

# 구치 편측확장을 위한 Precision Lingual Arch 적용시 응력분포에 관한 유한요소법적 연구

구본찬<sup>1)</sup> 손병화<sup>2)</sup>

## I. 서 론

최선의 교정치료는 최적의 교정력을 치아에 가해 치아 주위조직에 큰 위해없이 정확한 치아 이동을 예견하고 조절할 수 있을 때 이루어진다. 치아에 교정력이 가해지게 되면 치근막과 치조골에 응력이 발생하게 되는데 이러한 응력을 분석하는 방법으로는 Weijs<sup>23)</sup> 등이 보고한 strain gauge 법과 Caputo<sup>9)</sup>, Brodsky<sup>3)</sup>, 최<sup>36)</sup> 등이 보고한 광탄성법 그리고 Kragt<sup>14)</sup> 등이 보고한 holography 법등이 있다. 그러나 이런 방법들은 모형 설정에 어려움이 있고 장치조작이 복잡할 뿐 아니라 분석방법이 난해한 단점들이 있었다.

최근 컴퓨터의 급속한 발달과 함께 유한요소법이 각종의 구조해석에 이용되어 왔으며 치의학 영역에서도 많이 사용되어 왔다<sup>19,21,26,27,30,32,34,35)</sup>. 유한요소법을 통할 경우 대상이 되는 물체의 형태와 역학적 특성의 재현이 가능하며 모델분석과 실험적 연구와의 등가성이 비교적 용이하게 실현될 수 있는 가능성을 가지고 있다. 교정학 분야에서도 유한요소법은 장치해석, 응력분포, 성장변화의 연구등에 이용되어 왔으며 그 적용범위가 점차 넓어지고 있다.

지금까지 Lingual Arch 는 교정치료에 있어 교정의 보강, 회전외의 조절, 구치간 거리의 확장

및 축소 등의 용도로 이용되어 왔다<sup>2,7)</sup>. 그러나 기존의 Lingual arch 는 제작이 어렵고 정확한 힘의 적용이 어려운 단점이 있었다.

Burstone 은 TMA (Titanium-Molybdenum Alloy) wire 를 이용, Lingual arch 를 제작함으로써 정확한 힘의 적용을 가능케 하였다<sup>5,12,16)</sup>. 즉, 구치 설측에 pretorqued 브라켓을 위치시킨 후 .032"×.032" TMA wire 를 적용함으로써 이때 발생하는 모멘트를 이용하여 고정원으로서의 역할뿐 아니라 양측 구치간 거리의 확장, 축소, 구치의 치축각도 변화, 편측 구치간 거리의 확장및 축소를 자유로이 구사할 수 있게 되었다<sup>4,8)</sup>.

본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 다양한 Precision Lingual Arch 의 적용중 구치 편측 반대교합시의 구치 편측확장에 대한 Precision Lingual Arch 의 적용을 살펴 보았다. 저자는 이때 고정원으로 이용된 치아와 확장이 되는 치아 각각의 치아주위조직에 가해지는 응력분포는 어떠한가, 치아의 변위량을 살펴 봄으로써 어떤 조건을 주었을 때 가장 적절한 치아이동을 얻을 수 있는가, 그리고 적용을 잘못 했을 경우 어떤 부작용이 있을 수 있겠는가를 살펴 보았으며 이에 대한 다소의 의견을 얻었기에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 가. 연구재료

#### 1. 치아 - 치근막 - 치조골 모델 제작

접수일자 : 9월 1일

<sup>1)</sup>연세대학교 치과대학 교정학교실 개업의

<sup>2)</sup>연세대학교 치과대학 교정학교실 교수

**Table 1.** Dimension of mandibular first molar (unit:mm)

cervico-occlusal length of crown	7.5
length of root	14.0
mesiodistal diameter of crown	11.0
mesiodistal diameter of crown at cervix	9.0
buccolingual diameter of crown	10.5
buccolingual diameter of crown at cervix	9.5

**Table 2.** Mechanical properties assigned to different material compounds of element models

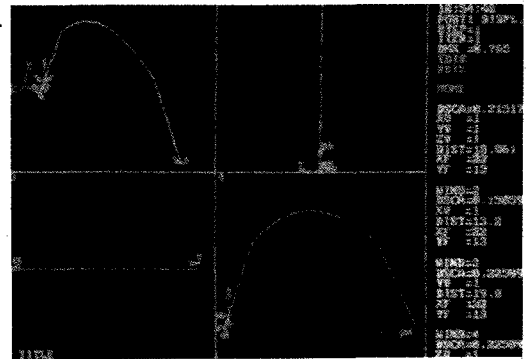
Material	Modulus of elasticity kg/mm <sup>2</sup>	Poisson's ratio
Tooth	1,900	0.31
Periodontal ligament	7	0.45
Cortical bone	1,400	0.30
Cancellous bone	70.41	0.30

치아모델 제작시 하악 제 1 대구치는 Wheeler<sup>25)</sup>의 평균치를 참고하였고(Table 1.) 치근막은 Lindhe<sup>11)</sup>등에 따라 0.25mm 로 제작하였다. 치아는 법랑질, 상아질, 백악질과 치수강으로 구성되나 본 연구는 치아에 가해진 외력에 대해 치주조직에 가해지는 응력의 분포를 살펴보는 것이므로 치아를 등방·등질의 선형 탄성체라고 가정하였고 치아의 이동에 영향을 미치지 않는 하악 하단부를 상호 연결하여 고정된 유한요소 모델을 그림 2 에 보인 바와 같이 구성하였다. 치조골은 해면골과 치밀골의 두 구조로 분류하였고 하악 제 1 대구치 부위의 치조골은 Wheeler 의 단면도를 참고하여 재현하였다.

구성재료의 물리적 성질은 김<sup>27)</sup>등의 연구를 이용하였다 (Table 2 ).이렇게 하여 치아-치근막-치조골 모델을 2152 개의 절점을 갖는 1015 개의 삼각형요소로 구성하였다.

2. Wire 모델 제작

본 연구에서는 .032"×.032" 의 단면을 갖는 TMA wire(Part No.3 233-0010 Batch No 1L63 ORMCO) 를 사용하였고 이의 Young 계수(E)는



**Fig. 1** Arch shape of the precision lingual arch

$0.65 \times 10^4 \text{ kg/mm}^2$  이었다. 하악 설측에 사용된 브라켓은  $-6^\circ$  의 torque 을 갖는 브라켓을 사용하였다. wire 모델제작을 위해 한국인 평균의 악궁을 재현하였다. 하악 제 1 대구치의 근심협측 교두정간을 연결한 구치간 폭경은 박<sup>29)</sup>의 연구를 이용하여 50 mm 로 하였으며, 하악절단면에서 제 1 대구치 원심면까지의 거리는 이<sup>31)</sup>의 연구를 이용하여 34 mm 로 정하였다. 이 때 이모델에서 제작된 wire 에 소요된 총길이는 60 mm 였고 브라켓 간의 구치간 폭경은 34 mm 였다. 이렇게 제작된 wire 를 81 개의 절점을 갖는 80 개의 3 차원 Beam 요소로 분할하였다.

나. 연구방법

1. TMA wire 의 작용력 해석

Burstone 은 wire 가 확장측 브라켓에서 협측 및 상방으로 변위되도록 조건을 준 후 브라켓에 삽입하면 고정측 치아는 제자리에 위치시키면서 효과적으로 확장측 치아를 확장시킬 수 있는 모멘트가 발생한다고 하였다<sup>8)</sup>. 본 연구에서는 응력 분포를 해석하여 이를 검증하고 과다하거나 작은 조건을 주었을 경우 어떤 부작용이 있을 수 있는가를 알아보았다. TMA wire 의 수평 및 수직 변형에 따른 작용력을 계산해 보기 위해 그림 1 과 같은 3 차원 Beam 요소를 사용하여 악궁형의 wire 모델을 구성하였다. 그리고 좌측 제 1 대

**Table 3.** Horizontal, vertical forces and moments at the bracket of anchor unit

Condition	Wire deflection Horizontal-Vertical(mm)	moment ( Kg · mm )	horizontal force ( Kg )	vertical force ( Kg )
Case A	5 - 5	0.73117	0.07099	0.20742
Case B	5 - 10	1.46233	0.07099	0.41485
Case C	5 - 15	2.19350	0.07099	0.62227
Case D	5 - 20	2.92467	0.07099	0.83969
Case E	10 - 5	0.73117	0.14199	0.20742
Case F	10 - 10	1.46233	0.14199	0.41485
Case G	10 - 15	2.19350	0.14199	0.62227
Case H	10 - 20	2.92467	0.14199	0.83969
Case I	15 - 5	0.73117	0.21299	0.20742
Case J	15 - 10	1.46233	0.21299	0.41485
Case K	15 - 15	2.19350	0.21299	0.62227
Case L	15 - 20	2.92467	0.21299	0.83969
Case M	20 - 5	0.73117	0.28398	0.20742
Case N	20 - 10	1.46233	0.28398	0.41485
Case O	20 - 15	2.19350	0.28398	0.62227
Case P	20 - 20	2.92467	0.28398	0.83969

구치의 브라켓에 wire 의 한쪽끝을 X,Y,Z 방향으로 고정시키고 우측 제 1 대구치 브라켓 위치의 절점에 계획된 수평 및 수직변위를 입력시킨 후 각 방향의 작용력과 모멘트 값을 계산하였다 (Table 3).

2. 변위 및 응력분포 해석

앞서 입력시킨 wire 의 수평 및 수직변위량에 따른 작용력들과 모멘트 값을 치아에 부착된 브라켓에 적용시켜 응력과 변위를 해석하였다. 나타난 변위는 고정측 및 확장측 협측교두정과 치근점에서 X,Y 좌표상의 변위를 읽어 해석하였다 (Table 4). 본 연구에 사용한 프로그램은 ANSYS 4.4 A 였고 사용한 컴퓨터 기종은 IBM PC 486 이었다.

Ⅲ. 연구 성적

가. 치아의 변위해석 ( Fig. 2 )

wire 의 사전변형을 조절하여 적용 시켰을 때,

치아에 발생하는 작용력들에 의한 치아 이동을 유한요소법으로 해석해 본 결과 wire 의 사전변형에 따라 치아의 이동상태가 큰 차이를 보이고 있었다 ( Table 4 ). 수평방향으로 5mm 수직방향으로 5mm 의 사전변형을 주어 고정시킨 Case A 의 경우에는 고정단측 치아의 변형은 매우 적으나 확장측의 치아는 수평방향으로 2.4 $\mu$ m 우측으로 이동이 일어남을 볼수 있었다. Case E 의 경우와 같이 수직방향으로 5mm 수평방향으로 10 mm 의 변형을 준 경우 고정측의 치아는 좌측으로, 확장측의 치아는 우측으로 변형되어 고정측의 치아도 이동이 일어나는 것을 볼수 있다. 수평변위를 5mm, 수직변위를 20mm 로 한 Case D 의 경우를 보면 고정측의 치아는 우측 하방으로 확장측의 치아는 우측 수평방향으로 이동되는 것을 볼수 있다. 이 경우는 고정측 치아가 침하되면서 우측으로 쏠리는 현상이 나타났다. Case G 의 경우와 같이 wire 를 수평방향으로 10mm, 수직방향으로 15mm 의 변위를 주어 고정된 경우에는 고정측 치아의 이동은 무시할만큼 적고 확장측 치아는 5.2 $\mu$ m 정도 수평이동을 하게되는 양호한 경우를 볼수 있었다. Case L 의 경우를 보

Table 4. Amounts of displacement at the buccal cusp tip and root apex of anchor and moving tooth on the X,Y axis

Condition	Root Apex						Buccal cusp tip						
	horizontal displacement			vertical displacement			horizontal displacement			vertical displacement			
	AX	MX	MY	MX/AX	MY/AY	AY	AX	MX	MY	MX/AX	MY/AY	AY	
Case A	-0.178×10 <sup>-3</sup>	0.250×10 <sup>-3</sup>	0.193×10 <sup>-4</sup>	-1.40	0.656×10 <sup>-5</sup>	0.193×10 <sup>-4</sup>	2.94	-0.644×10 <sup>-3</sup>	0.242×10 <sup>-2</sup>	-3.75	-0.252×10 <sup>-4</sup>	0.292×10 <sup>-3</sup>	-11.58
Case B	-0.146×10 <sup>-3</sup>	0.266×10 <sup>-3</sup>	0.278×10 <sup>-4</sup>	-1.82	0.515×10 <sup>-5</sup>	0.278×10 <sup>-4</sup>	53.98	0.930×10 <sup>-3</sup>	0.273×10 <sup>-2</sup>	2.92	-0.112×10 <sup>-3</sup>	0.364×10 <sup>-3</sup>	-3.25
Case C	-0.114×10 <sup>-3</sup>	0.282×10 <sup>-3</sup>	0.362×10 <sup>-4</sup>	-2.47	0.760×10 <sup>-5</sup>	0.362×10 <sup>-4</sup>	4.76	0.250×10 <sup>-2</sup>	0.304×10 <sup>-2</sup>	1.21	-0.200×10 <sup>-3</sup>	0.453×10 <sup>-3</sup>	-2.26
Case D	-0.823×10 <sup>-4</sup>	0.298×10 <sup>-3</sup>	0.446×10 <sup>-4</sup>	-3.62	0.146×10 <sup>-4</sup>	0.446×10 <sup>-4</sup>	3.05	0.408×10 <sup>-2</sup>	0.335×10 <sup>-2</sup>	0.82	-0.287×10 <sup>-3</sup>	0.506×10 <sup>-3</sup>	-1.76
Case E	-0.389×10 <sup>-3</sup>	0.484×10 <sup>-3</sup>	0.303×10 <sup>-4</sup>	-1.24	-0.202×10 <sup>-4</sup>	0.303×10 <sup>-4</sup>	-1.50	-0.286×10 <sup>-2</sup>	0.452×10 <sup>-2</sup>	-1.58	0.369×10 <sup>-4</sup>	0.514×10 <sup>-3</sup>	13.92
Case F	-0.357×10 <sup>-3</sup>	0.500×10 <sup>-3</sup>	0.387×10 <sup>-4</sup>	-1.39	-0.131×10 <sup>-4</sup>	0.387×10 <sup>-4</sup>	-2.95	-0.128×10 <sup>-2</sup>	0.484×10 <sup>-2</sup>	-3.78	-0.505×10 <sup>-4</sup>	0.585×10 <sup>-3</sup>	-11.58
Case G	-0.325×10 <sup>-3</sup>	0.516×10 <sup>-3</sup>	0.471×10 <sup>-4</sup>	-1.58	-0.605×10 <sup>-5</sup>	0.471×10 <sup>-4</sup>	-7.78	0.286×10 <sup>-3</sup>	0.515×10 <sup>-2</sup>	18.01	-0.138×10 <sup>-3</sup>	0.657×10 <sup>-3</sup>	-4.76
Case H	-0.293×10 <sup>-3</sup>	0.532×10 <sup>-3</sup>	0.556×10 <sup>-4</sup>	-1.81	0.103×10 <sup>-5</sup>	0.556×10 <sup>-4</sup>	53.98	0.186×10 <sup>-2</sup>	0.546×10 <sup>-2</sup>	2.93	-0.225×10 <sup>-3</sup>	0.728×10 <sup>-3</sup>	-3.23
Case I	-0.600×10 <sup>-3</sup>	0.718×10 <sup>-3</sup>	0.412×10 <sup>-4</sup>	-1.19	-0.338×10 <sup>-4</sup>	0.412×10 <sup>-4</sup>	-1.21	-0.508×10 <sup>-2</sup>	0.663×10 <sup>-2</sup>	-1.31	0.992×10 <sup>-4</sup>	0.736×10 <sup>-3</sup>	7.41
Case J	-0.568×10 <sup>-3</sup>	0.734×10 <sup>-3</sup>	0.496×10 <sup>-4</sup>	-1.29	-0.268×10 <sup>-4</sup>	0.496×10 <sup>-4</sup>	-1.85	-0.350×10 <sup>-2</sup>	0.694×10 <sup>-2</sup>	-1.98	0.116×10 <sup>-4</sup>	0.807×10 <sup>-3</sup>	6.95
Case K	-0.536×10 <sup>-3</sup>	0.750×10 <sup>-3</sup>	0.581×10 <sup>-4</sup>	-1.39	-0.197×10 <sup>-4</sup>	0.581×10 <sup>-4</sup>	-2.95	-0.193×10 <sup>-2</sup>	0.726×10 <sup>-2</sup>	-3.76	-0.759×10 <sup>-4</sup>	0.878×10 <sup>-3</sup>	-11.56
Case L	-0.504×10 <sup>-3</sup>	0.766×10 <sup>-3</sup>	0.665×10 <sup>-4</sup>	-1.52	-0.126×10 <sup>-4</sup>	0.665×10 <sup>-4</sup>	-5.27	-0.358×10 <sup>-3</sup>	0.757×10 <sup>-2</sup>	-21.14	-0.163×10 <sup>-3</sup>	0.950×10 <sup>-3</sup>	-5.82
Case M	-0.812×10 <sup>-3</sup>	0.925×10 <sup>-3</sup>	0.521×10 <sup>-4</sup>	-0.00	-0.475×10 <sup>-4</sup>	0.521×10 <sup>-4</sup>	-1.09	-0.730×10 <sup>-2</sup>	0.874×10 <sup>-2</sup>	-1.19	0.161×10 <sup>-3</sup>	0.958×10 <sup>-3</sup>	5.95
Case N	-0.779×10 <sup>-3</sup>	0.968×10 <sup>-3</sup>	0.606×10 <sup>-4</sup>	-1.24	-0.404×10 <sup>-4</sup>	0.606×10 <sup>-4</sup>	-1.50	-0.572×10 <sup>-2</sup>	0.905×10 <sup>-2</sup>	-1.58	0.739×10 <sup>-4</sup>	0.102×10 <sup>-2</sup>	75.00
Case O	-0.747×10 <sup>-3</sup>	0.984×10 <sup>-3</sup>	0.690×10 <sup>-4</sup>	-1.31	-0.333×10 <sup>-4</sup>	0.690×10 <sup>-4</sup>	-2.07	-0.415×10 <sup>-2</sup>	0.937×10 <sup>-2</sup>	-2.25	-0.136×10 <sup>-4</sup>	0.110×10 <sup>-2</sup>	-80.88
Case P	-0.715×10 <sup>-3</sup>	0.100×10 <sup>-2</sup>	0.775×10 <sup>-4</sup>	-1.39	-0.262×10 <sup>-4</sup>	0.775×10 <sup>-4</sup>	-2.95	-0.257×10 <sup>-2</sup>	0.968×10 <sup>-2</sup>	-3.77	-0.101×10 <sup>-3</sup>	0.117×10 <sup>-2</sup>	-11.58

AX, MX - horizontal displacement of anchor, moving tooth on X axis (+ : right, - : left)

AY, MY - vertical displacement of anchor, moving tooth on Y axis (+ : upward, - : downward)

MX/AX - horizontal displacement ratio between moving anchor tooth on X axis (+ : same direction, - : opposite direction)

MY/AY - vertical displacement ratio between moving anchor tooth on Y axis (+ : same direction, - : opposite direction)

면 고정측 치아의 수평이동은 무시할만큼 적으나 수직방향으로는 미소한 침하 경향을 보이며 확장측의 치아는 우측으로 약  $8\mu\text{m}$  수평이동함과 동시에 상방으로 정출하는 경향을 볼 수 있었다. 이렇게 확장측 치아가 정출하는 경향은 수평 변형의 크기가 더 큰 Case M,N,O,P 의 경우에 더 확실히 나타나고 있음을 볼 수 있었다.

나. 응력분석 결과 ( Fig. 3, 4 )

wire 에 의해 고정측과 확장측 치아에 작용되는 작용력들에 의해 발생하는 응력을 계산해 본 결과 수평변위를 일정하게 하고 수직변위를 증가시켜 가면서 wire 를 고정할수록 고정측 치아의 인장응력띠가 wire 고정부의 상연을 따라 치아의 좌측면으로 확장되면서 증가되는 경향을 볼 수 있으며, 확장측의 치아쪽에도 치아와 치조골의 좌측면을 따라 인장응력의 띠가 증가되는 경향을 볼 수 있었다. 치아에 가해지는 최대 주응력의 크기는 wire 가 위치되는 브라켓 부위를 제외하고는 대부분  $1,000\text{ gm/cm}^2$  이내의 최대 인장 주응력이 발생되고 있으며 앞서 비교한 변위의 결과를 참고해 볼 때 고정측 치아의 이동이 가장 적었던 Case G 의 경우 응력분포 상태는 동일한 수직변위를 갖는 Case C 에 비해 고정측의 인장주응력띠가 더 짧은 반면 확장측 치아에 발생하는 인장주응력이 더 크게 발달하고 있음을 볼 수 있다. 한편 수직변위량이 일정한 상태에서 수평변위량을 증가시켜 가면서 wire 를 고정하는 경우에는 고정부 우측 치조골 부위에 인장응력이 더 크게 발달되고 있음을 볼 수 있다.

최소주응력의 분포상태를 보면 wire 의 수평 변위를 일정히 유지하고 수직변위를 증가시켜 가면 고정측 치아의 우측 치경부에 압축응력이 증가해 가는 것을 볼 수 있으며 확장측 치아는 브라켓 상방향과 우측 하방치조골 고정부위에 압축응력이 증가해 가는 것을 볼 수 있다. 반면에 수직변위량을 일정하게 유지하고 wire 의 수평 변위량을 증가시켜 가면 고정측 치아의 우측 치경부의 압축응력은 감소해가는 반면 좌측 치조골 고정부의 압축응력은 증가해 가고, 확장측의

경우는 브라켓 부위와 우측 치조골 고정부위의 압축응력이 증가해 가는 것을 볼 수 있었다. 앞서 치아의 변위를 관찰했을 때 양호한 경우였던 Case G 의 경우와 Case L 의 경우 최대주응력과 최소주응력의 분포상태를 비교하여 보면 두 경우 응력분포 형태는 거의 유사하며 작용력이 큰 Case L 의 경우 약간 응력의 수준이 높은 것처럼 나타났다.

IV. 총괄 및 고찰

지금까지 시도되어온 구치편측반대교합의 개선 방법으로는 Criss cross-elastic 을 상·하악 치아의 협·설측에 걸어주는 방법<sup>20)</sup>, 양측을 모두 확장시킨 후 회귀(relapse) 시키는 방법, 완전히 맹출하지 않은 경우 Hybrid appliance 를 이용하는 방법<sup>23)</sup> 등이 있어왔다. 그러나 이들은 각각 상·하악구치의 정출, 원치않는 치아의 이동, 사용에 제한이 있는 등의 단점이 있었다. Burstone 은 TMA wire 를 이용하여 모멘트를 적절히 조절하여 줌으로써 고정원으로 이용되는 치아의 이동은 최소로 줄이면서 효과적으로 구치의 편측 반대교합을 해소하는 방안을 제시하였다<sup>48)</sup>.

저자는 이 때 발생하는 응력분포를 유한요소법을 이용하여 살펴보았는데 치과영역에서의 응력계측을 위한 방법을 살펴보면 strain gauge 법<sup>24)</sup>, holography 법<sup>18)</sup>, 광탄성법<sup>3,9,36)</sup> 등이 사용되어왔고, 최근에는 유한요소법이 타 계측법에 비해 많은 장점을 지니고 있어 치의학 분야에 다수 응용되어 왔다. 이들 방법중 strain gauge 법은 생체 및 모형에 직접 압력 수용장치를 부착시켜 간단히 응력을 측정하여 파악할 수 있는 장점이 있는 반면 압력수용장치의 소형화에 한계가 있으며 특히 경계부위에서의 측정이 곤란하고 또 내부의 응력측정이 불가능할 뿐 아니라 실험조작이 복잡해 간단한 시편에서의 측정을 제외하고는 널리 사용되지 않는다. Holography 법은 입체적인 물체의 전체적인 변형이 한장의 사진에 나타나며 고정점의 설치문제를 해소할 수 있고 간접계측이므로 물체의 표면이 조면이라도 계측이 가능한 장점이 있으나 진동 및 공기의 흔들림

이 없어야 하고 대출력의 레이저를 방출할 수 있는 장치가 카메라 내에 부착되어 있어야 하는 문제가 있어 사용이 제한되고 있다. 광탄성법은 편광기를 사용하여 물체내의 응력분포를 측정하는 방법으로 경계부위뿐 아니라 내부의 응력분포도 측정이 가능하나 인체와 동일한 모형제작이 어렵고 내부응력의 관찰을 위한 모형절단시 또다른 응력이 개입될 수 있다는 단점이 있어 그 사용이 제한되어 왔다. 이에 비해 유한요소법은 결점설치의 난점이 있으나 모형의 형태 및 크기를 쉽게 실물과 일치시킬 수 있고 구성재료의 재료정수인 Young 계수와 Poisson 비율을 쉽게 일치시킬 수 있으며 복잡한 모양, 비선형 물질이라도 비교적 용이한 측정이 가능하고 내부응력의 정확한 측정이 가능하다는 장점이 있다. 본 연구에서는 이들 방법중 보다 정확한 방법으로 소개된 유한요소법을 이용하여 구치 편측확장을 위한 Precision Lingual Arch 적용시의 응력분포 및 적절한 치아이동을 얻을 수 있는 조건을 찾아보았다.

교정치료에는 여러가지 다양한 성질과 성분을 가진 wire 가 사용되어 왔다. 교정영역에서 제일 처음으로 사용된 wire 성분은 Type IV 금주조합금과 유사한 성질을 갖는 금합금이었고 1940년대에 들어서는 nickel 과 chromium 을 주성분으로 하는 stainless steel 이 주로 사용되게 되었다. 그 이후에는 formability 는 stainless steel 보다 좋으면서 열처리를 할 경우 그와 물리적 성질이 비슷해지는 Elgiloy 가 개발되었다. 또한 최근 큰 springback 의 특징을 갖는 Nitinol 이 소개되었으며 본 연구에 이용된 TMA wire 는 가장 최근에 개발된 것으로 beta phase 로 불리는 titanium 의 배열을 갖는데, titanium 은 1625 ° F 이상에서 물리적성질이 좋은 beta phase 의 구조를 가지나 Goldberg 와 Burstone<sup>5)</sup> 은 titanium 에 molybdenum 과 zirconium, beta titanium alloy 등을 섞어 실온에서도 YS/E 가 stainless steel 보다도 우수한 교정용 wire 를 얻을 수 있었다. 이는 stainless steel 에 비해 영구변형없이 2 배 더 변형시킬 수 있으며 발휘하는 힘은 steel 의 약 0.4 배이다. 이 wire 의 장점은 큰 dimen-

sion 을 가짐으로써 적용의 정확성을 높임과 동시에 좀 더 약한 힘을 가할 수 있다는 것이다.<sup>1,5,16)</sup>

연구결과를 살펴보기 위해 먼저 TMA wire 의 임상적 고정방법을 살펴보면 다음과 같다. wire 를 고정측 치아의 브라켓에 고정시킬 때 확장측에 가하고자 하는 작용력을 예측하여 상방향과 수평방향으로 임의의 거리가 떨어지도록 한 다음 확장측 wire 의 자유단을 상방향과 수평방향으로 이동시켜 확장측 브라켓에 위치시키게 된다. 확장측 자유단에 수직 변위를 준 경우에는 고정측 치아의 브라켓에는 시계방향의 모멘트가 발생을 하고 동시에 치근단부에는 압하력이, 확장측 치아에는 정출력이 작용한다. 또한 수평변형에 의해서는 고정측 및 확장측 치아 모두 서로 반대편 협측으로 밀어붙이는 수평력이 작용하게 된다. 이런 힘과 모멘트에 의해 발생하는 두 치아의 변위와 응력해석결과들을 종합해보면 다음과 같다. 앞서 보인 치아의 변위 해석 결과로부터 볼 때 wire 의 수평변형량을 일정하게 유지시키고 수직 변형량을 증가시켜 보면 고정측 치아는 설측 방향으로 굽어지면서 치근단 방향으로 압하가 증가되고 확장측 치아의 경우는 협측 방향으로 밀리면서 상방향으로 정출되는 결과가 나타나고 있었다. 반면 수직 방향의 변형량은 일정하게 유지하면서 수평방향의 변형을 증가시킨 경우 고정측 치아는 협측 방향으로 수평이동이 증가하게 되며 확장측 치아 역시 반대편 협측 방향으로 수평이동이 증가하는 경향을 볼 수 있었다. 따라서 수평변형과 수직변형을 적절히 조합하면 고정측 치아는 이동이 거의 없는 상태에서 확장측 치아만 협측으로 이동시킬 수 있는 방법이 가능해질 것이다. 이를 확인하기 위해 나타난 변위를 고정측 및 확장측 협측교두정과 치근첨에서 X, Y 좌표상의 변위를 읽어 해석 하였으며 수평이동비율은 최대가 되면서 수직이동비율은 작은 경우를 살펴보면 Case G 와 Case L 을 들 수 있는데 Case L 의 경우는 고정측 치아도 반대편 협측으로 0.3  $\mu$ m 움직여 갔다. 따라서 주어진 조건중 가장 양호한 결과가 Case G 의 경우라고 볼 수 있으며 이 경우 고정

측 치아의 변위는 적으나(1 μm 미만), 수평측 치아의 협측 변위량은 5.2 μm 가 생기게 되어 매우 양호한 교정효과를 기대할 수 있을 것으로 보인다.

본 연구를 통해 저자는 지금까지 임상적 난제로 여겨졌던 구치 편측 반대교합이 Precision Lingual Arch 를 이용하여 효과적으로 개선될 수 있다는 확신을 갖게 되었고 수직변위를 15mm, 수평변위를 10 mm 주었을 때 가장 좋은 결과를 얻을 수 있음을 확인하게 되었다. 또한 수직변위가 과도할 경우는 고정측의 압하력과 확장측의 정출력이 증가하고 수평변위가 과도한 경우에는 양측 모두 협측으로 확장되려는 부작용이 나타남을 관찰하게 되었다.

이상의 결과로 구치 편측확장 용도로 Precision Lingual Arch 를 사용할 경우 수직변위량은 20mm 이하로 하고 초기 수직변위량과 수평변위량의 비는 1.5 로 유지하는 것이 바람직 함을 알 수 있었다.

본 연구를 진행하면서 만일 좀 더 조건을 세분화 하였다면 주어진 조건에서 고정측 치아의 이동이 없는 경우까지도 찾아낼수 있지 않았을까 하는 아쉬움이 남았다. 또한 이 번 연구에서는 구치 편측확장의 경우에만 국한하여 알아 보았으나 앞으로 앞서 언급한 다양한 Precision Lingual Arch 의 적용에 관해서도 2 차원이 아닌 3 차원적 모델링을 통해 계속 연구되어지기를 기대하는 바이다.

### V. 결 론

Precision Lingual Arch 를 사용하여 구치 편측확장시 고정측과 확장측의 치아주위조직에 나타나는 응력분포를 살펴보고 가장 효과적인 치아이동을 얻을 수 있는 조건을 알아보기 위해 한국인 평균악궁을 재현한 후 .032"×.032"× 60 mm TMA wire 를 이용하여 확장측에서 협측수평 및 수직상방으로의 wire 변위량에 따른 16 가지의 조건을 주고 이를 유한요소법으로 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 힘과 모멘트를 적절히 부여할 경우 고정측 치아의 이동은 최소로 줄이면서 확장측 치아를 효과적으로 변위시킬 수 있었다.
2. TMA wire 의 초기 수평변형을 크게 할수록 고정 및 확장측 치아의 협측변위가 증가 되었으며 초기 수직변형을 증가 시킬수록 고정측은 설측 방향으로 확장측은 협측 방향으로 변위가 증대되었다.
3. wire 의 초기 수직변위량과 수평변위량 의 비가 1.5 의 값을 가질 때 고정측 치아의 변위량은 최소가 되었고 효과적인 확장측 치아변위가 일어났다.

### 참 고 문 헌

1. Asgharnia, M.K., Brantley, W.A.: Comparison of bending and tension tests for orthodontic wires, *Am. J. Orthod.*, 89:228-236, 1986.
2. Baldini, G., Luder, H.U.: Influence of arch shape on the transverse effects of transpalatal arches of the Goshgarian type during application of buccal root torque, *Am.J.Orthod.*, 81:202-208, 1982.
3. Brodsky, J.F.: Root tipping: A photoelastic histopathologic correlation, *Am. J. Orthod.*, 67:1-10, 1975.
4. Burstone, C.J., Manhartsberger, C.: Precision Lingual Arches, Passive applications, *J. Clin. Orthod.*, 444-451, 1988.
5. Burstone, C.J., Goldberg, A.J.: Beta titanium; A new orthodontic alloy, *Am. J. Orthod.*, 77:121-132, 1980.
6. \_\_\_\_\_: Maximum forces and deflections from orthodontic appliances, *Am.J.Orthod.*, 84:95-103, 1983.
7. Burstone, C.J., Koenig, H.A.: Precision adjustment of the transpalatal lingual arch: Computer arch form predetermination, *Am. J. Orthod.*, 79:115-134, 1981.
8. Burstone, C.J.: Precision Lingual Arches: Active applications, *J. Clin. Orthod.*, 444-451, 1989.
9. Caputo, A.A., Chaconas, S.J.: Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 65:250-259, 1974.
10. Craig, R.G., Farah, J.W.: Stresses from loading distal extension removable partial dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 39:274-277, 1978.

11. Davidian, E.J.: Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor, *Am. J. Orthod.*, 59:581-588, 1971.
12. Donovan, M.T.: Weldability of beta titanium arch wires, *Am. J. Orthod.*, 85:207-216, 1984.
13. Drake, S.R., and et al.: Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion, *Am. J. Orthod.*, 82:206-210, 1982.
14. Kragt, G., Duterloo, H.S., and ten Bosch, J.J.: The initial retraction of macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology, *Am. J. Orthod.*, 81:49-59, 1982.
15. Kusy, R.P., Camilla, J.F.: Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 90:127-131, 1986.
16. Kusy, R.P.: comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials, *Am. J. Orthod.*, 79:625-629, 1981.
17. : On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic archwires, *Am. J. Orthod.*, 83:374-381, 1983
18. Lindhe, J. : *Textbook of Clinical Periodontology*, 2nd ed., 44-48, Munksgaard, Copenhagen, 1989.
19. Moss, M.L., and et al.: Finite element method modeling of craniofacial growth, *Am. J. Orthod.*, 87: 453-472, 1985.
20. Proffit, W.R.: *Contemporary orthodontics*, 405-408, Mosby, St. Louis, 1986.
21. Rieger, M.R., Mayberry, M., and Brose, M.O.: Finite element analysis of six endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 63:671-676, 1990.
22. Rossen, I.P., Braak, L.H.: Stress absorbing elements in dental implants, *J. Prosthet. Dent.*, 64:198-205, 1990.
23. Vig, P.S.: Hybrid Appliances: a component approach to dentofacial orthopedics, *Am. J. Orthod.*, 90: 273-285, 1986.
24. Wejs, W.A., Dejongh, H.T.: Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit, *Oral Biology*, 22:667-675, 1977.
25. Wheeler, R.C.: *Dental anatomy, physiology, and occlusion*, 6th ed., Philadelphia, 1984.
26. 김영원, 손병화: 견치 원심이동시의 초기 변화에 관한 유한요소법적연구, *대한치과교정학회지*, 18:25-52, 1988.
27. 김정희, 정재현, 조규중: Overdenture 하에서의 하악 응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적분석, *대한치과보철학회지*, 28:63-94, 1990.
28. 김주영, 손병화: Reverse Headgear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한 요소법적분석, *연세치대논문집*, 3:563-578, 1985.
29. 박영철: 한국인의 Straight Wire Bracket의 형태에 관한 연구 *대한치과교정학회지*, 21:481-493, 1986.
30. 이인수, 손병화: Head gear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, *대한치과교정학회지*, 15: 211-226, 1985.
31. 이영철, 박영철: Occlusogram을 이용한 정상교합자의 악궁형태에 관한 연구, *대한치과교정학회지*, 17: 279-287, 1987.
32. 임상전, 광병만, 이주성: 유한요소법입문, *동명사*, 서울, 1985.
33. 전윤식, 조기수, 오준승: Precision Lingual Arch 를 이용한 구치부 교차교합 치험에, *치과임상*, 11(11):11-17, 1991.
34. 조봉제, 손병화: 상악골 급속확장시 성악골의 응력분산과 변위에 대한 유한요소법적분석, *연세치대논문집*, 3:459-470, 1985.
35. 조호구, 이기수: 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한 요소법적분석, *대한치과교정학회지*, 14:75-92, 1984.
36. 최진휴, 김종철: Molar uprighting spring에 의해 발생하는 치조골내의 응력분포에 관한 광탄성학적 연구, *대한치과교정학회지*, 21:353-364, 1991.



-ABSTRACT-

## AN ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN THE CASE OF UNILATERAL MOLAR EXPANSION WITH PRECISION LINGUAL ARCH BY FINITE ELEMENT METHOD

Bon-Chan Koo, Byung-Wha Sohn

*Department of Dental Science, Graduate School, Yonsei University*

Orthodontic tooth movement is closely related to the stress on the periodontal tissue.

In this research the finite element method was used to observe the stress distribution and to find the best condition for effective tooth movement in the case of unilateral molar expansion. The author constructed the model of lower dental arch of average Korean adult and used .032"×.032"×60mm TMA wire. The wire was deflected in the horizontal and vertical direction to give the 16 conditions.

The following results were obtained ;

1. When the moment and force were controlled properly the movement of anchor tooth was minimized and the movement of moving tooth was maximized.
2. As the initial horizontal deflection increased the buccal displacement of both teeth was also increased. As the initial vertical deflection increased the lingual movement of anchor tooth and the buccal movement of moving tooth increased.
3. When the initial horizontal and vertical deflection rate was 1.5 the effective movement of moving tooth was observed with minimal displacement of anchor tooth.

KOREA. J. ORTHOD. 1994 ; 24(3) : 721-733

**Key words** : Precision Lingual Arch, unilateral molar expansion, deviation, stress distribution, tensile stress, compressive stress

논문 사진부도 ①

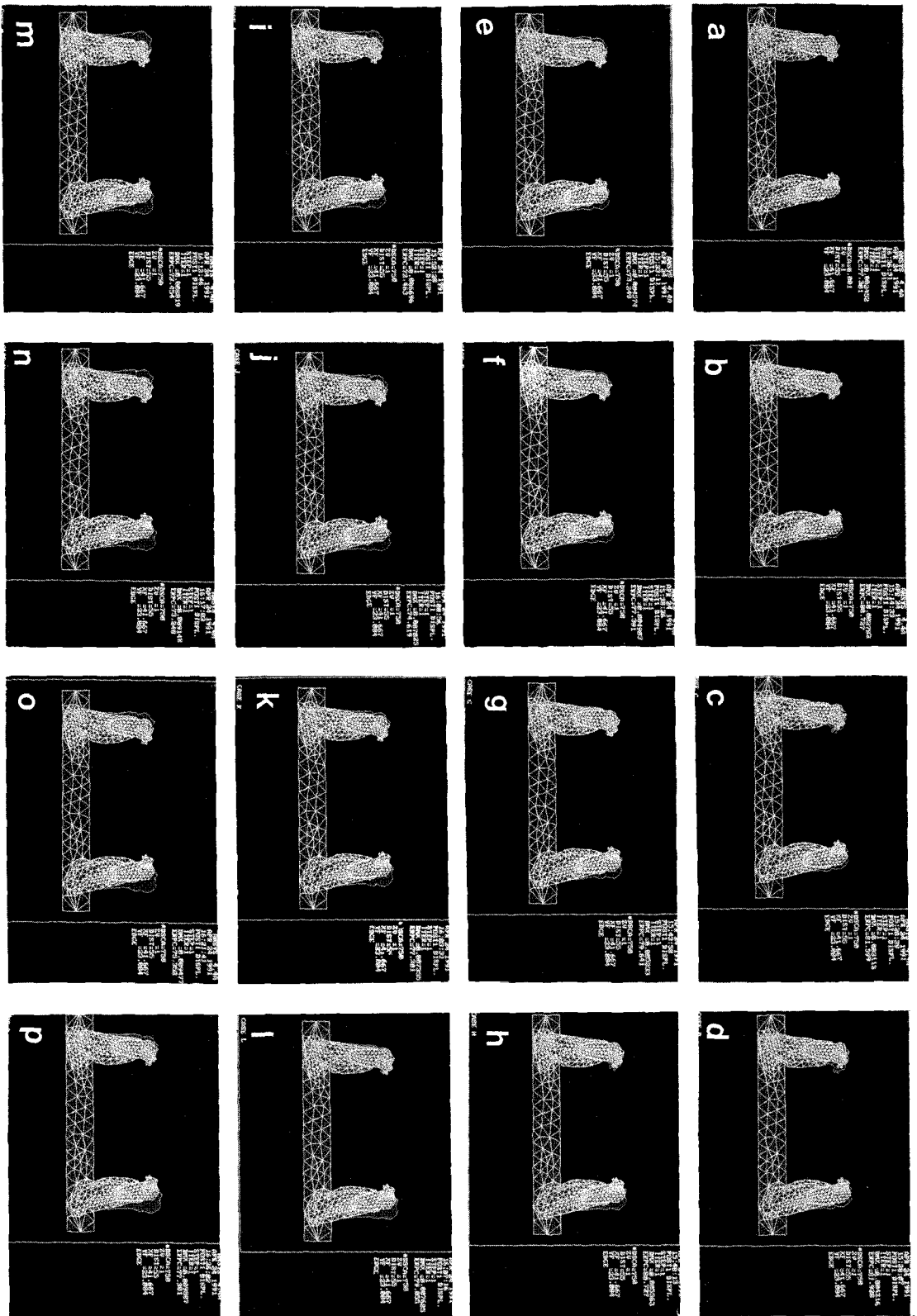


Fig. 2. Amount of maximum deviation

논문 사진부도 ②

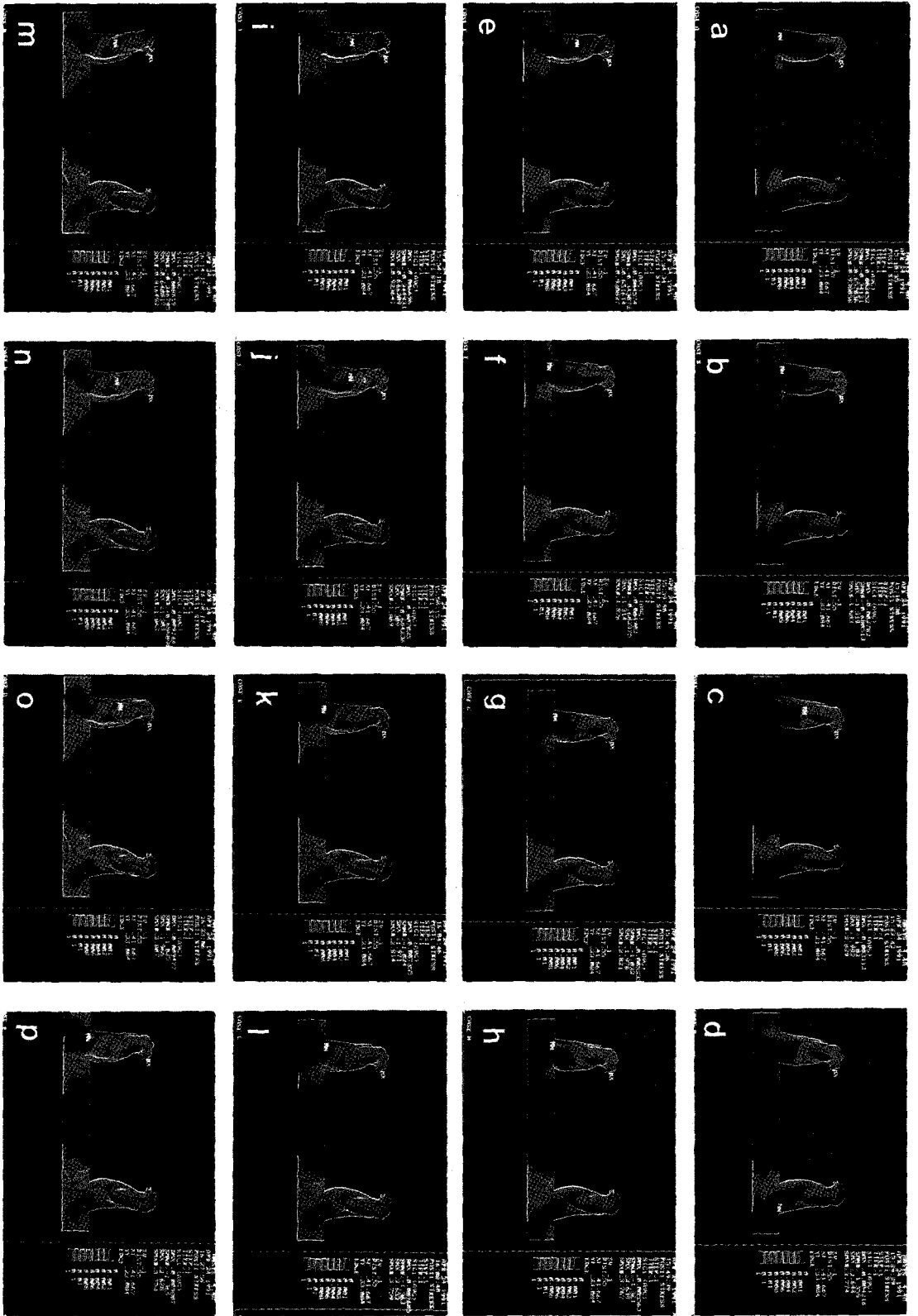


Fig. 3. Maximum tensile stress

논문 사진부도 ③



Fig. 4. Minimum tensile stress.