대치교정지 1995, 25(5) : 543-555

상악골 전방 견인이 상악골체의 변위에 미치는 영향

고 정 석[1] · 김 종 철[2]

골격성 부정교합에 대한 악정형 치료시, 바람직한 악정형 효과를 얻기 위해서는 악정형 장치의 역학 현상에 대한 분석이 필요하다.

상악의 저성장에 기인한 골격성 Ⅲ급 부정교합의 치료를 위한 상악골의 전방견인시 바람직한 견인력 방향과 견인 위치를 알아보기 위해, 성인 두개골을 대상으로 3차원 유한 요소 모델을 제작하여, 제1소구치와 제1대구치에서 각각 교합평면에 평행 또는 20° 하방으로 500g의 전방 견인력을 주어 상악골체의 각 부분에서 응력과 변위를 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 경우 상악골이 반시계 방향으로 회전하는 양상을 보였다.
2. 견인력 방향에 따른 상악골의 회전은, 20° 하방으로 견인하는 경우가 평행하게 견인하는 경우보다 더 적었다.
3. 견인 위치에 따른 상악골의 회전은, 평행하게 견인시에는 견인 위치가 제1대구치일 때가, 20° 하방으로 견인시에는 제1소구치일 때가 더 적었다.

이상의 결과 견인력 작용선이 상악골체의 저항 중심점에 가장 근접하여 반시계 방향으로의 변위가 가장 적게 일어난 제1소구치에서 20° 하방으로 견인한 경우가 바람직한 견인력 방향과 견인 위치로 판단되었다.

(주요단어 : 전방견인, 상악골, 유한요소법)

Ⅰ. 서 론

교정치료의 목표는 생리적이고 구조적인 기능교합의 달성 뿐만 아니라, 상·하악골간의 관계 및 주위 안면골과의 관계를 개선해 주는데 있다. 골격성 부조화가 있는 부정교합의 경우, 악안면골의 성장이 왕성한 시기에 악정형력을 이용하여 악골의 성장을 억제시키거나 성장의 방향을 바꾸어, 안면 봉합선과 연골부위의 생물학적 변화를 유발시킴으로써 비수술적인 방법으로 안면골 부조화를 치료할 수 있다[2,12,16].

골격성 Ⅲ급 부정교합은 상악이 정상이고 하악이 전방 돌출된 경우, 하악은 정상이나 상악이 후방 위치하는 경우와 혼합형으로 분류할 수 있다[7]. Bell 등[1]은 골격성 Ⅲ급 부정교합 중 상악 열성장에 기인하는 것이 30-40% 로 보고하였고, Jacobson[21]은 149명의 Ⅲ급 부정교합 환자를 대상으로 한 연구에서 약 1/4 정도가 상악의 열성장으로 인한 문제를 가지고 있다고 보고하였다. 상악의 열성장으로 인한 골격성 Ⅲ급 부정교합의 악정형 치료시 단순히 chin cap 을 이용하여 하악골의 성장을 억제하거나 성장 방향을 변화시키려는 시도보다는 상악골의 성장을 촉진시키거나 전방 이동시켜줌으로써 안면골에 대한 바람직한 악골의 균형 관계를 얻을 수 있다[10,21].

1944년 Oppenheim[35]이 Ⅲ급 부정교합의 치료시 하악골을 후방으로 이동시키거나 줄이는 것은 불가능하지만 상악골을 전방 이동시켜 하악의 전돌을 상쇄시킬 수 있다고 보고한 이래, 원숭이를 이용한 실험

[1]전남대학교 치과대학 교정학교실, 외래강사
[2]전남대학교 치과대학 교정학교실, 부교수

[17,22,24,33]과 임상증례 보고 및 임상 연구[2,18,19,28,38,39]에서 악외 견인력에 의한 상악의 전방 변위가 가능하다고 하였다. 상악을 전방으로 견인하는 장치로 Oppenheim[35]은 chin cap과 head cap을 이용하였으며, Nelson[34]은 anterior pull extraoral appliance를 소개하였다. Sheridan[36]은 "Hickham chin cup"이 상악골을 전방 이동시키는 데 가장 효과적인 장치라고 하였으며, Delaire[8]는 상악골의 후방 변위와 열성장 치료를 위하여 "Facial orthopedic mask"를 사용하였다. 상악골체와 관골상악 봉합선에서의 변위 양상은 견인력의 방향에 따라 달라질 수 있다고 보고한 Nanda[32]는 face bow의 outer bow를 조정할 수 있는 Modified protraction headgear를, 이[44]는 견인점을 원하는 위치로 조절할 수 있는 Antennatype의 Modified protraction headgear를 소개하였으며, Cooke 등[5,41]은 face bow의 개선된 제작 방법을 소개하였다.

성장 및 발육에 의해 끊임 없이 변화하는 생체 조직에서 바람직한 전방 견인 효과를 얻기 위해서는 사용될 악정형 장치가 생체에 미치는 생물학적 영향에 대한 이해와 함께 장치의 역학 현상에 대한 분석이 필요하다. 저항 중심점과 연관된 힘의 작용점(force application point)에 대한 명확한 제시가 없이는 작용되는 힘의 정량적인 분석이 이루어질 수 없으며, 악정형력의 여러 요인들 중 방향을 고려하는 것은 악정형력에 의한 골 변화 예측에 매우 중요하다. 그러나 생체내 악골체에서의 역학적인 직접 측정은 매우 어렵기 때문에 광탄성법[4,14,20,25], strain gauge법[11,15,30], laser holography법[9,26,27,42,44] 및 유한요소법[23,43,46,47]을 이용한 응력분석 연구 방법 등이 이용되어 왔다. 이중 유한요소법[45]은 최근의 컴퓨터 발전과 이에 따른 software의 개선에 따라 다른 응력분석 연구 방법의 여러가지 단점들을 해소할 수 있으며, 고체역학적 구조물뿐 아니라, 생체역학에서도 효과적으로 응용할 수 있는 방법으로 치과계 여러 분야의 연구에 응용되어 사용되어 오고 있다.

이에 저자는 상악골의 전방 견인시, 바람직한 견인력 방향과 견인 위치를 규명하기 위해, 견인력의 방향과 견인 위치에 따른 상악골의 각 부분에서의 응력과 변위를 3차원 유한 요소 해석으로 비교 분석한 결과 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

상악골체 및 상악 치아에 대한 유한 요소 모델을 제작하기 위해 성인 정상 교합자의 두개골에 대한 2mm 간격의 컴퓨터 단층촬영을 시행하여 각 단면의 사진들을 기준 좌표계 중심으로 적층하여 가면서 3차원 요소로 분할하였다. 요소의 형태는 필요에 따라 사면체, 오면체 및 육면체를 사용하였으며, 치아와 치아 사이의 접촉면은 3-D gap 요소로 처리하였다. 상악골의 전방 견인시 치아를 통한 악정형력이 상악골 전체에 효과적으로 전달되도록 하기 위해 상악 치아를 하나의 unit로 고정시켜 주는 구내 고정 장치가 필요한데, 이런 구내 고정 장치의 효과를 구현하기 위해 제1소구치에서 제1대구치까지는 3개의 치아가 함께 움직일 수 있도록 단일체로 구성하여 3차원의 유한요소 모델을 제작하였다(Fig. 1).

기준 좌표계의 설정은 X축은 상악 중절치에서 교합 평면에 접하게 하여 협·설 방향의 변화를, Y축은 상악 중절치에서 X축에 수직이 되며 전·후방의 변

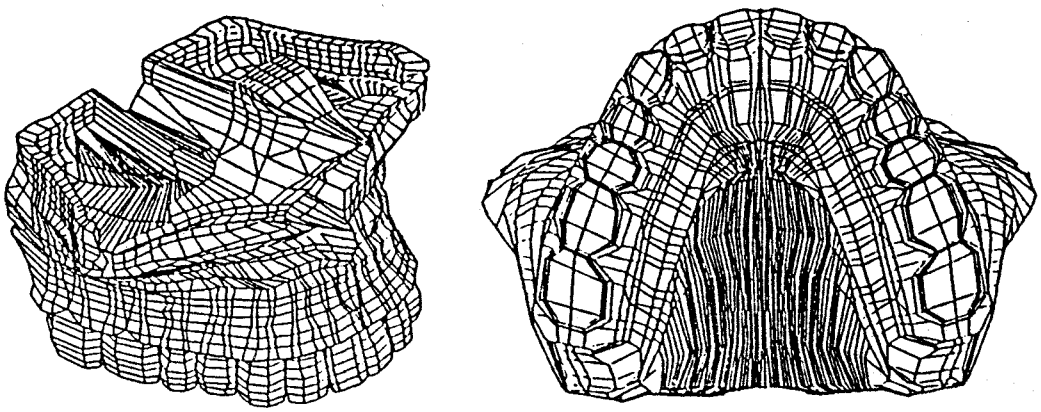


Fig. 1. Schematic repreeentation of the 3-D finite element model for the maxillary body and teeth.

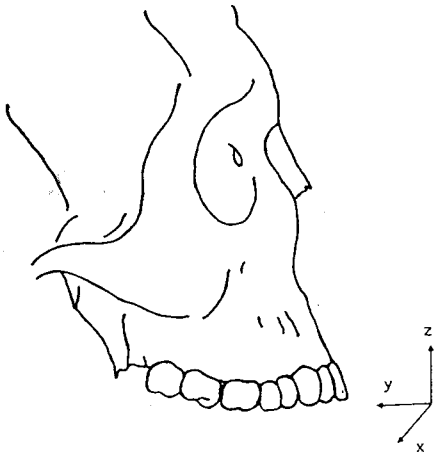


Fig.2. Schematic representation of the 3-D Coordinates.

화를, Z축은 X축, Y축에 수직이 되며 상·하방의 변화를 분석할 수 있게 하였다(Fig. 2). 상악골체의 모형은 치밀골과 해면골로 구성된 것으로 하였으며, 치주인대는 0.25 mm의 두께로 하였다[6]. 본 연구에서는 악정형력에 의한 상악골체의 이동 양상을 알아보고자 하였으므로, 장[46] 등의 실험 방법과 마찬가지로 치아는 모두 상아질로 가정하여, 각 재료의 물리적인 특성으로 정해진 Young's modulus(E)와 Poisson's ratio(V)를 Wright[40]의 설을 이용하여 각 재질별로 입력하였다(Table 1).

경계 조건으로는 상악전두 봉합선(frontomaxillary suture), 상악협골 봉합선(zygomaticomaxillary suture) 및 익상악 열구(pterygomaxillary fissure) 전연

Table 1. Mechanical properties assigned to different material compounds of finite element models

Material \ Property	Young's modulus (g/mm2)	Poisson's ratio(V)
Cancellous bone	0.70×10^5	0.30
Compact bone	0.14×10^7	0.30
Peridontal ligament	0.70×10^4	0.45
Teeth (Dentin)	0.19×10^7	0.31

Table 2. Number of solid elements and nodal points

	Number of elements	Number of nodal points
Cancellous bone	1308	1472
Compact bone	2524	5150
Periodontal ligament	1264	1908
Teeth(Dentin)	1272	2194

의 절점들을 고정점으로 하여 X, Y, Z 방향의 병진운동과 회전 운동을 모두 구속하였다. 좌·우 양측에 500g의 전방 견인력을 제1소구치와 제1대구치에서 각각 주었으며, 견인 위치는 제1대구치의 경우 근심협측 교두정으로부터 4mm 상방, 제1소구치의 경우 근심 협측 치관의 중앙 부위로 하였고, 전방 견인각도는 두개골 하방에서 보았을 때 시상면(sagittal plane)에 평행하고, 측방에서 보았을 때 교합평면에 평행,

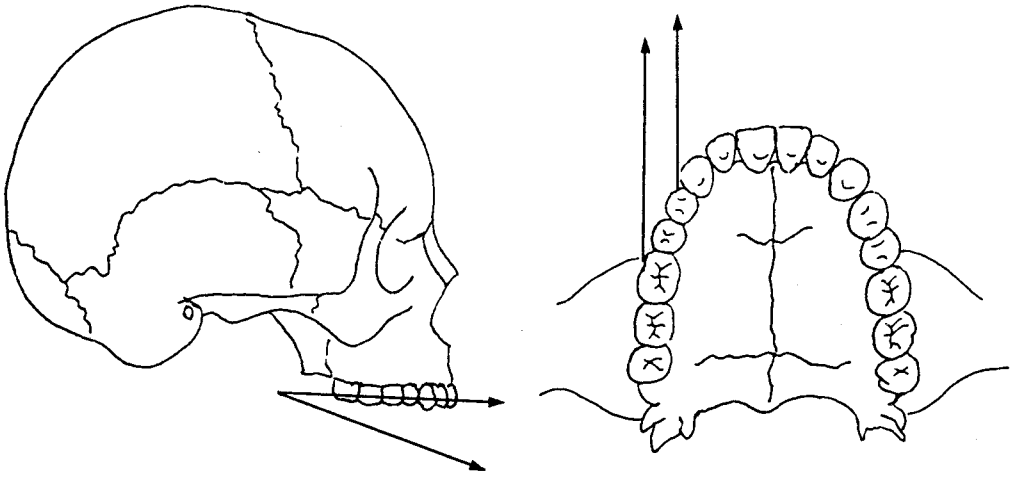
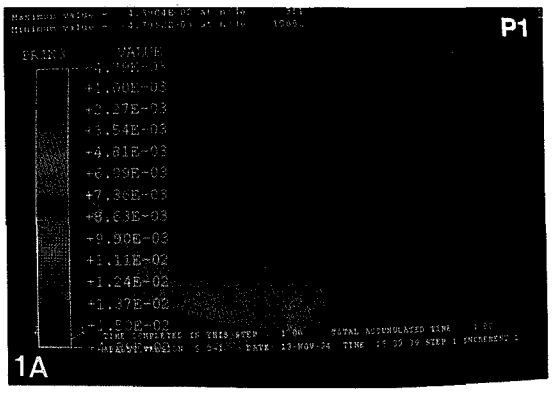


Fig. 3. Direction of force application.



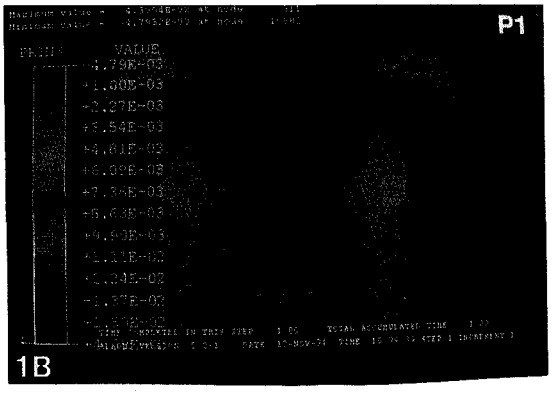
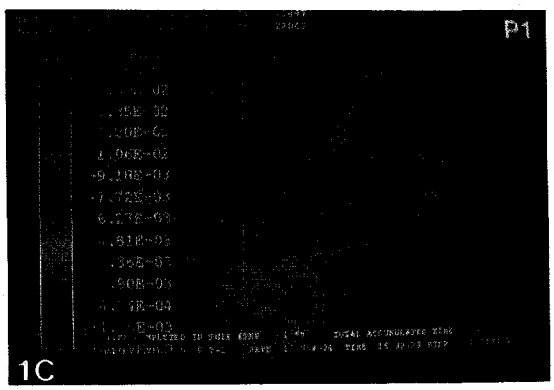


Photo. 1A, 1B. Maximum principal stress when the parallel force was applied on the first premolar.



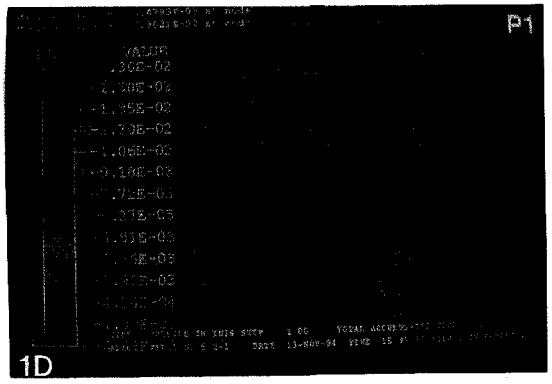


Photo. 1C, 1D. Minimum principal stress when the parallel force was applied on the first premolar.

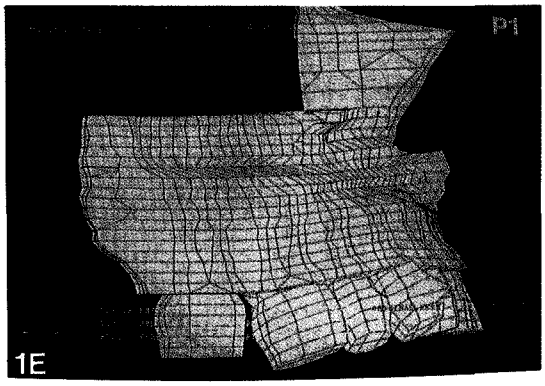


Photo. 1E. Displacement of the maxilla when the parallel force was applied on the first premolar.

또는 20° 하방 경사지게 하였다(Fig. 3).

이상과 같이 완성된 전체 모델의 총 요소수는 6368개, 총 절점수는 8327개 였으며, 총 자유도는 24741개 였으며(Table 2), 위와 같은 재료와 조건하에서 상악골체 내에 나타나는 응력 분포와 변위 성향을 ABAQUS(v 5.2) 구조해석 package를 이용하여 해석하였다.

Ⅲ. 연구 성적

1. 제1소구치에서 교합평면에 평행으로 견인한 경우

최대 주응력의 분포 양상을 보면, 하중이 작용하는 제1소구치의 작용점에 4.39kg/cm^{2}의 최대 인장응력이 발생하고, 하나로 결속된 제1소구치에서 제1대구치까지의 3개 치아에서 익상악 열쿠 전연의 고정점 방향으로 인장응력이 분포되어 나타났다(Photo. 1A, 1B).

최소 주응력 분포 상태를 보면 5.36kg/cm^{2}의 최대 압축응력이 제1소구치의 하중 작용점 전방에 나타나고, 상방에도 약간 큰 압축응력이 분포되어 있으며, 상악전두 봉합선과 상악협골 봉합선 부위에 압축응력이 크게 발생되고 있음을 볼 수 있다(Photo. 1C, 1D).

Table 3. Displacement of the maxilla when the protraction force was applied on the first premolar (unit:mm)

	P1			P2		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Na	0	$9.66x10^{-6}$	$1.38x10^{-5}$	0	$3.61x10^{-6}$	$4.79x10^{-6}$
ANS	0	$-3.71x10^{-5}$	$1.44x10^{-4}$	0	$-2.56x10^{-5}$	$7.12x10^{-5}$
A	0	$-1.09x10^{-4}$	$1.39x10^{-4}$	0	$-8.45x10^{-5}$	$6.69x10^{-5}$
Ps	0	$-1.48x10^{-4}$	$1.64x10^{-4}$	0	$-1.18x10^{-4}$	$8.75x10^{-5}$
Ptm	$-3.81x10^{-6}$	$-3.50x10^{-5}$	$-2.07x10^{-5}$	$-8.05x10^{-6}$	$-2.74x10^{-5}$	$-1.54x10^{-5}$

Na ; Nasion, ANS ; Anterior nasal spine, A ; Point A, Ps ; Prosthion, Ptm ; Pterygomaxillary fissure,
X ; Transeverse displacement(+ : lingual, - : buccal), Y ; Sagittal displacement(+ : posterior, - : anterior),
Z ; Vertical displacement(+ : superior, - : inferior), Directions of applied force were parallel(P1) and 20° downward(P2) to the occlusal plane.

Table 4. Displacement of the maxilla when the protraction force was applied on the first molar (unit:mm)

	M1			M2		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Na	0	$8.73x10^{-6}$	$1.25x10^{-5}$	0	$5.63x10^{-6}$	$8.01x10^{-6}$
ANS	0	$-3.08x10^{-5}$	$1.30x10^{-4}$	0	$-2.26x10^{-5}$	$1.02x10^{-4}$
A	0	$-9.74x10^{-5}$	$1.24x10^{-4}$	0	$-8.64x10^{-5}$	$9.80x10^{-5}$
Ps	0	$-1.33x10^{-4}$	$1.45x10^{-4}$	0	$-1.21x10^{-4}$	$1.18x10^{-4}$
Ptm	$-1.80x10^{-5}$	$-3.32x10^{-5}$	$-1.51x10^{-5}$	$-1.63x10^{-5}$	$-2.82x10^{-5}$	$-1.60x10^{-5}$

Na ; Nasion, ANS ; Anterior nasal spine, A ; Point A, Ps ; Prosthion, Ptm ; Pterygomaxillary fissure.
X ; Transeverse displacement(+ : lingual, - : buccal), Y ; Sagittal displacement(+ : posterior, - : anterior),
Z ; Vertical displacement(+ : superior, - : inferior), Directions of applied force were parallel(P1) and 20° downward(P2) to the occlusal plane.

Table 5. Displacement of the first premolar and first molar when the protraction force was applied on the first premolar (unit:mm)

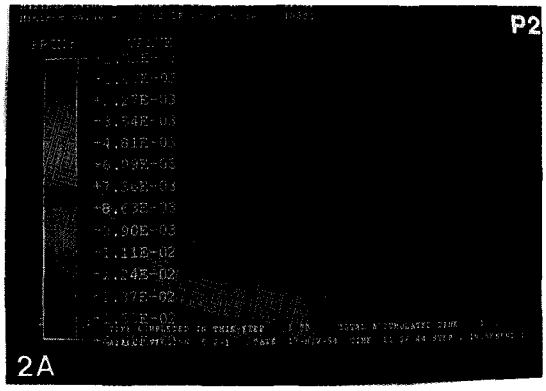
	P1			P2		
	X	Y	Z	X	Y	Z
P-MB	$-3.08x10^{-4}$	$-6.31x10^{-4}$	$3.36x10^{-4}$	$-1.07x10^{-4}$	$-3.53x10^{-4}$	$6.83x10^{-5}$
P-DB	$-3.06x10^{-4}$	$-6.45x10^{-4}$	$1.97x10^{-4}$	$-1.68x10^{-4}$	$-3.96x10^{-4}$	$5.42x10^{-5}$
M-MB	$-1.69x10^{-4}$	$-4.39x10^{-4}$	$9.83x10^{-5}$	$-1.20x10^{-4}$	$-3.03x10^{-4}$	$3.20x10^{-5}$
M-DB	$-6.71x10^{-5}$	$-4.09x10^{-4}$	$-9.62x10^{-5}$	$-6.47x10^{-5}$	$-2.88x10^{-4}$	$-8.72x10^{-5}$

P-MB ; Mesiobuccal line angle of the first premolar, P-DB ; Distobuccal line angle of the firsr premolar,
M-MB ; Mesiobuccal line angle of the first molar, M-DB ; Distobuccal line angle of the firsr molar.
X ; Transeverse displacement(+ : lingual, - : buccal), Y ; Sagittal displacement(+ : posterior, - : anterior),
Z ; Vertical displacement(+ : superior, - : inferior), Directions of applied force were parallel(P1) and 20° downward(P2) to the occlusal plane.

견인력에 의한 변위는 전반적으로 결속된 3개의 치아가 협측에서 설측으로 회전하면서 반시계 방향으로 회전하게 되어 제1대구치는 협·하방으로, 제1소구치는 설·상방으로 변위하는 양상을 보였으며, 상악골도 반시계 방향으로 이동함을 볼 수 있었다 (Photo. 1E, Table 3, 5).

2. 제1소구치에서 교합평면에 대해 20° 하방으로 견인한 경우

최대 주응력의 분포 양상을 보면, 하중이 작용하는 제1소구치의 작용점에 4.6kg/cm^{2}의 최대 인장 응력이 발생하였다. 하나로 결속된 제1대구치에서 제1소구치



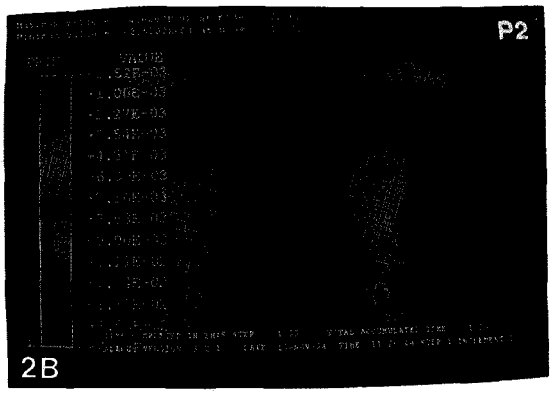
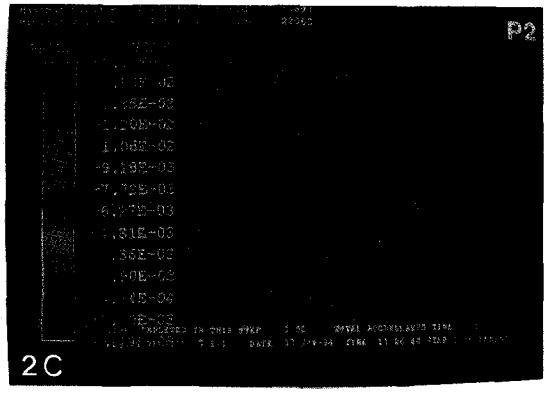


Photo. 2A, 2B. Maximum principal stress when the 20° downward force was applied on the first premolar.



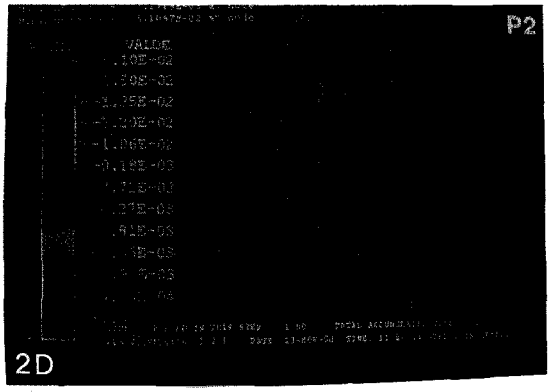


Photo. 2C, 2D. Minimum principal stress when the 20° downward force was applied on the first premolar.

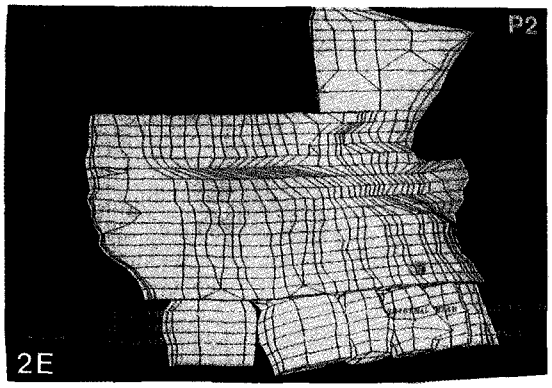


Photo. 2E. Displacement of the maxilla when the 20° downward force was applied on the first premolar.

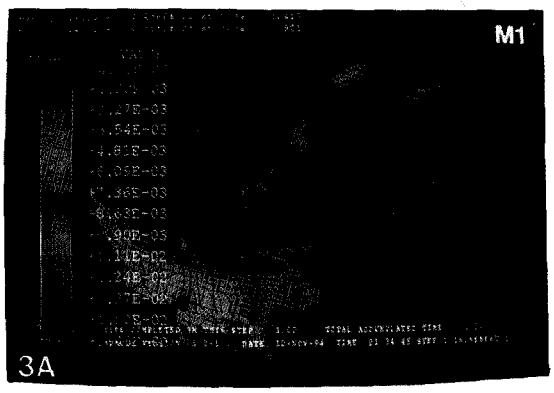
까지의 3개 치아를 따라 인장응력이 나타나며, 익상악 열구 전연의 고정점 방향으로 인장응력이 분포되어 나타났으나, 평행력의 경우는 제1소구치 전방 치아의 상부까지 큰 응력 분포 양상을 보인 반면, 이 경우에는 제1소구치 직상방까지만 좁게 인장응력이 분포되었다(Photo. 2A, 2B).

최소 주응력의 경우, 제1소구치의 하중 작용점 전방에 가장 큰 5.1kg/cm^2 압축응력이 나타났으며, 평행력의 경우와는 달리 상악전두 봉합선과 상악협골 봉합선 부위에 압축응력의 크기가 훨씬 감소되어 나타났다(Photo. 2C, 2D).

변위는 결속된 3개의 치아가 반시계 방향으로 회전하는 양상을 보였으나 그 정도가 평행력을 가한 경우보다 더 적었으며, 상악골체 또한 더 적은 반시계 방향으로의 변위를 보였다(Photo. 2E, Table 3, 5).

3. 제1대구치에서 교합평면에 평행으로 견인한 경우

최대 주응력의 분포 양상을 보면, 하중이 작용하는 제1대구치의 작용점에 2.4kg/cm^{2}의 최대 인장응력이 나타나고, 하나로 결속된 제1대구치에서 제1소구치까지의 3개 치아에서 익상악 열구 전연의 고정점 방향



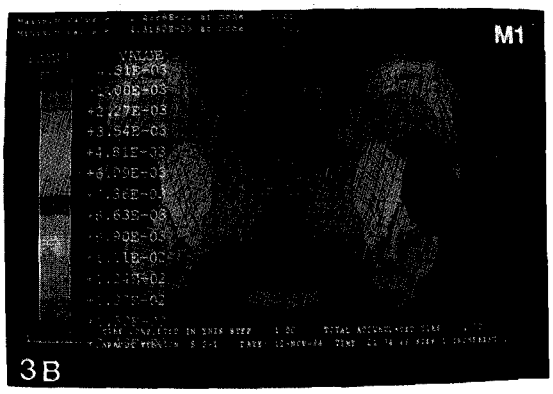
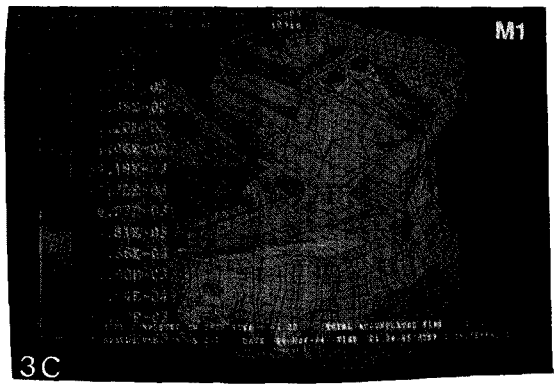


Photo.3A, 3B. Maximum principal stress when the parallel force was applied on the first molar.



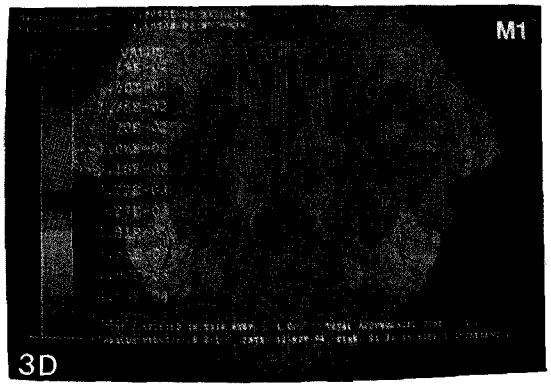


Photo.3C, 3D. Minimum principal stress when the parallel force was applied on the first molar.

으로 인장응력이 주로 발생하였다(Photo. 3A, 3B).

최소 주응력의 경우 하중 작용점 전방에 3.19kg/cm^{2}의 압축응력이 걸리고, 상악전두 봉합선과 상악협골 봉합선 부위에 큰 압축응력이 발생함을 알 수 있다(Photo. 3C, 3D).

또한 이때의 변위는 치아부위의 경우 하중이 작용하는 제1대구치가 가장 많이 전방으로 쏠리면서 하방변위하는 양상을 나타냈으며, 상악골체의 경우 역시 반시계 방향으로 변위하는 양상을 보였으나 변위의 양은 제1소구치 부위에서 수평력을 가한 경우보다는 적게 나타났다 (Photo. 3E, Table 4, 6).

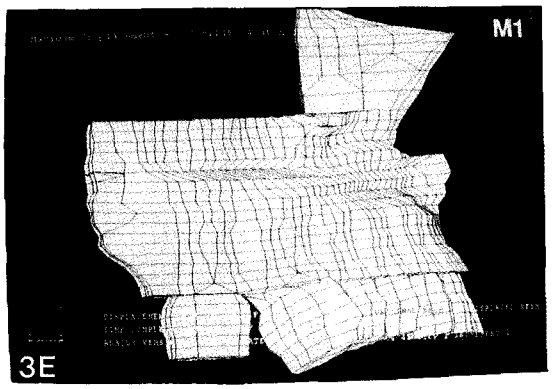
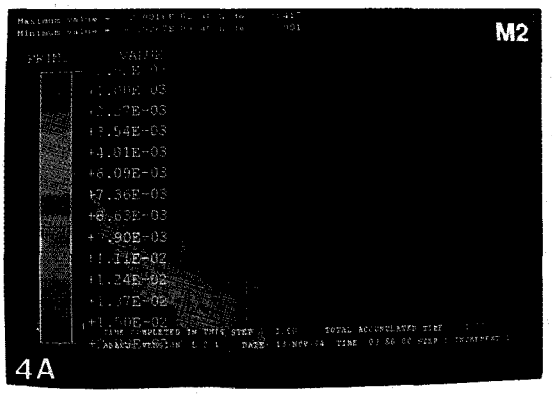


Photo. 3E. Displacement of the maxilla when the parallel force was applied on the first molar.

4. 제1대구치에서 교합평면에 대해 20° 하방으로 견인한 경우

최대 주응력의 분포 양상을 보면 하중이 작용하는 제1대구치의 작용점에 2.0kg/cm^{2}의 최대 인장응력이 나타났다. 하나로 결속된 제1대구치에서 제1소구치까지의 3개 치아의 경우 제1소구치 전방까지 인장응력이 나타나는 수평력에 비해 제1소구치 상부까지만 인장응력이 나타남을 볼 수 있으며, 익상악 열구 전연의



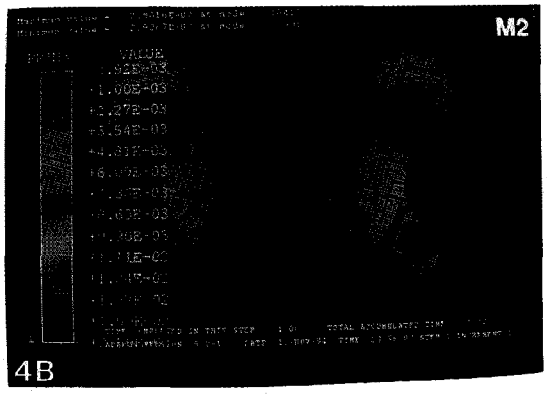
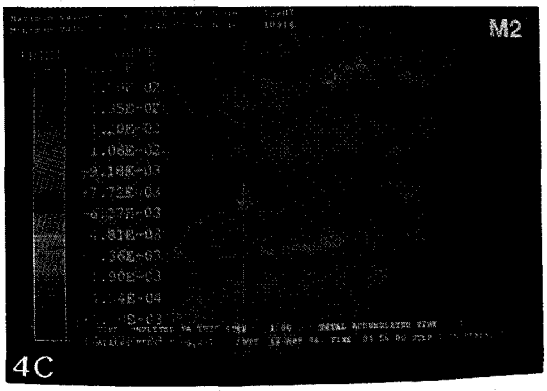


Photo. 4A, 4B. Maximum principal stress when the 20° downward force was applied on the first molar.



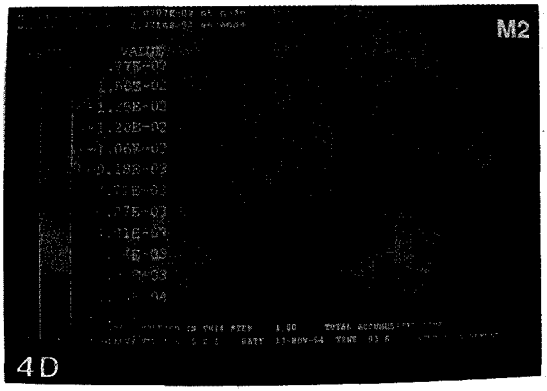


Photo. 4C, 4D. Minimum principal stress when the 20° downward force was applied on the first molar.

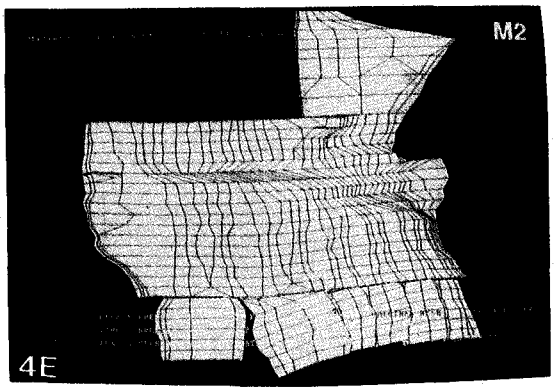


Photo. 4E. Displacement of the maxilla when the 20° downward force was applied on the first molar.

고정점 부위에도 역시 평행력의 경우보다 인장응력이 감소되어 나타났다(Photo. 4A, 4B).

최소 주응력의 경우 하중 작용점 전방에 2.77kg/cm^{2}의 최대 압축응력을 보이며, 평행력의 경우와는 달리 상악전두 봉합선과 상악협골 봉합선 부위에 압축응력의 크기가 감소되어 있었다(Photo. 4C, 4D).

변위의 양상은 하중이 작용하는 제1대구치의 경우 전·하방으로 변위가 일어나나, 평행력의 경우 보다 제1대구치의 하방 변위감이 더 커지는 것을 볼 수 있으며, 상악골체의 경우도 마찬가지로 반시계 방향으로 변위하는 양상을 보였으나, 평행력의 경우에 비해 상방 변위가 감소되었다(Photo. 4E, Table 4, 6).

Ⅳ. 총괄 및 고찰

상악의 저성장에 기인한 골격성 Ⅲ급 부정교합의 치료를 위해 상악골에 악정형력을 가하여 전방 이동시키려는 연구가 많은 선학들에 의해 시행되어 오고 있다. Kambara 등[24]은 원숭이를 이용한 실험에서 악외정형력에 의한 상악골의 전방 변위가 가능하다고 하였으며, Jackson[22]과 Ishii[17]는 상악골의 전방 이동시 상악골체가 전·상방으로 회전함을 보고하였고, Hinrichsen[12]과 Nanda 등[33]은 상악골의 변위 양상이

Table 6. Displacement of the first premolar and first molar when the protraction force was applied on the first molar (unit:mm)

	M1			M2		
	X	Y	Z	X	Y	Z
P-MB	-5.79×10^{-6}	-3.75×10^{-4}	2.05×10^{-4}	6.93×10^{-5}	-3.19×10^{-4}	1.49×10^{-4}
P-DB	-6.44×10^{-5}	-4.02×10^{-4}	1.34×10^{-4}	3.07×10^{-5}	-3.37×10^{-4}	7.10×10^{-5}
M-MB	-1.71×10^{-4}	-5.59×10^{-4}	1.29×10^{-4}	-1.49×10^{-5}	-4.50×10^{-4}	6.91×10^{-6}
M-DB	-3.85×10^{-4}	-6.41×10^{-4}	-7.16×10^{-5}	-2.18×10^{-4}	-5.24×10^{-4}	-1.46×10^{-4}

P-MB ; Mesiobuccal line angle of the first premolar, P-DB ; Distobuccal line angle of the first premolar,
M-MB ; Mesiobuccal line angle of the first molar, M-DB ; Distobuccal line angle of the first molar.
X ; Transeverse displacement(+ : lingual, - : buccal), Y ; Sagittal displacement(+ : posterior, - : anterior),
Z ; Vertical displacement(+ : superior, - : inferior), Directions of applied force were parallel(P1) and 20° downward(P2) to the occlusal plane.

악외 견인력의 방향에 따라 달라진다고 하였다. 또한 임상 증례보고 및 임상 연구에서도 골격성 Ⅲ급 부정교합의 환자에서 상악골을 전방으로 이동시킴으로써 좋은 결과를 얻을 수 있었다고 하였다[2,7,16,38,39].

악정형 효과에 대한 정확한 이해를 위해서는 악정형력이 생체에 미치는 영향에 대한 생물학적 연구뿐만 아니라 힘이 전달되는 과정이나 힘에 의한 응력의 분포를 정량화하는 것이 force system 즉 힘의 크기, 방향, 작용점, 기간 등에 대한 이해에 매우 중요하다고 할 수 있다. 상악골에 대한 악정형력은 치아에 가한 힘이 상악골 및 주위 안면골에 전달되어 안면골의 형태 및 위치의 변화를 초래하는데 상악골과 주위 골은 봉합선에 의해 복잡하게 연결되어 있으므로 어떤 변화를 야기할지 예측하기 힘들다. 이 예측하기 힘든 형태 및 위치의 변화를 관찰하기 위하여 여러 가지의 실험 방법이 사용되고 있다. 상악 전방 견인이 악안면골에 미치는 영향에 대한 응력 분석 방법으로는 광탄성법, strain gauge법, holography법 및 유한요소법 등이 이용되고 있다.

광탄성법은 구강 조직과 같이 복잡한 조직도 모형화하여 응력을 측정할 수 있으며 사용 기구에 따른 복잡한 하중 조건의 응력도 측정할 수 있고, 모델 전체에 퍼지는 응력을 관찰하여 응력이 집중되는 부위의 위치 및 양을 결정하기 쉬운 장점이 있는 반면에 응력의 크기보다 인접부와의 상대적 응력 차이만이 관찰되고, 외력을 가한 전후 상태를 동시에 볼 수 없어 변위와 응력을 동시에 계측할 수 없으며 모형 제작 및 실험 조작이 쉽지 않다[4,14,20,25].

strain gauge법은 조사하고자 하는 부위에 gauge를 부착하여 그 부위의 응력의 양과 방향을 측정하는 방법으로 생체의 모형 어느 곳이든지 장력 측정기를 붙이면 응력과 변위를 동시에 알 수 있지만, 장치의 소형화에 한계가 있어 미세한 부위에는 부착이 곤란하고 gauge가 부착되지 않은 부위의 응력 분석이 불가능하다는 단점이 있다[11,15,30].

Holography법은 0.5 micro meter 정도의 미세한 움직임도 알 수 있으며, 표면의 상태가 어떠하든지 계측 가능하며 고정점 설치 문제도 해결할 수 있으나, 실험 조건이 까다롭고 내부의 변화를 파악하지 못하는 단점이 있다[3,26,27,42,44].

본 연구에서 사용한 유한요소법은 모델의 형태와 크기를 실물과 거의 동일하게 재현시킬 수 있고 서로 다른 재료로 구성된 복합 탄성체도 모형화 할 수 있으며 분할 정도에 따라 정밀한 내부 응력의 계측이 용이하고 모델의 경계조건 등의 변경이 쉬우며 구조물 전체의 응력 분포 뿐만 아니라 각 부분의 3차원 응력 분석과 변위 전후 상태의 동시 비교가 가능한 장점[45]이 있다. 이러한 이유로 악정형력에 의한 상·하악골내에서의 응력 분산과 변위에 관한 분석[43], 교정력에 대한 치아 및 치조골에서의 응력 분산과 변위에 관한 분석[23,46], 성장 연구 분석[47] 등 최근까지 교정학 분야의 연구에 널리 이용되고 있다. 본 연구에서는 최근에 개발된 구조해석 컴퓨터 프로그램 중의 하나인 ABAQUS package를 이용하여 CAD기법으로 적절한 개수의 유한 요소로 이루어진 상악골체 및 상악치아에 대한 3차원 유한 요소 모델을 만들어 기존의 단점을 어느 정도 보완하였다고는 하나 최적의 유한요소 모델을 만들기 위해서는 보다 많은 노력이 필요하리라 사료된다.

상악골의 전방 견인을 위한 악정형력의 적용 시기는 악안면골의 성장이 종료되기 전 가능한 조기에 해주는 것이 바람직하다[2,7,29,38]. 그러나 본 연구에서는

유아 두개골의 각 구성 성분에 대한 물리적 특성의 자료가 부족할 뿐만 아니라, 상악골의 전방 견인력 방향과 견인 위치에 따른 상악골체 내에서의 역학적 분석이 목적이었기 때문에, strain gauge법을 이용한 연구에서 유아와 성인 두개골에서의 응력 분포 양상에 차이가 없다고 한 Miura 등[30]의 연구 결과를 근거로 성인 두개골에 대한 응력 분포와 변위에 대해서만 분석하였다. 본 연구에서 사용된 하중 조건은 임상에서 가장 널리 적용되고 있는 악정형력의 크기인 500g으로 하였다[7].

Kragt[26,27]는 인간 건조 두개골의 상악골에 악정형력을 주었을 때의 초기 반응을 hologram으로 실험한 결과, 생체 두개골에서 최초의 반응과 유사하다는 것을 입증하였는데, 이러한 초기 반응들이 악정형력을 주었을 때 처음 변위된 골 부분에 있다는 것을 나타내는 것으로, 본 연구에서 단일한 악정형력을 준 것과 일치된 견해라 할 수 있다.

본 연구에서 상악골에 전방 견인력을 가한 모든 경우에서 상악골의 변위는 반시계 방향의 회전을 나타내었는데, 이 결과는 광탄성법 실험[20], strain gauge 법 실험[11], 동물 실험[17,22,24,33] 및 임상연구[18,19,29]의 결과와도 일치하였다.

견인력 방향과 견인의 위치는 견인력과 함께 상악의 저항 중심에 중요한 연관성을 가진다. 상악골의 저항 중심의 위치에 대해 Nakagawa[30]는 교합 평면과 평행한 선에서 볼 때 성인 두개골에서는 orbitalae 와 ANS 사이, 소아 두개골에서는 orbitalae 근처 선상에 있다고 하였다. Miki[28]는 시상면을 기준으로 안와하연 상악 제1대구치 원심 상악 제1소구치의 근첨부를 연결한 중심점에 위치한다고 보고하였고, Hirato[13]는 coronal plane 분석을 통하여 상악 제1, 2소구치 사이에 위치한다고 하였다. Tanabe[37]는 상악골체의 이차원적 모델에 의한 실험을 통하여 수평으로 전방 견인시 ANS와 비강 중심 사이에서 견인할 때 회전 없이 이동하였고 수직으로 견인할 경우는 상악 제1대구치 원심 부위에서 하방 견인시 회전 없이 이동하여 이 두 작용선의 교차점이 상악골체의 저항 중심이 될 것으로 보고하였다. 임상연구에서 제1대구치 부위에서의 상악골 전방 견인시 나타나는 반시계 방향의 회전을 최소화하기 위해, Canut[3]는 측절치, Nakano 등[31,38]은 견치, Ishii[17]는 제1소구치 부위에서 약간 하방으로 견인하는 것이 바람직하다고 하였다.

본 연구에서 교합평면에 평행으로 견인한 경우와 20° 하방으로 경사지게 견인한 경우의 응력 분포 양상을 비교하여 보면, 최대 주응력은 평행력의 경우가 경사력의 경우에 비해 하중 작용점보다 더 전방까지 응력 무늬가 전개됨을 볼 수 있었으며, 최소 주응력은 평행력의 경우 상악전두 봉합선과 상악협골 봉합선 부위에 압축응력이 크게 나타나는 반면 경사력의 경우는 거의 나타나지 않음을 볼 수 있었다. 이는 경사력의 경우가 평행력의 경우보다 반시계 방향으로 회전하려는 회전우력(moment)이 더 적다는 것으로, 상악골의 회전이 저항 중심에서 견인 작용선과의 수직거리에 비례한다고 한 Hata[11]의 설명에 의하면 평행력보다 경사력의 작용선이 상악골의 저항 중심점에 가까움을 알 수 있었다. 특히 제1소구치에서 20° 하방으로 경사지게 견인한 경우에 상악전두 봉합선과 상악협골 봉합선 부위에 압축응력이 가장 적게 나타나 이 경우의 견인력 작용선이 상악골체의 저항 중심점에 가장 근접한 것으로 사료되었다.

교합평면에 대해 평행하게 견인하는 경우 견인점의 위치에 따른 상악골체 및 치아에서의 응력 분포의 비교에서 제1대구치에서 견인한 경우보다 제1소구치에서 견인한 경우 상악전두 봉합선 부위에 보다 큰 압축응력이 나타난 것은 제1대구치에 비해 제1소구치에서 상악골체의 저항 중심점까지의 수직 거리가 더 커서 더 큰 회전우력이 작용했기 때문으로 판단되었다. 본 연구에서는 교합평면과 평행하게 견인한 경우보다 교합평면에 대해 20° 하방으로 견인한 경우 상악골의 반시계 방향의 회전량이 감소하며, 좀더 견인 방향으로 직선 이동하는 것으로 유추할 수 있었다. 또한 제1소구치에서 교합평면에 대해 20° 하방으로 견인한 경우가 상악골의 전상방 회전량이 가장 적은 것으로 나타났다. 이는 Itoch[20]와 Kawagoe[25]가 광탄성법 실험에서 상악 제1대구치와 상악 제1소구치에서 교합평면과 평행하게 혹은 하방 20° 로 전방 견인한 경우에, 상악 제1소구치에서 교합평면에 대해 하방 20° 로 견인한 경우가 가장 작은 반시계 방향의 회전을 보인다는 보고와 일치하였을 뿐만 아니라, Ichigawa[15]의 strain gauge법 분석과 강[42]의 holography법 분석과도 비슷한 결과를 보였다.

Jackson[22]은 implant를 이용한 동물실험에서 상악골의 전방 견인 후에 익상악열구가 많이 이개되는 것을 보고하였으며, 김[43]은 유한요소법 연구에서 상악결절 후면 부위에서 익상악열구로 이행되는 외측방 부위에 매우 큰 응력이 나타남을 보고하였고, Hata[11]는 strain gauge 법 연구에서 상악 결절 부위에 강한 인장응력이 나타남을 보고하였다. 이는 본 연구의 최

대 주응력 분석에서, 하나로 결속된 제1소구치에서 제1대구치까지의 3개 치아에서 익상악 열구 전연의 고정점 방향으로 큰 인장응력이 주로 발생한 것과 유사한 결과로 사료되었다.

악골체 내의 역학 현상을 규명하기 위한 응력 분석 연구에서 중요한 점은 실제 조건과 동일한 조건의 모델을 제작하는 데 있다고 할 수 있다. 이런 관점에서 볼 때 어떠한 방법도 실제와 같을 수는 없으므로 여러 방법의 결과를 상호 비교하여 해석해야만 바람직한 결과를 얻을 수 있을 것이다. 본 연구의 모든 결과는 임상에서 악정형력을 주어 상악골을 전방 견인시킬 경우 견인력의 방향과 견인 위치가 상악골체의 변위에 영향을 미친다는 점에서 매우 중요하지만, 상악골체의 해부학적 복잡성과 성장 양상의 특수성으로 인해 생체 실험에 의한 검증과 함께 본 유한요소법에 의한 물리 역학적 수치 해석 자료의 미흡점을 보완할 수 있는 더욱 다양한 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

상악의 저성장에 기인한 골격성 III급 부정교합의 치료를 위한 상악골의 전방 견인시 바람직한 견인력 방향과 견인 위치를 알아보기 위해, 성인 두개골을 대상으로 3차원 유한요소 모델을 제작하여, 제1소구치와 제1대구치에서 각각 교합평면에 평행 또는 20° 하방으로 500g의 전방 견인력을 주어 상악골체의 각 부분에서 응력과 변위를 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 경우 상악골이 반시계 방향으로 회전하는 양상을 보였다.
2. 견인 방향에 따른 상악골의 회전은, 20° 하방으로 견인하는 경우가 평행하게 견인하는 경우보다 더 적었다.
3. 견인 위치에 따른 상악골의 회전은, 평행하게 견인시에는 견인 위치가 제1대구치일 때가, 20° 하방으로 견인시에는 제1소구치일 때가 더 적었다.

이상의 결과 견인력 작용선이 상악골체의 저항 중심점에 가장 근접하여 반시계 방향으로의 변위가 가장 적게 일어난 제1소구치에서 20° 하방으로 견인한 경우가 바람직한 견인력 방향과 견인 위치로 판단되었다.

참 고 문 헌

1. Bell RA : The effects of maxillary expansion using a quad helix appliance during the deciduous and mixed dentitions, Am J Orthod, 79 : 152-162, 1981.
2. Campbell PM : The dilemma of class III treatment early or late?, Angle Orthod, 53 : 175-191, 1983.
3. Canut JA, Dalmases F : Effects of maxillary protraction determined by laser metrology, Europ J Orthod, 12 : 340-345, 1990.
4. Chaconas SJ, Caputo AA : Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliance, Am J Orthod, 82 : 492-501, 1982.
5. Cooke MS, Wreakes G : The face mask : A new form of reverse head-gear, Br J Orthod, 4 : 163-168, 1977.
6. Coolidge ED : The thickness of the human periodontal membrane, JADA , 24 : 1260, 1937.
7. Cozzani G : Extraoral traction and class III treatment, Am J Orthod, 80 : 638-650, 1981.
8. Delaire J : La croissance maxillarire : deductions therapeutiques, Trans Eur Orthod Soc, 81 : 102, 1971.
9. Dermaut LR : Experimental determination of the center of resistance of the upper first molar in a macerated, dry human skull submitted to horizontal headgear traction, Am J Orthod, 90 : 29-36, 1986.
10. Guzepe Cozzani : Extraoral traction and class III treatment, Am J Orthod, 80 : 638-650, 1981.
11. Hata S, Itoh T, Nakagawa M : Biomechanical effects of maxillary protraction on the craniofacial complex, Am J Orthod, 91 : 305-311, 1987.
12. Hinrichsen GJ, Storey E : The effect of force on bone and bones, Angle Orthod, 38 : 155-165, 1968.
13. Hirato R : An experimental study on the center of resistance of nasomaxillary complex - Two dimensional analysis on the coronal plane of the dry skull, J Tokyo Dent Coll, 84 : 1225-1262, 1984.
14. Hirose T, Kawagoe H : Photoelastic comparison of various maxillary protraction vectors, J Jpn Orthod Soc, 44 : 660-668, 1985.
15. Ichikawa K, Nakagawa M : The effects of orthopedic forces on the craniofacial complex utilizing maxillary protraction, J Jpn Orthod Soc, 43 : 325-336, 1984.
16. Irie M, Nakamura S : Orthopedic approach to severe class III malocclusion, Am J Orthod, 67 : 377-392, 1975.
17. Ishii H, Nakamura S : Experimental study on the effect of the orthopedic appliance to skeletal class III cases with underdeveloped nasomaxillary complex, J Jpn Orthod Soc, 38 : 187-209, 1979.
18. Ishii H, Matsubara S : A statistical investigation to the effect of chin cap combined with maxillary protracting appliance to reversed occlusion case, J Jpn Orthod Soc, 44 : 556-567, 1985.

19. Ishii H, Morita S : Treatment effect of combined maxillary protraction and chin cap appliance in severe class III cases, Am J Orthod, 92 : 304-312, 1987.
20. Itoh T, Chaconas SJ : Photoelastic effects of maxillary protraction on the craniofacial complex, Am J Orthod, 88 : 117-124, 1985.
21. Jacobson A, Preston A : Mandibular prognathism, Am J Orthod, 66 : 140-171, 1974.
22. Jackson GW, Kokich VG : Experimental and postexperimental response to anteriorly directed extraoral force in young Macaca nemestrina, Am J Orthod, 75 : 318-333, 1979.
23. Juan C, Alberto S : Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force : Tridimensional analysis by means of the finite element method, Am J Orthod, 104 : 448-454, 1993.
24. Kambara T : Dentofacial changes produced by extraoral forward force in the Macaca irus, Am J Orthod, 71 : 249-276, 1977.
25. Kawagoe H, Itoh T : Photoelastic effects of maxillary protraction on craniofacial complex, J Jpn Orthod Soc, 43 : 337-345, 1984.
26. Kragt G, Duterloo HS, ten Bosch JJ : The initial reaction of a macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology, Am J Orthod, 81 : 49-56, 1982.
27. Kragt G : The initial effect of orthopedic forces : A study of alterations in the craniofacial complex of a macerated human skull owing to highpull headgear traction, Am J Orthod, 81 : 57-64, 1982.
28. Miki Y, Kuroda Y, Tokizane C : Application of maxillary forward traction device in skeletal class III malocclusion cases, J Jpn Orthod Soc, 44 : 144-159, 1985.
29. Miura M, Nakano H : Clinical study of the upper jaw forward traction on the class III malocclusion, J Jpn Orthod Soc, 38 : 1-7, 1979.
30. Nakagawa M, Ichikawa K : Biomechanical effects of maxillary protraction on the craniofacial complex - on the strain gauge measurements, J Jpn Orthod Soc, 45 : 109-118, 1986.
31. Nakano H, Miura H : The upper jaw forward traction method using the removable apparatus, J Jpn Orthod Soc, 39 : 239-245, 1980.
32. Nanda R : Biomechanical and clinical considerations of a modified protraction headgear, Am J Orthod, 78 : 125-139, 1980.
33. Nanda R, Hickory W : Zygomaticomaxillary suture adaptations incident to anteriorly - directed forces in Rhesus monkeys, Angle Orthod, 54 : 199-210, 1984.
34. Nelson FO : A new extraoral orthodontic appliance, International Journal of Orthodontics, 6 : 24-27, 1968.
35. Oppenheim A : A possibility for physiologic orthodontic movement, Am J Orthod, 30 : 345-368, 1944.
36. Sheridan JJ : Oral orthopedics, J La Dent Assoc, 26 : 5-8, 1968.
37. Tanabe T : Experimental study on displacement of the maxillary complex produced by extraoral forward traction, J Jpn Orthod Soc, 42 : 322-335, 1983.
38. Takada K, Petdachai S, Sakuda M : Changes in dentofacial morphology in skeletal class III children treated by a modified maxillary protraction headgear and chin cup : A longitudinal cephalometric appraisal, Europ J Orthod, 15 : 211-221, 1993.
39. Tindlund RS, Rygh P : Orhtopedic protraction of the upper jaw in cleft lip and palate patients during the deciduous and mixed dentition periods in comparison with normal growth and development, Cleft palate J, 30 : 182-194, 1993.
40. Wright KM : Reactive force distribution for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutment, J Prosthet Dent, 1937.
41. Yamaguchi H, Suzuki T : The improved frontal pull apparatus to the maxilla and results of its use, J Jpn Orthod Soc, 37 : 69-82, 1978.
42. 강홍석, 유영규 : 상악 전방 견인시 악안면골의 초기반응에 관한 Laser holography 연구, 대치교정지, 18 : 367-381, 1988.
43. 김주영, 손병화 : Reverse headgear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, 대치교정지, 15 : 7-22, 1985.
44. 이공근, 유영규 : Modified protraction headgear를 이용한 상악골 전방 견인시 악안면골의 초기반응에 관한 Holographic interferometry 연구, 대치교정지, 22 : 531-546, 1992.
45. 임상원, 곽병만, 이주성 : 유한요소법 입문, 동명사, 1987.
46. 장재완, 손병화 : 상악 중절치 후방 이동시의 이동양상에 관한 유한요소법적 연구, 대치교정지, 21 : 617-634, 1991.
47. 탁선근, 박영철 : 한국 아동의 악안면 성장에 관한 유한요소법적 분석, 대치교정지, 18 : 343, 1988.

-ABSTRACT-

EFFECTS OF MAXILLARY PROTRACTION ON THE DISPLACEMENT OF THE MAXILLA

Jeong-Seok Ko, Jong-Chul Kim

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University

In the orthopedic therapy, the biomechanical analysis of the appliance is necessary to get a desirable orthopedic effect. The purpose of this study was to investigate the desirable direction and application position of the protraction force. The protraction force of 500g was applied to the first premolar or to the first molar. The direction of force application was paralell or 20° downward to the occlusal plane respectively. The stress distribution and the displacement within the maxilla was analyzed by a 3-dimensional finite element method.

The findings obtained were as follows :

1. Protraction forces caused a counterclockwise rotation of the maxilla.
2. The degree of maxillary rotation was less when the force was applied 20° downward direction to the occlusal plane than when applied to the parallel direction.
3. The degree of rotation of maxilla was greater when the parallel force was applied to the 1st premolar than when applied to the first molar, whereas it was greater when force is applied 20° downward than at the first premolar.

In conclusion, the 20° downward protraction from the first premolar induced the least counterclockwise rotation of the maxilla and was thought as the desirable direction and application position of the protraction force.

KOREA. J. ORTHOD. 1995 ; 25 : 543-555

※Key words : protraction, maxilla, finite element method)