

REVERSE HEADGEAR가 상악골 체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석

연세대학교 치과대학 교정학교실

김 주 영 · 손 병 화

I. 서 론

두개안면부의 성장은 보통 선천적, 환경적 요소 양쪽에 의해 일어날 수 있는 것으로 생각된다. 여러 환경적 요소중에 기계적 교정력을 통해 성장양상(pattern)이 변할수 있다는 개념에 근거를 두고 많은 연구가 있었다.^{4, 12, 15, 20, 28} 상악골이 하악골에 비해 후방에 위치(retrusion)한 전형적인 골격형 3급부정교합의 경우 적극적으로 상악골을 전방변위시키는데 관한 정형방법(orthopedics)이 시행되어 왔다.^{4, 12, 20, 28} 최근, 임상적 실험연구들의 중요관점은 비수술적인 방법으로 두개치부 안면이상(craniodentofacial anomalis)을 교정하는데 관심을 보여 중안면골의 공간적관계가 악외고정장치로 안면골에 대해 정형력을 직접주므로 해서 짧은기간내에 변화를 줄 수 있다고 보고한바 있다.²¹ Cellier와 Fox³¹가 턱고정장치(chin cap appliance)를 악골골절의 고정과 탈구의 치료목적으로 최초로 사용한 이래로 Sheridan²⁶은 골격형 3급부정교합의 교정에서 정형력에 의한 상악골의 변위를 입증했고, 그는 매우 강한 정형력(orthopedic forces)이 상악골에 적용되었을때 8개부위의 봉합부에서 발생한 정형력의 효과를 보고 하였고²⁶, Sassouni²⁵는 정형력 효과의 예로 Milwaukee brace를 들었고, 상악골과 하악골의 위치와 크기에 영향을 주어 안모의 수직과 전후비가 달라질수 있다고 보고했으며²⁵, Tiranoff²⁹는 정형력의 효과가 최대 성장기중에 시행되었을때 현저하다고 보고하였다.²⁹ 1822년 Gunnel³¹은 하악전들의 경우 후두고정(occipital anchorage)

을 응용했으나, 임상적으로는 19세기중반에 상악치아를 전방으로 이동시키려는 목적으로 정형력을 응용한 장치를 사용하였는데 Johnson¹⁴은 구치를 근심 이동시키기 위해 두부에 고정된 견인장치(headgear)를 응용했으며, 1944년 Oppenheim²³은 3급부정교합에서 하악골을 원심으로 움직이거나 줄이는 것은 불가능하나 상악골을 전방이동시켜 턱의 전들을 상쇄시킬수 있다고 보고하였다. Nelson²²은 상악골을 정형력으로 전방 이동시키는 장치를 “anterior-pull extraoral appliance”라고 하였고, Sheridan은 상악골을 전방 이동시키는 가장 효과적인 장치는 “Hickham chin cap”이라 하였으며 상악골봉합부의 화골이 일어나기전에 구강정형 장치를 사용해야 한다고 말하였다.²⁶

Kiyomura¹⁶와 Irie¹²등은 Marx가 설계했던 후두부고정장치(occipitomenttal anchorage)를 변형(modification)해서 발육부진을 동반한 3급부정교합을 치료했다고 보고한바 있었다.^{12, 16} 일반적으로 전체 상악복합체의 성장은 상악골 여러부위에서의 골첨가와 흡수에 의하여 이루어지나 주위 두개골성장의 영향을 많이 받고 있으므로 성장과정이 매우 복잡하며 특히 봉합부골성장(sutural bone growth), 비중격(nasal septum) 및 연골결합(synchondrosis)의 영향을 많이 받고 있다.³⁶ 또한 봉합부는 성장의 중심이 아니고 특수한 환경에 순응하는 하나의 성장부위(growth sites)인데 많은 학자들이 사람과 동물(영장류)의 성장중에 행한 악외견인 실험에서 봉합부들의 적응력에 대한 연구를 많이 하였고, 상악골을 정형력에 의해 전방이동시키므로 해서 상악미발육인 3급부정교합을 치료한 증례도 많았으며^{6, 12,}

15, 20) 동물(영장류)실험으로 물리적인 응력측정을 보고한 예도 다소 있었다. 그러나 생체내악골체에 서의 역학적인 직접측정은 어려운 상태이므로 상악 골의 전방전인시에 가해진 정형력이 상악골체 각 부분에 분산되는 압축응력과 인장응력의 분포와 변위를 측정하는 실험은 희소한 실정이다. 종래 치의 학분야에서 시행해온 실험적 응력분석법에는 Weis³²⁾, Craig³³⁾ 등이 보고한 Electrical resistance strain gage 법과 Craig, Nally, 윤⁴³⁾ 등이 보고한 photoelastic stress analysis와 Kragt¹⁶⁾가 보고한바 있는 Holography법 등이 있지만 이 방법들은 모형설정에 어려움이 있고, 연속계측이 곤란하며 장치조작이 복잡할 뿐만아니라 분석방법이 난해한 점들이 있었으나 Miyagawa, Shiokawa⁴⁴⁾, Kito⁴⁵⁾, Thuthumi⁴⁶⁾, 한⁴⁰⁾, 조⁴¹⁾ 등이 적용한 유한요소법은 지금까지의 여러단점들을 해소할 수 있는 많은 장점을 가지고 있으며, 본래 항공역학분야에서 개발된 것으로 구조물해석방법을 Argyris¹¹⁾(1954) 등이 일반화하여 컴퓨터를 이용하기 쉽게 한 이후, 이를 토대로 Clough²⁾(1960)가 유한요소법(A Finite Element Method)^{2, 34, 35, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46)}이라 정의하였는데 이 방법은 수치해석법이지만 컴퓨터가 고도로 발달되어 고체역학적 구조물 뿐만아니라, 생체역학에서도 효과적으로 응용할 수 있는 방법으로, 교합압이나 하악골의 응력분석을 연구한 예는 있었으나 상악골에 관한 역학적분석을 유한요소법적으로 연구보고한 경우는 전혀없는 실정이므로 저자는 정형력에 의한 상악골의 전방전인시 상악골체의 각 부분에 분산되는 응력과 변위를 3차원 유한요소법적(3-dimensional finite element method)으로 비교 분석한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 연구방법

가. 연구재료

본 연구는 제2대구치가 맹출하기 시작하는 Helman치령 III C 정도된 인간의 건조두개골(Dry skull)을 이용하여 상악제1대구치에 교정용밴드를 부착하여 고무줄을 걸수 있는 고리(hook)를 설치하고 이모장치(chin cap)에 수직으로 연결된 금속선을 설치하여 이 수직금속선(vertical bar)에 교정용 고무줄을 연결시켜 상악제1대구치를 양쪽에서 150g씩의 전방전인력을 주어 상악전방전인장치(reverse headgear)를 제작하고 이에따라 상악골체에 미치는 응력의 분포와 굴곡효과(bending moment) 변위정도

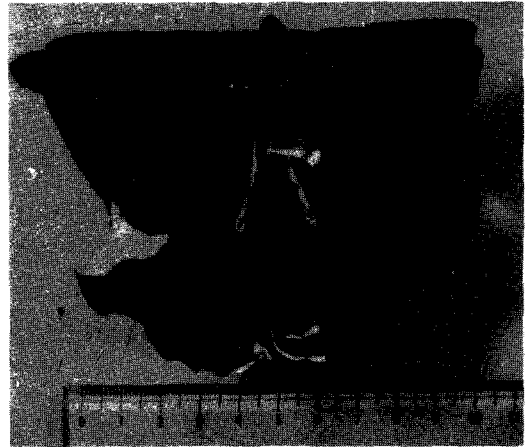


사진 1.

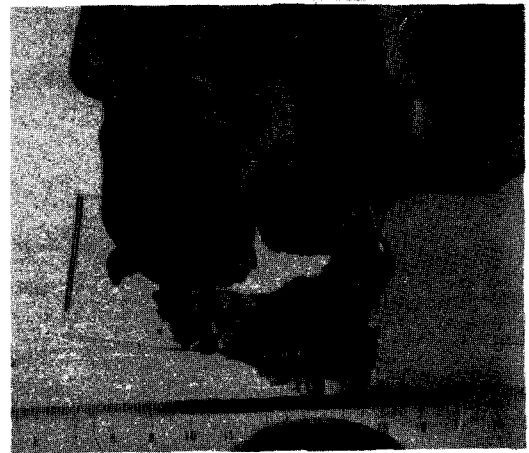


사진 2.

를 관찰하기 위해 건조두개골이 좌우동형이라는 가정하에 편측상악골체에 대한 3차원 유한요소 모델을 제작하였다. (사진 1, 2 참조)

나. 연구방법

유한요소법이란, 최근 공학에서 구조물의 해석을 하는 방법으로서 전자계산기를 사용하는 수치해석법으로서 종래의 해석적방법 및 실험적방법으로는 볼수 없는 많은 장점을 가진 것으로서 모형설정의 자유도가 크고, 원리적으로는 얼마든지 모형을 실제에 접근시키는 일이 가능한 것으로 연속체를 유한개의 요소로 나타내고 각 요소에서의 현상은 절점(nodal points)을 통하여 전달된다고 가정하고 개개요소의 현상을 제측하여 이것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 것이다. 본연구에서는 상악골체를 평판요소(plate element), 육면체요소(8-node solid element)의 2가지 요소로 분할하여 나타내고 요소분할의 기준은 형상의 변화나 재질의 변화를

유한요소법의 요소분할원칙에 따라 분류하고(Table 1 참조), 3 차원 분석을 위한 좌표는 X축은 상악 중절치에서 교합평면에 접하게 하여 전후방의 변화를, Y축은 상악중절치에서 X축에 수직이 되며 상하방의 변화를, Z축은 X축, Y축에 수직이 되며, 협설방향의 변화를 분석할 수 있게 하였으며(Fig.1 참조), 각 절점의 좌표는 상악골체를 유한개의 요소로 분할하고 각 방향의 사진을 촬영하여 계측기기(digitizer)를 이용하여 산출하였고, 구속점은 상악전두봉합부(frontomaxillary suture), 전두협골봉합부(frontozygomatic suture), 협측골봉합부(zygomaticotemporal suture), 익상악열구(pterygomaxillary fissure)의 절점으로 하였으며, 유한요소모델은 협골(zygomatic bone), 치아, 치조골 부위는 육면체요소로 상악(maxilla), 구개골(palatine) 등은 평면요소로 선정하였다. 안면봉합과 치근막은 힘을 받았을때 내부구조는 조직학적으로 아주 유사하다고 하였으나, 치근막은 재료계수의 값이 미미하므로 본 연구에서는 범랑질, 상아질, 치밀골, 해면골 등으로 구성되는 것으로 가정하였으며, 또한 각 재료의 물리적인 특성으로 정해진 Young's 계수(E)와 Poisson's율(V)은 Wright의 설을 인용하여 각 재질별로 조건을 입력하였다. (Table 1, 2, Fig.1 참조)

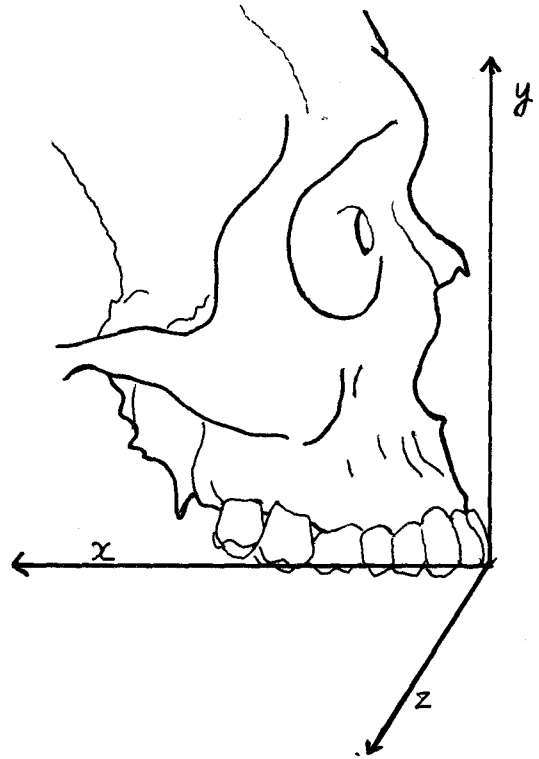


Fig. 1. Co-ordinates used for analyzing stresses and displacements.

Table 1. Number of elements and nodal points.

Element types	Portions	Number of element	Total number of nodal points
Plate element	Maxilla	119	244
8-node solid element	Zygomatic arch	6	
	tooth	19	

Table 2. Mechanical Properties of each material.

Property Material	Young's Modulus (E) (g/mm ²)	Poisson's Ratio (V)
Cancellous bone	0.18 x 10 ⁵	0.45
Compact bone	0.12 x 10 ⁷	0.33
Dentin	0.14 x 10 ⁷	0.28
Enamel	0.49 x 10 ⁷	0.30

이상과 같은 재료와 조건하에서 각 요소의 고유 번호, 절점의 좌표값과 상악제 1대구치 부위의 절점에 각각 75gm씩 편측으로 150gm의 전방견인력 (traction)이 걸린다고 가정한 하중조건등의 입력자료 (data)들을 컴퓨터 (CYBER 170-835 System) 의 구조물해석을 위한 프로그램 (package program S. A. PIV)에 입력하여 각 요소와 절점에서의 응력과 변위를 산출 비교 분석하였다. (Fig. 2, 3, 4, 5, 6 참조)

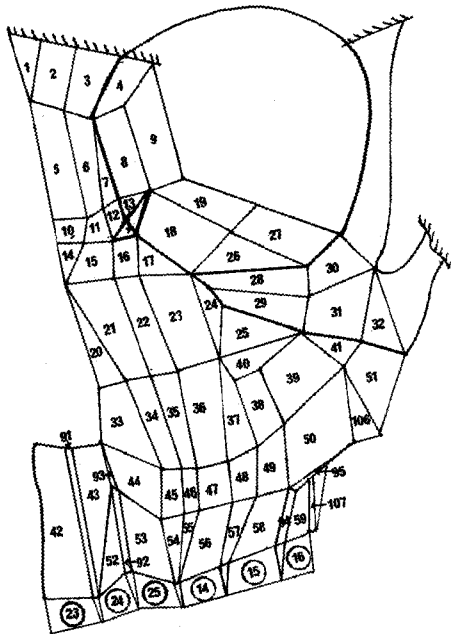


Fig. 2. The elements of the maxillary complex in the frontal plane. (O: hexahedral element)

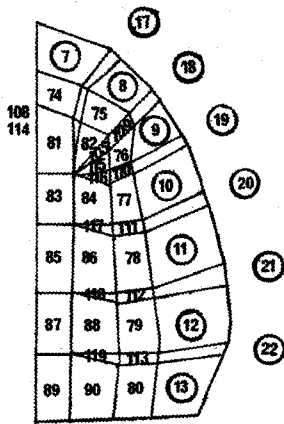


Fig. 3. The elements of the palatal plane. (O: hexahedral element).

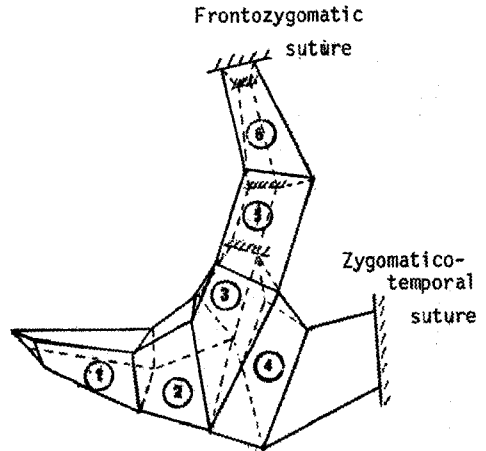


Fig. 4. The hexahedral elements of the zygomatic arch.

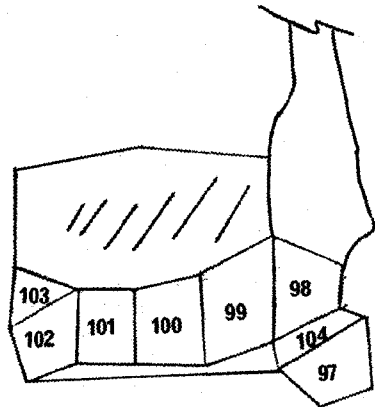


Fig. 5. The elements of the maxilla in the midsagittal plane.

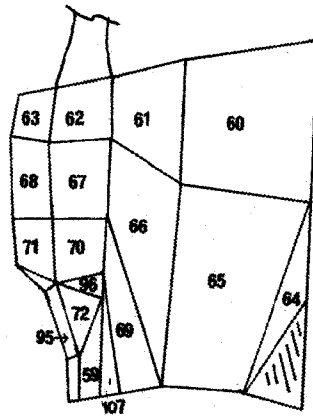
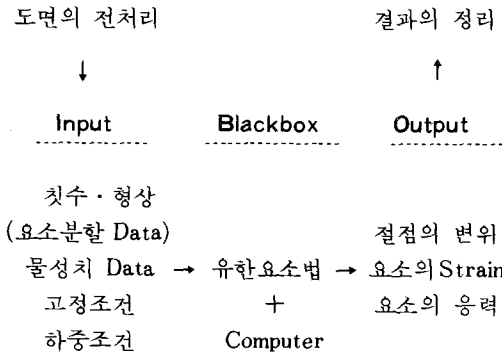


Fig. 6. The elements in the posterior aspect of the maxilla.

유한요소법에 의한 해석과정



III. 연구 성적

유한요소법을 이용한 본연구는 정형력에 의한 상악전방전인장치(reverse headgear)를 상악제 1 대구치의 절점(166.77)에서 75g씩 전방전인하여 각 요소에서의 응력과 변위를 계측하였다. 즉, 6면체요소(8-node solid element)에서는 압축과 인장응력에 대하여 평면요소(plate element)는 피막압(membrane stress)과 굴곡효과(bending moment)를 구하였으나 평면요소(plate element)에서의 인장과 압축응력은 별의미가 없으므로 피막압(membrane stress)과 굴곡효과(bending moment)를 고려하여 평면(plate)과 중립면에서의 응력과 표면에서의 최대응력을 계측하였으며, 각각의 요소를 전부 관찰하기는 어려우므로 치아부위, 치조골부위, 후구치부위(retromolar area), 전상악부(premaxilla area), 협골궁부위(zygomatic area), 횡구개봉합부(transverse palatal suture)부위, 협상악봉합(zygomaticomaxillary suture), 구개부(palate)등에서의 변위와 응력을 분석하였다.

1. 치관(Crown)부위의 응력

Table 3 에서와 같이 요소 15, 16, 24 (2, 5, 6)의 치아에서는 압축응력이 요소 14, 23, 25 (1, 3, 4)의 치아에서는 인장응력이 작용하였으며, 상악전방전인장치(reverse headgear)의 힘이 직접 적용되는 상악제 1 대구치에서의 응력이 가장 크게 나타났으며 전방으로 갈수록 치아의 응력은 감소되었다. (Table 3, Fig. 2 참조)

2. 치근(Root)부위의 응력

치근부위의 응력은 치관부위에서의 응력분포와

Table 3. Principal stresses in the crown portion.

Element Number	Stress	Principal stress (g/mm ²)
23		5.25 x 10 ⁻³
24		-2.84 x 10 ⁻³
25		2.58 x 10 ⁻²
14		7.63 x 10 ⁻²
15		-1.51 x 10 ⁻¹
16		-7.32 x 10 ⁻¹

(+ Tension - Compression)

Table 4. Principal stresses in the root portion.

Element Number	Stress	Principal stress (g/mm ²)
7		9.47 x 10 ⁻³
8		6.32 x 10 ⁻²
9		1.55 x 10 ⁻¹
10		2.29 x 10 ⁻¹
11		3.92 x 10 ⁻¹
12		6.66 x 10 ⁻¹
13		3.55 x 10 ⁰

Table 5. Principal stress in the zygomatic arch portion.

Element Number	Stress	Principal stress (g/mm ²)
1		3.13 x 10 ⁻²
2		3.48 x 10 ⁻¹
3		1.30 x 10 ⁻¹
4		1.12 x 10 ⁰
5		2.02 x 10 ⁻¹
6		-1.12 x 10 ⁻¹

(+ Tension - Compression)

Table 6. Principal stresses in the premaxilla portion.

Element Number	Midsurface Stress	Surface Stress (g/mm ²)
97	-0.020	-0.020
104	0.098	0.197
42	0.129	-0.051
91	-0.472	0.920
43	-0.112	-0.278
52	-0.207	-0.207
93	-1.754	-2.113
92	-0.190	-0.284

Table 7. Principal stresses in the alveolar bone portion.

Element Number	Midsurface Stress	Surface Stress (g/mm ²)
53	-0.263	-0.285
54	-1.207	-1.456
55	-0.356	-0.783
56	-1.166	-1.748
57	-1.711	-2.651
58	-0.781	-1.223
94	-3.377	-5.418
95	3.996	4.224
59	-1.610	-3.262
107	14.137	17.283

Table 8. Displacements and principal stresses in the posterior aspect of the maxillary tuberosity

Element Number	Nodal Number	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Midsurface stress	Surface stress (g/mm ²)
107	152	-0.149 x 10 ⁻³	-0.323 x 10 ⁻⁴	-0.678 x 10 ⁻⁵	14.136	17.283
	166	-0.168 x 10 ⁻³	-0.377 x 10 ⁻⁴	0.502 x 10 ⁻⁵		
	167	-0.124 x 10 ⁻³	-0.296 x 10 ⁻⁴	0.911 x 10 ⁻⁵		
	154	-0.158 x 10 ⁻³	-0.472 x 10 ⁻⁴	-0.260 x 10 ⁻⁴		
69	154	-0.158 x 10 ⁻³	-0.472 x 10 ⁻⁴	-0.260 x 10 ⁻⁵	-2.705	-4.297
	167	-0.124 x 10 ⁻³	-0.296 x 10 ⁻⁴	0.911 x 10 ⁻⁵		
	168	-0.213 x 10 ⁻³	-0.141 x 10 ⁻⁴	0.495 x 10 ⁻⁴		
	139	-0.232 x 10 ⁻³	-0.388 x 10 ⁻⁴	-0.492 x 10 ⁻⁴		
66	139	-0.232 x 10 ⁻³	-0.388 x 10 ⁻⁴	-0.492 x 10 ⁻⁴	-3.707	-8.626
	168	-0.213 x 10 ⁻³	-0.141 x 10 ⁻⁴	0.495 x 10 ⁻⁴		
	135	-0.102 x 10 ⁻³	-0.202 x 10 ⁻⁴	-0.159 x 10 ⁻⁴		
	134	-0.991 x 10 ⁻⁴	-0.125 x 10 ⁻⁴	-0.324 x 10 ⁻⁴		
65	168	-0.213 x 10 ⁻³	-0.141 x 10 ⁻⁴	0.495 x 10 ⁻⁴	1.361	3.129
	170	0	0	0		
	136	0.183 x 10 ⁻⁴	0.106 x 10 ⁻⁵	-0.934 x 10 ⁻⁵		
	135	-0.102 x 10 ⁻³	-0.202 x 10 ⁻⁴	-0.159 x 10 ⁻⁴		
64	170	0	0	0	-0.569	-0.938
	153	0	0	0		
	136	0.183 x 10 ⁻⁴	0.106 x 10 ⁻⁵	-0.934 x 10 ⁻⁵		

같이 전치부의 치근부위가 구치부의 치근부위보다 응력이 적게 나타났으며, 후구치부위(retromolar)가 가장 큰 응력상태를 나타냈다. (Table 4, Fig. 3 참조)

3. 협골궁(Zygomatic arch)에서의 주응력

전두협골궁합부 직하에서는 압축응력이 나타나고, 그이의 부분에서는 인장응력이 나타났다. (Table 5, Fig. 4 참조)

4. 상악전구개부(Premaxilla) 부위의 주응력

Table 6 에서와 같이 평면(plate)에서의 주응력은 절대치가 최대인 방향으로 응력의 분포정도를 나타냈다. 따라서, 상악전구개부(premaxilla)의 응력상태는 중앙부위(midsagittal)보다는 외측부위에서 많이 나타났으며, 그중에도 견치퉁용부(canine eminence)부위에서 특히 집중응력이 나타났다. (Table 6, Fig. 2, Fig. 8 참조)

5. 치조골(Alveolar Bone) 부위의 주응력

치조골부위에서의 응력상태는 힘이 가해지는 구치부쪽으로 갈수록 응력이 증가되었으며, 특히 후구치부위에서 익상악열구(ptyergomaxillary fissure)로 이행되는 부위에서 특히 많은 응력이 집중되었다. (Table 7, Fig. 2 참조)

6. 상악결절(Maxillary tuberosity) 후면의 주응력과 변위

상악결절(maxillary tuberosity) 후면에서는 외측방부위에 가장 큰 응력이 집중되었으며 각 절점(nodal point)의 변위가 구속점(170, 153)과 중앙부위에 가까운 절점(136)만 제외하고 모두 전방으로 변위를 보이며 또한 하방으로의 변위를 나타내고 있었다. (Table 8, Fig. 9 참조)

7. 소구치와 대구치 치조골부위의 변위 및 응력 상태

소구치와 대구치부위의 치조골은 요소의 모든 절점이 전방, 상방, 내방변위를 나타내며, 제 1 대구치부위앞 치간부의 요소에서 중립면과 표면의 응력이 가장 크게 나타나고 있었다. (Table 9, Fig. 10 참조)

8. 정중면(Sagittal plane)상에서의 전상악부(Premaxilla)의 변위

이 부위에서의 변위는 모든 절점들이 전방, 상방, 내방으로 변위가 일어남으로써 이런 방향으로 힘이 가해짐을 알수 있었다. (Table 10, Fig. 8.11 참조)

9. 협상악융합부(Zygomatico-maxillary suture)에서의 변위

이 부위에서는 모든 절점들이 전방, 상방, 측방 변위가 나타나고 있으므로 따라서 이 융합부위에 가해지는 힘이 전, 상, 측, 방으로 가해짐을 알수 있었다. (Table 11, Fig. 7 참조)

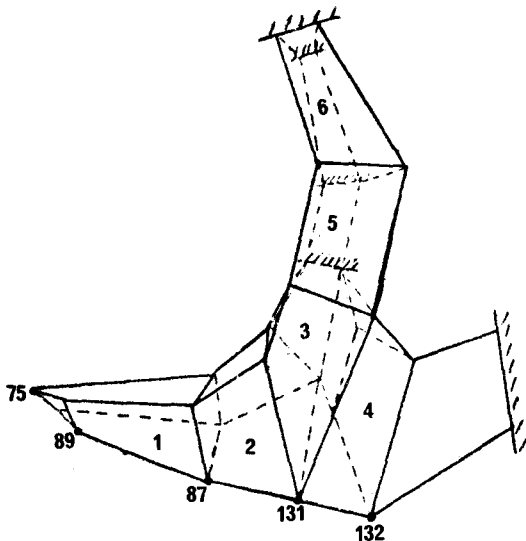


Fig. 7. The elements and nodal points of the zygomatic arch.

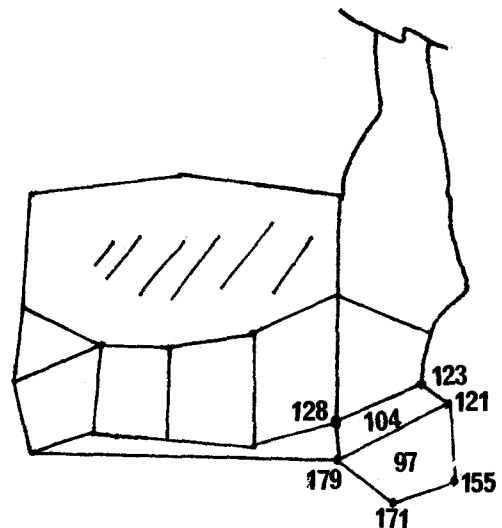


Fig. 8. The elements and nodal points of the premaxilla portion.

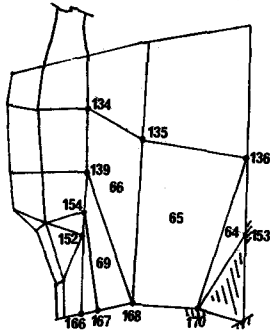


Fig. 9. The nodal points and elementary number in the posterior aspect of the maxillary tuberosity portion.

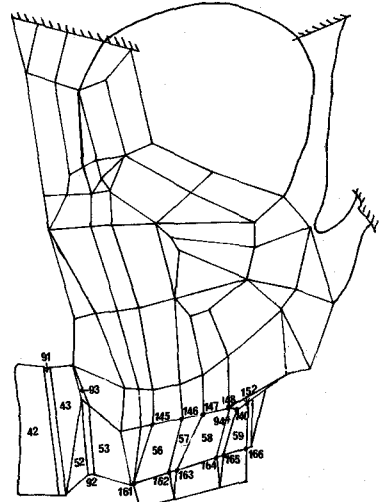


Fig. 10. The elements and nodal points in the posterior alveolar bone portion of the maxilla.

Table 9. Displacements and principal stresses in the posterior alveolar bone portion of the maxilla.

Element Number	Nodal Number	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Midsurface stress	Surface stress (g/mm ²)
56	161	-0.105×10^{-3}	0.672×10^{-4}	-0.143×10^{-3}	-1.166	-1.748
	162	-0.116×10^{-3}	0.468×10^{-4}	-0.117×10^{-3}		
	146	-0.102×10^{-3}	0.427×10^{-4}	-0.653×10^{-4}		
	145	-0.941×10^{-4}	0.552×10^{-4}	-0.827×10^{-4}		
57	162	-0.116×10^{-3}	0.468×10^{-4}	-0.117×10^{-3}	-1.711	-2.651
	163	-0.122×10^{-3}	-0.458×10^{-4}	-0.109×10^{-3}		
	147	-0.108×10^{-3}	0.302×10^{-4}	-0.560×10^{-4}		
	146	-0.102×10^{-3}	0.427×10^{-4}	-0.653×10^{-4}		
58	163	-0.122×10^{-3}	0.458×10^{-4}	-0.109×10^{-3}	-0.781	-1.223
	164	-0.131×10^{-3}	0.152×10^{-4}	-0.632×10^{-4}		
	148	-0.122×10^{-3}	0.143×10^{-4}	-0.369×10^{-4}		
	147	-0.108×10^{-3}	0.302×10^{-4}	-0.560×10^{-4}		
94	164	-0.131×10^{-3}	0.152×10^{-4}	-0.632×10^{-4}	-3.377	-5.418
	165	-0.141×10^{-3}	0.624×10^{-4}	-0.499×10^{-4}		
	140	-0.122×10^{-3}	0.129×10^{-4}	-0.322×10^{-4}		
	148	-0.122×10^{-3}	0.143×10^{-4}	-0.368×10^{-4}		
59	140	-0.122×10^{-3}	0.129×10^{-4}	-0.332×10^{-4}	-1.61	-3.262
	165	-0.141×10^{-3}	0.624×10^{-5}	-0.499×10^{-4}		
	166	-0.168×10^{-3}	-0.377×10^{-4}	0.502×10^{-5}		
	152	-0.149×10^{-3}	-0.323×10^{-4}	-0.678×10^{-5}		

Table 10. Displacements in the premaxilla portion on the sagittal plane.

Nodal Number	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
121	0.71×10^{-5}	0.213×10^{-3}	-0.162×10^{-3}
155	-0.145×10^4	0.211×10^{-3}	-0.216×10^{-3}
171	-0.105×10^4	0.212×10^{-3}	-0.208×10^{-3}
179	-0.588×10^5	0.203×10^{-3}	-0.144×20^{-3}
128	-1.05×10^{-3}	0.384×10^{-4}	-0.163×10^{-4}
123	-0.393×10^{-4}	0.125×10^{-3}	-0.106×10^{-3}

Table 11. Displacements in the zygomaticomaxillary suture portion.

Nodal Number	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
75	-0.325×10^{-4}	0.597×10^4	0.103×10^{-4}
89	-0.376×10^4	0.675×10^4	0.151×10^{-4}
87	-0.462×10^{-4}	0.545×10^4	0.739×10^{-5}
131	-0.434×10^4	0.160×10^4	-0.398×10^{-5}
132	-0.589×10^{-4}	-0.128×10^4	0.396×10^{-5}

Table 12. Displacements in the transverse palatine suture portion.

Nodal Number	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
196	0.186×10^{-4}	0.682×10^4	-0.624×10^{-5}
197	-0.514×10^{-5}	0.490×10^{-4}	-0.661×10^{-5}
232	-0.549×10^{-4}	-0.165×10^{-4}	0.193×10^{-4}
186	-0.592×10^{-4}	-0.309×10^{-5}	0.401×10^0

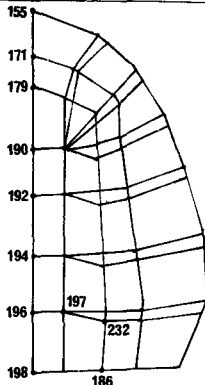


Fig. 11. The nodal points of the midpalatine suture and the transverse palatine suture.

10. 횡구개봉합부(Transverse palatine suture)에서의 변위

횡구개봉합부(transverse palatine suture)에서의 변위방향은 중앙부에서 후방으로 상방,내방으로 변위를 보이고, 치아쪽으로 가면서 전,하,외,방,으로 변위를 보임으로써 횡구개봉합부는 중앙에서 가까운 한점을 기준으로 회전됨을 알 수 있었다. (Table 12, Fig.11 참조)

11. 정중구개봉합부(Midpalatine suture)에서의 변위

정중구개봉합부에서는 전상악봉합부에서 전방변위를 보였고, 나머지 부분은 후방변위를 보였으며

Table 13. Displacements in the midpalatine suture portion.

Nodal Number	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
155	-0.146×10^{-4}	0.212×10^{-3}	-0.216×10^{-3}
171	-0.106×10^{-4}	0.213×10^{-3}	-0.208×10^{-3}
179	0.589×10^{-5}	0.203×10^{-3}	-0.145×10^{-3}
190	0.871×10^{-5}	0.198×10^{-3}	-0.129×10^{-3}
192	0.163×10^{-4}	0.166×10^{-3}	-0.885×10^{-4}
194	0.178×10^{-4}	0.113×10^{-3}	-0.418×10^{-4}
196	0.187×10^{-4}	0.683×10^{-4}	-0.625×10^{-5}
198	0.189×10^{-4}	0.998×10^{-5}	0.321×10^{-4}

또한 상방, 내방으로의 변위가 나타나고 있었다. (Table 13, Fig. 11 참조)

IV. 총괄 및 고찰

상악골은 하악골과는 달리 일련의 석회화된 골의 상호연결에 의해 두개골의 안면영역에 포함된 골이라 할수 있다. 일부는 봉합조직을 형성하는 결합조직 섬유들에 의해 전두골, 협골, 구개골 등과 같은 두개부의 다른 골들과 인접하여 결합되어 있다. 이러한 상악골에 고정적 정형력을 가하여 전방이동시키려는 연구가 많은 학자들에 의해 임상실험과 동물실험을 통해 오래전부터 시행되어 왔다.^{15, 19, 20, 27, 32} Dellinger (1973)⁹는 원숭이(macaca monkey)를 실험동물로 정형력을 가해서 상악이 익돌부(ptyergoid)로부터 분리되어 전방으로 움직일수 있다 했고, Kambara¹⁵는 악외전인력을 원숭이(macaca irus monkey)에 이용한 실험결과 전방변위가 가능했다고 보고했으며, Oppenheim(1944)²⁰은 이모장치(chin cap)에 부착시킨 금속선(wire)에 탄력선(elastics)을 걸어 상악구치의 전방이동이 가능하다고 했다. 이 외에도 많은 임상적 또는 동물실험이 있어 왔으나 상악골에 가해진 정형력이 상악골내 각 부위에 미치는 응력과 변위를 측정하는 역학적 문제는 인간의 생체에서는 어려우므로 생체와 근사한 실험 건조두개골을 실험 모델로 하여 컴퓨터를 이용한 유한요소법(finite element method)^{38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46}으로 측정 분석하여 매우 정밀하고 효과적인 결과가 될 것으로 사료되었다. 종래 치의학 분야에서 사용한 응력과 변위의 측정법은 주로 st-

rain gauge법^{32, 43}과 Holography¹¹법, 광탄성법(photoelastic method)^{5, 43, 44, 45, 46}등이 있으나 최근에는 유한요소법이 다른 방법들에 비해 많은 장점이 있으므로 구조역학 분야에서 많이 이용되고 있으며 치의학 분야에서도 흔히 시도되고 있다.

앞서 여러방법 중 Strain gauge법^{32, 43}은 응력과 변위의 동시측정은 가능하지만 수압장치의 소형화에 한계가 있고 매입 부위에서는 응력 분포의 측정을 할수 있으나 연속적인 세부 측정은 할수 없고 경계조건의 변경은 비교적 쉽지만 응력 및 변위측정 장치가 많아지므로 실험조작이 복잡해지고 모델작성에도 많은 힘과 시간을 요하게 된다. 그리고 Holography법¹¹은 건조 두개골에서 여러 골부분의 변위를 기록할 수 있고 힘이 적용되는데 대한 반응을 3차원적으로 나타낼수 있으나 레이저측정법이므로 장치의 복잡성과 조작이 어려운 문제가 있어 사용이 제한되고 있다.¹¹

광탄성 분석법은 연속된 세부의 내부응력 측정은 좋은 방법이나 응력측정은 가능하지만 변위와 응력의 동시측정이 불가능하고 경계조건의 변형을 할수 없다는 것과 모델 작성이나 실험조작의 복잡성등의 어려움이 있다.^{5, 43, 44, 45, 46} 이에 비해 유한요소법으로는 형태 크기의 일치가 용이하고 역학적 특성이 다른 많은 재료로 구성된 탄성 복합체의 모델화로 구성재료의 재료정수(E, V)가 탄성영역에 일치함을 볼 수 있고 특히 세밀하게 알고싶은 부분은 보다 작은요소로 분할 하므로서 정밀한 내부응력의 측정이 가능하고 경계조건과 실험조작등은 컴퓨터를 이용하므로 프로그램이 완성되면 비교적 용이하며 모델의 재작성도 자료카드(data card)의 좌

표를 변경하기만 하면 쉽게 만들수 있으며 경계조건도 모델의 프로그램으로 쉽게 변경할 수 있는 등의 종래의 실험방법의 단점을 해소할 수 있으므로 본 연구에서는 이상 여러방법들중 가장 최근에 시도되고 있는 유한요소법(finite element method)을 이용하여 상악골의 정형력에 의한 전방견인시 상악골내에 분산되는 응력과 변위를 계측 분석하였다. 정형력에 의한 상악골의 전방견인시 적용할 수 있는 시기에 관해서 여러 학자들간에 많은 논란이 있었다. Nanda²⁰⁾는 최대 성장중이나 전의 어린이에서 정형력을 사용하므로써 상악악 성장양상(pattern)을 바꾸어 준다고 했고, 원숭이의 실험에서 성장이 끝난 원숭이에서도 중안면복합부 (midfacial complex)의 전방변위가 있었으나 성장기 원숭이보다는 소량이었다고 했으며, Cozzani⁴⁾는 상악열성장의 치료목적이므로 가능한한 일찍(4세) 정형력을 사용해야 한다고 하고 그 이유는 상악전방견인시 성장방향과 일치되고 상악전방견인은 하악후방이동과는 달리 치료후 결과가 매우 안정된다고 하였으며 6세 이상되면 결과가 제한된다고 했다. Oppenheim²³⁾은 연령에는 제한이 없다고 했고, Irie와 Nakamura¹²⁾는 정형력은 초기 성장기(Hellman's dental age II C~III C)인 5~9세가 적당하다고 했으며 Van der Linden³⁰⁾은 어린환자들은 조직의 적응력이 크기 때문에 언제나 최대성장기까지 기다리지 말고 가급적 일찍 정형력의 시술이 시행되므로 해서 여러면에서 최대한의 효과를 얻을수 있다고 했다. 그러나 본 연구에서 모델로 사용한 사람의 두개골이 Hellman dental age III C의 것이지만 전조두개골에 단순한 정형력을 주어 역학적인 수치해석을 하는 것으로 실제 생체에서 하는 의미는 적으나 유한요소법의 모델로서는 계측상 정밀도와 해부학적 구조해득에 다소 의미가 있는것으로 사료된다. 상악골에 정형력을 가하여 전방견인하는 경우 정형력의 크기 정도에 관해서도 여러학자들간에 논란이 되어왔는데, Irie¹²⁾는 이모장치를 800gm에 상악견인력은 400gm으로 했고, Cozzani⁴⁾는 편측 500~1000gm의 강한 정형력으로 상악을 전방견인시켰다. Nanda (1978)²⁰⁾는 macaca monkey에 500gm의 정형력으로 6개월 동안 전방정형력을 주어 실험하였다. 또한 같은 500gm을 주었어도 실험동물에 따라 변위에 큰 차이가 있었으며, 이는 안면 봉합부의 형태차이에서 기인한 것으로 봉합부 각부위에서 다양한 회전우력(moment)이 발생되어 전방변위에 영향을 미치는 것으로 고려된다고 했다.²⁰⁾ 본 연구에서는 수치

해석적인 실험적분석 방법으로 최저의 정형력으로 각 재질에 미치는 응력이나 변위를 알아보려는 의도로 통상 임상에서 사용되는 최저의 정형력을 준하여 300gm의 하중조건을 자료로 적용 입력시켰다. Kragt¹⁶⁾등은 전조 인간두개골의 상악골에 정형적 교정력을 가했을 때의 초기반응을 Hologram에 의해 실험한결과 전조두개골을 사용해서 관찰된 반응이 생체두개골에서의 최초의 반응과 특징상 유사하다는 것을 입증했으며¹⁶⁾, 이러한 초기반응들이 정형력이 주어졌을때 처음 변위된 골부분에 있다는 것을 나타내는 것이라 하겠으며, Kragt¹⁶⁾의 실험에서 정형력을 더높여 적용시키지 않은것은 두개골의 최초의 반응으로 분류될 수가 없기 때문이라 했는데, 따라서 본 실험에서 단일한 정형력을 준것과 일치된 견해임을 볼 수 있다.

상악골에 정형력을 가하여 전방견인시키는 경우 임상적으로는 통상 제 1 대구치 협면의 한점에 힘의 정점이 고정되나 본 실험에서는 유한요소법의 역학적 해석상 정형력이 가해지는 치아에 협설적으로 균등한 힘이 배분된다는 가정하에 협설측 두점을 힘의 정점으로 하였고, 정형력을 주는 치아나 상악골을 구성하고 있는 성분도 역학적으로는 하나의 탄성체로 보기 때문에 구성 재료의 재료정수인 Young's 계수(E)와 Poisson's 윌(V)은 Wright³³⁾의 설을 인용하였다. Hinrichsen과 Storey¹¹⁾에 의하면 두개 안면봉합과 치근막은 힘을 받았을때 내부구조는 조직학적으로 아주 유사하다고 하였으나 치근막은 재료계수의 값이 미미하므로 본 연구에서는 범랑질과 상아질, 치밀골, 해면골만을 고려하였다. Nanda²⁰⁾는 동물실험(macaca rhesus monkey)에서 금속매식(vitalium implant)을 하는 Bjork²⁶⁾에 따라 상악부의 전방견인력을 주는 실험을 통한 방사선계측(cephalometric)에서 상악부의 상당한 변위를 관찰하였는데 유사한 변위를 안와측방과 용기부(key ridge)에서도 볼수 있었다고 했다. 본 연구에서도 협골궁의 주응력과 변위값을 보면 안와측방과 용기부(key ridge)에 해당되는 부분인 전두협골봉합부 직하를 제외한 협골궁(zygomatic arch)이행부에서 많은응력이 집중되었고, 상악결절 후면부위에서는 구속점(177, 153)과 중앙부위에 가까운 절점(136)만 제외하고 모두 전방(-)으로 변위를 보이며 응력상태도 아주 큰 값들을 나타내며, 특히 상악결절부 후면에서 가장 큰 응력을 나타내고 있음은 이 부위에서의 주목할 만한 변화를 의미하는 것으로, 본 연구에서 이러한 두드러진 특징은 Nanda

20)의 동물실험 결과와도 같은 경향인 것으로 사료되는바 Nanda²⁰⁾는 상악골이 다소 회전되는 변위를 보고하면서 회전의 중심을 추적하여 전방전인력방향에 교합면과 일치하면 그 회전의 중심이 교합면에서 높이 멀어지고 수평방향의 변위가 커지며, 전인력방향에 교합면과 이루는 각도가 커지면 회전중심이 낮아지고 수평방향의 변위보다는 수직방향의 변위가 커진다고 했다. 본 연구에서는 전방전인력의 방향을 교합면과 일치하도록 하므로 해서 회전중심이 교합면에서 멀어지고, 수평방향의 변위가 수직방향의 변위보다 크게 나타나는 경향을 상악전구개부와 상악결절부의 변위 계측치에서 고찰할수 있는데 상악전방부(premaxilla)부위에 미치는 주응력분포를 보면 평면(plate)에서 주응력은 절대치가 최대인 방향으로 인장상태인지 압축상태인지를 나타내는데 이 부위의 응력상태가 중앙부위(midsagittal)보다는 외측부위에 응력이 미치고 특히 견치퉁용부(canine eminence)부위에 집중응력을 보였고 Table 10에서의 정중면(sagittal plane) 상에서의 전상악부부위의 변위를 보면 모든 절점들이 전방, 하방, 측방으로 일어남으로써 이런방향으로 힘이 가해지는 경향으로 사료된다. Nanda²⁰⁾는 또한 금속매식에 의한 실험에서 골의 변위를 조사해본 결과 상악골, 협골, 측두골과 전두골등이 수평방향과 수직방향으로 변위를 보았다고 하고 특히 상악골의 전방변위를 관찰하기 위한 상악골 최전방점(prosthion)에서의 계측에서 전방수평변위가 3.5~9mm였고, 수직적변위는 2~7mm인 것으로 나타났고, 성장이 끝난 원숭이에서는 수평변위 2~3mm 수직변위가 2~5mm로 나타났고, 또한 그의 실험에서 협골은 상악골과 독립적으로 변위됨을 보고하였는데 본 연구에서도 협골궁에서의 응력과 변위경향을 본 결과(Table 5) 전두협골융합부 직하에서는 압축응력을 보이면서 중앙부위에서 외측으로 갈수록 응력이 크게 나타난 것을 볼수 있었는데 이런 결과는 협골부가 상악골과 독립적으로 변위된다는 앞의 동물실험과 유사한 경향을 보이며, 원칙적으로 협골궁(zygomatic arch)의 성장이 후외방으로 진행되므로 성장의 방향과도 부합되는 경향임을 볼수 있었다. Wolf's Law¹⁵⁾에 의하면 골의구성과 형태는 골에 영향을 주는 기계적인 힘의 변화에 따라 점차 달라진다고 했고, 교정적인 기계적힘에 의해 골성장을 촉진 또는 억제한다는 선학의 보고도 있었다.¹⁵⁾ Kambara¹⁵⁾는 원숭이(macaca irus monkey)에 의한 동물실험에서 악의전방전인력을(300g) 간헐적으로 주

고 효과를 분석한 결과, 악의전방전인력으로 상악골주변 융합부와 상악결절부(maxillary tuberosity)에 중요한 변화를 유발시켰다고 하였는데, 본 연구의 상악결절 후면의 주응력과 변위의 분포에 나타난 응력상태에서도 특히 큰 응력분포를 보였음을 알수 있었다. (Fig. 8) 특히 상악결절 부위는 주로 골침가(bone apposition)에 의하여 후방, 외방 및 하방으로 성장하며 그 결과 치궁(dental arch)의 길이가 증가되고 폭이 넓어지게 되는 상악치궁의 중요한 성장부위(growth site)가 된다고 하였는데²⁶⁾, 본 연구의 상악결절의 후면부위에서는 요소(element)를 이루는 각 절점(nodal points)의 변위방향이 (-)방향인 전방으로 나타났고, 또한 하방으로의 변위를 보였는데 이러한 변위양상은 상악골의 성장 발육 방향과도 일치되므로 매우 의미 있는 것으로 사료된다. 상악의 성장에서 상악결절부가 후방으로 성장함에 따라 상악골전체는 전방으로 일차전위(primary displacement)를 하고 이면전위에 의하여 융합부의 결합조직에서 장력(tension)이 발생하게 되며, 이 장력에 의하여 융합부의 결합조직에서 신생골이 형성된다고 하는 성장의 이론이 있다. 그런데 초기학설에 의하면 상악결절부(maxillary tuberosity portion)후면에서 신생골 침가가 일어남으로써 인접되어 있는 근육의 부착부인 익돌판(muscle supported pterygoid plate) 쪽으로 상악골을 밀게 된다고 하였으며, 다른 학설에 의하면 상악골에 있는 다양한 융합부에서 골성장(bone growth)이 일어남으로서 골구조를 밀게되어 결과적으로 상악전체가 전방 또는 하방으로 밀리게 된다고도 하였다. 그러나 이상 두가지 학설은 최근에는 인정을 받지 못하고 있는데 그 이유는 융합부의 결합조직은 인장응력에 대한 적응조직(tension adapted tissue)이지 압축응력에 따른 적응조직이 아니기 때문이라는 것이다. 특히 Dellinger(1973)⁶⁾, Kambara(1977)¹⁵⁾, Nanda(1978)²⁰⁾, Irie와 Nakamura¹²⁾등의 동물(영장류)실험에서 상악골을 전방이동시킬 경우 성장기에서 더욱 바람직한 효과를 얻을수 있었다는 보고와 Van der Linden³⁰⁾의 성장기전에 가급적 일찍 정형력의 시술이 시행되는게 좋다는 이론과 정형력을 가하는 방향에 대한 이론은 성장의 시기와 성장의 방향에 대한 중요성을 시사하는 것으로 본 연구에서 전반적으로 상악골체 각 부위별 변위양상을 종합해 볼때 거의 모든부위 즉 정중시상면상에서의전반상악골부위(premaxilla), 협상악골융합부위, 횡구개융합부위, 소구치와 대구치치조골부위, 상악결절

후면부위 등에서 수평적인 관계 즉 X축에서 거의 모든 절점(nodal points)들이 전방변위(-)를 나타내고 있음은 상악골 자체의 성장과정에서 알려진 일치전위(primary displacement)방향과도 일치되는 매우 주목할만한 결과라 할수 있겠으며, 수직적인 변위관계 즉 Y축에서 보면 상악결절후면부위를 제외한 소구치와 대구치치조골부위, 정중시상면상의 전반상악골부, 협상악융합부, 정중구개융합부 등에서는 대부분의 절점들이 상방변위(+)를 보였다. 응력의 부위별 분포경향을 보면 대체로 정형력이 주어지는 제 1 대구치부위에 역시 강한응력이 나타나면서 점차 전방으로 가면서 감소되는 경향을 보였고, 전방상악골부(premaxilla)에서는 상악궁 (arch)의 우각부(corner)에 해당되는 견치퉁융부에 특히 큰 응력을 보였으며, 상악결절후면부위에서는 익상악열구(ptyergomaxillary fissure)로 이행되는 외측방부위에 매우 큰 응력을 보였다. 이상의 모든 결과는 임상에서 정형력을 주어 상악골을 전방견인시킬 경우 변위양상과 응력의 분포를 고려해야 한다는 점에서 매우 중요하지만 상악골체의 해부학적 복잡성과 성장양상의 특수성이 있어 본 유한요소법에 의한 물리역학적 수치해석자료의 미흡점을 보완할수 있는 생체실험과 같은 더욱 다양한 연구가 필요할 것으로 사료되는 바이다.

V. 결 론

정형력에 의한 상악골 전방견인장치로 상악 제 1 대구치에 300gm의 전방견인력을 주어 상악골체에 미치는 응력의 분포와 변위양상을 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 치아부위와 치조골부위의 응력분포는 전치부에서 보다 구치부에서 크게 나타났다.
2. 상악전방구개부의 주응력은 중양부위보다는 외측부위에서 크게 나타났으며, 특히 견치퉁융부위에서 집중응력을 보였다.
3. 협골궁에서의 응력상태는 전두협골융합부 직하에서는 압축응력이 그외 부분에서는 인장응력이 나타났다.
4. 협상악융합부의 변위는 모든 절점들이 전방, 상방, 측방변위를 보였고, 횡구개융합부에서는 중양한점을 기점으로 다소 회전되는 양상을 보였다.
5. 상악결절 후면부위에서는 외측방에 가장 큰 응력이 집중되었으며 전반적으로 전하방변위를

보였다.

참 고 문 헌

1. Argyris, J.H.: Energy Theorems and structural Analysis. Aircraft Eng, Vol. 26, 383 Oct. 1956.
2. Chaconas, S.J., Caputo, A. and Davis, J.C.: The effects of orthopedic forces on the craniofacial Complex utilizing cervical and headgear appliances. Am, J.O. 69. 527-539, 1976.
3. Clough, R.W.: The Finite Element Method in plane stress Analysis. J. Struct. Div. ASCE, Proc. 2nd Conf. Electronic Computation 345, 1960.
4. Cozzani, G.: Extraoral traction and class III Treatment A.J.O Vol. 80, 6, 638-650, 1981.
5. de Alba, J.A., et al: Stress distribution under highpull extraoral chin cup traction (A photoelastic study). Angle Orthod. 52:69-78, 1982.
6. Dellinger, E.L.: A preliminary Study of Anterior Maxillary Displacement. A.J.O Vol. 63.5 509-516, 1973.
7. Endo, B: Experimental study on the mechanical Significance of the form of the human facial skeleton, J. Fac. Sci. Univ. Tokyo. 1:106, 1966.
8. _____ : Analysis of stresses around the orbit due to masseter and temporalis muscles, J. Andropol, Soc. Nippon 78:251-266, 1970.
9. Haas, A.J.: Palatal expansion just the beginning of dentofacial orthopedics, Am. J. Orthod, 57:219-255, 1970.
10. Henry, H.L.: An experimental study of external force application to the maxillary complex, Ann. Arbor, The University of Michigan, 1976.
11. Hinrichsen, G.J and storey, E.: The effect

- of force on bone and bones, Angle orthod. 38:155-165, 1968.
12. Irie, M. and Nakamura S.: Orthopedic approach to severe skeletal class III malocclusion. A.J.O. Vol. 67. 4 377-392 April 1975.
 13. Jacobson, A et al: mandibular prognathism. A.J.O. 66:140-171, 1974.
 14. Johnson, E.L: Application of occipital anchorage. A.J.O. oral Surgery. 29:638-647, 1943.
 15. Kambara, T.: Dentofacial changes produced by extraoral forward force in the Macaca irus. A.J.O Vol 71 No 3, 249-277 March 1977.
 16. Kiyomura, H. et al: Two cases of mandibular protrusion treated with occipito-mental anchorage. Jap. Orthod. Soc. 28:134-145, 1969.
 17. Klein, P.L: An Evaluation of cervical Traction on the maxilla and the upper First permanent molar. Vol 27. 1. 61-68, Jan. 1957.
 18. Kragt, G. et al: The initial reaction of a macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology. Vol 81. No 1. A.J.O 49-56, Jan. 1982.
 19. Meldrum, R.J: Alterations in the upper facial growth of Macaca mulatta resulting from high-pull headgear. A.J.O. 67:393-411, 1975.
 20. Nanda, R.: Protraction of maxilla in rhesus monkeys by controlled extraoral forces. A.J.O vol 74. 2. 121-141. August 1978.
 21. _____: Biomechanical and clinical Considerations of a modified protraction headgear. Vol 78. No 2. A.J.O. 125-139, August 1980.
 22. Nelson, F.O: A new extraoral orthodontic appliance. Int. J. Orthod. 6:24-27, 1968.
 23. Oppenheim, A.: A possibility for physiologic orthodontic movement, A.J.O. oral surg. 30:345-368, 1944.
 24. Ricketts, R.M.: The Influence of orthodontic Treatment on Facial growth and development Angle Orthod Vol 30. 3. 103-131. July 1960.
 25. Sassouni, V.: Dentofacial orthopedics, a critical review, A.J.O 61:255-269, 1972.
 26. Sheridan, J.J: Oral orthopedics. J. La. Dent Assoc. 26:5-8, 1968.
 27. Sproule, W.R.: Dentofacial changes produced by extraoral cervical traction to the maxilla of the macaca mulatta. Thesis University of Washington, 1968.
 28. Storey, E.: Tissue response to the movement of bones. A.J.O Vol 64. No 3, 229-247, Sept. 1973.
 29. Tinanoff, N.: Anteroposterior facial orthopedics in the pedodontic Patient, Baltimore coll. Dent Surg. 27:46-55, 1972.
 30. Van der Linden: Genetic and environmental factors in dentofacial morphology. A.J.O. 52:576-583, 1966.
 31. Weinferger, B.W: Orthodontics: a historical review of its origin and evolution. st. wuis, 1926.
 32. Weijs, W.A. and Dejongh. H.T.: Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit. Arch. Oral Biol. 22:667-675, 1977.
 33. Wright, K.M. et al: Reactive force distribution for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutment. J. Prosth. Dent. 1937.
 34. Zienkiewicz, O.C: The finite Element Method in Structural and Continuum Mechanics. McGraw Hill. 1967.
 35. _____: The Finite Element method in Engineering science, McGraw Hill, 1971.

36. 심명숙·구경무 응봉해부학 제 6 판(개정판), 54-80, 치학사, 1982.
37. —: 미쉬간 대학교 Postgraduate Dentistry 에 있어서 Craniofacial Growth Courses 의 소개, 치원 7: 20-22, 1972.
38. 이중홍: 유한요소법(I), 대한기계학회지, 13: 3, 203-208, 1973.
39. —: 유한요소법(II), 대한기계학회지, 13: 4, 299-302, 1973.
40. 한무현: 유한요소법에 의한 Telescope crown 과 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구, 경희치대논문집, 4: 241-258, 1982.
41. 조호구: 정형력에 대한 하악골내의 응력 분산 과 변위에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과 교정학회지, Vol. 14, No. 1, 1984.
43. 윤성일: 치관 보철물에 작용하는 Stress에 대한 광탄성적 분석, 대한치과 의사협회지, 17: 1, Jan, 1979.
44. 宮川修, 塩川延洋: 有限要素法について. 齒界展望, 44: 903-911, 1974.
45. 提定美: 有限要素法の基礎, 國際齒科學會誌, 5: 231-241, 1977.
46. 鬼頭政勝: 伊藤博夫, 水上深: 咬合力の齒槽窩壁への分布に關する 三次元齒根膜モデルによる研究, 日本補綴齒科學會雜誌, 19: 419-425, 1975.

— ABSTRACT —

**A FINITE ELEMENT ANALYSIS ON THE EFFECT OF THE REVERSE
HEADGEAR TO THE MAXILLARY COMPLEX.**

Joo Young Kim, Byung Hwa Sohn

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University.

The purpose of this study was to analyze the stress distribution and the displacement in the maxillary complex after the application of the reverse headgear. The direction of force was parallel to the occlusal plane. Orthopedic force, 300gm, was applied to the maxilla of the dry human skull in a forward direction. The stress distribution and the displacement within the maxillary Complex was analyzed by a 3-dimensional finite element method.

The results were as follows:

1. The stress distribution at the molar region was greater than that at the anterior.
2. The stress distribution at the lateral side of the premaxilla was greater than that at the middle side, especially high stress was noted at the canine eminence.
3. Compressive stress was noted only at the frontozygomatic suture of the zygomatic arch.
4. A forward, upward, and sideward displacement was noted at the entire nodal points of the zygomaticomaxillary suture portion. A displacement with a slight rotation was observed on the transverse palatine suture.
5. The maximum stress was observed at the lateral side of the maxillary tuberosity area, and generally the forward and downward displacement was noted at all this area.