, 1990.
23. 전경민, 남동석 : Multiloop Edgewise Arch Wire의 역학적 해석, *대한치과교정학회지*, 21 : 31-52, 1991.
24. 안의영, 정규림 : 유한요소법에 의한 하악 제1대구치의 Cervical Traction의 효과에 관한 역학적 연구. *대한치과교정학회지*, 19 : 45-59, 1987.
25. 文胤植 : 有限要素法による齒の移動に關する力學的研究, *日矯齒誌*, 45 : 411-430, 1986.
26. Fine, M. B., and Lavelle, C. L. B. : Diagnosis of skeletal form on the lateral cephalogram with a finite element-based expert system, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 101 : 318-329, 1992.
27. Moss, M. L., Skalak, R., Patel, H., Sen, K., Salentijn, L. m., Shinozuka, M., and Vilmann, H. : Finite element method modeling of craniofacial growth, *Am. J. Orthod.*, 87 : 453-472, 1985.
28. 탁선근, 박영철 : 한국아동의 악안면성장에 관한 유한요소법적 연구, *대한치과교정학회지*, 18 : 343-365, 1988.
29. Lee, B. : Relationship between tooth movement rate and estimated pressure applied, *J. Dent. Res.*, 44 : 1053, 1965.
30. Ricketts, R. M. : Bioprogressive therapy, Section 1 Part 6. Forces used in Bioprogressive therapy, p. 93-110.
31. Caputo, A., Chaconas, S. J., and Hayashi, R. K. : Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 65 : 250-259, 1974.
32. Burstone, C. R. : Deep overbite correction by intrusion, *Am. J. Orthod.*, 72 : 1-22, 1977.
33. Bulcke, M. M., and Dermaut, L. R. : The interaction between reaction forces and stabilization systems during int-

rusion of the anterior teeth and its effect on the posterior unit, *European J. Orthod.*, 12 : 361-369, 1990.

34. Melsen, B. : *Current Controversies in Orthodontics*, Quintessence Books 1991 : p 147-180.

- ABSTRACT -

A FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE CENTER OF RESISTANCE OF A MAXILLARY FIRST MOLAR

Jeong-Hyeon Cho, D.M.D., Ki-Soo Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Young-Guk Park, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

Department of Orthodontics, College of Dentistry, KyungHee University

The purpose of this study was to analyse the center of resistance of the maxillary first molar using the 3-dimension finite element method. An extracted maxillary first molar of normal shape and average root length was selected and sectioned every 1.5mm parallel to the cemento-enamel junction. Each section was traced and digitized to construct 3-D finite element model of the maxillary first molar. After a certain magnitude of counterbalancing moment(M) was applied to the tooth, a varying single force(F) of distomesial direction was applied to a certain point of the tooth until the tooth was translated. The force producing translation(Ft) was substituted to the equation $\Delta d = M/Ft$ to calculate the center of resistance of the maxillary first molar. And reducing the alveolar bone level 1.68mm, and 3.36mm below to the cemento-enamel junction, the tooth movement was analysed to see the effect of reducing the alveolar bone level to the location of the center of resistance.

The results were as follows ;

1. The center of resistance of the maxillary first molar was 3.72mm apical, 1.10mm buccal, and 0.71mm mesial to the geometric center of the horizontally sectioned surface at the cemento-enamel junction. This point was 0.36mm apical, 1.20mm buccal, and 0.71mm mesial to the trifurcation point, indicating that it was not on the tooth root.
2. As the alveolar bone level was reduced, the center of resistance of the maxillary first molar was moved to the apical direction.

KOREA J ORTHOD 1993 ; 23(2) : 263-273.

Key words : Center of Resistance, Maxillary first molar, finite element analysis