Headgear의 악정형력에 대한 안면골 반응의 3차원 유한요소해석

연세대학교 대학원

치의학과

권 병 인

Headgear의 악정형력에 대한 안면골 반응의 3차원 유한요소해석

지도 손 병 화 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

1999년 12월 일

연세대학교 대학원

치의학과

권 병 인

권병인의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

1999년 12월 일

감사의 글

한 세기를 마감하는 이 해에 이 논문을 마치게 되어 무엇보다도 기쁨이 앞섭니다. 부족하고 모자란 저를 이 자리에 까지 올 수있게 많은 격려와 가르침을 아끼지 않으시고 지도해주신 손병화 교수님께 진심으로 감사를 드립니다. 논문의 미흡한 부분을 처음부터 끝까지 꼼꼼히 살피시고, 수정과 보완을 해주시며 심사해주신, 유영규 교수님, 박영철 교수님, 백형선 교수님, 황충주 교수님께 깊이 감사드립니다. 그리고, 많은 격려와 가름침을 주신 이원유 교수님, 김영준 교수님, 김경호 교수님, 최광철 교수님, 유형석 교수님께도 감사를 드립니다. 또한, 늦은 밤에도 논문의 연구에 함께 해 주시며, 유한요소 분석에 많은 지도와 조언을 해주신 조영수 박사님께도 감사드립니다.

누구보다도 많은 걱정과 격려를 해주시고, 이해와 사랑으로 함께 해준 저희 가족들, 모든 분들에게도 진정한 감사를 드립니다. 한동안 얼굴도 잘 못보고 지낸 나의 사랑하는 아들 상훈이의, 투정부리지 않고 아빠에게 연구 많이하세요라고 잘 이해해준 기특한 모습과 아내의 정성어린 내조와 성원에 다시 한번 고마움과 사랑을 전합니다.

마지막으로 늘 걱정만 끼쳐드리고 힘들게 한 저에게 항상 따사로운 미소로 반겨주신던 어머니, 이제는 다시 돌아오지 못할 먼 길을 떠나신 어머니의 영전에 이 논문을 바칩니다. 감사합니다.

1999년 12월
저자 씀

목 차

그림 목차

표 목차

국문요약

Headgear의 악정형력에 대한 안면골 반응의 3차원 유한요소해석

부정교합의 양상은 상악골, 하악골간의 성장과 발육의 부조화로 인해 야기되어진다. 교정학의 영역에서 상악골과 하악골의 성장을 조절하려는 많은 시도가 여러 선학들에 의해 연구되어져 왔고, 또 많은 시도와 연구가 계속되고 있다.

상악골의 성장은 상악골 복합체의 봉합부위의 변형에 의해 유도되어지며, 이러한 복합체의 반응은 다양하게 나타내어진다. 따라서 적절한 악정형치료를 위해서는 상악골 복합체의 봉합부위에서의 생물학적 및 생역학적 반응을 이해하는 것이 중요하다.

본 연구는 두개안면골을 각각 분리하여 해석할 수 있고, 사영요소분할이 가능하도록 유한요소 모델을 제작하여 상악골뿐만아니라, 인접한 악안면골의 봉합부위의 변위의 해석이 가능하도록 하였으며, headgear의 anchorage unit의 경우도 상악 제1대구치, 상악 전치부와 상악 제1대구치, 상악 전치에서 상악 제1대구치까지로 anchorage unit을 변화시켰고, 후방견인의 방향도 교합평면에 대해 하방 30°, 평행, 상방 30°, 상방 52°, 상방 60°로 다양하게 설정하여, 상악 제1대구치에 500g의 후방견인력을 가했을 때, 상악골 및 안면골 봉합부의 변위 분석을 통해 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

1. 고정식 교정장치상의 anchorage unit에 포함되는 치아의 수가 증가할수록 headgear의 악정형력에 대해 치조골, 상악골 및 안면골 봉합부의 변위량은 증가하였다.
2. headgear 후방견인력의 방향이 변화함에 따라, 상악골의 저항중심과 힘의 작용점의 관계에서, 상악골 및 안면골 봉합부의 변위량과 회전의 양상이 변화하였다.

3. 상악골의 치조골 부위에 대한 후방 이동으로의 변위는 교합면에 대해 하방 30°로 후방 견인력을 가했을 때 최대 변위되어지는 것으로 나타났다.
4. 상악골 및 안면골에 대해서 headgear 악정형력에 대한 anchorage unit에 상악 치아 전체를 포함시키고, 후상방 52°의 각도로 견인력을 가했을 때 상악골 및 안면골의 회전이 없이 후상방으로 균일하고, 이상적인 변위가 나타났다.

핵심되는 말 : headgear, 악정형력, 상악골, 안면골, 봉합부, intraoral anchorage unit, 견인력의 방향, 3차원 유한요소해석,

Headgear의 악정형력에 대한 안면골 반응의 3차원 유한요소해석

연세대학교 대학원 치의학과

(지도 : **손 병 화** 교수)

권 병 인

I. 서 론

골격성 부정교합의 양상은 상악골, 하악골간의 성장과 발육의 부조화로 인해 야기되어진다. 교정학의 영역에서 상악골과 하악골의 성장을 조절하려는 많은 시도가 여러 선학들에 의해 연구되어져 왔고, 또 많은 시도와 연구가 계속되고 있다.

골격성 제 II급 부정교합의 경우는 상악골의 과성장, 하악골의 열성장과 치아와 치조골의 이상의 다양한 조합 형태로 나타난다. 이중 상악골 성장의 억제와 성장방향을 변화시키는 방법으로는 headgear, activator, modified activator, Herbst 장치등 여러가지 악정형장치등이 단독으로, 또는 조합으로 사용되어진다.[4,6,8,13,18,40,42]그중 headgear는 1947년 Kloehn이 사용한 이후, 다양한 형태의 headgear가 개발, 연구, 사용되어져 왔고, 제 II급 부정교합의 치료에 있어 대표적인 장치로 인정되어지고 있다.

상악골의 성장은 상악골 복합체의 봉합부위의 변형에 의해 유도되어지며, 이러한 복합체의 반응은 다양하게 나타내어진다. [2,12,18,37,42] 따라서 적절한 악정형치료를 위해서는 상악골 복합체의 봉합부위에서의 생역학적 반응을 이해하는 것이 중요하다.

headgear에 의한 안면골 복합체의 변화에 대한 연구는 형태학적, 생물학적, 생역학적 분야에서 이루어져 왔다. 이의 연구방법으로는 두경부 방사선 계측학적 방법, 동물 실험, strain gauge법, 광탄성법(photoelasticity method), laser holography 법,유한요소법(finite element method)등이 있다. 이를 이용하여 headgear가 상악골 복합체에 형태적 변형, 성장방향의 변화, 봉합부의 변형을 일으킨다고 보고되어졌다. [2,12,18,37,42] 그러나, 생체내 악안면 골격계에서의 직접적인, 역학적 정량 측정은 매우 어렵기 때문에 주로 광탄성법, strain gauge법, laser holography법, 유한요소법등을 이용하여 변위와 응력 분석연구가 행하여져 왔다.[5,8,9,16,21,38] 이중에서 유한요소법의 발달은 항공역학에서 개발된 구조물 해석방법으로 Argyris등이 일반화하여 컴퓨터에 응용한 후에, Clough가 유한요소법이라고 정의하였는데, 이의 특징으로는 모델의 형태와 크기를 실물과 거의 동일하게 재현시킬 수 있고, 역학적 특성이 다른 재료로 구성된 탄성 복합체를 그 구성요소의 재료 정수를 이용하여 서로 통합하여 해석할 수 있으며, 특히 자세한 측정을 요하는 부위에서는 요소의 크기를 세밀화하여 내부응력의 크기와 방향을 정밀하게 측정할 수도 있으며, 고체 역학적 구조물뿐만 아니라, 생체역학에서도 효과적으로 응용할 수 있는 방법으로, 정형외과 영역에서 많이 사용되어진다. 최근에는 치의학 연구뿐만 아니라 연조직과 관련된 다른 여러 분야에서도 이용되어지고 있다. 최근 유한요소법은 상용프로그램의 발전으로, 형상 모델링(geographic modeling)과 자동 요소분할(automesh generation)이 쉬워지고 계산 결과도 실제와 근사하게 얻어질 수 있으며, 결과 처리도 영상으로 나타낼 수 있어 사용자가 용이하게 해석할 수 있다.[45]

악정형력을 이용한 골격성 부정교합의 치료에서는 환자의 나이, 성장단계, 악정형장치의 종류, 장치를 장착하고 있는 시간, 골격계에 가해지는 힘의 크기와 방향과 골격계에 정확한 힘이 가해질 수 있도록 하는 anchorage unit의 형태 등을 고려하여야 한다. 악정형력을 이용한 치료에서는 치료의 시기가 중요한데,

성장을 이용한 치료의 시기는 치열의 발육과 연관지어 생각해 볼 때, intraoral anchorage unit의 형태가 계속 변화하게 된다.

성장기 아동에서는 주로 intraoral anchorage unit으로 상악 제1대구치를 이용할 수 밖에 없으나, 치료의 효율을 위해 상악골 전체에 악정형력이 가해질 수 있도록 activator나 상악 치아 전체를 덮는 장치나[18,37], Herbst 장치등에 headgear를 사용하여[42], 보다 나은 결과를 얻은 연구들이 있다. 또한 성장기 아동이라 하더라도 치료를 진행하게 됨에 따라, 상악 전치의 맹출 이후나, 영구치열이 완성된 이후에도 headgear를 계속 사용하게 된다.

따라서 본 연구는 headgear를 이용하여 악정형력을 가했을 때의 유한요소법적 연구는 Tanne[31-36] 등, 이[44] 등의 연구외에는 미미하며, 이들의 연구들은 상악골만을 모델링하거나 두개 안면골 전체를 하나의 모델로 형성하거나, 요소의 크기가 대형화되어 곡률부의 오차발생 가능성과, 부분적으로 육면체 요소 사이에 사면체 요소가 생김으로 인한 오차 발생 가능성이 있는 모델링이었으며, 두개안면골을 각각 분리하여 연구하거나 headgear에 대한 상악치아의 anchorage unit이 변화하였을 때나, headgear의 후방견인력의 방향이 변화하였을 때의 안면골 반응에 대한 연구는 없었다.

본 연구는 두개안면골을 각각 분리하여 해석할 수 있도록 유한요소 모델을 제작하여 상악골뿐만 아니라, 인접한 악안면골의 봉합부위의 변위의 해석이 가능하도록 하였으며, headgear의 anchorage unit의 경우도 상악 제1대구치, 상악 전치부와 상악 제1대구치, 상악전치에서 상악 제1대구치까지로 anchorage unit을 변화시켰고, 후방견인력의 방향도 교합평면에 대해 하방 30°, 평행, 상방 30°, 상방 52°, 상방 60°로 다양하게 변화시켰을 때의 상악골 및 안면골 봉합부의 변위의 분석을 통해 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 방법

두개안면골 및 상악치아를 비교적 실제 형상에 가깝게 형상화하기 위하여 3차원 솔리드 모델링을 시행하였다. 3차원 유한 요소 모델을 작성하기 위하여 성인 정상 교합자의 건조 두개골을 실측하여 모델링하였다. 또한 두개골 내부의 형상의 모델링은 건조 두개골의 전산화 단층 촬영(CT)을 시행하여 참조하였다. 전산화 단층 촬영은 상악 치아의 교합면에서부터 안와 하연 부위까지는 2mm 간격으로, 안와 하연 이상 부위는 3mm 간격으로 시행하여 각 단면의 사진들을 기준좌표계 중심으로 적층하여 3차원 입체 영상을 재구성하였고, 각 봉합부위를 기준으로 두개골을 분할하여 이들 각각을 입체적으로 형상화하였다 (그림 1,2).

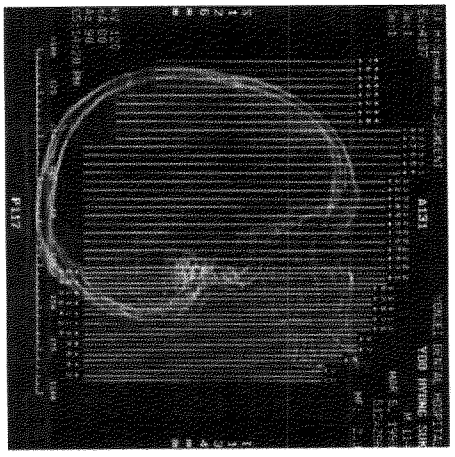


그림1. 건조두개골의 전산화 단층 촬영

그림2. 전산화 단층촬영 사진을 이용한 3차원적 재구성

두개안면골은 실제로는 이방성 재료이나 재료의 이방성에 따른 각 방향의 변위 성분의 변화는 작으므로, 등방성 재료(isotropic material)로 가정하고, 요소의 종류는 등매개 변수(isoparametric element) 요소로서 8절점 육면체

형상(8 noded hexadron)을 사용하였으며, 요소의 각 절점은 공간상의 세 방향(X,Y,Z축)의 이동 변위(transitional displacement)를 표현한다. 요소 종횡비(aspect ratio)의 증가에 따른 굽힘 변형의 오차를 줄이기 위해 요소내의 굽힘만을 표현할 수 있는 비적합모드 형상 함수(incompatible mode shape function)을 사용하였다. 치아부위는 형상이 복잡하여 상사법을 통한 요소 분할이 어려움으로 자유 요소 분할(free mesh)을 수행하여 사절점 사면체(tetrahedron) 요소로 분할하였다. 이때 나타날 수 있는 굽힘에 대한 과잉 강성을 방지하고자 분할되는 요소의 크기를 작게하여, 치밀한 요소수를 유지하게 하였다. 3차원 모델링은 전체 두개골을 구성하고 있는 골 별로 구분하여 정점과 정점을 연결하는 체적을 구성하였고, 체적의 표면은 자유로운 곡률을 갖는 자유곡면이기 때문에 스플라인 곡선 보간 방법(spline curve fitting)을 사용하였다. 정확한 요소 생성을 위해서 사영 요소(map mesh)를 사용하였다. 사용된 호선(arch wire)은 같은 성질을 가지는 3차원 2절점 보요소(beam element)로 모델링 하였다.

기준좌표계의 설정은 X축은 foramen magnum 전연에서 교합면에 평행하게 전방향을 나타내고, Y축은 foramen magnum 전연에서 교합면에 수직되며, 상방향을 나타내고, 따라서 Z축은 X축과Y축에 수직되며 오른쪽 방향의 변위를 분석할 수 있게 하였다. 두개안면골체의 모형은 치밀골과 해면골로 구성된 것으로 간주하였으며, 재료의 물리적 특성으로는 정해진 Young's modulus(E)와 Poisson's ratio(V)를 표 1에서와 같이 Wright의 설을 이용해서 각 재질별로 적용하였다.

표1. 각 재료의 물리적 성질

	Young's modulus(Kg/mm^2)	Poisson's ratio(V)
Cancellous bone	137	0.3
Compact bone	1,370	0.3
Suture	0.7	0.4
Teeth	2,070	0.3

경계조건으로는 foramen magnum 변연 부위를 고정점으로 하여 상하 방향과 전후 방향 및 좌우 방향으로의 모든 변위를 구속하였다. XY 평면 즉 수직 중앙 단면을 기준으로 형상과 하중을 대칭조건으로 하였고, 중앙 단면에서는 좌우 방향으로의 변위가 없도록 구속하였다.

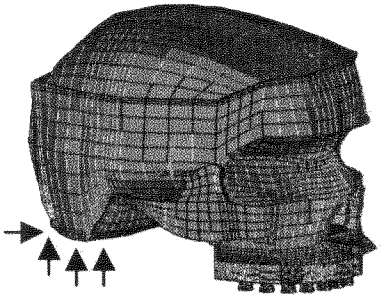


그림3. 유한 요소 모델의 경계 조건

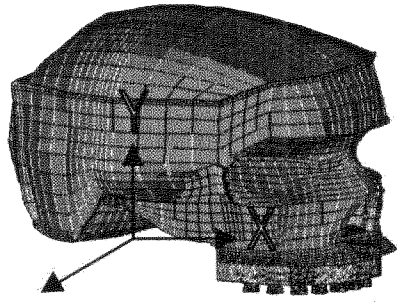
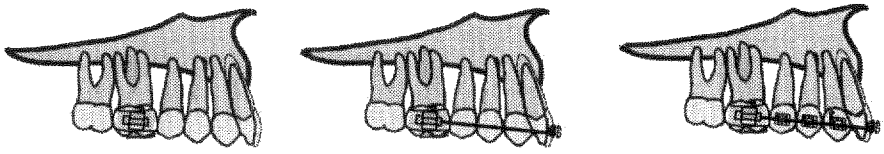


그림4. 3차원 기준 좌표 표시

호선(arch wire)과 bracket의 결합은 자유도의 커플링 기법을 이용하여 성립시켰고, 즉 2개의 전치부에서는 호선과 bracket이 만나는 지점에서는 전방과 직방 변위를 서로 동일하게 구속시켰고, 견치와 제1소구치는 전방, 직방 및 측방 변위를 동일하게 구속시켰으며, 나머지 제2소구치와 제1대구치는 측방과 직방을 구속하여 호선과 bracket간의 상대운동을 모사하였다. 이상과 같이 완성된 전체 모델의 총요소수는 19754개, 총절점수는 17240개 였으며, 총자유도는 51720 자유도 이었고, 경계조건에 부여된 절점수는 545개 이고, 총구속자유도는 600자유도 이었다.

각군의 분류는 1군을 상악 제1대구치에만 후방견인력 500g의 힘을 가한 경우로, 2군을 상악 전치부와 상악 제1대구치만을 bracket상에서 0.016″x0.022″stainless steel 호선으로 결찰한 경우로, 3군을 상악 중절치에서 상악 제1대구치까지 bracket상에서 0.016″x0.022″ stainless steel 호선으로 결찰한 경우로 나누고,

후방 견인력을 교합면에 대하여 하방 30°, 평행, 상방 30°, 상방52°, 상방 60°의 5가지 방향으로 상악 제1대구치의 치관부에 500g의 힘으로 가했을 때의 두개 안면골 부위에 나타나는 변위를 ANSYS 5.3 program을 이용하여 비교 분석하였다.



1군 2군 3군

그림5. anchorage unit에 포함된 상악치아수에 따른 분류

1군 : 상악 제1대구치에만 악정형력을 가한 경우

2군 : 상악 중절치, 측절치 및 상악 제1대구치만을 0.016″x.022″ inch 호선으로 결찰한 경우

3군 : 상악 중절치에서 상악 제1대구치까지를 0.016″x.022″ inch 호선으로 결찰한 경우

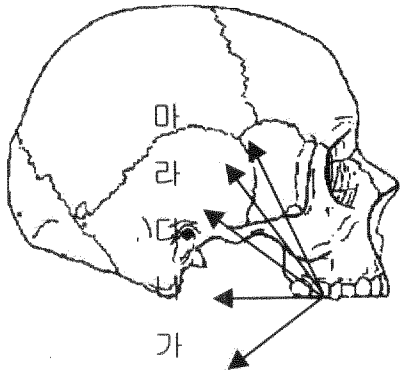


그림 6. 상악 제1대구치에 가한 악정형력의 방향에 따른 분류

가군: 교합평면에 대해 하방 30°로 힘을 가한 경우

나군: 교합평면에 대해 평행하게(0°) 힘을 가한 경우

다군: 교합평면에 대해 상방 30°로 힘을 가한 경우

라군: 교합평면에 대해 상방 52°로 힘을 가한 경우

마군: 교합평면에 대해 상방 60°로 힘을 가한 경우

상악골에 있어서 변위와 회전의 양상을 분석하기 위하여 상악골 상에 9개의 기준점을 설정하였다 (그림 7).

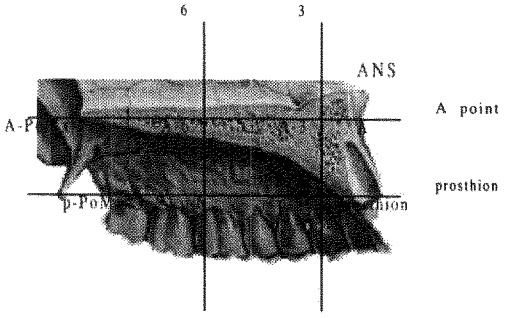


그림 7. 상악골 변위의 기준점

ANS(전비극), A-point, A-3(A-point의 수평적 위치에서 상악 견치부 중앙과 교차하는 점), A-6(A-point의 수평적 위치에서 상악 제1대구치 중앙과 교차하는 점), A-PoMx(A-point의 수평적 위치에서 상악골 최후방 점), prosthion(정중선상에서 구개골의 최전방에 위치한 치조돌기의 점),p-3(prosthion의 수평적위치에서 상악견치부 중앙과 교차 하는 점), p-6(prosthion에 수평적위치에서 상악 제1대구치부 중앙과 교차 하는 점), p-PoMx(prosthion에 수평적위치에서 상악골 최후방 점)

안면골의 봉합부위는 lamina cribosa, frontomaxillary, frontozygomatic, sphenomaxillary, zygomaticotemporal suture에서의 악정형력에 대한 봉합부의 변위를 분석하였다(그림 8). 개개의 봉합부에서 변위의 분석에 사용된 기준점들은 lamina cribosa에서는 전방, 중앙, 후방 세 점을 설정하였고, frontomaxillary suture에서는 내측, 중앙, 외측으로 세점을, frontozygomatic suture에서는 전방, 중앙, 후방의 세점을 설정하였으며, sphenomaxillary suture에서는 최상부, 상부, 중앙, 하부, 최하부의 다섯 점을 설정하였고, zygomaticotemporal suture는 상부, 하부의 두 점을 설정하였다.

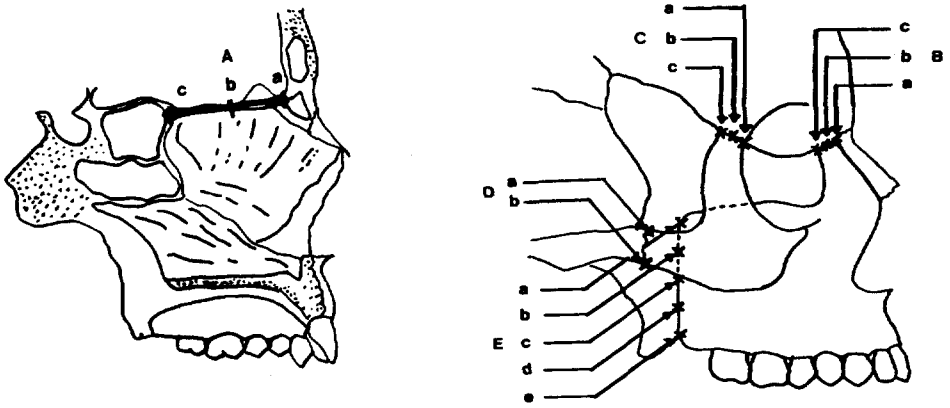


그림 8. 안면골 봉합부의 분석에 이용된 봉합부위

A. lamina cribosa (a.전방, b.중앙, c.후방)
B. frontomaxillary suture(a.내측, b.중앙, c.외측)
C. frontozygomatic suture(a.전방, b.중앙, c.후방)
D. sphenomaxillary suture(a.최상방부, b.상부, c.중앙, d.하부, e.최하부)
E. zygomaticotemporal suture(a.상부, b.하부)

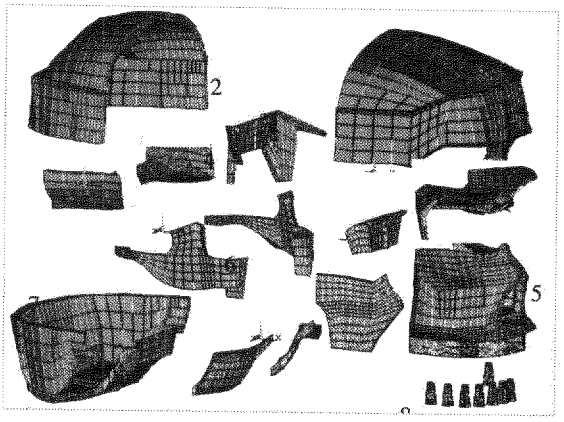


그림 9. 두개안면골의 3차원 모델링과 각각 분리된 구성골

1. 전두골 2. 두정골 3. 서골과 사골 4. 접 형 골
5. 상악골 6. 관골궁 7. 후두골 8. 상악치아

Ⅲ. 연구 성적

각군의 분류는 고정원에 포함된 치아의 갯수에 따라 1군, 2군, 3군으로 나누고, headgear의 후방견인력의 방향에 따라 가, 나, 다, 라, 마군으로 분류하고, 각 조건별로 변위를 분석하였다. 각 조건별 후방견인력은 500g이며, 변위량은 ㎛로 표시하였다.

가. 1 군

1. 상악골에서의 변위

X축상에서의 상악골 변위를 보면, 최대 후방변위를 보인 경우는 가군의 경우인데, 상악골 치조골 전반에 걸쳐 넓은 면적에 걸쳐 나타났으며, 최대 후방 변위량을 보인 부위는 상악 제1대구치의 후방 치조골부위 이었다(-15.372mm). 각 군상에서의 최대 후방 변위를 보면, 가, 나, 다군에서는 치조골 부위에서 나타난 반면에 라, 마군에서는 상악골의 최상연, 전두골과의 봉합부에서 최대변위를 보였다(-6.256㎛, -7.05㎛).

Y축상에서의 변위는 가, 나군에서는 하방으로 변위하였고, 가군에서는 전치부 치조골부위가 최대 하방 변위량을 보였다(-25.681㎛). 다군에서는 상악골 전방부는 하방으로, 후방부는 상방으로 변위하였다. 라, 마군에서는 상악골 전체가 상방으로 변위하였으며, 최대 상방 변위는 마군에서 상악골 후상방부에서 최대 변위량을 보였다(-6.971㎛) (그림 10-19).

2. 상악골 기준점에서의 변위

X축상에서 각군의 모든 점은 후방 변위하였다. 후방변위량은 가군에서 가장 컸으며, 상악 제1대구치의 치조정 부위(p-6)에서 최대 후방 변위가 나타났다(-15.166㎛). 가, 나, 다군에서는 prosthion 수준에서의 기준점들이 A점 수준의 기준점보다 더 큰 변위량을 보였다. 반면 라, 마군에서는 모든 기준점들의

변위량의 절대값은 작으나, 개개의 점들의 변위량이 유사하였다.

표2. 1군에서의 상악골 기준점에서의 X축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
ANS	-8.817	-8.610	-6.096	-3.097	-1.949
A	-10.329	-9.742	-6.545	-2.946	-1.594
A-3	-10.988	-10.427	-7.072	-3.259	-1.822
A-6	-10.824	-10.215	-6.869	-3.099	-1.682
A-PoMx	-10.866	-10.203	-6.806	-3.008	-1.585
prosthion	-13.985	-12.470	-7.615	-2.562	-0.718
p-3	-14.797	-13.362	-8.348	-3.044	-1.097
p-6	-15.166	-13.702	-8.566	-3.130	-1.134
p-PoMx	-14.639	-12.945	-7.782	-2.466	-0.534

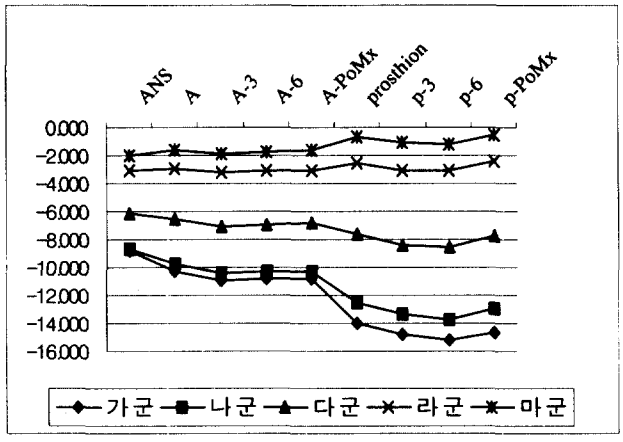


그림 40. 1군에서의 상악골 기준점에서의 X축상에서의 변위량 (단위 ㎛)

Y축상에서의 변위는 가, 나군에서는 하방 변위하였고, 다군에서는 후방부에 해당하는 기준점은 상방으로, 전방에 해당하는 기준점들은 하방으로 변위하였다.

최대 변위량은 가군의 prosthion점에서 최대 하방 변위하였다(-25.678㎛). 라, 마군은 모든 기준점이 상방 변위하였고, 전방부가 후방부보다 더 큰 변위량을 보였으나, 거의 유사한 변위 양상을 보였다.

표3. 1군에서의 상악골 기준점에서의 Y축상에서의 변위량

(단위㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
ANS	-25.022	-15.249	-1.390	9.420	12.842
A	-25.603	-15.683	-1.562	9.478	12.978
A-3	-22.476	-13.413	-0.755	9.026	12.104
A-6	-15.151	-7.769	1.694	8.606	10.704
A-PoMx	-6.328	-1.274	4.122	7.502	8.413
prosthion	-25.676	-15.740	-1.586	9.483	12.992
p-3	-22.795	-13.672	-0.886	9.017	12.138
p-6	-15.144	-7.765	1.694	8.602	10.699
p-PoMx	-6.337	-1.290	4.104	7.485	8.397

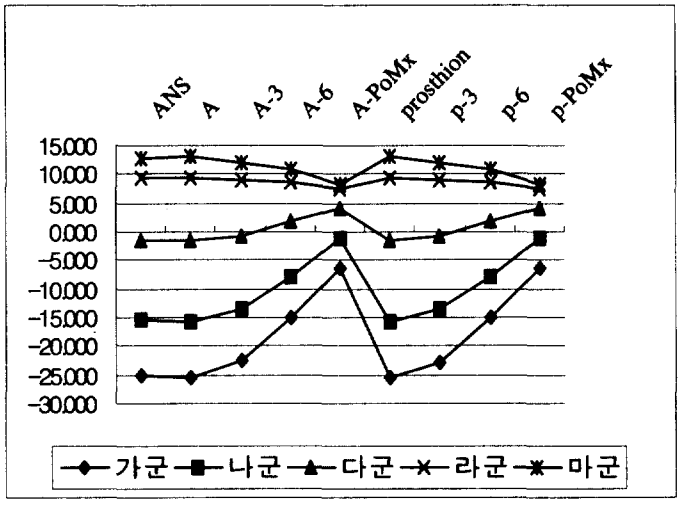


그림41. 1군에서의 상악골 기준점에서의 Y축상에서의 변위량 (단위 ㎛)

Z축 상에서는 모든 군에서 유사한 양상을 보였으며, 다군의 A점 수준에서의 최후방부인 A-PoMx에서 최대 측방 변위를 보였다(0.909㎛). 견치와 구치부에서는 모든 점에서 내측으로 변위되었다. 후방부는 모두 외측으로 변위되었다. ANS, A, prosthion점은 미세한 외방변위를 보였다.

표4. 1군에서의 상악골 기준점에서의 Z축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
ANS	-0.005	-0.004	-0.001	0.001	0.001
A	-0.002	-0.001	0.001	0.001	0.002
A-3	-0.296	-0.291	-0.208	-0.108	-0.069
A-6	-0.546	-0.561	-0.426	-0.247	-0.176
A-PoMx	0.566	0.851	0.909	0.791	0.723
prosthion	0.006	0.005	0.002	0.000	-0.001
p-3	-0.243	-0.315	-0.302	-0.239	-0.208
p-6	-0.723	-0.940	-0.905	-0.718	-0.628
p-PoMx	0.484	0.568	0.499	0.358	0.296

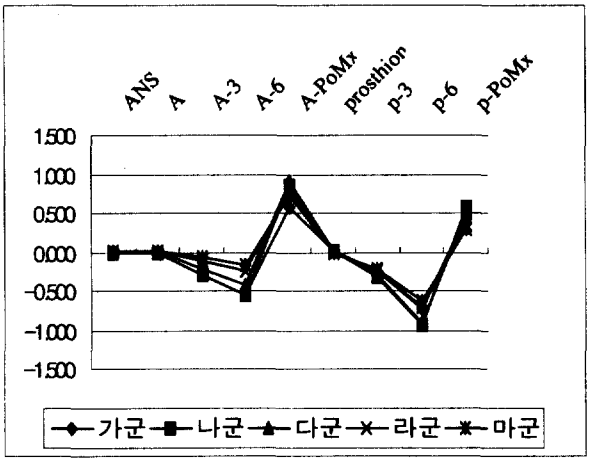


그림42. 1군에서의 상악골 기준점에서의 Z축상에서의 변위량 (단위 ㎛)

1. lamina cribosa에서의 변위

X축상에서 각군의 lamina cribosa의 전방, 중앙, 후방점들은 유사한 변위량을 보였으며, 가, 나군은 전방으로, 다, 라, 마군은 후방으로 이동하였고, 마군에서 최대 후방 변위를 보였다(-5.986㎛).

표5. 1군에서의 lamina cribosa에서의 X축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
전방	3.790	0.441	-3.026	-5.131	-5.682
중앙	4.198	0.672	-3.035	-5.321	-5.928
후방	4.054	0.518	-3.157	-5.397	-5.986

Y축상에서는 lamina cribosa의 전방부의 변위량의 절대값이 컸으며, 후방으로 갈수록 변위량은 줄었다. 최대 변위량은 가군에서 최대 하방변위량을 보였다(-13.190㎛). 가, 나군은 하방으로, 다, 라, 마군은 상방으로 변위하였다.

표6. 1군에서의 lamina cribosa에서의 Y축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
전방	-13.190	-5.868	3.028	9.269	11.111
중앙	-7.115	-1.935	3.765	7.440	8.455
후방	-4.275	-0.554	3.315	5.676	6.297

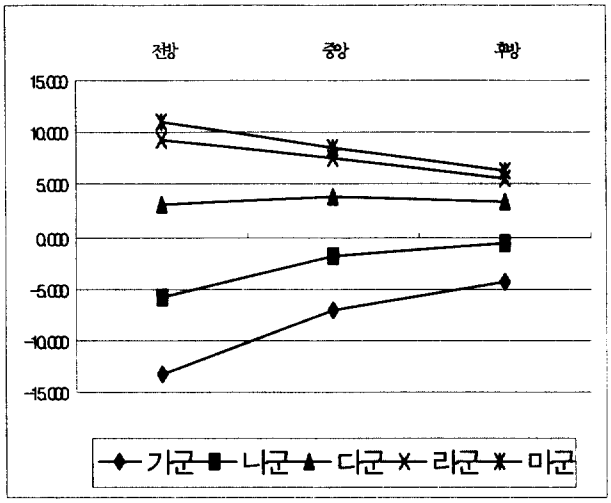


그림 43. 1군에서의 lamina cribosa에서의 Y축상에서의 변위량 (단위 ㎛)

Z축상에서 lamina cribosa는 측방으로 변위하지 않는 것으로 나타났다.

4. frontomaxillary suture에서의 변위

X축상에서는 가, 나군에서는 전방으로, 다, 라, 마군에서는 후방으로 변위하였으며, 마군에서 최대 후방 변위를 보였다(-7.257㎛).

표7. 1군에서의 frontomaxillary suture에서의 X축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
내측	6.008	1.594	-3.248	-6.361	-7.219
중간	5.812	1.433	-3.329	-6.368	-7.199
외측	5.803	1.397	-3.383	-6.425	-7.257

Y축상에서는 가군에서 최대 하방 변위를 보였다(-15.121㎛). 가,나군에서는

하방으로 다,라,마군에서는 상방으로 변위하였다. 따라서, 가,나군에서는 전하방으로, 다,라,마군에서는 후상방으로 변위하였다.

표8. 1군에서의 frontomaxillary suture에서의 Y축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
내측	-15.011	-6.809	3.217	10.287	12.381
중간	-15.121	-6.885	3.196	10.311	12.420
외측	-15.041	-6.854	3.169	10.245	12.342

Z축상에서는 전체적으로 내측으로 변위하였으며, 나군에서 최대 내측변위를 보였으나(-0.026㎛), 변위량이 너무 작아 거의 측방 변위가 일어나지 않음을 알 수 있다.

표9. 1군에서의 frontomaxillary suture에서의 Z축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
내측	-0.012	-0.019	-0.021	-0.019	-0.018
중간	-0.025	-0.026	-0.020	-0.012	-0.009
외측	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

4. frontozygomatic suture에서의 변위

X축상에서는 가,나군은 전방으로, 다,라,마군은 후방으로 이동하였으며, 마군에서 최대 후방변위를 보였다(-5.789㎛). Y축상에서는, 가,나군은 하방으로, 다,라,마군은 상방으로 변위하였고, 가군에서 최대 하방 변위를 보였다(-10.226㎛). Z축상에서는 마군에서만 내측변위를 보였고(-0.026㎛), 가,나,

다,라군에서는 외측 변위를 보였으며, 최대 외측 변위는 가군에서 나타났다 (0.201㎛). 전체적인 suture의 변위는 가,나군에서는 전하방으로 다,라,마군에서는 후상방으로 변위하는 양상을 보였다.

표10. 1군에서의 frontozygomatic suture에서의 X축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
내측	5.002	1.548	-2.320	-4.857	-5.567
중간	5.126	1.619	-2.322	-4.914	-5.641
외측	5.355	1.742	-2.337	-5.030	-5.789

표11. 1군에서의 frontozygomatic suture에서의 Y축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
내측	-9.620	-3.985	2.718	7.344	8.692
중간	-9.959	-4.196	2.692	7.463	8.858
외측	-10.226	-4.359	2.676	7.563	8.994

표12. 1군에서의 frontozygomatic suture에서의 Z축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
내측	0.172	0.144	0.077	0.012	-0.011
중간	0.186	0.152	0.078	0.008	-0.017
외측	0.201	0.161	0.078	0.000	-0.026

4. sphenomaxillary suture에서의 변위

X축상에서의 변위는 가,나군에서는 상연은 전방으로, 하연은 후방으로 변위하였으며, 최대 후방 변위는 가군의 최하연에서 나타났다(-8.785㎛). 다군에서는 전체적으로 후방변위하였으나 하연에서 더 큰 값을 보였다(-6.480㎛). 라,마군에서는 모든 점들이 후방 변위하였으며, 상연에서 더 큰 변위를 보였고, 최대 후방 변위는 마군의 최상부에서 나타났다(-5.703㎛). Y축상에서는 각 군별로 모든 점들이 유사한 변위량을 보였으며, 가,나군에서는 하방으로, 다,라,마군에서는 상방으로 변위하였다. Z축상에서는 sphenomaxillary suture의 모든 점들이 측방 변위를 보였으며, 최대 측방 변위는 다군의 최하부에서 나타났다(1.121㎛).

표13. 1군에서의 sphenomaxillary suture에서의 X축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
최상부	3.798	0.438	-3.040	-5.150	-5.703
상 부	1.965	-0.467	-2.773	-4.039	-4.337
중앙부	-0.956	-2.546	-3.455	-3.534	-3.437
하 부	-4.900	-5.761	-5.079	-3.658	-3.036
최하부	-8.785	-8.814	-6.480	-3.552	-2.411

표14. 1군에서의 sphenomaxillary suture에서의 Y축상에서의 변위량

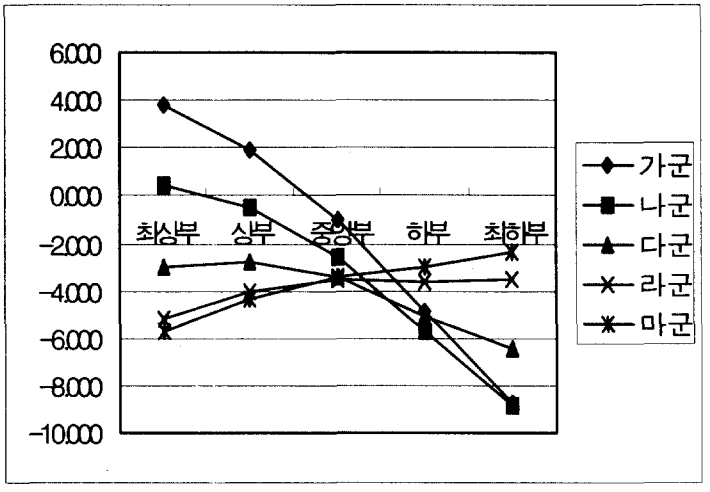
(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
최상부	-5.354	-1.151	3.361	6.202	6.972
상 부	-5.719	-1.342	3.394	6.401	7.221
중앙부	-5.914	-1.453	3.396	6.489	7.336
하 부	-5.764	-1.179	3.722	6.796	7.625
최하부	-5.566	-0.844	4.105	7.148	7.954

표15. 1군에서의 sphenomaxillary suture에서의 Z축상에서의 변위량

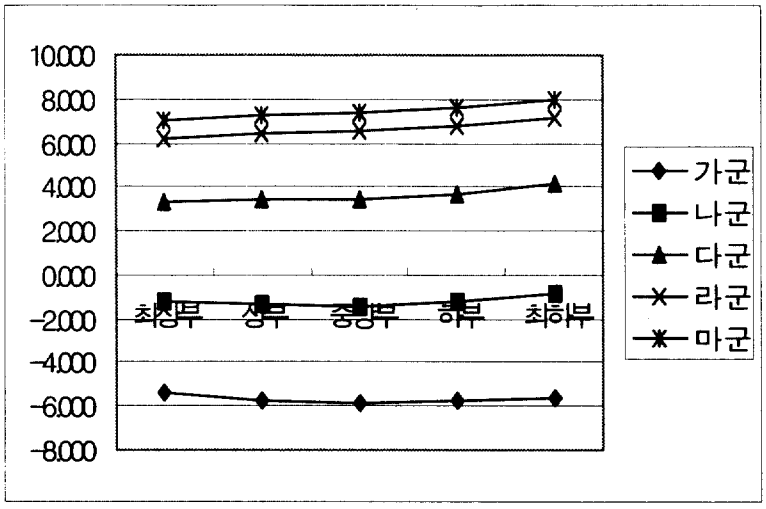
(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
최상부	0.077	0.065	0.035	0.006	-0.005
상 부	-0.101	-0.036	0.039	0.090	0.104
중앙부	-0.214	-0.027	0.168	0.286	0.317
하 부	0.260	0.644	0.856	0.866	0.839
최하부	0.573	0.978	1.121	1.032	0.964



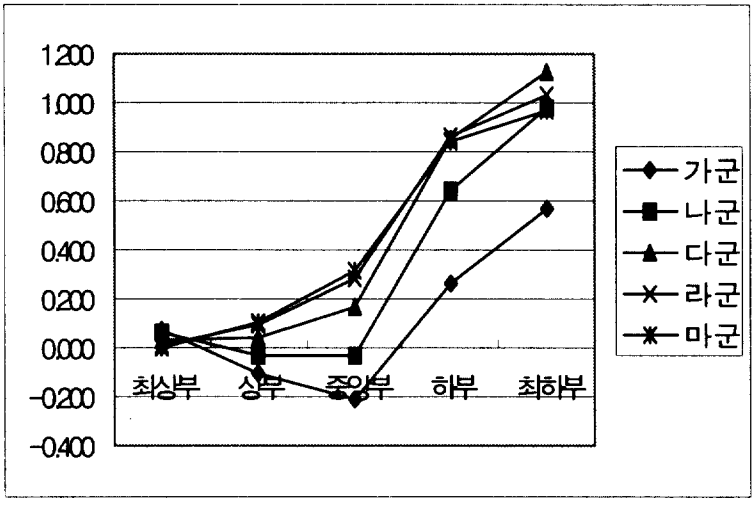
(단위 ㎛)

그림44. 1군에서의 sphenomaxillary suture에서의 X축상에서의 변위량



(단위 ㎛)

그림45. 1군에서의 sphenomaxillary suture에서의 Y축상에서의 변위량



(단위 ㎛)

그림46. 1군에서의 sphenomaxillary suture에서의 Z축상에서의 변위량

4. zygomaticotemporal suture에서의 변위

X축상에서 가,나군은 전방으로 다,라,마군에서는 후방으로 변위하였으며, 최대 변위는 마군에서 zygomaticotemporal suture의 상연에서 최대 후방 변위를 기록하였다(-3.706㎛).Y축상에서는 가,나군에서는 하방으로, 다,라,마군에서는 상방으로 변위하였다. Z축상에서는 하부에 비해 상부가 더 큰 변위를 보였으며, 최대 측방 변위는 가군에서 zygomaticotemporal suture의 상부에서 나타났다(0.632㎛).

표16. 1군에서의 zygomaticotemporal suture에서의 X축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
상	2.945	0.698	-1.737	-3.284	-3.706
하	2.453	0.539	-1.520	-2.819	-3.171

표17. 1군에서의 zygomaticotemporal suture에서의 Y축상에서의 위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
상	-2.915	-1.058	1.083	2.523	2.934
하	-2.910	-1.057	1.080	2.516	2.927

표18. 1군에서의 zygomaticotemporal suture에서의 Z축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가 군	나 군	다 군	라 군	마 군
상	0.632	0.414	0.085	-0.181	-0.267
하	0.343	0.228	0.051	-0.092	-0.139

가. 2 군

2군에서는 1군과 매우 유사한 변위의 양상을 보였다. 2군의 경우는 상악전치부가 archwire로 연결된 경우인데, 전치부의 치조골 부위, 특히 prosthion에서 p-3점 부위에서 변위량이 증가하였으며, 치조골 부위를 제외한 나머지부위, 상악골 및 안면골 부위는 동일한 변위를 보였다.

표19. 2군에서의 상악골 기준점의 X축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
ANS	-8.814	-8.607	-6.093	-3.096	-1.947
A	-10.331	-9.744	-6.547	-2.947	-1.595
A-3	-10.988	-10.427	-7.072	-3.259	-1.822
A-6	-10.824	-10.215	-6.869	-3.099	-1.682
A-PoMx	-10.865	-10.202	-6.805	-3.008	-1.585
prosthion	-13.997	-12.485	-7.627	-2.570	-0.725
p-3	-14.801	-13.368	-8.352	-3.047	-1.099
p-6	-15.166	-13.701	-8.565	-3.130	-1.134
p-PoMx	-14.639	-12.945	-7.782	-2.465	-0.534

표20. 2군에서의 상악골 기준점의 Y축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
ANS	-25.030	-15.258	-1.397	9.415	12.838
A	-25.612	-15.694	-1.571	9.472	12.973
A-3	-22.479	-13.416	-0.758	9.024	12.103
A-6	-15.150	-7.769	1.695	8.607	10.704
A-PoMx	-6.328	-1.274	4.122	7.502	8.413
prosthion	-25.686	-15.751	-1.596	9.476	12.987
p-3	-22.799	-13.676	-0.889	9.014	12.136
p-6	-15.143	-7.764	1.694	8.603	10.699
p-PoMx	-6.337	-1.290	4.104	7.485	8.397

표21. 2군에서의 상악골 기준점의 Z축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
ANS	-0.005	-0.004	-0.001	0.001	0.001
A	-0.002	-0.001	0.001	0.001	0.002
A-3	-0.296	-0.291	-0.208	-0.108	-0.070
A-6	-0.544	-0.559	-0.424	-0.246	-0.176
A-PoMx	0.566	0.852	0.909	0.791	0.723
prosthion	0.006	0.005	0.002	0.000	-0.001
p-3	-0.243	-0.315	-0.302	-0.239	-0.208
p-6	-0.720	-0.937	-0.902	-0.716	-0.626
p-PoMx	0.485	0.569	0.500	0.358	0.297

가. 3 군

3군의 경우는 상악전치에서 제1대구치까지 0.016"x0.022" stainless steel arch wire로 결찰한 경우인데 전체적인 변위의 양상은 1,2군과 유사하였다. 상악골 및 안면봉합부에서의 변위량이 대체적으로 증가한 것으로 나타났다.

표22. 3군에서의 상악골 기준점의 X축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
ANS	-8.714	-8.495	-6.000	-3.033	-1.897
A	-10.422	-9.847	-6.633	-3.007	-1.643
A-3	-11.107	-10.560	-7.183	-3.334	-1.882
A-6	-10.815	-10.205	-6.860	-3.093	-1.678
A-PoMx	-10.871	-10.209	-6.811	-3.012	-1.588
prosthion	-14.547	-13.104	-8.150	-2.927	-1.011
p-3	-15.387	-14.024	-8.903	-3.420	-1.397
p-6	-15.152	-13.686	-8.552	-3.122	-1.128
p-PoMx	-14.673	-12.982	-7.814	-2.487	-0.551

표23. 3군에서의 상악골 기준점의 Y축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
ANS	-25.519	-15.808	-1.861	9.099	12.585
A	-26.171	-16.323	-2.101	9.111	12.684
A-3	-22.924	-13.912	-1.173	8.745	11.881
A-6	-15.140	-7.757	1.704	8.613	10.709
A-PoMx	-6.318	-1.262	4.132	7.509	8.418
Prosthion	-26.259	-16.396	-2.140	9.106	12.690
p-3	-23.307	-14.244	-1.364	8.694	11.881
p-6	-15.159	-7.782	1.680	8.592	10.691
p-PoMx	-6.329	-1.280	4.112	7.491	8.402

표24. 3군에서의 상악골 기준점의 Z축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
ANS	-0.002	-0.001	0.001	0.002	0.003
A	0.000	0.001	0.002	0.002	0.002
A-3	-0.277	-0.270	-0.191	-0.096	-0.060
A-6	-0.618	-0.641	-0.492	-0.291	-0.211
A-PoMx	0.629	0.922	0.968	0.831	0.754
prosthion	0.002	0.000	-0.002	-0.003	-0.003
p-3	-0.431	-0.524	-0.477	-0.356	-0.302
p-6	-0.896	-1.132	-1.064	-0.824	-0.712
p-PoMx	0.564	0.657	0.574	0.409	0.337

표25. 3군에서의 lamina cribosa의 X축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
전방	3.800	0.453	-3.016	-5.125	-5.677
중앙	4.207	0.681	-3.027	-5.315	-5.924
후방	4.063	0.528	-3.149	-5.392	-5.981

표26. 3군에서의 lamina cribosa의 Y축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
전방	-13.173	-5.849	3.043	9.280	11.120
중앙	-7.119	-1.939	3.761	7.437	8.453
후방	-4.285	-0.565	3.306	5.670	6.292

표27. 3군에서의 frontomaxillary suture의 X축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
내측	6.008	1.594	-3.248	-6.361	-7.219
중간	5.812	1.433	-3.329	-6.368	-7.199
외측	5.803	1.397	-3.383	-6.425	-7.257

표28. 3군에서의 frontomaxillary suture의 Y축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
내측	-15.011	-6.809	3.218	10.288	12.382
중간	-15.120	-6.884	3.196	10.312	12.421
외측	-15.040	-6.854	3.169	10.245	12.343

표29. 3군에서의 frontomaxillary suture의 Z축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
내측	-0.012	-0.019	-0.021	-0.019	-0.018
중간	-0.025	-0.026	-0.020	-0.012	-0.009
외측	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

표30. 3군에서의 sphenomaxillary suture의 Y축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
최상부	-5.362	-1.160	3.353	6.197	6.968
상 부	-5.726	-1.351	3.387	6.396	7.217
중앙부	-5.920	-1.461	3.390	6.485	7.333
하 부	-5.773	-1.189	3.714	6.791	7.621
최하부	-5.577	-0.855	4.096	7.141	7.949

표31. 3군에서의 sphenomaxillary suture의 Z축상에서의 변위량

(단위 ㎛)

	가	나	다	라	마
최상부	0.076	0.063	0.033	0.005	-0.005
상 부	-0.099	-0.034	0.041	0.091	0.105
중앙부	-0.206	-0.017	0.176	0.292	0.322
하 부	0.276	0.662	0.871	0.875	0.846
최하부	0.602	1.010	1.148	1.049	0.978

IV. 고 찰

성장기 골격성 제II급 부정교합에 있어 상악골에 대한 악정형력을 이용한 악교정치료의 중요성은 널리 인식되어져 왔다. 선학들의 많은 연구를 고찰해보면 상악골에 악정형력을 가했을 때 상악골의 성장은 억제되어지고, 성장의 방향을 재형성시킬 수 있다 하였다.[5,8,9,16,21,38] 상악골 성장의 조절을 위해서는 악정형력이 가해졌을 때, 안면골의 생역학적 반응에 대한 정확한 이해가 필요하다.

악정형력 을 이용한 제II급 부정교합의 치료에 있어 고려하여야 할 사항은 anchorage unit의 구성과, 악정형력의 크기, 치료 시기, 장치의 고안등이 있다. 제II급 부정교합의 치료에 사용되어지는 대표적 장치인 headgear는 어떠한 anchorage unit을 가지고, 어떠한 방향으로 힘을 가할 것 인가가 중요한 고려사항이다.

Baumrind[4], Chachonas[8], Barton[2]등은 악정형력의 방향이 구개평면, 교합면, 하악골 하연의 경사도에 영향을 미친다고 하였다. Poulton[27], Teuscher[37]등은 악정형력을 이용해 상악골의 수직성장을 조절할 수 있다고 하였다. 그러나 악정형력에 의해 악안면부에 변화가 일어난다고는 하였지만 임상적으로 중요한 변화의 방향에 대해서는 일치하지 않는 점이 있었다. 선학들의 연구에서의 방법론은 주로 두경부 방사선 계측법, 동물실험등을 통해 이루어진 것이어서, 안면골의 특징적 부위에서의 변화를 추정하기는 어려웠다.

안면골의 직접적이고 역학적인 정량측정은 주로 광탄성법, strain gauge법, laser holography법, 유한요소법등이 이용되어진다. 광탄성법은 구강구조와 같이 복잡한 조직도 모형화하여 내부의 응력 분산을 계측할 수 있으며, 모델 전체에 퍼지는 응력을 관찰하여 응력이 집중되는 부위의 위치 및 양을 결정하기 쉬운 장점이 있는 반면에 변위와 응력의 동시 계측이 불가능하고 경계조건의 변형을 알 수 없으며, 모형의 절단시 다른 응력이 개입될 수 있다는 단점이

있어 사용이 제한되고 있다. 장력계측법(strain gauge method)은 gauge가 부착된 부위의 응력의 크기와 변위는 정확히 알 수 있으나, 넓은 표면을 대상으로 하는 경우에는 연속적인 세부 계측이 어렵고 주변조건의 변형은 비교적 용이하지만, 이런 경우에는 계측장치가 많아지고 조작이 어렵게 되어 많은 시간과 노력이 필요한 단점이 있다. 강[43]이 보고한 바 있는 상악골 전방 견인시의 holography법은 물체의 전체적인 변형이 한장의 사진을 통해서 나타나고 힘에 대한 반응을 3차원적으로 기록할 수 있으나, 파동 및 공기의 흔들림이 없어야 오차가 감소될 수 있고 laser를 방출할 수 있는 장치가 부착된 카메라를 사용해야 하므로 조작이 어려운 단점이 있다. Miyasaka[23]와 Tanne[31-36]등, 이[44]등과 함께 본 연구에서 사용한 유한요소법은 모델의 형태와 크기를 실물과 거의 동일하게 재현시킬 수 있고, 서로 다른 재료로 구성된 복합체도 모형화 할 수 있으며, 분할 정도에 따라 정밀한 내부의 응력의 계측이 용이하고, 모델의 경계조건 변경이 쉽고 구조물 전체의 응력분포 뿐만 아니라 각 구성 부분의 3차원 응력분석과 변위, 전후 상태의 동시비교가 가능한 장점이 있어 최근 치의학분야에서는 임플란트 및 교정학 연구분야에 널리 이용되고 있다.

Miyasaka[23]와 Tanne[31-36]등, 이[44]등의 유한요소 modeling은 상악골만을 modeling하거나, 두개안면골의 분할을 14등분으로 하여, 요소의 크기가 대형화되어 곡률부의 오차 발생 가능성이 있으며, 육면체 요소 사이에 사면체 요소가 생김으로 인한 오차발생가능성이 있는 모델링이었다. 본 연구에서는 두개안면골의 분할을 CT 촬영을 통하여, 교합평면에서 안와 하연까지는 2mm 간격으로, 안와 하연이상은 3mm 간격으로 47개의 절편으로 촬영하고, 두개안면골을 실측하여 CT촬영 영상을 참조하여, 실제 두개골의 형상에 보다 근접하게 모델링을 하였으며, 각 부분을 봉합선을 기준으로 구분하여 모델링하였다. 또한, 각 부분은 사영요소분할(map mesh)이 가능하도록 형상화 시켰다. 유한요소 생성에 육면체 요소만을 사용할 수 있으며, 각 요소의 종횡비(aspect ratio)와 내각(corner angle)을 조절하여 요소분할을 수행함으로써, 해의 정확성을 향상시

켰다. 또한 이는 각 부분이 다른 물성치를 가지게 될 때 물성치의 조절이 가능하며, 해석결과를 부분별로 출력할 수 있고, 해석하고자 하는 부분의 응력과 변형을 용이하게 구할 수 있게 하였다. 더불어 각 골별로 요소분할 갯수를 독립적으로 조절할 수 있으므로 보다 정확한 해석이 요구되는 부분, 즉 상악골의 경우는 보다 정밀한 요소분할을 시행하였다. 유한요소 모델 내부에서 각 봉합선이 뚜렷이 표현되므로써 요소의 절점을 봉합선 내에 위치시킬 수 있었으며, 이에 봉합선에 나타나는 변위를 보다 정확히 예측할 수 있었다. 두개안면골을 상악골과 인접한 봉합선에 의해 각 골별로 분리할 수 있도록 모델링하여 상악골체 뿐만 아니라 lamina cribosa, frontomaxillary, frontozygomatic, sphenomaxillary, zygomaticotemporal suture등에 미치는 영향을 분석할 수 있도록 모델링하였다. 또한 headgear의 후방견인력의 방향이 변화하였을 때, 또 headgear의 anchorage unit에 포함되는 치아의 수가 변화하였을 때의 안면골 반응을 변위량을 통해 해석해 보고자 하였다.

1. 1군에서의 상악골 변위

가군에서는 전후방관계에서 상악골 상반부는 전방으로, 하반부는 후방을 변위하였고, 상하관계에서는 상악골 자체가 하방으로 변위하였다 (그림10,11). 위의 결과는 cervical traction시 상악골이 시계방향으로 회전하면 후하방으로 전이된다고 보고한 Chaconas[8], Kragt[16], Wieslander[18], Baumrind[4] 등의 연구와 동일 한 결과를 보였다.

나군에서는 상악골이 전체적으로 후방이동하나, 상악골 최상연에서만 전방이동하였다. 상하관계에서는 전체적으로 하방이동하여 가군과 유사한 변위 양상을 보였다 (그림11,12).

다군에서는 후방으로 변위되나, 상악골 전방부는 하방이동하고 후방부는 상방이동하여 시계방향의 회전과 후방이동의 양상을 보였다. Langerström[18]의

연구에서 headgear의 outer bow를 짧게하고, anchorage unit으로는 activator를 이용하여 상방 20°의 방향으로 후방견인 하였을 시의 결과와 유사하였다 (그림 13,14).

라군과 마군에서 상악골의 반응은 전체적인 후상방으로의 변위를 보였다.이는 정상적인 성장을 억제할 수 있는 방향으로 전후방의 조절만 아니라 수직적 관계의 개선에도 이용할 수 있다고 한 Baumrind[4], Langerström[18]등의 연구와 동일한 양상을 보였다. 이러한 양상은 상악골 기준점을 통한 변위량의 비교에서도 효과적으로 표현되어졌다 (그림 15-19).

2. 1군에서의 상악골 기준점의 변위

상악골 기준점에 대한 변위를 분석해 보면, 가군 즉 하방 30°로 가한 경우에서 치조골의 후방 변위가 최대로 나타났다. 비록 치조골 자체가 시계방향의 회전을 보이기는 하지만 치아의 이동, 치조골의 후방견인에는 cervical pull headgear가 효과적이라고 사료되어진다.

악정형력의 관점에서 보면 상악골의 전하방으로의 정상적 성장을 억제할 수 있고, 상악골체의 회전을 일으키지않는 이상적인 후방견인력의 방향은 라군, 즉 상방52°로 후방견인 하였을 때로 나타났다. 기준점의 변위를 보면, X축, Y축상에서 변위량들이 거의 유사한 값을 가지고 후상방으로 변위되어졌다(그림 40,41,표2,3). 이는 Tanne[36]의 연구와 동일한 결과로 나타났다. 그러나 Tanne[36]의 연구는 안면골에 대해 전방, 하방으로의 견인력에 대한 상악골의 저항중심을 찾는 연구였으나, 후상방으로 견인력을 가한 본 연구와 동일한 결과를 보였다. 라군, 상방 52°로 후방견인력을 가한 경우가 마군, 상방 60°로 후방견인력을 가한 경우 보다는 변위량의 절대값은 작았으나, 상악골 기준점 및 안면골 봉합부이 회전 양상을 분석해 볼 때 라군, 상방 52°로 후방견인하였을 때가 회전이 거의 없이 상악골 복합체가 변위하는 양상을 보였다.

상악골의 기준점에 대한 Z축상의 변위를 분석해 보면, headgear의 악정형력

에 의해 외측으로 확장이 일어나며, 전방부에서 외방으로 확장되는 힘이 크고, 후방으로 갈수록 확장되는 힘이 줄어드는 것으로 알려져 있으나, 본 연구의 결과로는 악정형력에 대한 초기 반응을 나타낸 것으로 다소 상이함을 보였다. 이는 Kragt[16]의 연구에서도 유사한 결과를 보였는데, 상악골 기준점 중에서 ANS, A, prosthion점에서는 측방 변위가 거의 나타나지 않았고, A-3, A-6, p-3, p-6점에서는 내측으로 변위가 나타났으며, 견치부에 비해 제1대구치부가 더 큰 값의 내측변위를 보였다. 또한 A-PoMx, p-PoMx점에서는 외측으로 변위하였다 (그림42,표4). 이는 초기 응력 반응에서 후방부의 봉합선 연결로 인해 후방부에 봉합에 의한 저항으로 후방견인력에 의해 골조직이 초기반응으로 후방부가 외방 변위되어지고, 견치와 제1대구치부는 내측 변위되어지고, 제1대구치부에서 더 큰 내측 변위가 나타났으며, 이는 종국적으로 midpalatal suture부위의 연결이 약한 전방부에서 외측으로의 확장이 일어날 것임을 추론할 수 있다.

3. 1군에서의 안면골 봉합부의 변위

상악골 및 두개안면골에 있어서 suture를 기하학적으로 나누어보면 수직적인 방향과 수평적인 방향의 suture로 나누어 볼 수 있다. 수직적인 방향의 suture는 sphenomaxillary, zygomaticotemporal suture등이 있고, 수평적 방향으로의 suture는 lamina cribosa, frontomaxillary, frontozygomatic suture가 있다. 이들 suture의 변위의 양상은 봉합선의 방향에 따라 변위가 일어남을 알 수 있다. 따라서 상악골 골체의 저항중심과 악정형력의 방향을 연관지어 보면 각 봉합선에서의 변위의 형태가 추론 가능해진다.

수직적인 연결을 갖는 봉합부위는 후하방의 견인시 봉합 상부는 전하방으로 봉합하부는 후하방으로 변위되어지고, 후상방의 견인시 봉합부위 전체가 후상방변위를 하나 상방으로의 견인 각도가 커질수록 수평적인 후방변위는 감소하고, 상방으로의 변위가 증가하게 된다. 수평적인 연결을 갖는 봉합부위는 가군

과 나군의 경우에서는 전하방으로 변위되어지고, 다군,라군과 마군에서는 후상방으로 변위가 나타나게 된다.

4. anchorage unit의 분류에 따른 각군의 비교

1군과 2군에서는 유사한 결과가 도출되었다. 기준점의 변위로 볼 때 prosthion점 및 prosthion점 수준에서의 기준점들에서만 미세한 차이가 있었을 뿐 전체적으로 거의 유사한 결과가 나타났다. 이는 anchorage unit에 상악전치부가 포함되어졌으나, 전치와 구치를 연결하는 호선이 초기반응에 있어서 호선의 변형으로만 표현되어졌기 때문이라고 사료된다.

1군과 3군간의 비교에서도 변위의 방향은 동일하였으며, 오히려 3군의 경우에서 악정형력이 치아에 분산되어져 후방으로의 변위의 절대값은 다소 감소하는 경우도 있었으나, 그러나, 전체적으로는 1군과 2군에 비교하여 안면골 봉합부에 가해지는 변위는 방향은 동일하였지만 변위량은 높은 절대값을 가졌으며, anchorage unit에 많은 치아가 포함되어 질수록 효과적으로 악정형력이 작용되어짐을 알 수 있었다.

따라서 anchorage unit에 가능한 많은 치아를 포함시키고, 힘의 방향이 후상방으로 증가할 수록 악정형력이 효과적으로 전달되어 지며, 후상방 50° 정도로 견인력을 가하였을 때가 가장 이상적인 악 정형력을 가할 수 있을 것으로 사료되어 진다.

Kragt[16-17]는 건조두개골을 재료로 하여 상악골에 악정형력을 주었을 때 나타나는 초기 반응을 hologram을 이용하여 실험한 결과 생체 두개골에서의 최초의 반응과 유사하다고 보고하였고, Nakanishi[24]의 strain gauge법을 이용한 연구에서 아동의 두개골과 성인 두개골 간에서의 응력분포 양상에 차이가 없다고 보고하였다. 따라서 본 연구의 재료로 사용한 성인 건조두개골과 임상에서 실제 치료를 받게 되는 성장기 아동의 악안면 골격구조와는 해부학적, 조직학적 차이는 있겠으나, 응력의 분포양상과 변위량에 대한 각 조건별 반응 비

교에는 큰 차이가 없으리라 사료된다.

본 연구에서는 두개안면골의 모델링을 균일한 8절점 육면체 요소로 치밀하게 분할하고, 상악골 및 두개안면골 모두를 서로 연결된 봉합선에서 분리가 가능하도록 고안하였다. 상악골과 연결되는 lamina cribosa, frontomaxillary, frontozygomatic, sphenomaxillary, temporozygomatic suture의 변위를 관찰할 수 있도록 모델링하고 해석하여, headgear의 견인력의 방향이 변화할 때 상악골의 변위양상과 봉합부위의 변위를 관찰함으로 실제 임상에서 환자의 골격형태에 따라 적절한 headgear 견인력의 방향 설정에 지표로 사용되어질 수 있으리라 사료되다. 그러나, 개인간의 차이와 연령증가에 따른 골 내부의 물성 변화 및 봉합부위의 봉합양상의 변화에 따른 다양성이 무시되었으며, anchorage unit의 형태도 고정식 교정장치에 국한 시킨 점이 있다. 또한, 치근막에 의한 힘의 전달과정과 조직의 탄성을 실험조건에 포함시킬 수 없는 실험상의 한계와 임상에서 사용되는 headgear는 outer bow의 길이 및 각도의 조절에 의하여 힘이 조절되나 본 실험에서는 상악 제1대구치에 직접 힘을 가함으로써 실제적인 headgear에서의 결과와는 다소 차이가 있을 수 있다. 앞으로 headgear에 포함되어지는 다양한 형태의 intraoral anchorage unit에서의 변화 양상에 대한 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

상악골에 악정형력을 가하였을 때 headgear에 포함되어지는 치아 수의 변화와 후방견인력의 방향에 따른 상악골 및 안면골 부위의 반응을 알아보고자 유한요소 모델링을 두개안면골을 분리가 가능하고, 사영요소분할이 가능하도록 형상화 시켜, 동일한 8절점 육면체의 요소로 모델을 제작하여, 교합면에 대해 하방 30°, 평행, 상방30°, 상방 52°, 상방 60°로 500g의 후방견인력을 상악 제1대구치의 치관부에 가하였을 때, 상악 제1대구치, 상악전치부와 상악 제1대구치, 상악중절치에서 상악 제1대구치까지로 anchorage unit에 포함되는 치아의 수를 달리 하였을 때, 상악골과 안면골의 봉합부위에서의 변위를 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 고정식 교정장치상의 anchorage unit에 포함되는 치아의 수가 증가할수록 headgear의 악정형력에 대해 치조골, 상악골 및 안면골 봉합부의 변위량은 증가하였다.
2. headgear 후방견인력의 방향이 변화함에 따라, 상악골의 저항중심과 힘의 작용점의 관계에서, 상악골 및 안면골 봉합부의 변위량과 회전의 양상이 변화하였다.
3. 상악골의 치조골 부위에 대한 후방 이동으로의 변위는 교합면에 대해 하방 30°로 후방 견인력을 가했을 때 최대 변위되어지는 것으로 나타났다.
4. 상악골 및 안면골에 대해서 headgear 악정형력에 대한 anchorage unit에 상악 치아 전체를 포함시키고, 후상방 52°의 각도로 견인력을 가했을 때 상악골 및 안면골의 회전이 없이 후상방으로 균일하고, 이상적인 변위가 나타났다.

참고 문헌

1. Amstron M.M. : Controlling the magnitude, direction and duration of Extraoral force, Am J Orthod., 59:127-43,1971.
2. Barton J.J. : High-pull headgear versus cervical traction : a cephalometric comparison., Am J Orthod., 62:517-29,1972.
3. Bass N.M. : Orthopedic coordination of dentofacial development in skeletal Class II malocclusion in conjunction with edgewise therapy. Part II, Am J Orthod., 84:466-490, 1983.
4. Baumrind S., Korn E.L., Isaacson R.J., West E.E., Molthen R., : Quantitative analysis of the orthodontic and orthopedic effects of maxillary traction, Am J Orthod., 84:384-398,1983.
5. Bench R.W., Gugino C.F., Hilgers J.J. : Bioprogressive therapy, J Clin Orthod., 12:48-69,1978.
6. Boecler P.R., Riolo M.L., Keeling S.D., TenHave T.R. : Skeletal changes associated with extraoral appliance therapy : an evaluation of 200 consecutively treated cases, Angle Orthod., 59:263-70,1989.
7. Carter D.R., Hayes W.C. : The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure, J Bone Joint Surg, 59A:954-62,1988.
8. Chaconas S.J., Caputo A.A., Davis J.C. : The effects of orthodontic forces on the craniofacial complex utilizing cervical and headgear appliances, Am J Orthod., 69:527-539,1976.
9. Droschl H. : The effects of heavy orthodontic forces on the maxilla in the growing Saimiri sciureus, Am J Orthod., 63:449-61,1973.

10. Droschl H. : The effects of heavy orthodontic forces on the sutures of the facial bones, Angle Orthod., 45: 26-33,1975.
11. Duterloo H.S., Kragt G., Algra A.M. : Holographic and cephalometric study of the relationship between craniofacial morphology and the initial reactions to high-pull headgear traction, Am J Orthod., 88:297-302,1985.
12. Elder J.R., Tuenge R.H. : Cephalometric and histologic changes produced by extraoral high-pull traction to the maxilla in Macaca mulatta, Am J Orthod.,66:599-617,1974.
13. Firouz M., Zernik J., Nanda R. : Dental and orthopedic effects of high pull headgear in treatment of Class II, Division 1 malocclusion, Am J Orthod Dentofac Orthop.,102:197-205, 1992.
14. Kloehn S. : Guiding alveolar growth and eruption of the teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face, Am. J. Orthod., 17:10-33,1947.
15. Kragt G., Duterloo H.S. : The initial effects of orthodontic forces : a study of alteration in the craniofacial skull owing to high-pull headgear traction, Am J Orthod., 81:57-64,1982.
16. Kragt G., Duterloo H.S., Algra A.M. : The initial displacement and variation of eight human skulls owing with laser holography. Am J Orthod, 89:399-406, 1986.
17. Kusy R.P., Tulloch J.F.C.: Analysis fo moment/force ratios in the mechanics of tooth movement, Am J Orthod Dentofac Orthop., 90:127-31,1986.
18. Langerström L.O., Nielson I.L., Lee R., Isaacson R.J.: Dental and skeletal contributions to occlusal correction in patients

treated with high-pull headgear-activator combination, Am J Orthod Dentofac Orthop., 97:495-504,1990.

19. Matsubara S. : Biomechaincal responses of the nasomaxillary complex to maxillary retraction force : three-dimensional analysis by means of finite element method, J Osaka Univ Dent Soc., 39:177-94,1994.

20. Meikle M.C., Heath J.K., Atkinson S.J., Hembry R.M. Reynolds J.J. : Molecular bilology of stressed connective tissues at sutures and hard tissues in vitro . In: Norton LA, Burstone CJ, editors. The Biology of tooth movement. Boca Raton:CRC Press Inc. 71-86, 1986.

21. Meldram R.J. : Alterations in the upper facial growth of Macaca mulatta resulting form high-pull headgear, Am J Orthod., 67:393-411,1975.

22. Merrifield L.L., Cross J.J. : Directional forces, Am J Orthod., 57:435-64,1970.

23. Miyasaka J.,, Tanne K., Nakamura S. : Finite Element Analysis for stresses in the craniofacial sutures produced by maxillary protraction forces applied at the upper canines, British J Ortho., 21 : 343-348, 1994.

24. Nakanishi Y. : Effects of headgear traction on the human facial skeleton: a study with strain gauges, J Osaka Dent Univ., 7:7-30,1973.

25. OReilly M.T., Nanda S.K., Close J.:Cervical and oblique headgear, Am J Orthod Dentofac Orthop.,103:504-509,1993.

26. Orr T.E., Carter D.R. : Stress analysis of joint atrhroplasty in

the proximal humerus, J Orthop Res., 3:360-71,1985.

27. Poulton D.R. : Changes in Class II malocclusion with and without occipital headgear therapy, Angle Orthod., 34:181-93,1959.
28. Poulton D.R. : The influence of extraoral traction, Am J Orthod., 53:8-18,1967
29. Proffit W.R. : Contemporary orthodontics, Mosby,423-68,1993.
30. Steenvoorden G.P., Velde J.P., Prahl-Anderson B.: The effect of duration and magnitude of tensile mechanical force on sutural tissue in vivo, Eur J Orthod., 12:330-9,1990.
31. Tanne K., Sakuda M., Burstone C.J. : Three-dimensional finite element anslysis for stresses in the periodontal tissue by orthodontic forces, Am J Orthod Dentofac Orthop., 92:499-505,1987.
32. Tanne K., Miyasaka J., Yamagata T., Sachdeva R., Tsutsumi S., Sakada M.: Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton : method and preliminary results using finite element analysis, J Biomed Eng., 10:246-52,1988.
33. Tanne K., Koenig H.A., Burstone C.J. : Moment to force ratios and the center of rotation, Am J Orthod Dentofac Orthop.,94:426-31,1988.
34. Tanne K., Hiraga J., Kakiuchi K., Yamagata Y., Sakuda M., : Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex : A study using the finite element method, Am J Orthod Dentofac Orthop., 95:200-7,1989.
35. Tanne K., Matsubara S., Sakuda M. : Stress distributions in the maxillary complex from orthopedic headgear forces, Angle Orthod, 63:111-8,1993.
36. Tanne K., Matsubara S., Sakuda M. : Location of the centre of

resistance for the nasomaxillary complex studied in a three-dimensional finite element model, British J Orthod, 22:227-32,1995.

37. Teuscher U.: A growth-related concept for skeletal Class II treatment. Am J Orthod., 74:258-75, 1978.
38. Thomson R.W. : Extraoral high-pull forces with rapid palatal expansion in the Macaca mulatta, Am J Orthod., 62:302-17,1974.
39. Tulloch J.H., Medland W., Tuncay O.C. : Methods used to evaluate growth modification in Class II malocclusion, Am J Orthod Dentofac Orthop.,98:340-347,1990.
40. Vagervik K., Harvold E.P. : Response to activator treatment in Class II malocclusions, Am J Orthod., 88:242-251,1985.
41. Wieslander L.T., Buck D.L.: The effect of force on craniofacial development, Am J Orthod., 63:531-8,1974.
42. Wieslander L. : Intensive treatment of severe Class II malocclusions with a headgear-Herbst appliance in the early mixed dentition, Am J Orthod., 86:1-13,1984.
43. 강홍석, 유영규 : 상악골 전방견인시 악안면골의 초기반응에 관한 Laser holography 연구, 대치교정지, 18:367-381,1988.
44. 이인수, 손병화 : headgear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, 대치교정지, 15:211-227,1985.
45. 임상원, 곽병만, 이주성 : 유한요소법 입문, 동명사, 1987.
46. 탁선근, 박영철 : 한국아동의 악안면 성장에 관한 유한요소법적 분석, 대치교정지, 18:343,1988.

그 림 부 도

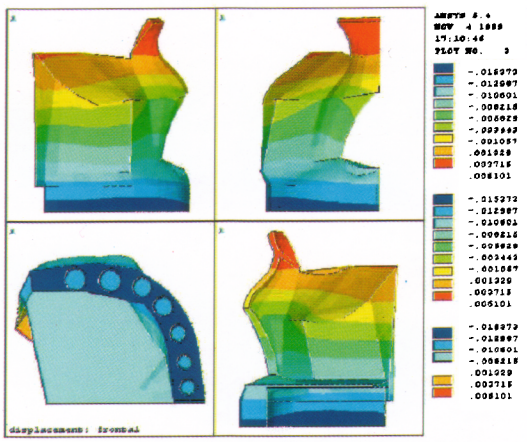


그림10. 1군, 가군에서의 X축상에서의 변위량

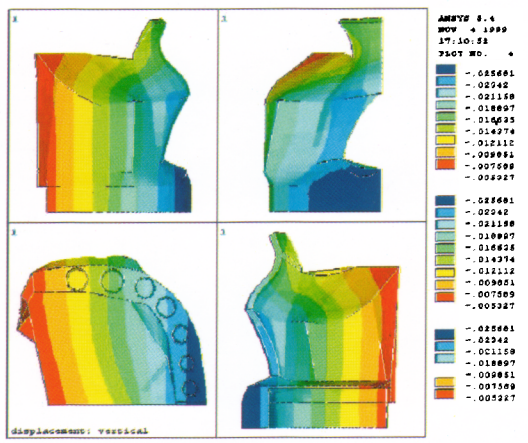


그림11. 1군, 가군에서의 Y축상에서의 변위량

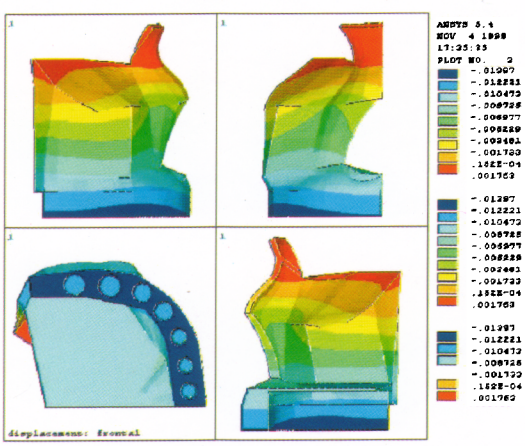


그림12. 1군, 나군에서의 X축상에서의 변위량

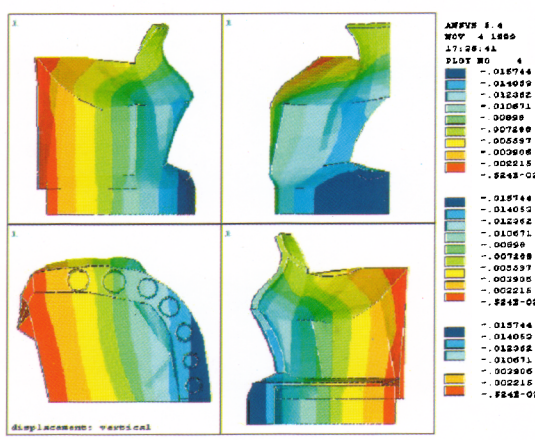


그림13. 1군, 나군에서의 Y축상에서의 변위량

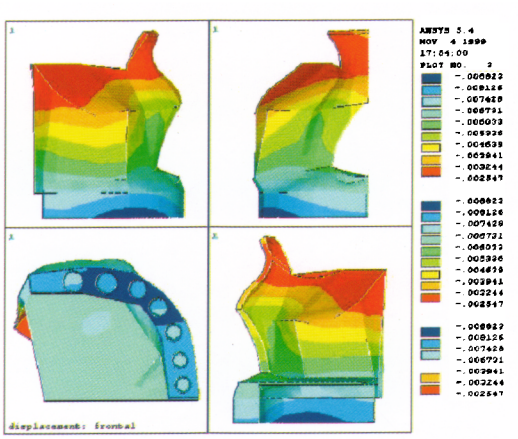


그림14. 1군, 다군에서의 X축상에서의 변위량

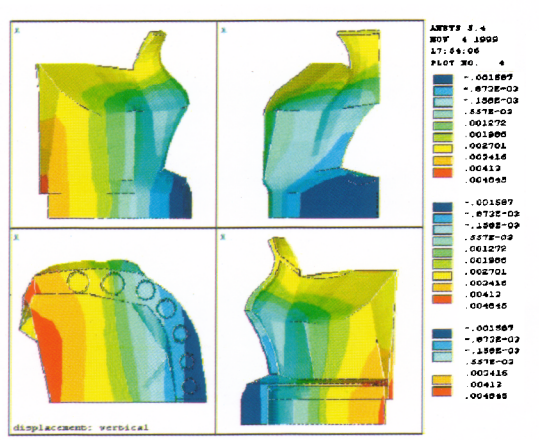


그림15. 1군, 다군에서의 Y축상에서의 변위량

그 림 부 도

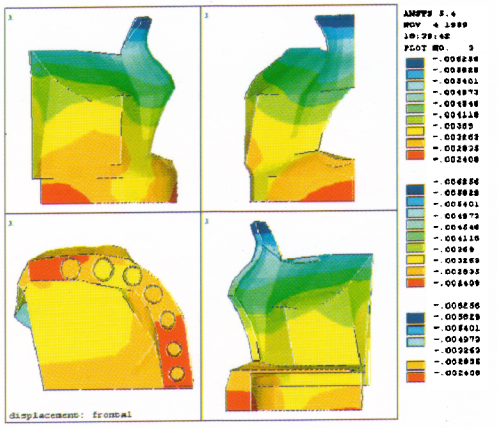


그림16. 1군, 라군에서의 X축상에서의 변위량

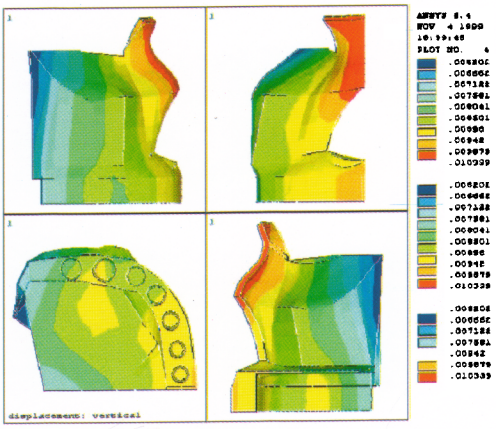


그림17. 1군, 라군에서의 Y축상에서의 변위량

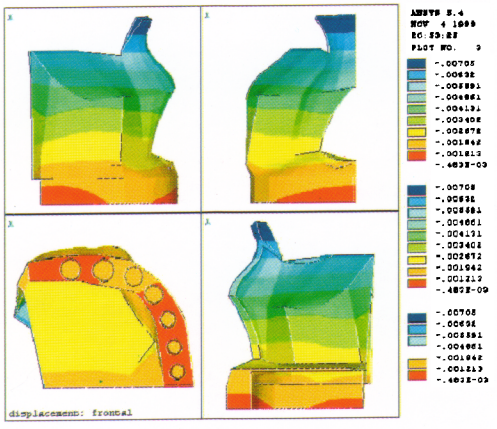


그림18. 1군, 마군에서의 X축상에서의 변위량

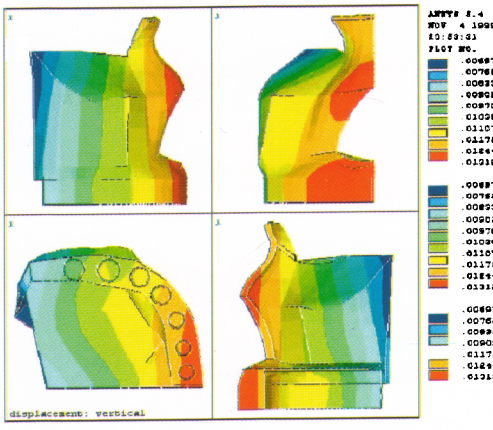


그림19. 1군, 마군에서의 Y축상에서의 변위량

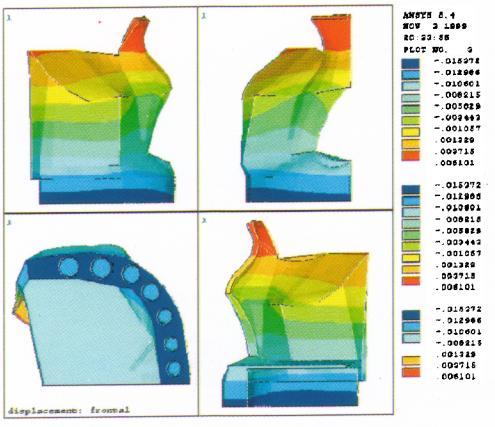


그림20. 2군, 가군에서의 X축상에서의 변위량

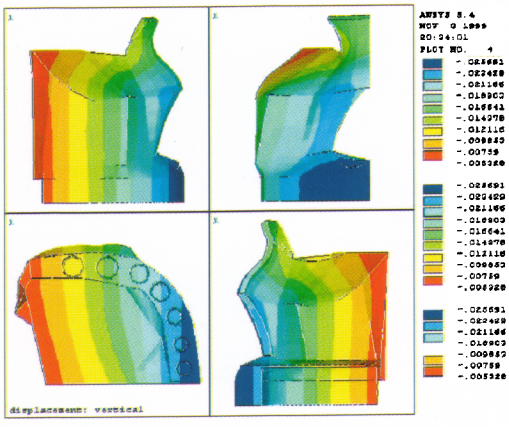


그림21. 2군, 가군에서의 Y축상에서의 변위량

그림부도

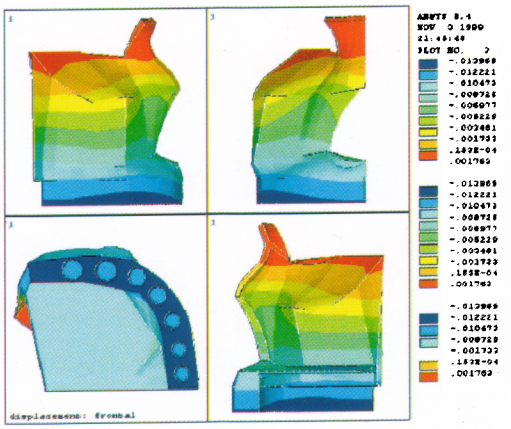


그림22. 2군, 나군에서의 X축상에서의 변위량

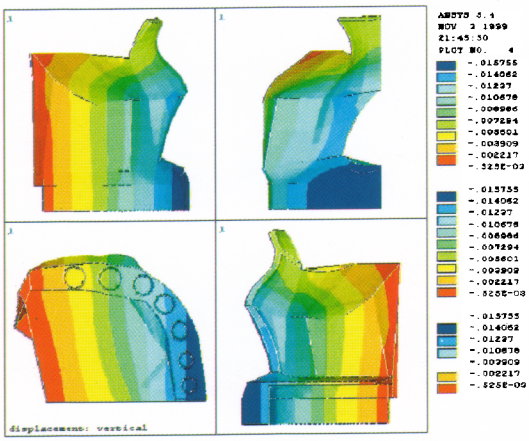


그림23. 2군, 나군에서의 Y축상에서의 변위량

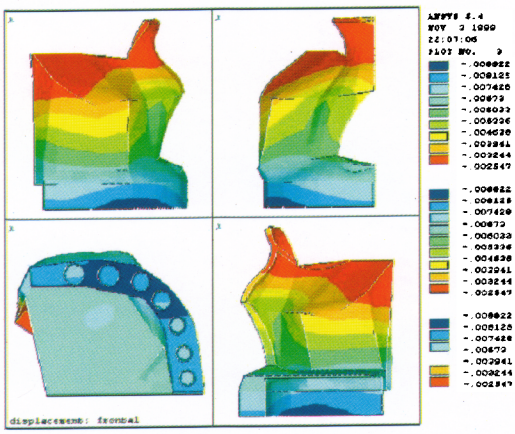


그림24. 2군, 다군에서의 X축상에서의 변위량

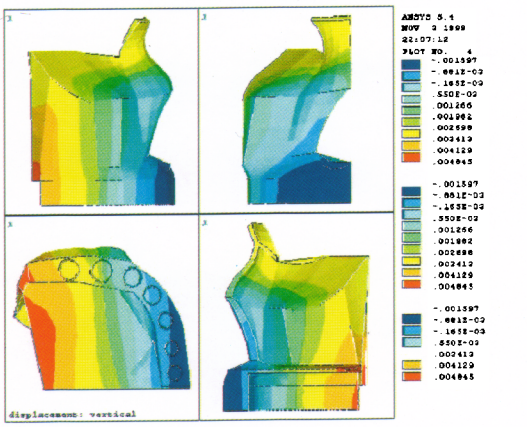


그림25. 2군, 다군에서의 Y축상에서의 변위량

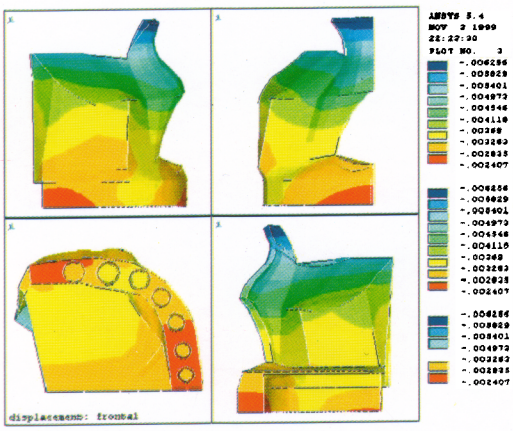


그림26. 2군, 라군에서의 X축상에서의 변위량

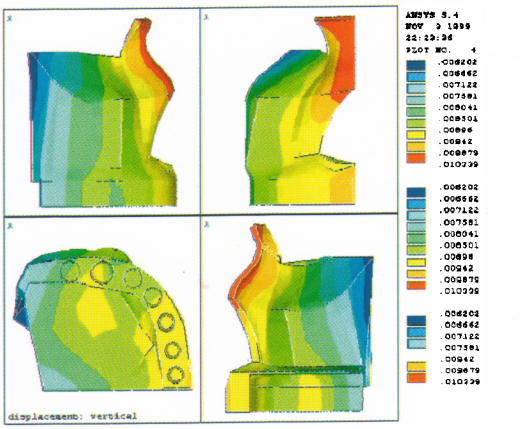


그림27. 2군, 라군에서의 Y축상에서의 변위량

그 림 부 도

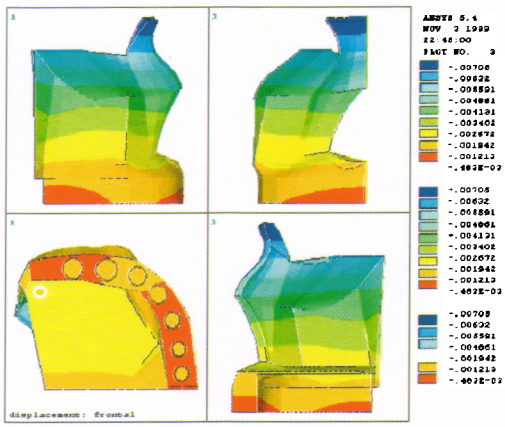


그림28. 2군, 마군에서의 X축상에서의 변위량

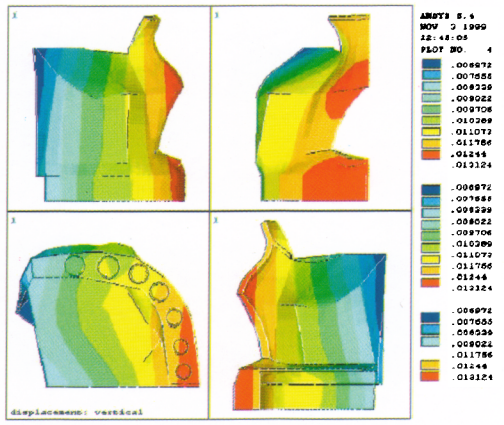


그림29.2군, 마군에서의 Y축상에서의 변위량

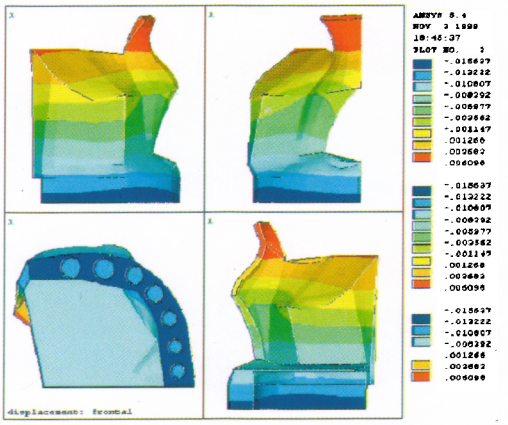


그림30. 3군, 가군에서의 X축상에서의 변위량

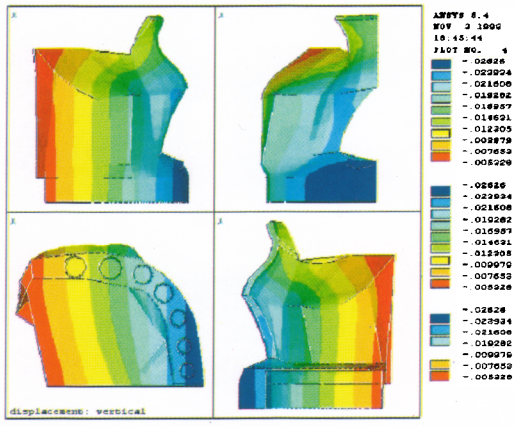


그림31. 3군, 가군에서의 Y축상에서의 변위량

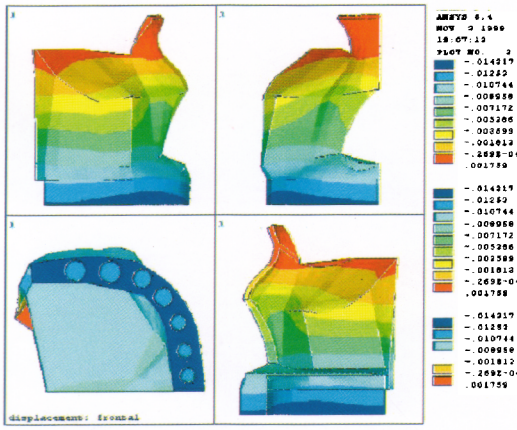


그림32. 3군, 나군에서의 X축상에서의 변위량

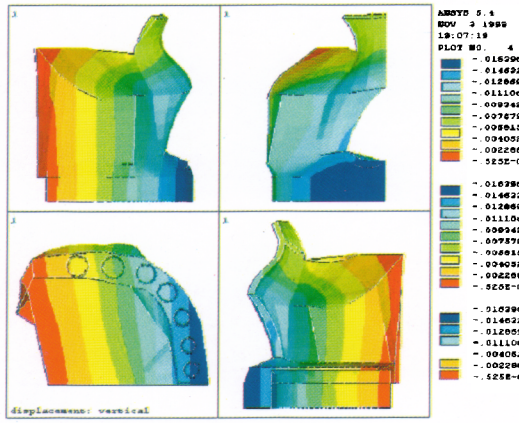


그림33. 1군, 나군에서의 Y축상에서의 변위량

그 림 부 도

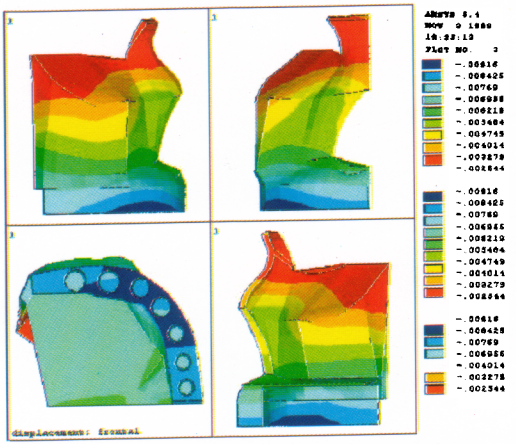


그림34. 3군, 다군에서의 X축상에서의 변위량

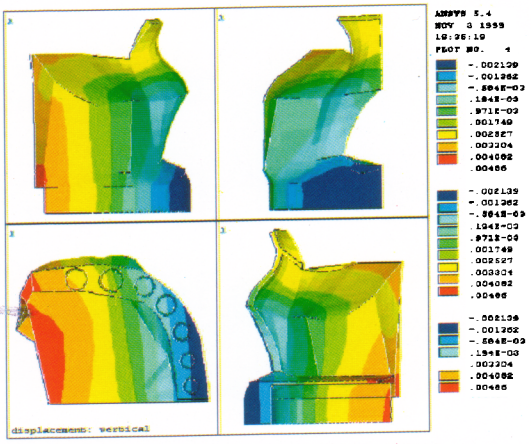


그림35. 3군, 다군에서의 Y축상에서의 변위량

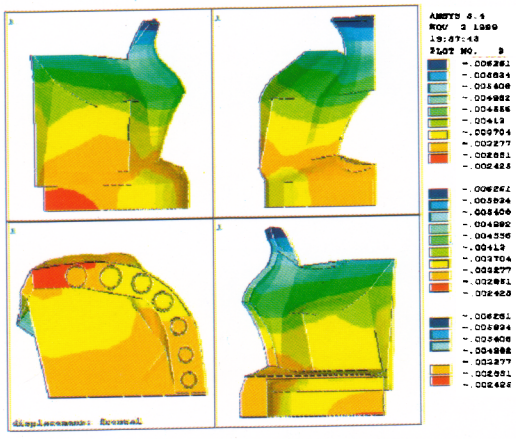


그림36. 3군, 라군에서의 X축상에서의 변위량

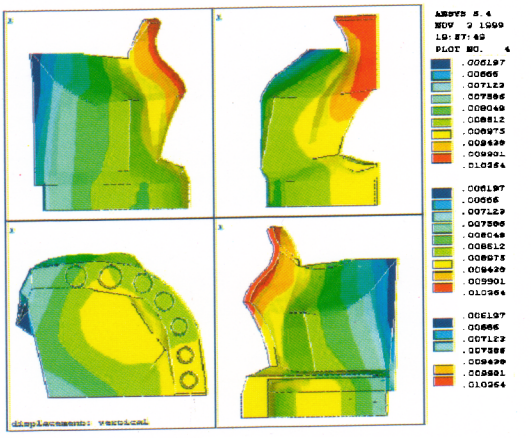


그림37. 3군, 라군에서의 Y축상에서의 변위량

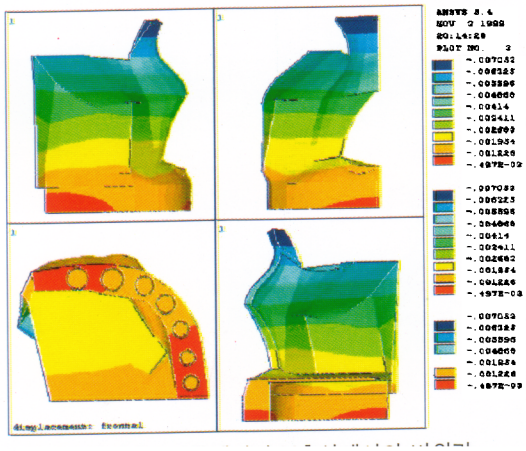


그림38. 3군, 마군에서의 X축상에서의 변위량

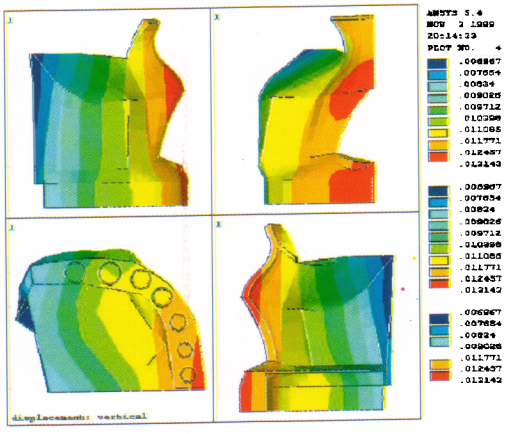


그림39. 3군, 마군에서의 Y축상에서의 변위량

Abstract

The three dimensional finite element analysis on the reaction of craniofacial bone upon orthopedic headgear force

Byung-In Kwon, D.D.S., M.S.
Department of Dental science, Graduate School, Yonsei University
(Directed by **Byung-Wha Sohn**, D.D.S., M.S., Ph.D)

The nature of skeletal discrepancies is derived from the disharmony of growth between the maxilla and mandible. Numerous investigations have been carreid out over the years to control the growth of the maxilla and mandible. Skeletal Cl II malocclusion is caused by the overgrowth of the maxilla, or the undergrowth of mandible or the combination of both. In order to restrain the growth of maxilla and/or to change the direction of maxillary growth, headgear, activator, modified activator, and Herbst appliance has been used.

The maxilla grows primarily by the sutural growth. Therefore the understanding of biological response of the sutures to the applied force system is important for the effective orthopedic treatment on the maxilla.

In this study, the 3 dimensional finite element model of the craniofacial skeleton was fabricated to simulate the sutural changes. This model was designed to investigate the effect of extraoral forces on the maxilla itself and adjacent facial skeletons as well.

Three main groups were divided according the intraoral anchorage unit of the headgear. (Group 1;only maxillary first molars, Group 2;upper incisors and maxillary molars were engaged by 0.016"X0.022" stainless steel arch wire, Group 3; upper 12 teeth were engaged by 0.016"X0.022" stainless steel arch wire) Five subgroups were divided by the various directions of distal traction force of 500g.

(Subgroup A;30 degrees inferior to the occlusal plane, Subgroup B;parallel to the occlusal plane, Subgroup C;30 degrees superior to the occlusal plane, Subgroup D;52 degrees superior to the occlusal plane, Subgroup E;60 degrees superior to the occlusal plane)

The results of the study were as follows;

1. The increased value of anchorage unit(the number of teeth) showed the increased amount of displacement of alveolar bone, maxilla and maxillary sutural system.
2. As the direction of distal traction force changes, the maxilla and maxillary sutural system showed different pattern of movement and rotation
3. Distal traction force applied 30 degree below the occlusal plane caused the maximum displacement of the maxillary alveolar bone.
4. The distal traction force applied 52 degree superior to the occlusal plane with the maximum intraoral anchorage showed the ideal maxillary movement posteriorly and superiorly without any rotation.

---

key words : headgear, orthopedic force, maxilla, craniofacial bone, suture, intraoral anchorage unit, direction of orthopedic force, 3-dimensional finite element analysis