

## HEAD GEAR가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석

연세대학교 치과대학 교정학교실

이 인 수 · 손 병 화

### I. 서 론

치과교정학의 역사중에 인위적으로 악골의 성장을 촉진, 억제시키기 위한 여러가지 교정장치가 사용되어온 기록이 있다. 악골 성장을 촉진, 억제시키기 위하여는 구강외력을 이용하여야 하며 이것을 임상에 적용하고자 할때는 힘의 크기, 방향, 시간 등을 정확히 조절할 수 있어야 한다. 구강외력의 일종으로서 head gear가 이용되어 왔으며 head gear는 상악구치의 원심이동, 상악골 전방성장 억제, 상악골 변형, 상악전치의 설측 이동등을 목적으로 오늘날까지 치과임상에 이용되어 오고 있다.

정형력의 사용은 근래의 새로운 치료방법이 아니며, 고대 인디안들은 안면 두개골의 심미성을 창조하기 위하여 어린이 두개골에 압력을 가하여 안면 두개골의 형태를 변형시켰으며, 중국 여인들은 발을 묶어서 길이가 4 inch 되도록하여 아주 작은 발을 인위적으로 만들었던 역사가 있었다.<sup>1)</sup>

Cellier와 Fox가 턱 교정장치를 악골골절의 교정과 탈구의 치료 목적으로 최초로 사용한 이래, 1836년에 Kniesal이 head cap을 후두 교정장치로 소개하였으며, Gunnel, Schange, Kingsley가 head cap을 사용했던 기록이 있다. Angle<sup>2)</sup>이 이것들을 extraoral occipital anchorage로 채택했으나 Oppenheim이 임상에서 Class II 부정교합을 성공적으로 치료함으로써 대중적이 되었다. Kloehn, Fisher, Nelson, Tweed 같은 동시대의 교정학자들도 치아의 원심이동을 위한 교정장치의 잠재적 근원으로서

head cap의 사용을 시도 하였다. 그들은 이러한 장치들이 두개골, 목 등에 악영향을 주지 않음으로서 교정치료에서 안정된 고정장치로 생각하게 되었다. Schudy<sup>34, 35)</sup>, Creekmore<sup>6)</sup> 등은 개교(open bite), high mandibular angle이 있는 경우에, 구치의 정출을 원하지 않는 경우에는 outer bow가 상악 제 1 대구치에서 끝나는 high pull head gear를 고안하여 사용하였다. 과거 치의학 분야에서 응력과 변위를 측정하기 위한 계측방법은 주로 electrical resistance strain gauge법<sup>37)</sup>, holography법<sup>23, 25)</sup>, 광탄성법<sup>5, 6, 43)</sup> 등이 있었으며 Zak<sup>41)</sup>가 치의학에 광탄성법을 도입한 이래 치관 수복물에 있어서 광탄성학적 응력분석은 Craig, El-Ebrashi, Lepeak, Peyton, Tillison, Farah, Nally 등에 의해 연구 보고된 바 있다. 그러나 최근에는 컴퓨터를 이용한 유한요소법<sup>42, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52)</sup> 이 다른 방법에 비해 장점이 많고 실험은 간단하여 구조역학 분야에서 많이 이용되어 왔으며 근래에는 치의학 분야에도 많이 응용되고 있다. 유한요소법은 구조역학뿐만 아니라 생역학에서도 효과적으로 응용할 수 있어서 보철학분야<sup>48, 49)</sup>와 교정학분야에서는 하악골<sup>46)</sup> 및 상악골의 전방전인<sup>42)</sup>에 대한 역학적 분석을 연구 보고한 예는 많이 있었으나 상악골에서 head gear를 사용하여 후방전인한 연구는 최소한 실정이므로 이에 저자는 정형력에 의한 상악골의 후방전인시 상악골의 각 부위에 분산되는 응력과 변위를 유한요소법을 이용하여 연구한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

## II. 연구방법 및 재료

### 가. 연구재료

제 2 대구치가 봉출하기 시작하는 Hellman III c 정도인 인간의 건조두개골을 이용하여 상악 제 1 대구치에 교정용 band를 부착하여 double buccal tube를 위치시키고 high pull head gear, straight pull head gear, cervical pull head gear 등 3 종류의 head gear를 설치하여 양측 상악 제 1 대구치에 후방 견인력을 각각 300gm씩 가해 상악골에 미치는 응력의 분포와 굴곡효과, 변위정도를 관찰하기 위해 건조두개골이 좌우 동형이라는 가정하에서 편측 상악골체에 대한 3차원 유한요소 모델을 제작하였다.

### 나. 연구방법

본 연구에서는 상악골체를 평판요소(plate element)와 육면체요소(8-node solid element)로 분할하고 face bow는 보요소(beam element)로 분할하였으며, 요소분할은 형상의 변화나 재질의 변화를 유한요소법의 요소 분할 원칙에 따라 행하였다. (Table 1, Fig. 2-7 참조)

3차원 분석을 위한 좌표 설정에 있어서 X축은 상악 중절치에서 교합평면에 평행하게 뒷쪽으로 향하며 전, 후방의 변화를 분석할 수 있게 하였고, Y축은 상악 중절치에서 X축에 수직이 되며 상, 하방의 변화를, Z축은 X축, Y축에 수직이 되며 협설방향의 변화를 분석할 수 있게 했다. (Fig. 1 참조)

임상에서 head gear를 장착하여 치료를 받은 환자의 두부 X선 규격사진 계속 분석결과 상악제 1 대구치의 bodily movement를 얻기 위해서는 high pull

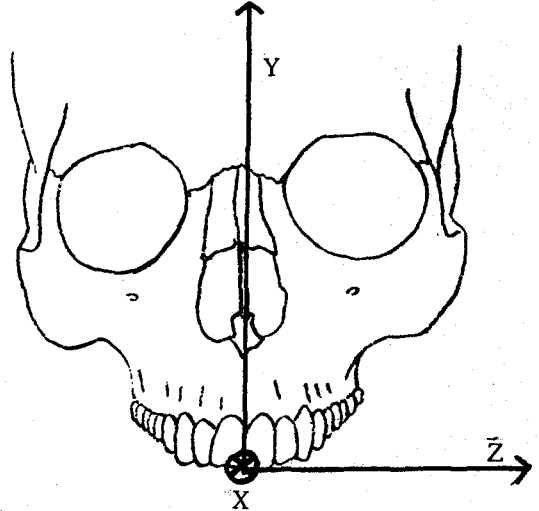


Fig. 1. 3차원 좌표

head gear에서는 condyle head 상방 1cm의 점과 상악 제 1 대구치의 center of resistance를 이은선과 교합면이 이루는 각이 30°이었으며, cervical pull head gear에서는 제 2경추의 극돌기(spinous process of second cervical vertebrae)와 상악 제 1 대구치의 center of resistance를 이은선이 교합면과 이루는 각이 하방으로 23°를 이루고 있어서 정형력이 high pull head gear는 교합면에 대해서 30°, straight pull head gear는 교합면에 대해서 0°, cervical pull head gear는 교합면에 대해서 하방으로 23°의 각도가 되도록 주었으며 high pull head gear에서는 outer bow를 inner bow 보다 짧게 하고 (8개의 보요소로 분할), straight pull head gear와 cervical pull head gear에서는 outer bow를 inner bow

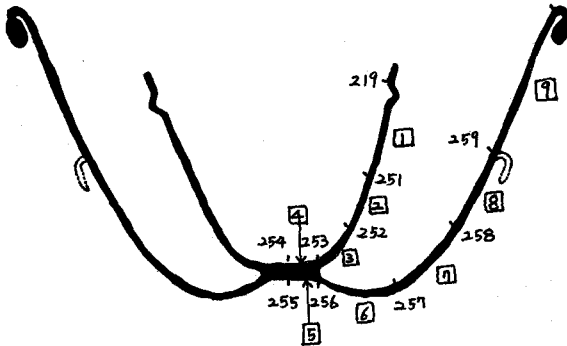
Table 1. Number of elements and nodal points

Element types	Portions	Number of element	Total number of nodal points
Plate element	Maxilla	119	259(260)***
8-node solid element	Zygomatic arch	6	
	Tooth	19	
Beam element	Face bow	8*(9)**	

\* : high pull head gear장착시 element의 숫자.

\*\* : straight pull, cervical pull head gear장착시 element 숫자.

\*\*\* : 여분의 nodal point 포함.



□ : 보요소 (beam element)  
 ①-⑧ : high pull head gear  
 ①-⑨ : straight pull head gear cervical pull head gear

Fig. 2. Face bow\*의 보요소 분할 및 절점번호  
 \*Face bow : DENTARUM회사제품, No.3 (red colour coded), 97mm (stop loop 길이), inner bow 직경 1.15mm/0.045"

보다 길게 (9개의 보요소로 분할) 함으로서 정형력이 상악 제 1 대구치의 center of resistance를 통과하게하여 상악 제 1 대구치의 원심이동에서 bodily movement가 가능하도록 하였다. (Fig. 2 참조)

각 절점의 좌표는 상악골을 유한개의 요소로 분할하고 각 방향의 사진을 촬영하여 계측기를 이용하여 산출하였고, 구속점은 상악전두융합선, 전두협골융합선, 협측관골융합선, 이상악열구의 절점을 구속점으로 하였으며 유한요소 모델은 협골, 치아, 치조골부위는 육면체요소로 상악, 구개골등은 평판요소로 face bow는 보요소로 분할 하였으며 안면융합과 치근막은 힘을 받았을때 내부구조는 조직학적으로 아주 유사하다고 하였으나 치근막은 재료계수의 값이 미미하므로 본 연구에서는 범랑질, 상아질, 치밀골, 해면골, stainless steel등으로 구성되는 것으로 가정하였으며 각 재료의 물리적인 특성으로 정해진 Young's 계수 (E)와 Poisson's 율 (V)은

wright 설을 인용하여 각 재료별로 조건을 입력하였다. (Table 2 참조)

위의 같은 재료와 조건하에서 각 요소의 고유번호, 절점의 좌표값과 상악 제 1 대구치의 절점에 300gm의 후방견인력이 걸린다고 가정한 하중조건들의 입력자료들을 컴퓨터 (CYBER 170-835 system)의 구조물 해석을 위한 프로그램 (package program SAPIV)에 입력하여 각 요소와 절점에서의 응력과 변위를 산출 비교 분석하였다.

### III. 연구 성적

#### 1. 치관부위의 응력

3 종류의 head gear 모두에서 상악 제 1 대구치 치관에 가장 큰 응력이 발생하였으며, 치관부위에 영향을 미치는 응력의 크기는 cervical pull head gear가 가장 크게 나타났고 straight pull head gear, high pull head gear 순서로 응력이 약하게 나타났다. (Table 3, Fig. 3 참조)

#### 2. 치근부위의 응력

high pull head gear에서는 제 2 대구치 치근에 가장 많은 응력이 작용하였으며 제 1 대구치, 제 2 대구치, 제 1 소구치, 견치, 측절치, 중절치 치근 순서로 응력이 감소하였고, 제 1 대구치 치근은 제 2 대구치 치근의 응력에 비해서 약 1/3 정도 응력이 감소하였으며 견치, 소구치, 제 1 대구치 치근의 응력은 별 차이가 없었다. straight pull head gear에서는 제 2 대구치, 제 2 소구치, 제 1 소구치, 제 1 대구치, 견치, 측절치, 중절치 치근 순서로 응력이 감소하였다. cervical pull head gear에서는 제 1 대구치, 제 2 대구치, 제 2 소구치, 제 1 소구치, 견치, 측절치, 중절치 치근 순서로 응력이 감소하였으며 다른 종류의 head gear에 비해서 상대적으로 소구치

Table 2. Mechanical properties of each material

Property Material	Young's Modulus (E) (g/mm <sup>2</sup> )	Poisson's Ratio (V)
Cancellous bone	0.18 × 10 <sup>5</sup>	0.45
Compact bone	0.12 × 10 <sup>7</sup>	0.33
Dentin	0.14 × 10 <sup>7</sup>	0.28
Enamel	0.49 × 10 <sup>7</sup>	0.30
Stainless steel	0.204 × 10 <sup>8</sup>	0.30

Table 3. 치관(crown)부위의 응력

Element number	Stress	absolutely maximum stress (g/mm <sup>2</sup> )		
	Type	High pull head gear	Straight pull head gear	Cervical pull head gear
23		$2.06 \times 10^{-2}$	$3.29 \times 10^{-2}$	$4.41 \times 10^{-2}$
24		$2.64 \times 10^{-1}$	$4.66 \times 10^{-1}$	$6.71 \times 10^{-1}$
25		$1.89 \times 10^{-1}$	$2.65 \times 10^{-1}$	$3.19 \times 10^{-1}$
14		$1.66 \times 10^{-1}$	$2.29 \times 10^{-1}$	$3.24 \times 10^{-1}$
15		$1.07 \times 10^0$	$1.87 \times 10^0$	$2.79 \times 10^0$
16		$1.10 \times 10^1$	$1.34 \times 10^1$	$1.40 \times 10^1$

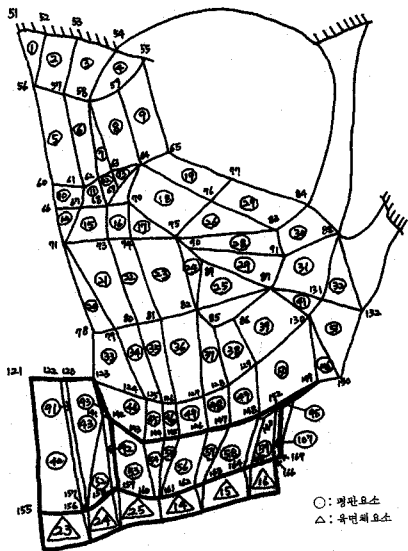


Fig. 3. 안면골의 평균요소와 극면체요소 분할 및 절점번호

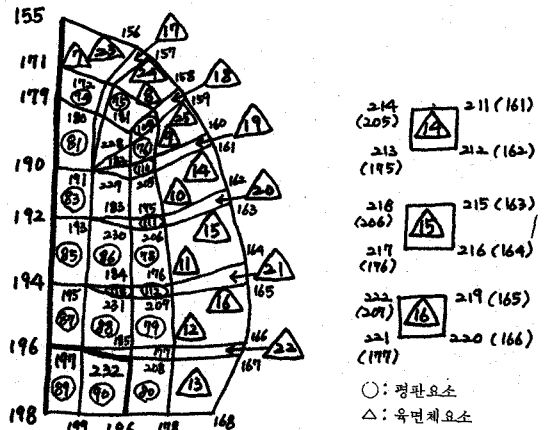


Fig. 4. 구개부의 평균요소와 극면체요소 분할 및 절점번호

Table 4. 치근(root)부위의 응력

Element number	Stress	absolutely maximum stress (g/mm <sup>2</sup> )		
	Type	High pull head gear	Straight pull head gear	Cervical pull head gear
7		$2.77 \times 10^{-2}$	$2.84 \times 10^{-2}$	$2.85 \times 10^{-2}$
8		$8.59 \times 10^{-2}$	$1.06 \times 10^{-1}$	$1.47 \times 10^{-1}$
9		$3.62 \times 10^{-1}$	$4.30 \times 10^{-1}$	$4.32 \times 10^{-1}$
10		$5.02 \times 10^{-1}$	$8.52 \times 10^{-1}$	$1.23 \times 10^0$
11		$5.84 \times 10^{-1}$	$9.88 \times 10^{-1}$	$1.40 \times 10^0$
12		$6.40 \times 10^{-1}$	$7.74 \times 10^{-1}$	$2.68 \times 10^0$
13		$3.79 \times 10^0$	$3.53 \times 10^0$	$2.34 \times 10^0$

Table 5. 협골 (zygomatic bone) 부위의 응력

Element number	Stress Type	absolutely maximum stress (g/mm <sup>2</sup> )		
		High pull head gear	Straight pull head gear	Cervical pull head gear
1		$2.55 \times 10^0$	$2.80 \times 10^0$	$2.63 \times 10^0$
2		$4.59 \times 10^{-1}$	$2.84 \times 10^{-1}$	$2.10 \times 10^{-1}$
3		$1.89 \times 10^0$	$2.23 \times 10^0$	$2.46 \times 10^0$
4		$1.19 \times 10^0$	$9.33 \times 10^{-1}$	$2.89 \times 10^{-1}$
5		$9.87 \times 10^{-1}$	$1.07 \times 10^0$	$1.21 \times 10^0$
6		$-3.15 \times 10^{-1}$	$2.73 \times 10^{-2}$	$8.87 \times 10^{-1}$

부위의 치근에 많은 응력이 나타났다. (Table 4, Fig.4 참조)

### 3. 협골에서의 응력

high pull head gear에서는 전두협골 봉합선 직하 부위(육면체요소 ⑥)에서만 압축응력이 나타났고 나머지 부위에서는 인장응력이 나타났다. straight pull head gear에서는 전두협골 봉합선 직하부위는 응력을 거의 받지 않았으며 모든 종류의 head gear 에서 협골궁의 전반부(육면체요소 ①)에 응력이 많이 발생되었고 그 다음 순서는 약간 떨어진 협골궁의 중앙부위(육면체요소 ③)에서 응력이 발생 되었다. (Table 5, Fig.5 참조)

### 4. 상악 전구개부에서의 응력

모든 head gear에서 중립면보다는 표면에서 응력이

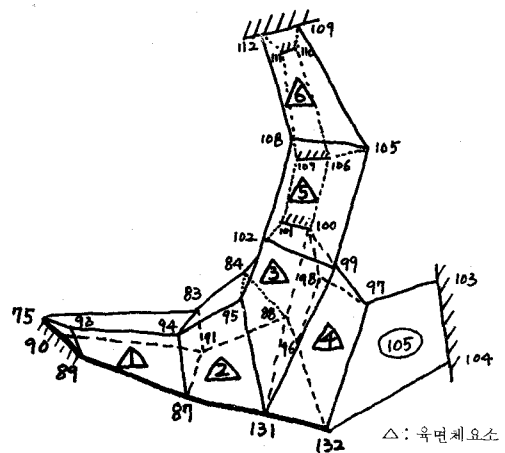


Fig. 5. 협골의 육면체요소 분할 및 절점번호

Table 6. 상악 전 구개부 (premaxilla) 부위의 중립면과 표면에서의 응력

Element number	Type	High pull head gear		Straight pull head gear		Cervical pull head gear	
		absolutely maximum midsurface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum surface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum midsurface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum surface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum midsurface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum surface stress (g/mm <sup>2</sup> )
42		-2.3208	-2.3231	-3.8547	-3.8572	-5.3178	-5.3202
91		-0.1595	-0.2098	-0.1668	-0.2581	0.1784	-0.2973
43		2.8763	2.9364	4.2495	4.3034	5.3599	5.3958
52		-0.4991	0.5932	-0.9245	-0.9535	-1.3725	-1.3934
93		4.3455	5.2851	5.4781	7.4544	5.8984	9.0610
92		0.5297	0.7142	0.6654	0.7585	0.7132	0.7952

더 크게 나타났으며, 상악 전구개부의 앞부분(평판요소번호 ④②, ④①) 표면에서는 압축응력을 나타내었고, 중절치 주위 보다는 측절치 주위의 전구개부(평판요소번호 ④③, ④③)에서 응력이 더 크게 나타났다. (Table 6, Fig.3 참조)

5. 치조골부위에서의 응력

중립면에서의 응력을 보면 모든 head gear에서 견치(평판요소번호 ⑤③) 및 상악결절(평판요소번호 ⑤⑤, ⑤⑦) 부위의 치조골에서는 압축응력을 나타냈으며

나머지 치조골에서는 인장응력을 나타냈다. 상악 결절부위의 치조골(평판요소번호 ⑤⑤, ⑤⑦)이 가장 많은 응력을 나타냈으며 견치부위의 치조골의 압축응력은 상악결절 부근의 치조골에 받는 응력의 약 1/2~1/3이 되는 것을 알 수가 있다. (평판요소번호 ⑤③, ⑤⑤, ⑤⑦) (Table 7, Fig.3 참조)

6. 상악결절 후면의 응력

상악 제2대구치 원심쪽의 상악결절 (평판요소번호 ⑤⑨)은 3 종류의 head gear 모두에서 압축응력을

Table 7. 치조골(alveolar bone)부위의 중립면과 표면에서의 응력

Type Stress Element number	High pull head gear		Straight pull head gear		Cervical pull head gear	
	absolutely maximum midsurface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum surface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum midsurface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum surface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum midsurface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum surface stress (g/mm <sup>2</sup> )
53	-1.2578	-1.2743	-1.3494	-1.3672	-1.1540	1.2397
54	2.2755	2.4574	2.6678	3.5122	-4.2675	-4.5314
55	0.5467	1.9261	1.1322	2.5139	1.9594	3.0744
56	1.7836	1.9346	2.7808	3.7631	3.6678	6.3029
57	3.7124	4.4361	4.7136	8.7135	5.4871	13.3106
58	3.0254	4.5557	3.9468	5.6343	4.4151	5.9193
94	9.5368	12.4317	11.3453	15.9575	12.2986	18.4071
95	-14.8183	-19.7534	-16.7264	-17.1303	-16.0073	-22.7214
59	6.3360	10.4211	8.3534	12.0129	9.6553	11.8589
107	-14.4920	-24.7792	-17.1510	-25.9220	-17.2320	-21.1005

Table 8. 상악결절(maxillary tuberosity)후면의 중립면과 표면에서의 응력

Type Stress Element number	High pull head gear		Straight pull head gear		Cervical pull head gear	
	absolutely maximum midsurface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum surface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum midsurface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum surface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum midsurface stress (g/mm <sup>2</sup> )	absolutely maximum surface stress (g/mm <sup>2</sup> )
69	-2.4660	-6.5194	-3.3717	-7.6749	-3.9600	-7.5620
66	3.7903	13.4239	3.3961	12.4009	1.9569	7.6134
65	5.5133	7.6639	8.0872	9.1930	10.4658	10.6607
64	2.7727	3.0009	3.8132	3.9953	4.7910	4.8491

Table 9. 상악결절(maxillary tuberosity) 후면에서의 변위

Element number	Type nodal axis number	High pull head gear			Straight pull head gear			Cervical pull head gear		
		X(mm)	Y(mm)	Z(mm)	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)
69	154	$0.28657 \times 10^{-3}$	$0.15725 \times 10^{-3}$	$0.74789 \times 10^{-4}$	$0.29138 \times 10^{-3}$	$0.11423 \times 10^{-3}$	$0.11357 \times 10^{-3}$	$0.22462 \times 10^{-3}$	$0.16543 \times 10^{-4}$	$0.14653 \times 10^{-3}$
	139	$0.38794 \times 10^{-3}$	$0.15160 \times 10^{-3}$	$0.96934 \times 10^{-4}$	$0.39613 \times 10^{-3}$	$0.11276 \times 10^{-3}$	$0.12845 \times 10^{-3}$	$0.30796 \times 10^{-3}$	$0.22153 \times 10^{-4}$	$0.14598 \times 10^{-3}$
	168	$0.39833 \times 10^{-3}$	$0.11532 \times 10^{-3}$	$-0.87443 \times 10^{-4}$	$0.39318 \times 10^{-3}$	$0.96527 \times 10^{-4}$	$-0.87063 \times 10^{-4}$	$0.23977 \times 10^{-3}$	$0.42040 \times 10^{-4}$	$-0.64131 \times 10^{-4}$
	167	$0.26132 \times 10^{-3}$	$0.13569 \times 10^{-3}$	$0.28926 \times 10^{-4}$	$0.29728 \times 10^{-3}$	$0.11029 \times 10^{-3}$	$0.48986 \times 10^{-4}$	$0.27878 \times 10^{-3}$	$0.41737 \times 10^{-4}$	$0.68609 \times 10^{-4}$
66	139	$0.38794 \times 10^{-3}$	$0.15160 \times 10^{-3}$	$0.96934 \times 10^{-4}$	$0.39613 \times 10^{-3}$	$0.11276 \times 10^{-3}$	$0.12845 \times 10^{-3}$	$0.30796 \times 10^{-3}$	$0.22153 \times 10^{-4}$	$0.14598 \times 10^{-3}$
	168	$0.39833 \times 10^{-3}$	$0.11532 \times 10^{-3}$	$-0.87443 \times 10^{-4}$	$0.39318 \times 10^{-3}$	$0.96527 \times 10^{-4}$	$-0.87063 \times 10^{-4}$	$0.23977 \times 10^{-3}$	$0.42040 \times 10^{-4}$	$-0.64131 \times 10^{-4}$
	135	$0.13480 \times 10^{-3}$	$0.77099 \times 10^{-4}$	$0.10447 \times 10^{-4}$	$0.12570 \times 10^{-3}$	$0.59068 \times 10^{-4}$	$0.18968 \times 10^{-4}$	$0.78973 \times 10^{-4}$	$0.15269 \times 10^{-4}$	$0.27719 \times 10^{-4}$
	134	$0.14980 \times 10^{-3}$	$0.50769 \times 10^{-4}$	$0.82123 \times 10^{-4}$	$0.14582 \times 10^{-3}$	$0.35757 \times 10^{-4}$	$0.83061 \times 10^{-4}$	$0.10215 \times 10^{-3}$	$0.27179 \times 10^{-5}$	$0.63411 \times 10^{-4}$
65	168	$0.39833 \times 10^{-3}$	$0.11532 \times 10^{-3}$	$-0.87443 \times 10^{-4}$	$0.39318 \times 10^{-3}$	$0.96527 \times 10^{-4}$	$-0.87063 \times 10^{-4}$	$0.23977 \times 10^{-3}$	$0.42040 \times 10^{-4}$	$-0.64131 \times 10^{-4}$
	170	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	136	$-0.57167 \times 10^{-4}$	$0.11364 \times 10^{-4}$	$0.71460 \times 10^{-5}$	$-0.81190 \times 10^{-4}$	$0.57482 \times 10^{-5}$	$0.16649 \times 10^{-4}$	$-0.98867 \times 10^{-4}$	$-0.46749 \times 10^{-5}$	$0.27576 \times 10^{-4}$
64	135	$0.13480 \times 10^{-3}$	$0.77099 \times 10^{-4}$	$0.10447 \times 10^{-4}$	$0.12570 \times 10^{-3}$	$0.59068 \times 10^{-4}$	$0.18968 \times 10^{-4}$	$0.78973 \times 10^{-4}$	$0.15269 \times 10^{-4}$	$0.27719 \times 10^{-4}$
	170	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	153	0	0	0	0	0	0	0	0	0
136	$-0.57167 \times 10^{-4}$	$0.11364 \times 10^{-4}$	$0.71460 \times 10^{-5}$	$-0.81190 \times 10^{-4}$	$0.57482 \times 10^{-5}$	$0.16649 \times 10^{-4}$	$-0.98867 \times 10^{-4}$	$-0.46749 \times 10^{-5}$	$0.27576 \times 10^{-4}$	

Table 10. 치조골 (alveolar bone) 부위에서의 변위

Type axis nodal number Element number	High pull head gear			Straight pull head gear			Cervical pull head gear			
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	
53	142	-0.66392 x 10 <sup>-4</sup>	-0.26977 x 10 <sup>-3</sup>	0.53834 x 10 <sup>-3</sup>	-0.10306 x 10 <sup>-3</sup>	-0.41925 x 10 <sup>-3</sup>	0.65757 x 10 <sup>-3</sup>	-0.13549 x 10 <sup>-3</sup>	-0.53655 x 10 <sup>-3</sup>	0.68045 x 10 <sup>-3</sup>
	159	-0.39235 x 10 <sup>-4</sup>	-0.24954 x 10 <sup>-3</sup>	0.78561 x 10 <sup>-3</sup>	-0.68506 x 10 <sup>-4</sup>	-0.38691 x 10 <sup>-3</sup>	0.92195 x 10 <sup>-3</sup>	-0.38005 x 10 <sup>-4</sup>	-0.51672 x 10 <sup>-3</sup>	0.90491 x 10 <sup>-3</sup>
	160	0.69275 x 10 <sup>-4</sup>	-0.84958 x 10 <sup>-4</sup>	0.71778 x 10 <sup>-3</sup>	0.57861 x 10 <sup>-4</sup>	-0.22139 x 10 <sup>-3</sup>	0.83516 x 10 <sup>-3</sup>	0.24656 x 10 <sup>-4</sup>	-0.38224 x 10 <sup>-3</sup>	0.81000 x 10 <sup>-3</sup>
	143	0.49502 x 10 <sup>-4</sup>	-0.10494 x 10 <sup>-3</sup>	0.52440 x 10 <sup>-3</sup>	0.30848 x 10 <sup>-4</sup>	-0.23883 x 10 <sup>-3</sup>	0.63665 x 10 <sup>-3</sup>	-0.69641 x 10 <sup>-5</sup>	-0.39122 x 10 <sup>-3</sup>	0.65374 x 10 <sup>-3</sup>
	161	0.10817 x 10 <sup>-3</sup>	-0.45469 x 10 <sup>-4</sup>	0.66787 x 10 <sup>-3</sup>	0.10216 x 10 <sup>-3</sup>	-0.18575 x 10 <sup>-3</sup>	0.77850 x 10 <sup>-3</sup>	0.66291 x 10 <sup>-4</sup>	-0.36498 x 10 <sup>-3</sup>	0.75698 x 10 <sup>-3</sup>
56	162	0.15420 x 10 <sup>-3</sup>	0.18524 x 10 <sup>-4</sup>	0.56147 x 10 <sup>-3</sup>	0.15460 x 10 <sup>-3</sup>	-0.12406 x 10 <sup>-3</sup>	0.65868 x 10 <sup>-3</sup>	0.11563 x 10 <sup>-3</sup>	-0.31948 x 10 <sup>-3</sup>	0.64626 x 10 <sup>-3</sup>
	146	0.14805 x 10 <sup>-3</sup>	0.11737 x 10 <sup>-4</sup>	0.31808 x 10 <sup>-3</sup>	0.13944 x 10 <sup>-3</sup>	-0.12954 x 10 <sup>-3</sup>	0.41082 x 10 <sup>-3</sup>	0.90030 x 10 <sup>-4</sup>	-0.32150 x 10 <sup>-3</sup>	0.45423 x 10 <sup>-3</sup>
	145	0.11717 x 10 <sup>-3</sup>	-0.29428 x 10 <sup>-4</sup>	0.39234 x 10 <sup>-3</sup>	0.10340 x 10 <sup>-3</sup>	-0.16282 x 10 <sup>-3</sup>	0.49537 x 10 <sup>-3</sup>	0.54920 x 10 <sup>-4</sup>	-0.33376 x 10 <sup>-3</sup>	0.53368 x 10 <sup>-3</sup>
58	163	0.17081 x 10 <sup>-3</sup>	0.30022 x 10 <sup>-4</sup>	0.54174 x 10 <sup>-3</sup>	0.17889 x 10 <sup>-3</sup>	-0.12261 x 10 <sup>-3</sup>	0.62739 x 10 <sup>-3</sup>	0.14595 x 10 <sup>-3</sup>	-0.33438 x 10 <sup>-3</sup>	0.60450 x 10 <sup>-3</sup>
	164	0.22019 x 10 <sup>-3</sup>	0.10285 x 10 <sup>-3</sup>	0.34293 x 10 <sup>-3</sup>	0.22913 x 10 <sup>-3</sup>	-0.31541 x 10 <sup>-4</sup>	0.41872 x 10 <sup>-3</sup>	0.18481 x 10 <sup>-3</sup>	-0.23748 x 10 <sup>-3</sup>	0.43158 x 10 <sup>-3</sup>
	148	0.23035 x 10 <sup>-3</sup>	0.11790 x 10 <sup>-3</sup>	0.19078 x 10 <sup>-3</sup>	0.21705 x 10 <sup>-3</sup>	-0.23970 x 10 <sup>-4</sup>	0.28272 x 10 <sup>-3</sup>	0.14044 x 10 <sup>-3</sup>	-0.24873 x 10 <sup>-3</sup>	0.38741 x 10 <sup>-3</sup>
	147	0.17979 x 10 <sup>-3</sup>	0.62747 x 10 <sup>-4</sup>	0.27002 x 10 <sup>-3</sup>	0.16583 x 10 <sup>-3</sup>	-0.79479 x 10 <sup>-4</sup>	0.36735 x 10 <sup>-3</sup>	0.10118 x 10 <sup>-3</sup>	-0.28568 x 10 <sup>-3</sup>	0.42911 x 10 <sup>-3</sup>
94	164	0.22019 x 10 <sup>-3</sup>	0.10285 x 10 <sup>-3</sup>	0.34993 x 10 <sup>-3</sup>	0.22913 x 10 <sup>-3</sup>	-0.31541 x 10 <sup>-4</sup>	0.41872 x 10 <sup>-3</sup>	0.18481 x 10 <sup>-3</sup>	-0.23748 x 10 <sup>-3</sup>	0.43158 x 10 <sup>-3</sup>
	165	0.26449 x 10 <sup>-3</sup>	0.14113 x 10 <sup>-3</sup>	0.27180 x 10 <sup>-3</sup>	0.28462 x 10 <sup>-3</sup>	0.34248 x 10 <sup>-6</sup>	0.34693 x 10 <sup>-3</sup>	0.24401 x 10 <sup>-3</sup>	-0.22389 x 10 <sup>-3</sup>	0.37858 x 10 <sup>-3</sup>
	140	0.23163 x 10 <sup>-3</sup>	0.12647 x 10 <sup>-3</sup>	0.17866 x 10 <sup>-3</sup>	0.21477 x 10 <sup>-3</sup>	-0.16121 x 10 <sup>-4</sup>	0.26339 x 10 <sup>-3</sup>	0.13308 x 10 <sup>-3</sup>	-0.23903 x 10 <sup>-3</sup>	0.33153 x 10 <sup>-3</sup>
	148	0.23035 x 10 <sup>-3</sup>	0.11790 x 10 <sup>-3</sup>	0.19078 x 10 <sup>-3</sup>	0.21705 x 10 <sup>-3</sup>	-0.23970 x 10 <sup>-4</sup>	0.28272 x 10 <sup>-3</sup>	0.14044 x 10 <sup>-3</sup>	-0.24373 x 10 <sup>-3</sup>	0.35741 x 10 <sup>-3</sup>
95	148	0.23035 x 10 <sup>-3</sup>	0.11790 x 10 <sup>-3</sup>	0.19078 x 10 <sup>-3</sup>	0.21705 x 10 <sup>-3</sup>	-0.23970 x 10 <sup>-4</sup>	0.28272 x 10 <sup>-3</sup>	0.14044 x 10 <sup>-3</sup>	-0.24373 x 10 <sup>-3</sup>	0.35741 x 10 <sup>-3</sup>
	140	0.23163 x 10 <sup>-3</sup>	0.12647 x 10 <sup>-3</sup>	0.17866 x 10 <sup>-3</sup>	0.21477 x 10 <sup>-3</sup>	-0.16121 x 10 <sup>-4</sup>	0.26339 x 10 <sup>-3</sup>	0.13308 x 10 <sup>-3</sup>	-0.23903 x 10 <sup>-3</sup>	0.33153 x 10 <sup>-3</sup>
	149	0.21058 x 10 <sup>-3</sup>	0.93409 x 10 <sup>-4</sup>	0.90131 x 10 <sup>-4</sup>	0.22350 x 10 <sup>-3</sup>	0.45094 x 10 <sup>-4</sup>	0.13143 x 10 <sup>-3</sup>	0.18702 x 10 <sup>-3</sup>	-0.43904 x 10 <sup>-4</sup>	0.16396 x 10 <sup>-3</sup>
59	140	0.23163 x 10 <sup>-3</sup>	0.12647 x 10 <sup>-3</sup>	0.17866 x 10 <sup>-3</sup>	0.21477 x 10 <sup>-3</sup>	-0.16121 x 10 <sup>-4</sup>	0.26339 x 10 <sup>-3</sup>	0.13308 x 10 <sup>-3</sup>	-0.23903 x 10 <sup>-3</sup>	0.33153 x 10 <sup>-3</sup>
	165	0.26449 x 10 <sup>-3</sup>	0.14113 x 10 <sup>-3</sup>	0.27180 x 10 <sup>-3</sup>	0.28462 x 10 <sup>-3</sup>	0.34248 x 10 <sup>-6</sup>	0.34693 x 10 <sup>-3</sup>	0.24401 x 10 <sup>-3</sup>	-0.22389 x 10 <sup>-3</sup>	0.37858 x 10 <sup>-3</sup>
	166	0.30762 x 10 <sup>-3</sup>	0.20185 x 10 <sup>-3</sup>	0.87919 x 10 <sup>-4</sup>	0.34932 x 10 <sup>-3</sup>	0.16834 x 10 <sup>-3</sup>	0.10374 x 10 <sup>-3</sup>	0.32660 x 10 <sup>-3</sup>	0.72117 x 10 <sup>-4</sup>	0.10276 x 10 <sup>-3</sup>
	152	0.30518 x 10 <sup>-3</sup>	0.20698 x 10 <sup>-3</sup>	0.85666 x 10 <sup>-4</sup>	0.31266 x 10 <sup>-3</sup>	0.14784 x 10 <sup>-3</sup>	0.12428 x 10 <sup>-3</sup>	0.24484 x 10 <sup>-3</sup>	0.16036 x 10 <sup>-3</sup>	0.15436 x 10 <sup>-3</sup>



Table 11. 정중면 (sagittal plane) 상에서의 좌상악부 (premaxilla) 의 변위

Type axis nodal number Element number	High pull head gear			Straight pull head gear			Cervical pull head gear		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
97	-0.27542 × 10 <sup>-3</sup>	-0.59014 × 10 <sup>-3</sup>	0.71351 × 10 <sup>-3</sup>	-0.34439 × 10 <sup>-3</sup>	-0.75402 × 10 <sup>-3</sup>	0.85704 × 10 <sup>-3</sup>	-0.36692 × 10 <sup>-3</sup>	-0.82317 × 10 <sup>-3</sup>	0.86791 × 10 <sup>-3</sup>
	-0.26775 × 10 <sup>-3</sup>	-0.59856 × 10 <sup>-3</sup>	0.96036 × 10 <sup>-3</sup>	-0.33051 × 10 <sup>-3</sup>	-0.76160 × 10 <sup>-3</sup>	0.11122 × 10 <sup>-2</sup>	-0.34677 × 10 <sup>-3</sup>	-0.82753 × 10 <sup>-3</sup>	0.10714 × 10 <sup>-2</sup>
	-0.29709 × 10 <sup>-3</sup>	-0.64054 × 10 <sup>-3</sup>	0.93331 × 10 <sup>-3</sup>	-0.36352 × 10 <sup>-3</sup>	-0.80303 × 10 <sup>-3</sup>	0.10760 × 10 <sup>-2</sup>	-0.37725 × 10 <sup>-3</sup>	-0.85760 × 10 <sup>-3</sup>	0.10300 × 10 <sup>-2</sup>
	-0.30731 × 10 <sup>-3</sup>	-0.63430 × 10 <sup>-3</sup>	0.66103 × 10 <sup>-3</sup>	-0.37869 × 10 <sup>-3</sup>	-0.79390 × 10 <sup>-3</sup>	0.78256 × 10 <sup>-3</sup>	-0.39638 × 10 <sup>-3</sup>	-0.84622 × 10 <sup>-3</sup>	0.77736 × 10 <sup>-3</sup>
104	-0.27542 × 10 <sup>-3</sup>	-0.59014 × 10 <sup>-3</sup>	0.71351 × 10 <sup>-3</sup>	-0.34439 × 10 <sup>-3</sup>	-0.75402 × 10 <sup>-3</sup>	0.85704 × 10 <sup>-3</sup>	-0.36692 × 10 <sup>-3</sup>	-0.82317 × 10 <sup>-3</sup>	0.86791 × 10 <sup>-3</sup>
	-0.79434 × 10 <sup>-4</sup>	-0.27686 × 10 <sup>-3</sup>	0.49951 × 10 <sup>-3</sup>	-0.11767 × 10 <sup>-3</sup>	-0.42023 × 10 <sup>-3</sup>	0.61434 × 10 <sup>-3</sup>	-0.14887 × 10 <sup>-3</sup>	-0.54160 × 10 <sup>-3</sup>	0.64119 × 10 <sup>-3</sup>
	-0.69356 × 10 <sup>-4</sup>	-0.25386 × 10 <sup>-3</sup>	0.44071 × 10 <sup>-3</sup>	-0.10585 × 10 <sup>-3</sup>	-0.39256 × 10 <sup>-3</sup>	0.54526 × 10 <sup>-3</sup>	-0.13728 × 10 <sup>-3</sup>	-0.51355 × 10 <sup>-3</sup>	0.57329 × 10 <sup>-3</sup>
	-0.30731 × 10 <sup>-3</sup>	-0.63430 × 10 <sup>-3</sup>	0.66103 × 10 <sup>-3</sup>	-0.37869 × 10 <sup>-3</sup>	-0.79390 × 10 <sup>-3</sup>	0.78256 × 10 <sup>-3</sup>	-0.39638 × 10 <sup>-3</sup>	-0.84622 × 10 <sup>-3</sup>	0.77736 × 10 <sup>-3</sup>

Table 12. 협골상악융합부 (zygomaxillomaxillary suture) 의 변위

Type axis nodal number	High pull head gear			Straight pull head gear			Cervical pull head gear		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
75	-0.16154 × 10 <sup>-4</sup>	-0.64338 × 10 <sup>-4</sup>	0.99286 × 10 <sup>-4</sup>	0.32679 × 10 <sup>-4</sup>	-0.15063 × 10 <sup>-3</sup>	0.47235 × 10 <sup>-4</sup>	0.10203 × 10 <sup>-3</sup>	-0.24965 × 10 <sup>-3</sup>	-0.47547 × 10 <sup>-4</sup>
90	-0.74846 × 10 <sup>-5</sup>	-0.64836 × 10 <sup>-4</sup>	0.10323 × 10 <sup>-3</sup>	0.41142 × 10 <sup>-4</sup>	-0.14960 × 10 <sup>-3</sup>	0.53581 × 10 <sup>-4</sup>	0.10800 × 10 <sup>-3</sup>	-0.24643 × 10 <sup>-3</sup>	-0.38972 × 10 <sup>-4</sup>
89	-0.15317 × 10 <sup>-5</sup>	-0.64970 × 10 <sup>-4</sup>	0.10430 × 10 <sup>-3</sup>	0.43195 × 10 <sup>-4</sup>	-0.14740 × 10 <sup>-3</sup>	0.54454 × 10 <sup>-4</sup>	0.10332 × 10 <sup>-3</sup>	-0.24106 × 10 <sup>-3</sup>	-0.38623 × 10 <sup>-4</sup>
87	0.11069 × 10 <sup>-4</sup>	-0.36264 × 10 <sup>-4</sup>	0.12719 × 10 <sup>-3</sup>	0.56206 × 10 <sup>-4</sup>	-0.10078 × 10 <sup>-3</sup>	0.95779 × 10 <sup>-4</sup>	0.11365 × 10 <sup>-3</sup>	-0.17778 × 10 <sup>-3</sup>	0.21554 × 10 <sup>-4</sup>
131	0.54608 × 10 <sup>-4</sup>	0.65857 × 10 <sup>-5</sup>	0.87073 × 10 <sup>-4</sup>	0.74405 × 10 <sup>-4</sup>	-0.11810 × 10 <sup>-4</sup>	0.88283 × 10 <sup>-4</sup>	0.86904 × 10 <sup>-4</sup>	-0.38049 × 10 <sup>-4</sup>	0.67853 × 10 <sup>-4</sup>
132	0.10287 × 10 <sup>-3</sup>	0.59687 × 10 <sup>-4</sup>	0.39907 × 10 <sup>-4</sup>	0.12714 × 10 <sup>-3</sup>	0.58326 × 10 <sup>-4</sup>	0.45052 × 10 <sup>-4</sup>	0.13335 × 10 <sup>-3</sup>	0.41339 × 10 <sup>-4</sup>	0.41870 × 10 <sup>-4</sup>

Table 13. 횡구개봉합부 (transverse palatine suture)의 변위

Type axis Nodal number	High pull head gear			Straight pull head gear			Cervical pull head gear		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
196	-0.32602 × 10 <sup>-3</sup>	-0.45543 × 10 <sup>-3</sup>	0.10206 × 10 <sup>-3</sup>	-0.41191 × 10 <sup>-3</sup>	-0.51494 × 10 <sup>-3</sup>	0.14436 × 10 <sup>-3</sup>	-0.44424 × 10 <sup>-3</sup>	-0.47917 × 10 <sup>-3</sup>	0.17519 × 10 <sup>-3</sup>
197	-0.23200 × 10 <sup>-3</sup>	-0.33490 × 10 <sup>-3</sup>	0.10303 × 10 <sup>-3</sup>	-0.30341 × 10 <sup>-3</sup>	-0.39319 × 10 <sup>-3</sup>	0.14581 × 10 <sup>-3</sup>	-0.34025 × 10 <sup>-3</sup>	-0.38635 × 10 <sup>-3</sup>	0.17704 × 10 <sup>-3</sup>
232	-0.22443 × 10 <sup>-4</sup>	-0.24982 × 10 <sup>-4</sup>	0.76821 × 10 <sup>-5</sup>	-0.65497 × 10 <sup>-4</sup>	-0.39306 × 10 <sup>-4</sup>	0.27005 × 10 <sup>-4</sup>	-0.11769 × 10 <sup>-3</sup>	-0.52261 × 10 <sup>-4</sup>	0.51068 × 10 <sup>-4</sup>
186	-0.17986 × 10 <sup>-4</sup>	-0.20849 × 10 <sup>-4</sup>	-0.74918 × 10 <sup>-4</sup>	-0.62315 × 10 <sup>-4</sup>	-0.25560 × 10 <sup>-4</sup>	-0.63485 × 10 <sup>-4</sup>	-0.11736 × 10 <sup>-3</sup>	-0.26636 × 10 <sup>-4</sup>	-0.28981 × 10 <sup>-4</sup>

Table 14. 정중구개봉합부 (mid palatine suture)에서의 변위

Type axis Nodal number	High pull head gear			Straight pull head gear			Cervical pull head gear		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
155	-0.26775 × 10 <sup>-3</sup>	-0.59856 × 10 <sup>-3</sup>	0.96036 × 10 <sup>-3</sup>	-0.33051 × 10 <sup>-3</sup>	-0.76160 × 10 <sup>-3</sup>	0.11122 × 10 <sup>-2</sup>	-0.34677 × 10 <sup>-3</sup>	-0.82753 × 10 <sup>-3</sup>	0.10714 × 10 <sup>-2</sup>
171	-0.29709 × 10 <sup>-3</sup>	-0.64054 × 10 <sup>-3</sup>	0.93331 × 10 <sup>-3</sup>	-0.36352 × 10 <sup>-3</sup>	-0.80303 × 10 <sup>-3</sup>	0.10760 × 10 <sup>-2</sup>	-0.37725 × 10 <sup>-3</sup>	-0.85760 × 10 <sup>-3</sup>	0.10300 × 10 <sup>-2</sup>
179	-0.30731 × 10 <sup>-3</sup>	-0.63430 × 10 <sup>-3</sup>	0.66103 × 10 <sup>-3</sup>	-0.37869 × 10 <sup>-3</sup>	-0.79390 × 10 <sup>-3</sup>	0.78256 × 10 <sup>-3</sup>	-0.39638 × 10 <sup>-3</sup>	-0.84622 × 10 <sup>-3</sup>	0.77736 × 10 <sup>-3</sup>
190	-0.30961 × 10 <sup>-3</sup>	-0.62923 × 10 <sup>-3</sup>	0.59652 × 10 <sup>-3</sup>	-0.38249 × 10 <sup>-3</sup>	-0.78572 × 10 <sup>-3</sup>	0.71173 × 10 <sup>-3</sup>	-0.40159 × 10 <sup>-3</sup>	-0.83518 × 10 <sup>-3</sup>	0.71447 × 10 <sup>-3</sup>
192	-0.31947 × 10 <sup>-3</sup>	-0.59122 × 10 <sup>-3</sup>	0.42645 × 10 <sup>-3</sup>	-0.39968 × 10 <sup>-3</sup>	-0.72248 × 10 <sup>-3</sup>	0.52190 × 10 <sup>-3</sup>	-0.42608 × 10 <sup>-3</sup>	-0.74792 × 10 <sup>-3</sup>	0.54142 × 10 <sup>-3</sup>
194	-0.32355 × 10 <sup>-3</sup>	-0.52442 × 10 <sup>-3</sup>	0.24336 × 10 <sup>-3</sup>	-0.40754 × 10 <sup>-3</sup>	-0.61759 × 10 <sup>-3</sup>	0.30871 × 10 <sup>-3</sup>	-0.43795 × 10 <sup>-3</sup>	-0.60921 × 10 <sup>-3</sup>	0.39447 × 10 <sup>-3</sup>
196	-0.32602 × 10 <sup>-3</sup>	-0.45543 × 10 <sup>-3</sup>	0.10206 × 10 <sup>-3</sup>	-0.41191 × 10 <sup>-3</sup>	-0.51494 × 10 <sup>-3</sup>	0.14436 × 10 <sup>-3</sup>	-0.44424 × 10 <sup>-3</sup>	-0.47917 × 10 <sup>-3</sup>	0.17519 × 10 <sup>-3</sup>
198	-0.32719 × 10 <sup>-3</sup>	-0.37779 × 10 <sup>-3</sup>	-0.51123 × 10 <sup>-4</sup>	-0.41426 × 10 <sup>-3</sup>	-0.40992 × 10 <sup>-3</sup>	-0.35843 × 10 <sup>-4</sup>	-0.44789 × 10 <sup>-3</sup>	-0.35741 × 10 <sup>-3</sup>	-0.22381 × 10 <sup>-5</sup>

나타냈으며 나머지 부위(평관요소번호 66, 65, 64)는 인장응력을 나타냈다. (Table 8, Fig.6 참조)

7. 상악결절 후면에서의 변위

3 종류의 head gear 모두에서 후방, 상방, 외방 변위를 나타냈다. (Table 9, Fig.6 참조)

8. 치조골 부위에서의 변위

high pull head gear를 사용한 경우에는 전치부위의 치조골에서의 변위를 제외하고는 후방, 상방, 외방 변위를 나타냈으나 straight pull head gear와 cervical pull head gear에서는 후방, 하방, 외방 변위를 나타냈다. (Table 10, Fig.3 참조)

9. 정중면상에서의 전구개부의 변위

3 종류의 head gear 모두에서 전방, 하방, 외방 변위를 나타냈다. (Table 11, Fig.7 참조)

10. 협골상악융합부위에서의 변위

high pull head gear를 사용한 경우 앞쪽부위(절점번호 75, 90, 89)에서는 전방, 하방, 외방 변위를 나타냈으며 뒷쪽부위(절점번호 131, 132)에서는 후방, 상방, 외방 변위를 나타냈다. straight pull head gear에서는 후방, 하방, 외방 변위를 나타냈고 cervical pull head gear에서는 후방, 하방 변위를 나타냈으며 앞부위(절점번호 75, 90, 89)에서는 내방 변위를 뒷부분(절점번호 87, 131, 132)에서는 외방 변위를 나타냈다. (Table 12, Fig.5 참조)

11. 횡구개 융합부위에서의 변위

3 종류의 head gear 모두에서 전방, 하방, 외방 변위를 나타냈다. (Table 13, Fig.4 참조)

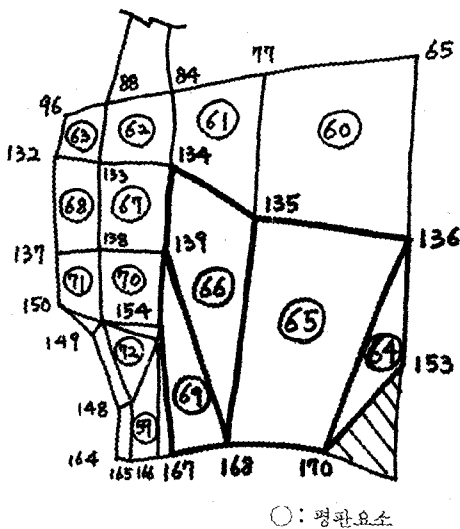


Fig. 6. 상악결절 뒷면에서의 평관요소 및 절점번호

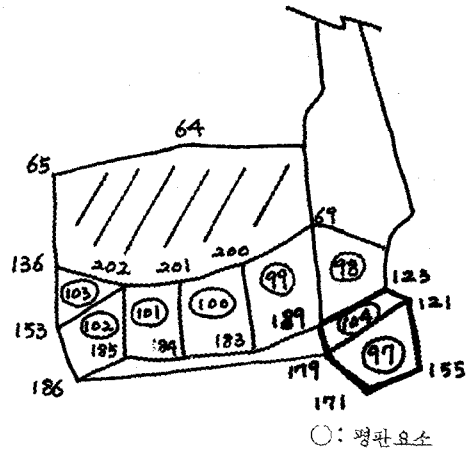


Fig. 7. 정중면상에서 본 전상악부의 평관요소분할 및 절점번호

12. 정중구개 융합부위에서의 변위

3 종류의 head gear 모두에서 전방, 하방, 외방 변위를 나타냈다. (Table 14, Fig.4 참조)

IV. 총괄 및 고찰

구강외력으로 치료를 하는 경우 초기에는 치아나 apical base만 치료에 의해서 영향을 받는다는 설과 정형력이 상악골에 가해지면 익상판과 더 깊숙한 구조물에 힘이 전달되어서 두개안면 복합체에 영향을 줄지 모른다는 양설이 대립하고 있었으며 이 경우에 정형력은 cervical appliance나 head gear를 이용하여 얻을 수 있다고 생각 했었다.<sup>1)</sup> 여러 교정학자들은 상악구치에 구강외력을 가하면 익상판이 전방으로 떨어진다고 믿고 있었으며 이것은 구강외력에 의해서 상악골의 성장을 바꿀 수 있다는 것을 의미 한다고 생각 했었다.<sup>2, 18, 31, 33)</sup> Kloehn<sup>19, 22)</sup>은 초기에 구강외력이 상악골의 성장을 바꿀 수 없다고 주장했으나 말기에는 성장하는 안면골에서 cervical traction의 영향범위를 더욱더 연구 하는것이 필요 하다고 역설했다. Hanes<sup>25)</sup>는 cervical pull head gear로 치료한 연구보고에서 point A, B가 몇가지 경우를 제외하고는 대부분 원점으로 이동되며, 특히 point A가 더 많은 거리를 이동 하는것을 보고 했다. 그러나 본 실험에서 정중면상에서의 전 상악부의 변위 (Table 11 참조)를 보면 point A에 해당되는 부위에서 전방 변위를 보이고 있는것은 익상악열 구동 고정점을 설치하였기 때문에 Hanes의 보고와 차이가 난 것으로 사료되고 있다. Ricketts<sup>32)</sup>은 hi-

gh pull head gear 사용결과 retrognathic case의 훌륭한 치료 효과를 보고 했으며 high pull head gear는 cervical pull head gear 만큼 구개면과 교합면을 변위시키지 못하는 것을 관찰했다. high pull head gear에서는 facial angle이 개선되었으나 cervical pull head gear에서는 개선되지 못했다. Ricketts<sup>32)</sup>은 상악골에 cervical pull head gear를 이용하여 정형력을 가하여 2년 6개월간 치료한 결과 구개면의 전비극점(ANS point)이 하방 변위된것을 관찰했으며 또한 cervical pull head gear와 high pull head gear를 복합하여 치료한 경우에 상악구치의 현저한 원심이동을 관찰했다. 그는 턱의 방향과 성장 과정은 치료기술에 의해서 영향을 받을 수 있다고 암시했다. Klein<sup>36)</sup>은 구강외력의 사용결과 point A의 전방이동 억제와 구개면의 전반부가 하방변위 되는것을 보고 하였다. 본 연구에서도 정중면상에서의 전상악 부위의 변위(Table 11 참조)를 보면 cervical pull head gear를 사용한 경우 하방변위를 보이고 있으며 전비극점(ANS point)에 해당되는 전반부(평판요소번호 ⑦)에서 더 큰 하방변위를 보이고 있으며 치조골 및 상악결절 후면에서의 변위(Table 9, 10 참조)보 보면 high pull head gear와 cervical pull head gear에서는 후방이동을 하고 있어서 Ricketts<sup>32)</sup>과 Klein<sup>36)</sup>의 보고와 일치하고 있는 양상을 보이고 있었다. Newcombe<sup>28)</sup>는 cervical pull head gear는 상악 제 1 대구치를 정출시키며 하악골을 하후방으로 회전시킨다고 보고 하였다. Weislander<sup>39)</sup>는 cervical pull head gear로 치료한 경우 제 1 대구치가 정출되며 하안모는 길어지고 접형골은 시계방향으로 회전 되는것을 관찰하였다. 본 연구에서도 치조골 부위의 변위(Table 10 참조)를 보면 high pull head gear를 사용한 경우 견치부위를 제외한 치조골에서는 후방, 상방, 외방변위를 하고 견치부위 치조골에서는 전방, 하방, 외방변위를 하고 cervical pull head gear를 사용한 경우 후방, 하방, 외방변위를 함으로써 상악골이 회전함을 알 수가 있다. cervical pull head gear는 straight pull head gear에 비해서 하방 변위량이 크며 이것은 상악골의 회전량이 cervical pull head gear를 사용할 때가 더 크다는 것을 의미한다고 사료된다.

Weislander<sup>39)</sup>논문 이전에는 교정치료는 단지 얼굴의 치아 및 치조골 부위에만 영향을 준다고 생각했었지만 그의 논문은 교정치료가 전체 두개안면복합체의 미래 성장양상에 영향을 줄지 모른다는 풍

부한 자료를 제공 하였으며 Ricketts<sup>32)</sup>, Weislander<sup>39)</sup>는 두개X선규격사진 제측 연구결과 high pull head gear를 이용한 치료는 익상판과 같은 몇개의 깊은 두개안면 구조물에 정형력이 영향을 미친다고 보고 하였다. Fish<sup>12)</sup>, Burstone<sup>4)</sup>, Dijkman<sup>9)</sup>등은 치아 이동의 가장 큰 저항점인 center of resistance는 상악 제 1 대구치에서는 치근의 trifurcation부근이라고 했으며, Oosthuizen<sup>29)</sup>은 정형력이 center of resistance를 통과할 때만 치아의 tipping이 일어나지 않고 정형력이 center of resistance를 통과하지 않으면 치아의 tipping이 일어난다고 했으며 치아의 tipping은 outer bow의 길이와 inner bow와 outer bow사이의 각도의 변화등 2 가지 방법에 의해서 바꿀 수 있다고 했다. 본 실험에서는 상악 제 1 대구치의 bodily movement를 얻기 위해서 high pull head gear에서는 face bow의 outer bow를 inner bow보다 짧게했고 straight pull head gear와 cervical pull head gear에서는 outer bow를 inner bow보다 길게 하였다.

Creekmore<sup>6)</sup>는 cervical pull head gear로 치료한 환자의 연구에서 pogonion은 비교군에서는 3.48mm, 치료군에서는 2.49mm 전방이동 되는것을 관찰했으며 이것은 cervical pull head gear가 pogonion의 전방이동을 억제 하는것을 의미 한다고 보고 했으며 King은 cervical pull head gear를 가지고 치료한 환자 연구 보고에서 몇개의 비발치 경우를 제외하고는 pogonion의 전방성장이 사라졌으며 거의 모두 얼굴들은 하전방 성장을 보여 주었다고 보고했다. Blueher<sup>9)</sup>는 cervical pull head gear로 치료한 환자에서 SNB angle은 거의 변하지 않았으며 NSGN angle은 증가 했고 mandibular plane angle은 소녀에서는 변하지 않았으며 소녀에서는 증가 했다고 보고했다. 본 실험에서도 치조골 부위의 변위(Table 10 참조)를 보면 cervical pull head gear를 사용한 경우 구치부위(평판요소번호 ⑤8, ⑥4, ⑥5)의 변위를 보면 하방변위를 보이고 있어 상악구치가 정출하며 그 결과 하악이 회전 함으로써 Creekmore와 King의 보고와 일치하고 있다.

과거 치의학 분야에서 응력과 변위를 측정하는 방법으로 strain gauge법, holography법, 광탄성법 등이 응용되어 왔으며 strain gauge법은 생체 및 모형에 직접 수압장치를 부착하여 간단히 응력을 측정할 수 있는 장점이 있으나 경계부위에서 측정이 곤란하고 내부응력 측정이 불가능하며 조작이 복잡

한 단점이 있다. holography법은 인체 형상 물체의 전체적인 변형이 한장의 사진에 나타나며 고정점의 설치문제를 해소할 수 있고 물체의 표면이 조면이 아니고도 측정이 가능한 장점이 있으나 파동 및 공기의 흔들림이 없어야 하는 단점이 있다. 광탄성 분석법은 편광기를 이용하여 물체속의 응력분산을 분석하는 방법으로 모형 절단시 또 다른 응력이 개입될 수 있다는 결점이 있다. 그러나 유한요소법은 고정점 설치의 단점이 있으나 모형의 형태 및 크기를 실물과 같게 할 수 있으며 구성재료의 재료정수인 Young's 계수(E)와 Poisson's율(V)을 쉽게 일치시킬 수 있고 내부 응력의 정확한 계측과 변위계측이 가능하며 또한 세밀하게 알고 싶은 부분은 보다 작은 요소로 분할 함으로써 정밀한 내부 응력 계측이 가능하다. 경계조건, 실험조작등은 컴퓨터를 이용함으로 프로그램이 완성되면 모델의 재작성도 자료카드의 좌표만 변경하면 쉽게 만들 수 있으며 경계조건도 모델의 프로그램으로 쉽게 변경할 수 있으며 3차원적인 해석이 용이하다는 장점이 있어 본 실험에서는 유한요소법을 채택하였다.

Sandusky<sup>33)</sup>는 cervical pull head gear로 치료한 환자 분석에서 구개면이 하방으로 내려옴에 따라 앞부분의 하방변위로 인한 상악 성장방향 형태가 변하는 것을 관찰하였으며 나이가 어린 환자에서 sella nasion line이 시계 방향으로 회전 하는 것을 관찰했으며 장시간 계속적인 강한힘은 익상관의 위치와 접형골의 위치를 바꿀 수 있다고 결론 지었다. Damon<sup>7)</sup>은 high pull head gear를 이용해서 상악골에 상방, 후방의 힘을 가한 결과 상악골의 위치를 가해진 힘의 방향으로 바꿀 수 있음을 발견 하였다. 본 실험에서도 high pull head gear를 사용한 경우 치조골에서의 변위(Table 10 참조)를 보면 견치부위를 제외하고는 후방, 상방, 외방변위를 함으로써 Damon의 보고와 일치 하였다. 임상적으로 상악골에 정형력을 가할때 상악결절과 인접한 접형골의 익상관의 버팀벽 효과(buttrressing effect)는 아주 중요한 인자가 된다. Storey<sup>21)</sup>는 상악골 봉합선의 위치와 상악결절과 접형후두 버팀벽(spheno occipital buttrress)의 관계 때문에 상악골의 직접적 후방 이동이 가장 복잡하다고 했다.

본 실험에서도 치조골부위의 응력(Table 7 참조)을 보면 3종류의 head gear모두에서 견치부위 및 상악결절부위(평판요소번호 53, 95, 107)에서 압축응력을 보이고 있는데 이것은 견치가 해부학적으로

구석(corner)에 위치하기 때문이라고 사료된다. Merrifield와 Cross<sup>27)</sup>는 중안모의 sutural complex 개념을 생각하면서 cervical pull head gear는 협골 상악 봉합선에서는 전단력(shearing force), 전두상악 봉합선에서는 인장력, 익구개 봉합선에서는 압축력이 작용 한다고 결론지었다. Heinricksen과 Storey<sup>16)</sup>는 봉합선으로 연결된 골에 정형력을 가했을 때 급속하고 현저한 변화가 발생하며 인장력하에서는 봉합선이 이개 된다고 하였다. 그들은 cervical pull head gear에 의해서 협골측두봉합선, 협골전두봉합선, 익상관, 상악골의 전두돌기에 힘이 발생됨으로 인하여 상악골은 하방, 후방으로 변위하는데 이것은 방사선학적으로 구개면이 변위한다고 보여준 Sandusky<sup>33)</sup>, Poulton<sup>30)</sup>, 기타 연구자<sup>3, 18)</sup>들의 보고와 일치 한다고 했으나 본 실험에서는 cervical pull head gear를 사용한 경우 협골측두봉합선 부위에서만 압축응력을 보이고 있으며 협골전두봉합선 직하부에서는 인장응력을 보이고 있어 이들의 보고와 약간의 차이가 있었다. cervical pull head gear는 high pull head gear 보다 더 큰 정형력을 낼 수 있다고 했으나 본 실험에서는 치관부위 및 상악 전구개부에서만 cervical pull head gear가 더 큰 응력을 보이고 있었다. cervical pull head gear는 상악 제 1 대구치에 대해서 high pull head gear에 비해서 더 큰 tipping effect를 나타내는데 이것은 구치의 정출이 치료의 중심이 되는 수직형성장애를 나타내는 부정교합의 치료에서는 임상적으로 고려해야 할 점이 된다고 했다. 본 실험에서도 상악 제 1 대구치의 치관 및 치근부위의 응력(Table 3, 4 참조)을 보면 cervical pull head gear가 high pull head gear보다 더 큰 응력을 나타내고 있다. Chaconas<sup>5)</sup>의 광탄성법에 의하면 cervical pull head gear를 구개 후방부위가 이개되는 경향이 있다고 했으나 본 실험에서는 cervical pull head gear를 사용한 경우 정중구개 봉합선 부위의 변위(Table 14 참조)의 Z축을 보면 구개의 후방부위보다 전방부위(절점번호 155, 171)의 변위량이 커서 Chaconas<sup>5)</sup>의 보고와 약간의 차이가 있었다. 그는 high pull head gear에 의해서는 상악의 앞부분(anterior nasal spine 부위)에 응력이 발생 된다고 보고 하였으나 본 실험에서는 high pull head gear 뿐만 아니라 straight pull head gear를 사용한 경우에도 상악 전구개부의 앞부분(Table 6 참조)(평판요소번호 42, 91)에서 압축응력을 받아서 Chaconas<sup>5)</sup>의 보고와 일치

하고 있었다. Chaconas<sup>5)</sup>는 상악치아에 cervical pull head gear를 사용한 결과 상악 제 1대구치의 근심 협측치근의 중간부위와 원심협측치근단부위, 제 2소구치 치근단 부근에 응력을 받으며 상악 제 2대구치의 치근단 원심쪽에서 상악결절쪽을 향하여 삼각형 모양으로 힘이 퍼진다고 보고하였으나 본 실험에서는 cervical pull head gear 사용시 치근부위의 응력(Table 4 참조)을 보면 상악 제 1대구치, 제 2대구치, 제 2소구치 치근 순서로 응력이 퍼지는 양상을 보이며 high pull head gear 사용시는 제 2대구치 치근에 가장 큰 응력을 보이고 있어 Charonas<sup>5)</sup>의 보고와 유사하나 약간의 차이가 있는 것은 상악 각 치아의 치근 부위를 더 많은 숫자의 요소로 분할하지 않고 본 실험에서는 7개의 육면체 요소로 크게 분할하여 각 치아의 치근의 응력을 세밀하게 관찰하지 못하였기 때문이라고 사료된다. 본 실험은 두개골 상에서 컴퓨터를 이용한 수치계산으로 이루어졌으므로 그 결과를 그대로 임상에 적용시키기에는 다소의 문제가 있고 생체실험에서 더욱 더 다양한 연구가 필요한 것으로 사료되는 바이다.

## V. 결 론

유한요소법을 이용하여 인간의 건조두개골에서 상악제 1대구치에 high pull head gear, straight pull head gear, cervical pull head gear를 이용하여 300 gram의 후방견인력을 주어 상악골에 미치는 응력 분포와 변위를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 치관부위에서 cervical pull head gear가 가장 큰 응력을 보이며 straight pull head gear, high pull head gear 순서로 응력이 감소하였다.
2. 상악전구개부에서 압축응력은 3 종류의 head-gear 모두에서 앞부분(주로 ANS 부근)에서 나타났다.
3. 협골에서는 3 종류의 head gear 모두에서 앞부분에 응력이 많이 발생되었으며, high pull head gear에서는 전두협골 봉합선 직하부에서 압축응력현상을 보이고 나머지 부위에서는 인장응력을 보였다.
4. 치조골부위에서의 변위는 high pull head gear에서는 후방, 상방, 외방변위를 straight pull head gear, cervical pull head gear에서는 후방, 하방, 외방변위를 보였다.
5. 정중구개봉합부위 및 정중면상에서의 전구개부 및 횡구개 봉합선부위에서의 변화는 전방, 하방, 외방변위를 3 종류의 head gear 모두에서 보였다.

## 참 고 문 헌

1. Angle, E.H.: Treatment of malocclusion of the teeth, Philadelphia, 1907, S.S. White Dental Manufacturing Company.
2. ———: New system of regulation and retention. D. Register, 41:597-603, 1887.
3. Blueher, W.A.: Cephalometric analysis of treatment with cervical anchorage, Angle Orthod. 31: 45-53. 1959.
4. Burstone, C.J.: The biomechanics of tooth movement. Vitas in Orthodontics. Kraus, B.S. and Riedel, R.A. ed., Lea and Febiger. 197-213, 1962.
5. Chaconas, S.J., Caputo, A.A., Davis, J.C.: The effect of orthopedic forces on the craniofacial complex utilizing cervical and head gear appliances. AM. J. ORTHOD. 69: 527-539, 1976.
6. Creekmore, T.D.: Inhibition or stimulation of vertical growth of the facial complex, Angle Orthod. 37: 285-297, 1967.
7. Damon, D.H.: A Clinical study of extraoral high-pull traction to the maxilla utilizing a heavy force: A cephalometric analysis of dentofacial changes, master's thesis, 1970. Department of Orthodontics, University of Washington School of Dentistry.
8. de Alba, J.A., et al.: Stress distribution under high pull extraoral chin cup traction (A photo elastic study). Angle Orthod, 52: 69-78, 1982.
9. Dijkman, J.F.P.: Krachten verdelingen bij orthodontische behandeling. Doctoral thesis, Nijmegen, 1969.
10. Epstein, W.N.: Analysis of changes in molar

- relationships by means of extraoral anchorage (head-cap) in treatment of malocclusion, *Angle Orthod.* 48: 63-69, 1948.
11. Evans, F.G., and Lissner, H.R.: Tensile and compressive strength of human parietal bone, *J. Appl. Physiol.* 10: 493-497, 1957.
  12. Fish, G.D.: Some engineering principles of possible interest to orthodontist. *Dental Cosmos*, 59: 881-889, 1917.
  13. Graber, T.M.: Extraoral force—Facts and fallacies, *AM. J. ORTHOD.* 41: 490-505, 1955.
  14. Graber, T.M. and SWAIN: *Current orthodontics concepts and techniques.* W.B. Saunders Company, 1975.
  15. Hanes, R.A.: Bony profile changes resulting from cervical traction compared with those resulting from intermaxillary elastics, *AM. J. ORTHOD.* 45: 353-364, 1959.
  16. Henricksen, G.J., and Storey, E.: The effect of force on bone and bones, *Angle Orthod.* 38: 155-165, 1968.
  17. King, E.W.: Cervical anchorage in Class II division I treatment; A cephalometric appraisal, *Angle Orthod.* 27: 98-104, 1957.
  18. Klein, P.L.: An evaluation of cervical traction on the maxilla and the upper first permanent molar, *Angle Orthod.* 27: 61-68, 1957.
  19. Kloehn, S.J.: Guiding alveolar growth eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face, *Angle Orthod.* 17: 10-33, 1947.
  20. \_\_\_\_\_: Orthodontics — Force of persuasion, *Angle Orthod.* 23: 56-65, 1965.
  21. \_\_\_\_\_: A new approach to analysis and treatment in the mixed dentition. *AM. J. ORTHOD.* 39: 161-186, 1953.
  22. \_\_\_\_\_: Evaluation of cervical anchorage force in treatment, *Angle Orthod.* 31: 91-104, 1961.
  23. Kragt, G., ten Bosch, J.J., and Borsboom, P.C.F.: Measurement of bone displacement in a macerated human skull induced by orthodontic forces; a holographic study, *J. Biomech.* 12: 905, 1979.
  24. Kragt, G., and Duterloo, H.S.: The initial alterations in the craniofacial complex of a *Macaca mulatta* resulting from high pull headgear force. (Submitted for publication, 1980.)
  25. 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.
  26. Mc Elhaney, J., Fogle, J., Byars, E., and Weaver, G.: Effect of embalming on the mechanical properties of beef bone, *J. Appl. physiol.* 19: 1234-1236, 1964.
  27. Merrifield, L.L. and Cross, J.J.: Directional forces. *AM. J. ORTHOD.* 57: 435-464, 1970,
  28. Newcombe, M.R.: Some observations of extraoral treatment, *Angle Orthod.* 28: 131-148, 1958.
  29. Oosthuizen et al.: A Mechanical Appraisal of the Kloehn Extraoral Assembly. *Angle Orthod.*, 43: 221-232, 1973.
  30. Poulton, D.R.: A three year survey of class II malocclusions with and without headgear therapy, *Angle Orthod.* 34: 181-193, 1964.
  31. \_\_\_\_\_: The influence of extraoral traction. *AM. J. ORTHOD.* 53: 8-18, 1967.
  32. Ricketts R.M.: The influence of orthodontic treatment on facial growth and development, *Angle Orthod.* 30: 103-131, 1960.
  33. Sandusky, W.S.: Cephalometric evaluation of the effects of Kloehn type of cervical traction used as an auxiliary with the edge-

- wise mechanism following Tweed's Principle for correction of Class II division I malocclusion. AM. J. ORTHOD. 51: 262-287, 1965.
34. Schudy, F.F.: Vertical growth versus antero-posterior growth as related to function and treatment, Angle Orthod 34: 75-93, 1964.
  35. \_\_\_\_\_: The rotation of the mandible resulting from growth: It's implications in orthodontic treatment, Angle Orthod. 35: 36-50, 1965.
  36. Storey, E.: Tissue response to the movement of bones. AM. J. ORTHOD. 64: 229-247, 1973.
  37. Weijjs, W.A. and Dejongh, H.T.: Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit. Arch. Oral. Biol. 22: 667-675, 1977.
  38. Weinferger, B.W.: Orthodontics: A historical review of its origin and evolution. St. Lewis. 1926.
  39. Weislander, L.: The effect of Orthodontic treatment on the concurrent development of the craniofacial complex, AM. J. ORTHOD. 49: 15-27, 1963.
  40. Yamada, H.: In Evans, F.G. (editor): Strength of biological materials, Baltimore, 1970, Williams & Wilkins Company.
  41. Zak. B.: Photo elastische Analyse in der orthodontischen mechanik, A. Stomatol. 33: 22-37, 1935.
  42. 김주영: Reverse Head Gear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석. 연세치대논문집, Vol. 3, No. 1, 563-577, 1985.
  43. 윤성일: 치과보철물에 작용하는 stress에 대한 광탄성적분석. 대한치과의사협회지, 17: 1, Jan, 1979.
  44. 이중홍: 유한요소법(1). 대한기계학회지, 13: 3, 203-208, 1973.
  45. \_\_\_\_\_: 유한요소법(2). 대한기계학회지, 13: 4, 299-302, 1973.
  46. 조호구: 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석. 대한치과교정학회지, Vol. 14, No. 1, 1984.
  47. 조봉제: 상악골 급속확장시 상악골의 응력분산과 변위에 관한 유한요소법적분석. 연세치대논문집, Vol. 3, No. 1, 459-470, 1985.
  48. 하주태: 유한요소법에 의한 Cantilever Bridge의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. 대한치과보철학회지, Vol. 21, No. 1, 41-57, 1983.
  49. 한무현: 유한요소법에 의한 Telescopic crown과 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. 경희치대논문집, 4: 241-258, 1982.
  50. 宮川修, 塩川延洋: 有限要素法について. 齒界展望, 44: 903-911, 1974.
  51. 提定美: 有限要素法の基礎. 國際齒科學會誌, 5: 231-241, 1977.
  52. 鬼頭政勝, 伊藤博夫, 水上深: 咬合力の齒槽高壁への分布に關する三次元齒根膜モデルによる研究. 日本補綴科學會雜誌, 19: 419-425, 1975.



— ABSTRACT —

## A FINITE ELEMENT ANALYSIS ON THE EFFECT OF THE HEADGEAR IN HUMAN MAXILLA.

In Soo Lee, Byung Hwa Sohn

*Department of Dental Science, 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 three kinds of the head gear. (high pull head gear, straight pull head gear, cervical pull head gear.) Orthopedic force, 300 gram, was applied to the maxilla of the dry human skull in a high, straight and cervical direction. The stress distribution and the displacement within the maxillary complex was analyzed by a 3-dimensional finite element method.

The results were as follow:

1. In crown, the stress of cervical pull head gear was the greatest stress and straight pull head gear was the medium stress and high pull head gear was the least stress.
2. The compressive stress was observed on the anterior portion of premaxilla, especially anterior nasal spine area, when the three kinds of head gear were applied to the dry human skull.
3. It appeared that the stress of the anterior portion of the zygomatic bone was greater than the posterior portion in the case of three kinds of head gear application and compressive stress was noted only at the below of the frontozygomatic suture of the zygomatic bone.
4. The backward, upward, sideward displacement of the alveolar area was observed in a high pull head gear application but in the case of straight pull head gear and cervical pull head gear application, the backward, downward, sideward displacement was observed.
5. The forward, downward, sideward displacement was observed on the midpalatine suture and premaxilla on the sagittal plane and transverse palatine suture in the case of three kinds of headgear application.