

# 하악 이부확장 시 하악골 이동 양상과 응력 분포에 관한 삼차원 유한요소법적 연구

이도훈<sup>a</sup>·홍현실<sup>a</sup>·채종문<sup>b</sup>·조진형<sup>b</sup>·김상철<sup>c</sup>

하악 이부확장에서 골 절단선의 위치 및 종류와 견인 장치의 종류에 따른 차이를 알아보고자 삼차원 유한요소법으로 하악골의 이동 양상 및 응력 분포를 조사하였다. 골 견인장치의 종류로는 치아 의존형과 골 의존형, 혼합형, 30° 기울여 위치한 치아 의존형의 4가지를, 골절단 위치와 방법으로 하악 중절치 간 수직절단과 하악 정중이부를 관통하는 계단식 골절단 등의 2가지를 설정하였다. 연구 결과, 골절단의 위치 및 방법과 견인장치의 종류에 관계없이 과두를 포함한 하악골의 모든 부위에서 외측방 변위를 보였으며 상하적이나 전후방적 변위는 적은 양이었으나 방향에 있어 군간에 차이를 보였다. 치아 의존형 장치에 의한 골절단면 이개 양태는 V형이었으나 골 의존형 장치는 역V형이고 혼합형 장치는 평행하게 확장되었다. 골 의존형 장치에 의한 하악각의 외측 변위량이 다른 장치에 비해 컸다. 30° 기울여 위치한 치아 의존형에서의 변위는 측방적, 전후방적 면에서 좌우 차이가 인정되었다. (대치교정지 2008;38(1):13-30)

주요 단어: 하악 이부확장, 골 절단, 견인장치, 삼차원 유한요소법

## 서론

근래 들어 교정치료의 한계를 극복하고 보다 용이하고 신속한 교정치료를 위하여 악교정 수술, 분절골 절단술, 피질골 절단술 및 골 신장술 등의 새로운 술식이 통상적인 교정치료와 함께 적용되고 있다.<sup>1-5</sup> 이러한 술식은 빠른 치아이동에서<sup>6</sup> 심한 악안면 기형 치료에 이르기까지 광범위하게 적용되고 있으며, 교정치료 기간을 단축시키고 효율적인 결과를 제공해 준다.<sup>7</sup> 이중 골 신장술은 분리된 골편을 점진적으로 견인하여 새로운 골을 형성시키는 생물학적 과정으로서 골의 자연치유기전을 이용하는 술식이다.<sup>8</sup> 1950년에 Ilizarov가 많은 실험과 임상을 통해 골 신장술의 과학적 프로토콜을 처음으로 제공한 이후<sup>9</sup> 두개 안면 영역에서도 치조 돌기의 골 신장술,<sup>9,10</sup> 하악골 신장술,<sup>8-10</sup> 중안면부의 전진,<sup>11,12</sup> 상악골의 확장

<sup>13,14</sup> 등에 다각도로 적용되고 있다.

하악골의 횡적 성장결핍으로 치열의 부조화를 보이는 경우 기능성 장치나 확장 장치를 이용하여 치열 확장 치료를 하거나<sup>15</sup> 발치를 통하여 치아 배열을 도모한다. 하지만 발치 치료는 생물학적으로 자연스럽지 못 할 수 있으며<sup>16,17</sup> 하악골의 확장 없이 치열궁만을 확장하게 되면 치조골만의 개조와 치아의 협측 경사이동 등이 일어나 치아의 불안정성을 야기하여 재발을 초래할 수도 있다.<sup>18-20</sup> 이런 문제를 극복하기 위한 방법으로 점진적인 골 신장을 통한 하악이부확장 술식이 Guerrero 등<sup>21</sup>에 의해 처음 소개된 이래 발치하지 않으면서 악골의 횡적 열성장을 성공적으로 치료할 수 있는 새로운 술식으로 각광받고 있다.

하악 이부 확장에 사용하는 장치로서 치아 의존형, 골 의존형, 혼합형 등의 구강내 장치가 이용되고 있다.<sup>4,10,20,22-27</sup> 장치 장착 부위가 다름으로써 발생할 수 있는 확장 효과의 차이나 2차 수술 필요성 등으로 각기 장단점을 갖고 있어서 이에 대한 생역학적, 임상적 검토가 필요한 상황이다.

하악 이부 확장 시 전치부 치근의 접근 정도와 대칭성 확장 여부에 따라서 골 절단 부위와 방법이 결정된다.<sup>28</sup> 골 절단의 위치로 하악 좌우 중절치 사이

<sup>a</sup>대학원생, <sup>b</sup>조교수, <sup>c</sup>교수, 원광대학교 치과대학 치과교정학교실.

교신 저자: 김상철.

전북 익산시 신용동 344-2 원광대학교 치과대학 교정학교실.

063-859-2960; e-mail, sangkim@wku.ac.kr.

원고접수일: 2007년 7월 19일 / 원고최종수정일: 2007년 12월 28일 /

원고재택일: 2007년 12월 30일.

나 측절치와 견치 사이에 주로 시행되는데 Conley와 Legan<sup>26</sup>은 하악 중절치 사이의 골절단이 외과적 접근성이 좋고 대칭적인 힘의 적용과 악골 확장으로 대칭적 공간을 얻을 수 있는 장점이 있다 하였으며 Guerrero 등<sup>21</sup>은 하악 전치 사이 어디에 골절단선을 위치시켜도 양측성 확장이 가능하다고 하였고, Mommaerts<sup>24</sup>는 하악 측절치와 견치 사이의 골절단은 악골의 변위를 유발시킬 수 있으나, 골 신장 전치아 이동을 최소화하여 치아에 대한 유해성을 감소시킬 수 있다고 보고하였다. 골 절단의 방법은 직선형 절단과 계단형 절단으로 나눌 수 있다. Conley와 Legan<sup>26</sup>가 계단형 절단은 의원성 악골 비대칭을 야기시킬 수 있다고 보고한 바 있지만 그 외 골절단선에 따른 치아나 악골의 변위 양상을 구체적으로 파악한 연구는 별로 없다.

힘이 악골에 가해질 때 나타나는 반응에 대한 연구로서 임상적인 측면에서의 반응 양상, 조직학적 및 생화학적 측면에서의 연구, 응력과 장력에 관한 연구를 생각할 수 있다.<sup>29</sup> 응력을 관찰하는 방법 중 하나인 유한요소법은 물체의 해부학적 구조 및 물리적 성질의 모델을 만들고 외력에 대한 물체의 변위와 응력분포를 컴퓨터를 이용하여 파악하는 방법이다. 유한개의 연속체를 유한개의 요소 집합체로 생각하고 각 요소들의 현상은 요소의 절점(nodal point)을 통하여 전달된다고 가정하고 개개 요소의 현상을 계산하여 이것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 방법<sup>30,31</sup>으로서 복잡한 형태를 갖고 있으며 균일하지 않은 물체에서의 응력분석에 특히 유용하며 전반적인 영역에 걸친 응력의 분포와 측정이 가능할 뿐 아니라, 각 부위에서 3차원 상으로 파악할 수 있다. 또한 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있고,<sup>29</sup> 기존에 시도되었던 단순한 컴퓨터 모형에서 재현할 수 없었던 근육 재현이 가능한 장점이 있다.<sup>32</sup>

하악 이부 확장 시 발휘되는 벡터는 골 절단부의 위치와 골 절단선의 종류, 견인 장치의 위치에 의해 1차적 벡터가 결정되며, 악골에 부착된 근육과 장치의 견고도에 의해 2차적 벡터가 형성되므로<sup>7,23</sup> 골 신장 후 적용된 장치에 반응하는 치아 및 골조직의 반응을 예견하는 외과적, 교정적인 치료계획과 함께 벡터에 대한 철저한 이해를 통한 삼차원적 치료계획이 요구된다.<sup>33</sup>

이에 본 연구에서는 하악 이부 확장 시 골 절단부의 위치 및 골 절단선의 종류, 견인 장치의 종류에 따른 하악골의 이동 양상 및 응력 분포의 차이를 파

악하고자 하였으며 이를 위해 인간의 건조 두개골을 단층 전산 촬영한 후 근육 요소를 포함한 삼차원 영상화 유한 요소 모델을 제작하였다.

## 연구방법

### 3차원 영상 구축

성인의 건조 두개골을 1 mm 단위로 단층 전산화 촬영(Computerized tomography: CT, 4- Detector-Row CT Scanner, Siemens, Forchheim, Germany)하고 촬영된 방사선의 각 단면상에서 해부학적 구조물의 크기와 길이를 측정한 후 이를 조합하여 3차원 영상을 만들었다. 이를 다시 단층 전산화 촬영의 프로그램 상에서 만들어진 3차원 영상과 비교하여 하악골과 치아의 모양을 수정, 보완하였고, 치아와 피질골 그리고 해면골의 각 단면을 연결시켰다.

### 유한요소모델의 제작

하악골과 치아의 단면이 연결된 space mesh를 통해 각 재질의 사면체 4절점 유한요소모델을 생성하였다. 치아의 크기와 형태는 Wheeler<sup>35</sup>의 수치와 치아 모형을 참고로 하였으며, 각 치아의 순설 또는 협설 경사도, 근원심 치축 경사도는 Andrews,<sup>36</sup> Dewel,<sup>37</sup> Kim 등,<sup>38</sup> Choi와 Yang,<sup>39</sup> Noyes 등<sup>40</sup>의 연구를 참고로 하여 치아 모형을 결정하였다. 치주인대의 두께는 나이, 부위, 개개인에 따라 차이가 있으나, Coolidge<sup>41</sup>의 연구를 참고로 하여 0.25 mm의 두께로 균일하게 모형화하였다. 하악 치열을 완성하기 위해서 Roth의 정상 악궁형태를 이용하여 좌표화한 후 3차원 유한요소모델 치아를 적절히 배열하였다.

하악골과 치아의 단면이 연결된 space mesh를 통해 사면체 4절점 유한요소모델을 생성하였다. 요소와 절점은 형상에 따라 4면체 요소망, 생성 방법에 따라 자동 요소망 생성법(automesh)으로 생성하였다. 본 연구에서 설정한 절점의 수와 요소는 Table 1에 제시하였다.

### 물성치 부여

각 요소들에 부여되는 물성치 중 가장 중요한 값인 각 재질별 탄성계수(Modulus of elasticity: E)와 포아송 비(Poisson's ratio)는 Tanne 등,<sup>42</sup> Cho와 Sohn,<sup>43</sup>

**Table 1.** Number of elements and nodes in the finite element model

	Elements	Nodes
Control group	35128	8503
Vertical osteotomy group	35126	8437
Stepwise osteotomy group through symphysis	34932	8535

**Table 2.** Mechanical properties of tooth, periodontal membrane, cortical bone, trabecular bone, and distraction device

Material	Modulus of elasticity (kgf/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Tooth	$2.0 \times 10^3$	0.300
Periodontal membrane	$0.0007 \times 10^3$	0.490
Cortical bone	$1.2 \times 10^3$	0.330
Trabecular bone	$0.018 \times 10^3$	0.450
Distraction device	$2.14 \times 10^4$	0.300

**Table 3.** Direction of muscular orthogonal components derived as unit vectors (i.e., direction cosines) from single vectors of muscular attachment

	Right Side			Left Side		
	cos-x	cos-y	cos-z	cos-x	cos-y	cos-z
Superficial Masseter	-0.207	0.419	-0.844	0.207	0.419	-0.844
Deep Masseter	-0.546	-0.358	-0.758	0.546	-0.358	-0.758
Medial Pterygoid	0.486	0.373	-0.791	-0.486	0.373	-0.791
Anterior Temporalis	-0.149	0.044	-0.988	0.149	0.044	-0.988
Middle Temporalis	-0.222	-0.500	-0.837	0.222	-0.500	-0.837
Posterior Temporalis	-0.208	-0.855	-0.474	0.208	-0.855	-0.474
Inferior Lateral Pterygoid	0.630	0.757	0.174	-0.630	0.757	0.174
Anterior Digastric	-0.244	-0.940	0.237	0.244	-0.94	0.237
Mylohyoid	-0.259	-0.966	0.174	0.259	-0.966	0.174

When seen from frontal view, the x-y plane was parallel to the floor, with the +x axis oriented toward the right, the +y axis oriented forward (anteriorly), and the +z axis running down.

McGuinness 등<sup>44</sup>의 연구를 참고로 하였으며, 하악골 견인 장치의 물성치는 외력과 하중에도 변형이 없는 강성체로 요소의 성질을 부여하였고 각 재료의 계면은 서로 연속성을 갖도록 생성하였고 하악골 견인 장치의 발휘된 힘은 양쪽에 균형 있게 분포되도록 설정하였다 (Table 2).

#### 구속조건의 부여

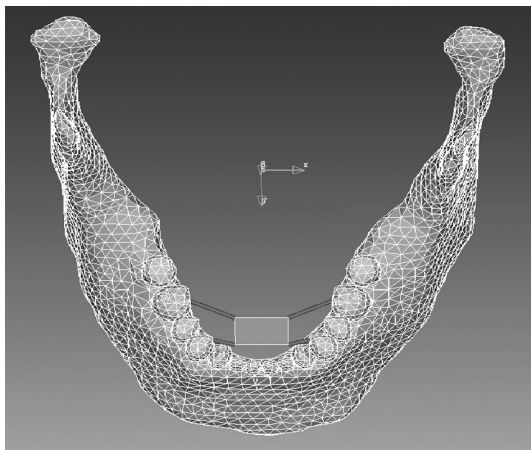
하악 과두의 상부 절점이 움직이지 못하도록 경계

조건을 설정하였고 하악골에 정지하는 교근의 천측, 교근의 심측, 내측익돌근, 외측익돌근의 하두, 전측두근, 중측두근, 후측두근, 악익복근의 전복, 악설골근을 Kim<sup>45</sup>의 기술에 따라 정지부를 고려하여 하악골의 경계조건으로 하였고, 근육에 대한 하중조건으로 Koriath와 Hannam<sup>32</sup>의 연구에 따라 등장성 수축시 발휘되는 근육의 방향과 크기를 하중조건으로 부여하였으며, 악설골근을 250 N으로 힘의 양을 추가시켜 실험을 진행하였다 (Tables 3 and 4).

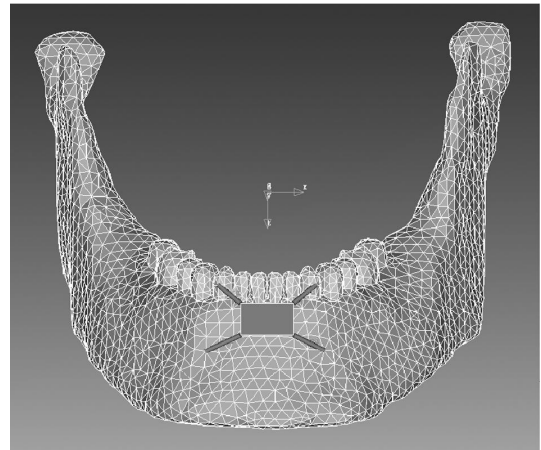
하악골 절단 부위가 계단 형상인 실험군에서 수평

**Table 4.** Weighting and scaling factors, magnitude of total muscle force assigned to muscles

	Weighting factor	Scaling factor		Magnitude of total muscle force (Newton)
		Right	Left	
Superficial Masseter	190.4	0.27	0.27	54.40
Deep Masseter	81.6	0.26	0.26	21.21
Medial Pterygoid	174.8	0.76	0.76	132.84
Anterior Temporalis	158.0	0.07	0.07	11.06
Middle Temporalis	95.6	0.06	0.06	5.73
Posterior Temporalis	75.6	0.06	0.06	4.53
Inferior Lateral Pterygoid	66.9	0.14	0.14	9.36
Anterior Digastric	40.4	0.38	0.38	15.35
Mylohyoid	250	1.00	1.00	250



**Fig 1.** Tooth-borne type distraction device.



**Fig 2.** Hybrid type distraction device.

절단면부위에는 골간의 접촉이 예상되므로 접촉 조건을 부여하였다.

하악골 견인 장치에 대한 하중조건으로 견인 스크류의 확장을 위해 하악골이 확장된 양은 7.2 mm이고, 이는 Hyrax II screw를 360°씩 8번 회전시킨 양과 같다.

#### 견인 장치의 종류

치아 의존형 장치 (Fig 1), 혼합형 장치 (Fig 2), 골 의존형 장치 (Fig 3), 수평적으로 30° 기울여 위치한 치아 의존형 장치 (Fig 4)를 각각 7.2 mm씩 확장시켜 견인하였다. 견인 부위인 확장 장치는 Hyrax II screw

(Dentaurum, Ispringen, Germany)를 모델로 하여 폭경 13 mm, 직경 8 mm, 두께 3 mm의 직사면체로, 확장 부에서 나오는 arm은 직경 1.2 mm의 원통형의 장치를 가정하였다.

#### 치아 의존형 장치 (Tooth-borne type)

1, 적용점(application point)의 위치, 하악 제1소구치와 하악 제1대구치의 설측면 중앙 1/3에 위치시켰다; 2, 확대부(expansion point)의 위치, 좌우측 하악 제1소구치의 설측 교두정을 이은 선과 정중시상면과 만나는 점에서 하방 3 mm 부위에 확대부의 중앙이 오도록 하였으며, 교합평면과 평행하게 위치시켰다.

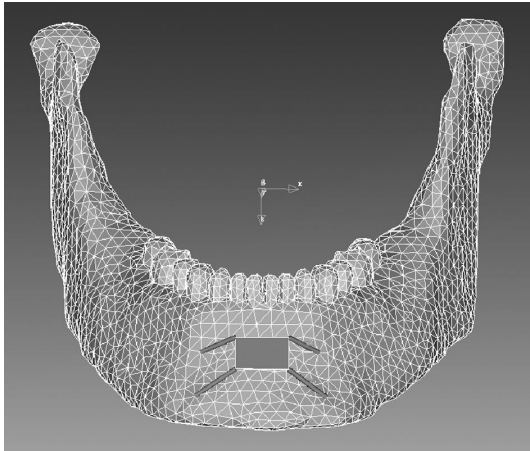


Fig 3. Bone-borne type distraction device.

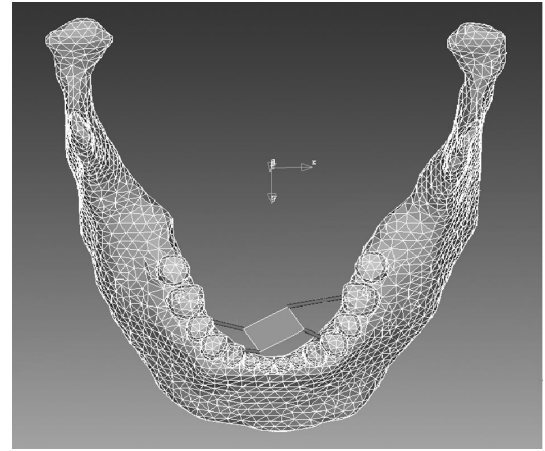


Fig 4. Tooth-borne type distraction device, horizontally angulated by 30°.

#### 혼합형 장치 (Hybrid type)

1, 적용점(application point)의 위치, 상부 적용점은 Andrews' plane과 하악 견치의 FACC point가 만나는 부위에 위치시켰고, 하부 적용점은 Andrews' plane과 직각으로 하악 견치의 교두정 하방 15 mm 부위의 하악골 부위에 위치시켰다; 2, 확대부(expansion point)의 위치, 하악골의 정중시상면상에 위치시켰으며 하악 중절치 절단면 하방 13 mm에 확장부의 중심이 되도록 위치시켰고, 하악골에서 2 mm 정도 떨어지도록 위치시켰다.

#### 골 의존형 장치 (Bone-borne type)

1, 적용점(application point)의 위치, 상부 적용점은 하악 견치의 교두정 하방으로 15 mm 떨어진 부위에 위치 시켰고, 하부 적용점은 하악 견치의 교두정 하방으로 30 mm에 위치시켰다; 2, 확대부(expansion point)의 위치, 하악골의 정중시상면 상에 위치 시켰으며, 확대부의 중심이 하악 절단면 하방 15 mm에 위치시켰고 하악골에서 2 mm 정도 떨어지도록 위치시켰다.

#### 30° 기울여 위치한 치아 의존형 장치 (Tooth-borne type, horizontally angulated by 30°)

1, 적용점(application point)의 위치, 하악 좌측 제1소구치와 하악 좌측 제1대구치의 설측면 중앙 1/3에 위치 시켰고 우측 견치와 우측 제2소구치의 설측 중앙 1/3에 위치시켰다; 2, 확대부(expansion point)의 위치, 좌우측 하악 제1소구치의 설측교두정을 이은 선과 정중시상면과 만나는 점 하방 3 mm 부위에 확대부의 중앙이 오도록 위치시켰다.

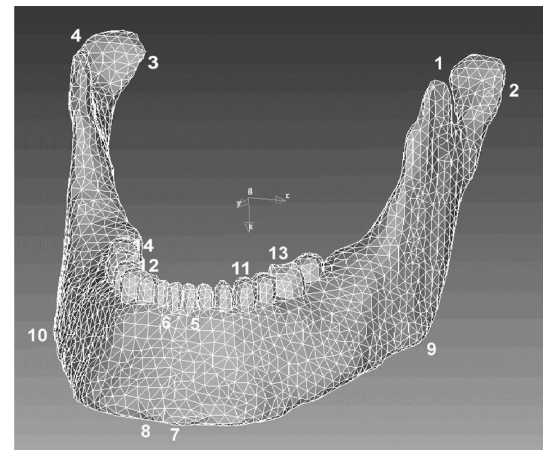
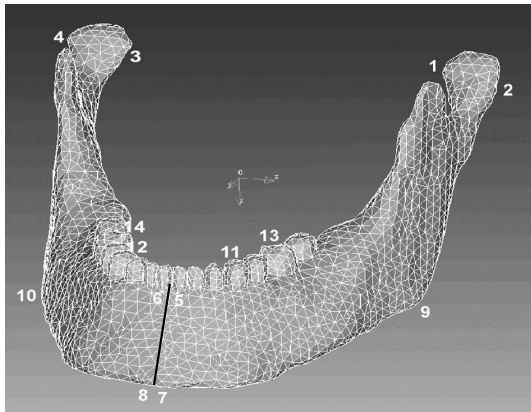


Fig 5. Reference points of control group.

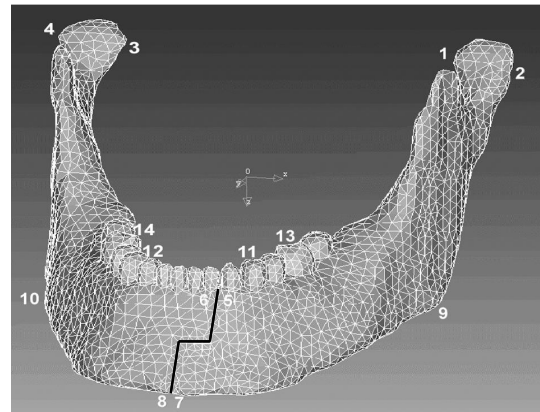
대조군 1이 정중시상면에 대하여 우측으로 30° 기울여 위치시키며 교합평면과 평행 하도록 위치시켰다.

#### 골절단선의 형태에 따른 실험군

골절단을 시행하지 않은 대조군(Fig 5)과 달리 골절단을 시행한 실험군은 골절단선의 형태에 따라 수직형 골절단(vertical osteotomy) (Fig 6)과 계단형 골절단(stepwise osteotomy) (Fig 7)의 두 가지 형태로 분류하였다. 수직형 골절단선은 하악 중절치 사이에서, 계단형 골절단선은 하악 정중이부를 관통하는 계단형으로 시행하였다. 절단 시 제거된 골의 양은 2 mm이었다.



**Fig 6.** Reference points of vertical osteotomy between lower central incisors.



**Fig 7.** Reference points of stepwise osteotomy through symphysis.

**Table 5.** Control and experimental groups

Distraction device	Osteotomy area		
	No osteotomy	Vertical osteotomy	Stepwise osteotomy
Tooth-borne	Control 1	Experimental 1	Experimental 5
Hybrid	Control 2	Experimental 2	Experimental 6
Bone-borne	Control 3	Experimental 3	Experimental 7
Tooth-borne 30	Control 4	Experimental 4	Experimental 8

Tooth-borne 30, tooth borne type horizontally angulated by 30°.

#### 하악 중절치 사이의 골절단 (Fig 6) (vertical osteotomy between lower central incisors)

골절단은 하악 중절치 접촉점 하방 치조골에서 시행하여 하악골 하연까지 직선으로 정중시상면에 평행하게 시행하였으며, 순설측 골이 관통되도록 시행하였다. 이 절단선에 각각의 견인 장치를 부착하여 실험군으로 설정하였다.

1, 치아 의존형 장치, 실험군 1; 2, 혼합형 장치, 실험군 2; 3, 골 의존형 장치, 실험군 3; 4, 치아 의존형 장치를 30° 경사시켜 위치, 실험군 4.

#### 하악 정중이부를 관통하는 계단식 골절단선 (Fig 7) (stepwise osteotomy through symphysis)

상부 수직절단을 위해 하악 좌측 측절치와 견치 접촉점 하방 치조골에서 정중시상면에 수평으로 수직 절단하여 하악 하연 1/2 지점까지 연장하였다. 하부 수직절단을 위해 좌우 중절치 접촉점 하방 치조골에서 정중시상면에 수평으로 연장한 선과 하악 하연 1/2과 만나는 점에서 출발하여 하방으로 하악 하

연까지 연장하였다. 수평 절단을 위해 하악 하연 중앙 1/2과 각 수직절단선이 만나는 속을 수평으로 절단하였다. 이 절단선에 각각의 견인 장치를 위치하여 실험군으로 설정하였다.

1, 치아 의존형 장치, 실험군 5; 2, 혼합형 장치, 실험군 6; 3, 골 의존형 장치, 실험군 7; 4, 치아 의존형 장치를 30° 경사시켜 위치, 실험군 8.

결과적으로 본 연구에서는 대조군 4가지, 실험군 8가지로 구성되었다 (Table 5).

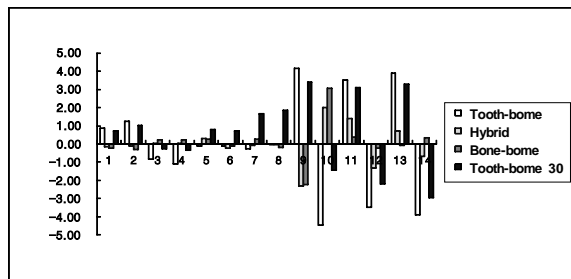
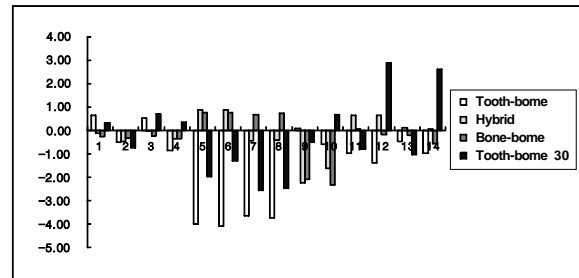
#### 참고점(Reference point)의 설정

하악골과 치아의 이동 양상과 응력 분포를 알아보기 위해 절점 번호로써 참고점을 설정하였다. 하악 과두의 medial pole과 lateral pole, 상부와 하부 골 절단부, 하악각, 제1소구치와 제1대구치 좌우측 절점 부위를 참고점(reference point)으로 해석을 위해 설정하였다 (Figs 5-7).

**Table 6.** Total displacement and von Mises stress on control groups

	Total Displacement (mm)		Von Mises Stress (Kpa)	
	Minimum	Maximum	Minimum	Maximum
Tooth-borne	0.00	5.39	0.08	317.58
Hybrid	0.00	3.77	0.02	561.76
Bone-borne	0.00	4.02	0.03	484.87
Tooth-borne 30	0.00	4.65	0.06	524.34

Tooth-borne 30, tooth borne type horizontally angulated by 30°.

**Fig 8.** X-axis displacement of control groups (mm).**Fig 9.** Y-axis displacement of control groups (mm).

#### 유한요소의 해석

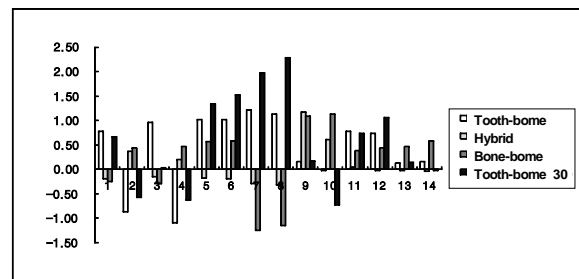
모든 재료는 균질성(Homogeneity)를 가지며, 하중이 작용하는 방향과 무관하게 동일한 성질을 나타내는 등방성(Isotropy), 그리고 항복점 이전까지는 응력이 변형률에 대략적으로 비례하는 선형탄성(Linear elasticity)을 가진 것으로 가정하고 각 재료의 계면은 완전한 결합 상태인 것으로 가정 하에 유한요소의 해석을 시행하였다.

하악골의 응력 분포와 변위에 관한 삼차원 분석을 하기 위해 삼차원 좌표계를 구성하였다. X축은 좌우측의 변위량을 분석하였고, Y축은 X축에 수직이며 전후방의 변위를, Z축은 X, Y축에 직각이 되며 상하적인 변위를 분석하였고 모든 치아와 하악골에서의 응력분포를 알아보았다. 수치적 데이터만으로는 이해하기 어려운 여러 가지 해석결과를 쉽게 이해하고, 간편 하게 다룰 수 있도록 등고선의 형태로 도식화하여 나타내었다.

유한요소 해석을 위해 사용한 프로그램은 STRAD (FEAsoft, Daejeon, Korea)이다.

#### 연구성적

4개의 대조군과 8개의 실험군에서 각 참고점 부위

**Fig 10.** Z-axis displacement of control groups (mm).

의 변위량을 비교 조사하였고, von Mises 응력의 분포를 조사하였다.

대조군(골절단을 시행하지 않은 군) (Figs 5, 8-10 and Table 6)

#### 대조군 1 (치아 의존형 장치, Fig 1)

하악골에서는 하악각을 중심으로 하악골의 외측 변위가 일어났으며, 하악 전치부와 하부 치조골, 하악 하연부에서 변위가 많이 일어나는 것을 볼 수 있었다. 구치부 치아의 협측 변위와 전치부 치아의 설측 변위가 관찰되었는데 대구치의 협측 변위량이 소구치의 협측 변위량 보다 많았다. 과두의 외측 변위,

**Table 7.** Total displacement and von Mises stress on groups of vertical osteotomy between central incisors

	Total Displacement (mm)		Von Mises Stress (kPa)	
	Minimum	Maximum	Minimum	Maximum
Tooth-borne	0.00	4.91	0.00	72.83
Hybrid	0.00	5.47	0.01	63.84
Bone-borne	0.00	6.29	0.01	74.41
Tooth-borne 30	0.00	4.61	0.00	98.20

Tooth-borne 30, tooth borne type horizontally angulated by 30°.

medial pole의 전하방, lateral pole의 후상방 변위가 관찰되었고 우각부위의 외측 변위가 관찰되었다.

Von Mises 응력은 힘의 적용점인 제1소구치에서 큰 값을 보였고 양쪽 제1소구치 사이의 설측 치조골 부위에서 높았다.

#### 대조군 2 (혼합형 장치, Fig 2)

최대 변위는 상부 적용점인 견치에서 이었고 하악 각 부위를 중심으로 하악 하연을 따라 수평적으로 넓은 변위양상이 관찰되었으며 전치부의 순측 변위와 구치부의 설측 변위가 일어났다. 과두의 내후방 변위, medial pole의 상방, distal pole의 하방 변위가 관찰되었다. 또한 우각 부위의 내, 후, 하방 변위가 관찰되었다.

Von Mises 응력은 적용부의 치아와 하악 전치 치조골에서 큰 응력분포가 관찰되었다.

#### 대조군 3 (골 의존형 장치, Fig 3)

하악골에서 대조군 2와 비슷한 변위가 관찰되었으며, 하악각 부위에서 최대 변위가 나타났다. 하악 전치부의 순측 변위, 구치부의 설측 변위가 관찰되었으며, 과두의 내, 후방 변위와 medial pole의 상방, distal pole의 하방 변위가 관찰되었다. 하악각의 내, 후, 하방 변위가 관찰되었다.

Von Mises 응력은 적용점 부위의 하악골에서 높았다.

#### 대조군 4 (30° 경사 위치 치아 의존형 장치, Fig 4)

우측 제2소구치부에서 최대 변위량이 관찰되었으며, 좌측 하악각 부위에서도 큰 변위 양상을 보였으며 좌우 비대칭적이었다. 구치의 협측 변위와 전치의 설측 변위를 보였지만 협측 변위는 우측 구치부에서, 설측 변위는 좌측 전치부에서 많았다. 과두의 외측 변위가 관찰되었으며, 특히 좌측 과두가 우측

과두의 3배 정도의 많은 변위량이 계측되었고, 우측 과두의 전방 변위, 좌측 medial pole의 전방, distal pole의 후방 변위가, 수직적으로는 medial pole의 하방, distal pole의 상방 변위가 계측되었다. 좌우측 우각부의 외측 변위가 관찰되었으나 좌측 우각부의 변위량이 더 컸고 좌측 우각부의 후방, 하방 변위가, 우측 우각부의 전방, 상방 변위가 계측되었다.

Von Mises 응력은 힘의 적용부에서 높았고 우측 견치와 하부 치조골에서 높았으며 설측은 적용부와 적용부 사이의 하방 치조골에서 높았다.

#### 대조군의 결과치 비교

변위의 최대값은 치아 의존형 장치에서 가장 컸고 혼합형 장치에서 가장 작았다. Von Mises 응력의 최대값은 혼합형 장치에서 가장 컸고 치아 의존형 장치에서 가장 작았다. 과두부의 측방 변위량은 치아 의존형 장치에서 외측 변위를, 혼합형 장치와 골 의존형 장치에서는 내측 변위를 보였다. 치아의 변위는 치아 의존형 장치에서 전치부의 설측 변위가, 구치부의 협측 변위가 관찰되었지만, 혼합형과 골지지형에서는 전치부의 순측 변위가, 구치부의 설측 변위가 관찰되었고 치아의 변위는 치아 의존형, 혼합형, 골 의존형 순으로 많았다. 하악각 부위에서의 변위는 치아 의존형에서 외측 변위가 관찰되었고 혼합형과 골지지형에서는 거의 비슷한 수치로 내측 변위가 계측되었다.

하악 중절치 간 골절단 실험군 (Fig 6 and Table 7)

#### 실험군 1 (치아 의존형 장치: Figs 1 and 11-17)

하악골에서 좌우 골편들의 협측 변위 양상을 보였는데 우각 부위에서 가장 컸다. 하악 중절치의 설측 변위, 나머지 치아의 순측, 협측 변위가 관찰되었다. 과두의 외측 변위, medial pole의 전하방 변위, lateral



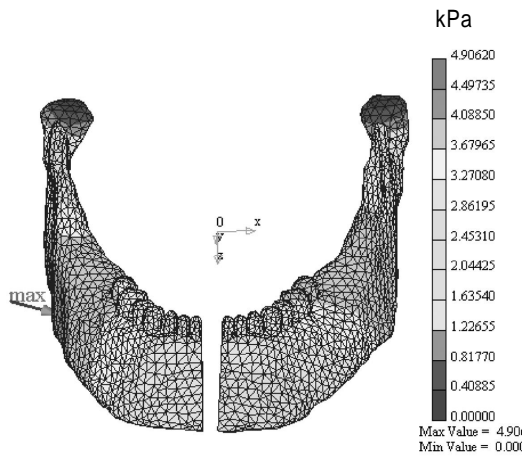


Fig 11. Displacement contour of experimental group 1 (tooth borne type in vertical osteotomy between central incisors)

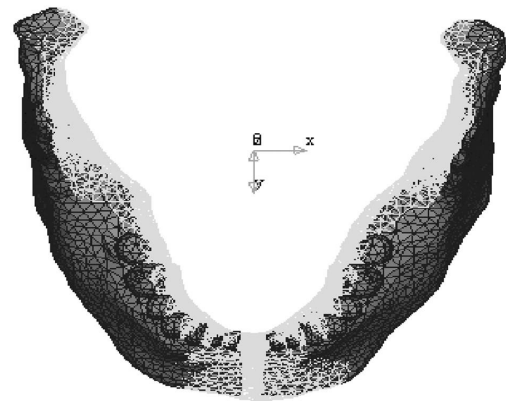


Fig 12. Deformed and undeformed pattern of experimental group 1.

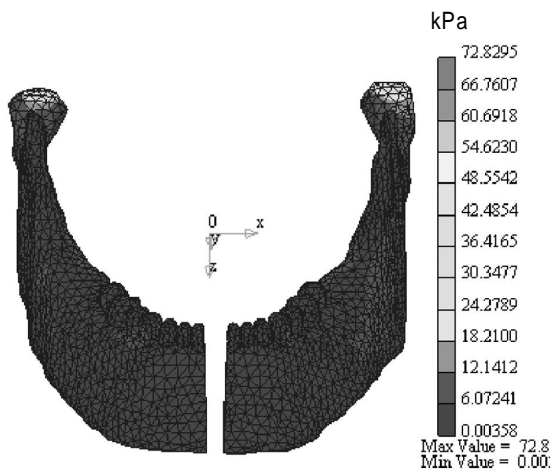


Fig 13. Von Mises stress contour of experimental group 1 (labial view).

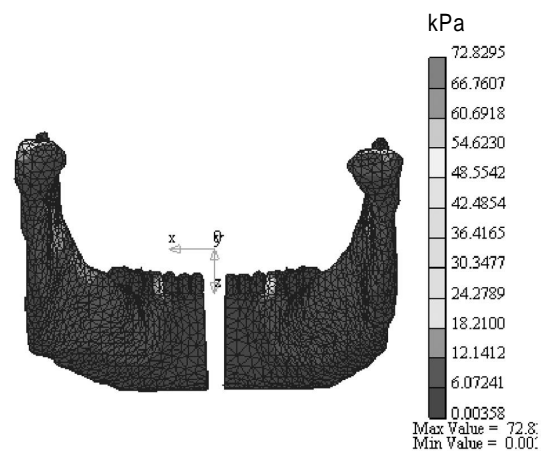


Fig 14. Von Mises stress contour of experimental group 1 (lingual view).

pole의 후상방 변위가 관찰되었다. 하악각의 외, 전, 상방 변위가 관찰되었고 상부 골절단선의 외측 변위는 6.28 mm, 하부 골절단선의 외측 변위는 4.74 mm로서 하부 골절단선에 대한 상부 골절단선의 변위 비율이 1.32인 V자 모양의 확장 양상을 보였다.

Von Mises응력은 힘 적용부 치아와 과두에서 가장 컸다.

#### 실험군 2 (혼합형 장치 : Figs 2 and 15-17)

하악골에서 좌우 골편들의 협측 변위 양상을 보였

는데 우각 부위에서 가장 컸다. 하악 중절치의 설측 변위, 나머지 치아의 순측, 협측 변위가 관찰되었고 과두의 외측변위, medial pole의 전하방 변위, lateral pole의 후상방 변위가 관찰되었다. 하악각의 외방, 전방, 상방 변위가 관찰되었고, 상부 골절단선의 외측변위는 7.07 mm, 하부 골절단선의 외측 변위는 7.24 mm로서 하부 골절단선에 대한 상부 골절단선의 변위 비율이 0.98인 상하부의 비교적 평행한 확장 양상을 보였다.

Von Mises 응력은 하부 적용점인 골 부위보다 상

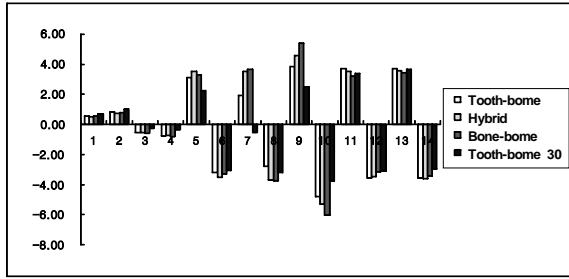


Fig 15. X-axis displacement of groups of vertical osteotomy between central incisors (mm).

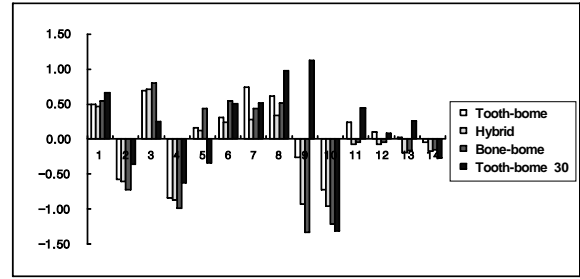


Fig 17. Z-axis displacement of groups of vertical osteotomy between central incisors (mm).

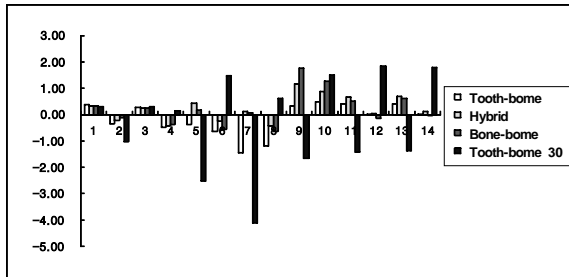


Fig 16. Y-axis displacement of groups of vertical osteotomy between central incisors (mm).

부 적용점인 치아와 과두에서 보다 높았다.

#### 실험군 3 (골 의존형 장치: Figs 3 and 15-17)

혼합형과 비슷한 변위 양상을 보였는데 하악골의 좌우 골편들에서 협측 변위 양상을 보였고, 우각 부위의 변위가 가장 컸다. 하악 중절치의 설측 변위가 관찰되었으나 나머지 치아에서는 순측, 협측 변위가 관찰되었다. 과두의 외측 변위와 medial pole의 전하방 변위, lateral pole의 후상방 변위가 관찰되었다. 또한 하악각의 외, 전, 상방 변위가 관찰되었다. 골절단부의 외측 변위는 상부 골절단부에서 6.59 mm, 하부 골절단부에서는 7.4 mm로 하부 골절단부에 대한 상부 골절단부의 변위 비율은 0.89이었다.

Von Mises 응력은 힘의 상부 적용점과 과두에서 높았다.

#### 실험군 4 (30° 경사 위치시킨 치아 의존형 장치: Figs 4 and 15-17)

우측 골편은 전, 외방으로 좌측 골편은 후, 외방으로 변위하였으며, 최대 변위부는 좌측 오嘿 돌기 부

위이었다. 우측 골편의 모든 치아에서 순측, 협측 변위가, 좌측 구치부에서 협측, 전치부에서 설측 변위가 관찰되었다. 좌우측 과두에서 모두 외측 변위를 보였으나 좌측 과두의 외측 변위량이 우측보다 컸으며, medial pole의 전하방 변위, lateral pole의 후상방 변위가 관찰되었지만, medial pole과 lateral pole 간의 변위량 차이가 컸다. 골절단부의 측방변위는 상부 골절단부에서 5.13 mm, 하부 골절단부에서는 3.77 mm로서 하부 골절단부에 대한 상부 골절단부의 변위 비율이 1.41인 V자 모양의 변위를 보였다. 이는 실험군 1과 비슷한 양상이며 전후방적으로 관찰 시 좌측 골절단부가 설측 변위된 것을 알 수 있었다.

Von Mises 응력 분포는 우측 견치와 좌측 과두에서 컸다.

#### 결과치의 비교

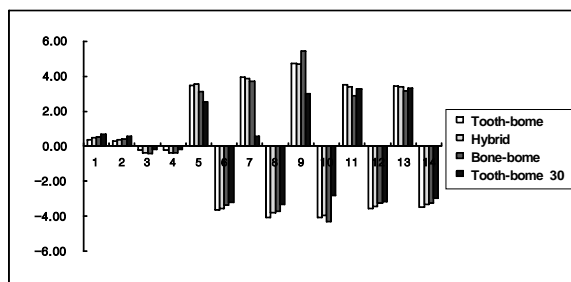
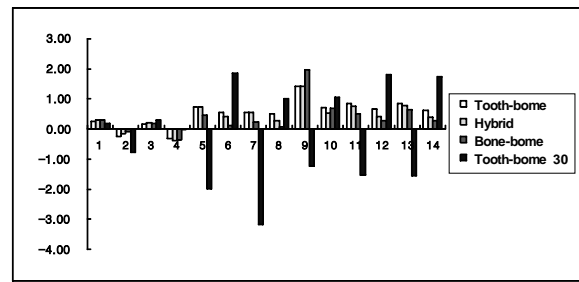
30° 경사 위치시킨 치아 의존형 장치를 제외한 다른 장치에서는 모두 하악각 부위에서 최대의 변위를 보였으며 변위량의 최대값은 골 의존형 장치에서 가장 컸고 혼합형, 치아 의존형 순이었다. 치아에서의 변위는 치아 의존형, 혼합형, 골 의존형 순이었다. 과두에서의 외측 변위는 골 의존형(medial pole: 1.12 mm, lateral pole: 1.59 mm)에서 가장 높게 나타났고 혼합형(medial pole: 1.07 mm, lateral pole: 1.47 mm)에서 가장 낮았다. 전후방 변위는 치아 의존형에서 가장 높았고, 혼합형, 골 의존형 순서이었으며, 수직적 변위는 골 의존형에서 가장 높았고 혼합형, 치아 의존형 순서이었다.

Von Mises 응력의 최대값은 혼합형에서 가장 낮았고 30° 경사 위치시킨 치아 의존형 장치에서 가장 높았다.

**Table 8.** Total displacement and Von Mises stress on groups of stepwise osteotomy through symphysis

	Total Displacement (mm)		Von Mises Stress (kPa)	
	Minimum	Maximum	Minimum	Maximum
Tooth-borne	0.00	4.21	0.00	87.13
Hybrid	0.00	4.24	0.00	76.77
Bone-borne	0.00	5.05	0.00	82.38
Tooth-borne 30	0.00	4.43	0.00	124.80

Tooth-borne 30, tooth borne type horizontally angulated by 30°.

**Fig 18.** X-axis displacement of groups of stepwise osteotomy through symphysis (mm).**Fig 19.** Y-axis displacement of groups of stepwise osteotomy through symphysis (mm).

하악 정중이부 관통 계단식 골절단 실험군 (Fig 7 and Table 8)

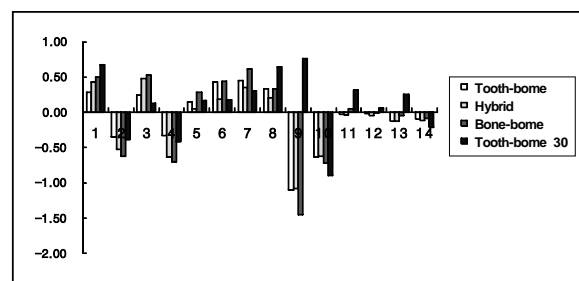
#### 실험군 1 (치아 의존형 장치: Figs 1 and 18-20)

우측부 중심의 변위 양상이 관찰되었으며, 구치부에서 많은 변위가 관찰되었다. 좌측 전치부에서는 설측 변위를, 나머지 치아들에서는 순, 협측 변위가 관찰되었다. 과두의 외측 변위가 관찰되었으나 좌측이 우측보다 컸으며 medial pole의 전, 하방 변위, distal pole의 후, 상방 변위가 관찰되었다. 하악각에서는 외, 전, 상방 변위가 관찰되었지만 좌측이 우측보다 컸다. 골절단부의 측방 변위량은 상부 골절단부에서 6.78 mm, 하부 골절단부에서는 5.69 mm로서 하부 절단부에 대한 상부 골절단부의 변위 비율이 1.19인 V자 형태의 변위 양상을 보였다.

Von Mises 응력분포는 과두와 제1소구치의 적용점에서 높았고 우측보다 좌측 적용점에서 더 높았다.

#### 실험군 6 (혼합형 장치: Figs 2 and 18-20)

우측보다 좌측 하악골 하부에서 더 많은 변위가 나타났고, 전치부와 우측 소구치에서 많은 변위가

**Fig 20.** Z-axis displacement of groups of stepwise osteotomy through symphysis (mm).

관찰되었다. 좌측 전치부에서 설측 변위가 나타났으나, 다른 모든 치아에서는 순, 협측 변위가 관찰되었다. 과두의 외측 변위가 관찰되었는데 좌측이 우측보다 더 많은 변위를 보였고 medial pole의 전, 하방 변위, distal pole의 후, 상방변위를 보였다. 하악각은 외, 전, 상방 변위가 관찰되었지만, 좌측의 변위량이 우측보다 컸다. 골절단부의 측방 변위는 상부 골절단부에서 7.12 mm, 하부 골절단부에서는 7.31 mm, 하부 골절단부에 대한 상부 골절단부의 변위 비율이 0.97로서 상부와 하부가 거의 평행하게 확장되었다.

Von Mises 응력분포는 과두 아래와 좌측 견치부 컸다.

#### 실험군 7 (골 의존형 장치: Figs 3 and 18-20)

좌측 하악각에서 많은 변위를 보였고, 좌측 전치 부에서는 설측 변위가, 나머지 치아에서는 순, 협측 변위가 관찰되었다. 과두의 외측 변위가 관찰되었으나, 좌측이 우측보다 변위량이 컸고, medial pole의 전, 하방 변위, distal pole의 후, 상방 변위가 관찰되었다. 하악각의 외, 전, 상방 변위가 관찰되었는데 좌측이 우측보다 컸다. 골절단부의 측방 변위는 상부 골절단부에서 6.76 mm, 하부 골절단부에서는 7.34 mm, 하부 골절단부에 대한 상부 골절단부의 변위비는 0.92로서 역V자 형태의 변위를 보였다.

Von Mises 응력분포는 과두와 좌측 상부 적용부에서 컸다.

#### 실험군 8 (30° 경사 위치 의존형 장치: Figs 4 and 18-20)

우측 골편은 전치부와 소구치 부위에서, 좌측 골편은 대구치 부위와 오해돌기 하방에서 큰 변위를 나타냈다. 우측 골편에서 협측, 순측 변위가 나타났으며, 좌측 골편에서는 견치, 소구치에서 설측 변위가 관찰되었고, 대구치에서는 순측 변위가 관찰되었다. 과두의 외측 변위가 관찰되었는데 좌측 과두가 우측보다 컸다. 우측 과두의 전방 변위와 더불어 좌측 과두 medial pole의 전방, lateral pole의 후방 변위가 관찰되었으며 수직적으로는 medial pole의 하방, distal pole의 상방 변위가 관찰되었는데 좌측이 우측에서보다 더 큰 변위가 관찰되었다. 하악각은 좌측에서 외, 후, 상방 변위, 우측에서 외, 전, 하방 변위가 관찰되었다. 골절단부의 측방 변위는 상부 골절단부에서 5.66 mm, 하부 골절단부에서는 2.84 mm, 상부 골절단부에 대한 하부 골절단부의 변위비 1.99로서 V자 형의 변위가 일어났다.

Von Mises 응력분포는 적용부 치아와 과두에서 높았으나, 좌측 과두에서 가장 컸다.

#### 결과치의 비교

변위의 최대값은 골 의존형에서 가장 컸고, 혼합형, 치아 의존형 순이었으며, 과두에서의 측방 변위량은 치아 의존형(medial pole: 0.99 mm, lateral pole: 1.38 mm)에서 가장 높고 다음으로 골 의존형 (medial pole: 0.90 mm, lateral pole: 1.23 mm), 혼합형 (medial

pole: 0.83 mm, lateral pole: 1.15 mm) 순으로 나타났다. 30° 경사 위치시킨 치아 의존형은 좌측 과두가 우측에 비해 외측으로 더 큰 변위량이 발생하였다. 과두의 전후방적 변위량은 치아 의존형 (0.62, 0.75), 혼합형 (0.46, 0.59), 골 의존형 (0.40, 0.55) 순으로 나타났다. 과두의 수직적 변위량은 골 의존형(1.14, 1.04)과 치아 의존형(1.07, 1.14)에서 비슷한 수치를 보이고 있으며 다음으로 혼합형 (0.97, 0.95) 순으로 나타났다. 하악각의 측방 변위량은 골 의존형, 치아 의존형, 혼합형 순으로 나타났으며, 전후방, 수직 변위량은 골 의존형, 혼합형, 치아 의존형 순으로 나타났다. 치아에서의 변위는 치아 의존형, 혼합형, 골 의존형 순으로 나타났다.

Von Mises 응력의 최대값은 30° 경사 위치한 치아 의존형에서 가장 컸고, 치아 의존형, 골 의존형, 혼합형 순이었다.

#### 고찰

유한요소법은 본래 구조해석의 필요성에 의해 제창되었으나, 그 응용범위가 넓어 요즘에는 구조역학, 열전도 해석, 유체역학 등에서 뿐 아니라 생체역학에도 많이 응용되고 있다. 치의학 분야에서도 보철물에서의 응력분포나 수복물의 구조해석<sup>46</sup> 등에 응용되며, 교정 분야에서는 안면성장연구,<sup>47</sup> 정형력,<sup>34,47-49</sup> 치아이동<sup>1,42,44,50-52</sup>의 연구에 이용되고 있다. 심미적, 기능적, 안정적인 교정치료는 최적의 교정력을 치아나 악골에 가해 정확한 이동을 조절하고 예측할 수 있을 때 이루어질 수 있다.<sup>1</sup> 근래에 들어 통상적인 교정치료와 함께 악교정 수술, 분절골 절단술, 피질골 절단술 및 골 신장술 등이 이용되고 있다.<sup>1,5</sup> 이 중 골 신장술은 분리된 골편들 사이에 점진적인 견인에 의해 새로운 골이 형성되는 생물학적 과정으로 골의 자연치유기전을 이용해 새로운 골을 생성시키는 기술이다.<sup>8,53</sup>

Ilizarov 이후 Snyder 등<sup>54</sup>은 개의 하악골에서의 견인을 처음으로 적용시켰고 이후 두개안면복합체에서의 활발한 연구가 진행되었으며 치조 돌기의 골 신장술,<sup>9,10</sup> 하악골 신장술,<sup>8-10</sup> 중안면부의 전진,<sup>11,12</sup> 상악골의 확장<sup>13</sup> 등에 다각도로 적용되어 왔다.

하악골의 횡적인 성장의 조기 종료와 하악궁은 확장되지 않고 교정력에 의해 확장된 악궁은 반드시 재발한다는 선학들의 연구로 인하여 하악골의 확장은 교정 치료에서 금기 시 되어 왔다.<sup>55-58</sup> 그러나, 골

신장술의 도입으로 인한 새로운 패러다임이 형성되었고, 이를 최초로 하악 이부 확장에 도입한 Guerrero 등<sup>21</sup>은 골 신장술을 통한 하악 이부 확장의 임상적 적용과 수술 방법을 설명하였고 20명의 환자에서 치아의존형장치와 골의존형 견인 장치를 적용하여 하악 이부 확장을 보고하였다. Contasti 등<sup>18</sup>은 V-shape의 하악골, 총생이 하악골에만 국한되어있는 경우, scissor bite, available space가 없는 하악 전치의 매복, 상하악골의 횡적인 부조화, 총생의 재치료를 하악 이부 확장의 적응증으로 제시하였다.

본 연구에서는 7.2 mm의 견인장치의 활성화를 가정하여 연구하였고, 이는 Hyrax II 장치를 360° 8번 회전시킨 양으로 실험군과 대조군에서 측정된 반력은 실험군에서는 250 - 300 N, 대조군에서는 2000 N 내외의 힘으로 각 실험군과 대조군에서의 반력의 차이를 보였으며, 대조군에서는 골절단을 시행하지 않아 그 만큼 반력이 큰 것으로 나타났다.

골 신장술을 위한 골절단부의 위치를 결정하기 위해서 Guerrero 등<sup>21</sup>은 재생된 조직 내 골 형성을 최대화시키기 위해 치간골 절단부에서 치조골이 유지가 중요하다고 하였고, 확장의 목표가 양측성 또는 대칭성이라면 치근사이의 골의 양에 따라 하악 4전치 사이의 어디든지 수직 절단을 시켜도 된다고 하였고, Conley와 Legan<sup>26</sup>은 하악 중절치사이의 골절단은 외과적 접근성이 용이하고 대칭적인 힘의 적용과 악골 확장으로 대칭적 공간을 창출시키는 장점이 있다고 하였다. 치아의 총생으로 치간골이 절단하기에 충분하지 않거나 목표 확장이 편측성 또는 비대칭성이라면 수직 절단은 하악 측절치와 견치 사이에 두기도 한다. 하지만, Mommaerts<sup>24</sup>는 하악 측절치와 견치사이의 골 절단은 하악 정중부를 통과하는 계단식 절단이든 수직적 절단이든 악골의 변위를 유발시킬 수 있다고 보고하였으며, Conley와 Legan<sup>26</sup>은 계단형 골절단은 하악 하연이 근심 쪽으로 이동하도록 계단형 방법으로 절단되어야 하지만 하악 정중이부의 전방부로의 복귀 실패로 의원성 악골 비대칭이 유발될 수 있다고 하였다. Kim 등<sup>28</sup>은 측절치와 견치사이의 수직적 절단과 계단형 절단을 소개한 바 있지만, 이에 대한 생역학적 분석은 전무한 상황이다. 본 연구에서 대칭적으로 하악 중절치 사이에 수직 골절단을 시행한 실험군 1, 2, 3에서 다른 실험군보다 더 대칭적 치아 및 하악골의 변위 양상을 확인 할 수 있었지만, 좌우 수치상의 일치된 결과가 이루어지지 않은 이유는 모델링한 건조 두개골이 완전 좌우 대칭이

아니었기 때문으로 사료된다. 또 하악 정중이부를 관통하는 계단식 골절단군에서 골절단부를 기준으로 좌측 골편이 우측 골편보다 작은 체적을 갖기 때문에 같은 견인력이 좌우 골편에 적용되면, 우측 골편이 고정원으로 작용하여 좌측 골편을 더 많이 이동시키는데 본 연구에서도 실험군 5, 6, 7에서 좌측 과두의 측방 변위량과 좌측 하악각의 변위량이 우측보다 큰 것으로 관찰되었다.

견인 장치의 위치에 따라 생역학적 벡터가 결정되는데 견인장치의 위치는 견인 장치의 종류와 방향성에 의해 결정된다. Santo 등<sup>25</sup>은 장치의 위치가 견인 공극(distraction gap)의 모양에 영향을 주기 때문에 힘이 저항중심의 상부에 적용되면, 기저부보다 치조부가 불균등하게 큰 공극이 형성된다고 하였다. 치아 의존형 장치의 작용 벡터는 적용점이 되는 치아에 힘이 발휘되는데 Mommaerts<sup>24</sup>는 골격에 비해 큰 치성 확장을 보고하였고 Hollis 등<sup>19</sup>은 견치부의 이동에 비해 골부위의 적은 이동을, Santo 등<sup>25</sup>은 전두면에서 관찰하였을 때 biantegonion의 증가에 비해 제2대구치 부위의 폭경 증가가 더 큰 불균형 확장을 보고하였다. 또 Contasti 등<sup>18</sup>은 확장 스크류는 악궁의 형태가 허락하는 한 더욱 전방 하방에 위치해야 한다고 하였다. 골 의존형 장치에 대하여 Bell 등<sup>59</sup>은 견치와 하악 전치 치근의 위치 변화로 골격이동에 비례하는 균형적인 이동을 보고하였다. 본 연구에서도 확장 양상을 관찰하기 위해 하부 골절단부의 측방 확장에 대한 상부 골절단부의 측방 확장비율을 산출하였는데 치아 의존형 장치의 경우 모든 실험군에서 확장 비율이 1보다 크게 산출되어, 골절단 하부보다 상부가 큰 확장량을 보여 전두면에서 관찰 시 V자 모양의 확장 양상을 보여주었지만, 혼합형 장치는 확장비율이 1에 가깝게 산출되어 치아 의존형 장치보다 더 평행한 상하부 확장 양상을 보여주었다. 반면, 골 의존형 장치는 하부에 대한 상부 골절단부의 측방 확장비율이 1보다 작게 산출되어 전두면에서 관찰할 때 역V자 모양의 확장 양상을 보여 주었다 (Table 8). 이러한 결과는 Bell 등<sup>59</sup>의 연구와는 다른데 이는 본 연구에서 골 의존형 장치의 적용점의 위치를 하악골 하부로 치우쳐 위치시켰기 때문으로 생각되는 바, 견인 장치의 수직적 위치 차이가 치아대 골의 확장 비율에 중요한 벡터로 작용함을 알 수 있고, 견인 장치 확대부의 위치보다는 적용부의 위치에 따라 변위 양상의 차이가 나타난다고 판단된다. 치아의 변위 양상은 모든 실험군에서 치아 의존

형 장치가 가장 큰 변위를 보여 주었고, 혼합형, 골 의존형 순서로 관찰되었고 하악각의 변위는 절단선의 위치와 관계없이 모든 장치에서 하악각의 외측 변위가 관찰되었다. 본 연구의 골절단을 시행하지 않은 대조군의 치아 의존형 장치에서는 하악각과 하악과두의 외측 변위와 함께 전체적인 하악골의 외측 변위 양상이 관찰되었고, 혼합형 장치와 골 의존형 장치에서는 하악각과 하악과두를 내측으로 변위시켜 하악골의 내측 변위 양상이 관찰되었는데 이는 각 장치의 순설측 위치 차이 즉, 치아 의존형 장치는 하악의 설측에 위치하고, 혼합형 및 골 의존형 장치는 순측에 위치하기 때문으로 보인다. 하지만 골절단을 시행한 실험군에서는 하악골 확장 양상의 차이가 크게 발견되지 않았는데 그 이유는 순설측 위치와는 관련없이 절단선이 각각의 골편을 양쪽으로 나누고 외측으로 확장시키기 때문으로 사료된다. 30° 기울여 위치시킨 치아 의존형 장치는 하악전치가 결손된 경우나 편측의 확장이 필요할 때 사용될 수 있고,<sup>28</sup> 본 연구에서는 하악각, 하악과두, 하악골의 좌우 비대칭적 변위 양상이 관찰되었는데 이는 우측에서는 하악골의 외방, 전방으로 발휘되는 벡터가, 좌측에서는 하악골의 외방, 후방으로 발휘되는 벡터의 방향성에 기인한 결과로 사료되어 악골의 비대칭을 야기시킬 수 있음을 알 수 있었다.

정중부 하악골 확장 시 하악골의 위치이동에 대한 근육의 작용을 생역학적으로 고려해야 한다. Samchucov 등<sup>60</sup>에 의하면 골 신장 시 근육은 생역학적 요인 중 내재성 요인이라 하였고, Cope 등<sup>61</sup>은 하악골 신장 시 조절되어야 하는 내재성 요인은 근육이라 하여 하악골 신장 시 상설골근의 후방, 하방의 작용으로 개방교합이 발생하며 이는 교합안정장치를 통하여 최소한의 전치부의 후하방 장력을 차단하고 shear stress 형성을 최소화할 수 있다고 하였다. 본 연구에서의 근육의 경계조건과 하중조건은 Koriath와 Hannam의 연구<sup>32</sup>를 재현하였는데 그들은 근육의 방향과 하악골이 여러 기능 시에서 발휘된 근육의 힘을 계산하였다. Koriath와 Hannam의 연구<sup>32</sup> 중 편측의 군교합 시 발휘되는 비기능측 근육의 힘의 양을 설정하여 적용하였다. 엄밀히 따지면 근육의 힘이 본 연구와는 다른 힘의 양이지만 본 연구에 맞는 근육 데이터가 있지 않기 때문에 본 연구에서는 근육의 힘이 가장 작게 발휘되는 군교합 시의 조건을 선택하여 근육 힘의 양을 적용시켰다. 본 연구에서는 Kim<sup>45</sup>의 기술에 따라 하악골에 정지하는 근

육 즉, 교근의 천층 및 심층, 내측익돌근, 외측익돌근 중 상두, 전측두근, 중측두근, 후측두근, 악이복근의 전복 등 8개의 근육을 Koriath와 Hannam의 연구<sup>32</sup>에 따라 적용하였다. 또 하악 이부 확장 시에 악설골근은 중요한 역할을 한다. Tae 등<sup>7</sup>은 하악 이부 확장 초기에 장치가 활성화되면 환자들은 악설골근의 당기는 느낌을 호소한다하여 이 근육이 이부 확장 시 중요한 역할을 할 것으로 보고한 바 있다. 이에 본 연구는 악설골근의 힘을 250 N으로 하여 유한요소 모델에 경계조건과 하중조건으로 적용시켰지만, 이 때 재현된 9개의 근육의 힘만으로 하악골이 기능 시 발휘되는 모든 힘을 정확하게 재현했다고 볼 수는 없고, 차후에 하악 이부 확장 시 중요한 근육인 상설골근의 정확한 힘과 하악골에 부착된 다른 근육 즉, 이근, 구륜근 등의 벡터와 힘의 양에 관한 연구가 추가로 이루어져야 할 것으로 생각된다. 본 연구에서 악설골근의 양을 250 N으로 적용시킨 근거는 Koriath와 Hannam의 연구<sup>32</sup>에 따라 적용된 하악각 부위의 교근과 익돌근에 대한 길항근으로서의 힘의 양을 계산하여 적용시켰다. 재현된 교근과 내측익돌근의 힘의 양은 208.45 N 정도로서 하악골의 변위를 안정화시키려는 근육의 역할과 위에서 언급한 Tae 등<sup>7</sup>의 연구를 참조하였으며, 이근과 구륜근 등의 근육은 힘의 양이 크지 않아서 재현시키지 않았다. 30° 기울여 위치한 치아 의존형 장치군과 하악 좌측 측절치와 견치사이에 골절단한 실험군, 하악 정중이부를 관통하는 계단식 골절단한 실험군에서 전후방적 변위가 많이 관찰된 것으로 보아 근육이 하악 이부 확장 하악골의 안정화를 위해 중요한 역할을 한다는 것을 알 수 있었다.

본 연구에서 하악 이부 확장 시 하악골에서의 응력 분포를 알아보았다. 여러 종류의 응력이 있으나 본 연구에서는 von Mises응력을 관찰하였다. 실험군 7에서의 von Mises 응력은 골 절단부 쪽 상부 적용점에서 나타나는데 이는 적용점이 절단 부위와 가까이 위치해 있기 때문으로 보인다.

하악 이부 확장 시 견인장치가 과두에 미치는 영향에 관한 연구로 King 등<sup>27</sup>은 골 의존형 장치와 혼합형 장치는 과두의 회전만 일으키는데 반해 치아 의존형 장치는 회전과 함께 측방 변위도 일으킨다고 하였다. Samchukov 등<sup>62</sup>은 인체하악골의 2차원 컴퓨터 모형을 이용한 골 신장술의 생역학적 효과를 연구했는데 1 mm의 정중부 확대 시 0.34°의 과두 회전이 발생하며, 이는 과두 관절면에 부적절한 응력을

야기 시켜 과두의 퇴행성 변화가 일어날 수 있다고 하였다. 과두의 회전 양상은 과두부의 압박을 유발하게 되는데 Harper 등<sup>63</sup>은 하악골 확장에 이차적으로 발생하는 악관절에서의 변화는 과두가 수직축을 중심으로 회전함으로써 생기는 압박부위와 일치하여, 과두의 외측 1/3은 후방에, 중앙과 내측 1/3은 전방에 약간의 형태학적 변화가 발생하였다고 했고 조직변성의 정도는 적용된 견인력의 크기에 의존한다고 했다. 본 연구에서는 과두의 측방 변위와 함께 회전이 관찰되었는데 King 등<sup>27</sup>은 골 의존형 장치와 혼합형 장치는 과두의 회전만 일으키는데 반해 치아의 의존형 장치는 회전과 함께 측방 변위도 일으킨다는 주장과는 다른 결과로 모든 장치군에서의 회전과 측방 변위가 관찰되었다. 그러나 Harper 등<sup>63</sup>과 Samchukov 등<sup>62</sup>의 연구와 같은 회전 양상이 관찰되었지만 Harper 등<sup>63</sup>의 연구는 조직학적 연구였고, Samchukov 등<sup>62</sup>은 2차원 컴퓨터 모델에서 계측하였다. 본 연구에서는 중절치 사이의 수직골 절단군이나 하악 정중이부를 관통하는 계단식 절단군의 치아 의존형, 혼합형, 골 의존형 장치에서 과두의 외측 변위와 medial pole의 전하방, distal pole의 후상방 변위가 관찰되었다. 그러나 Braun 등<sup>64</sup>은 견인 전에 악관절 증상이 있는 없는 악관절 증상이 발생하거나 악화되지 않았다고 하였고 변위에 순응하는 능력이 측두하악관절에 있기 때문이라고 보고하였다.

유한요소법의 특성상 구속조건을 반드시 주어야 하는 단점으로 본 연구에서는 인체의 상황과는 달리 과두에 구속조건을 부여하였지만, 구속을 최소화하기 위해 한 절점만을 선택하여 하악과두의 이동을 최소화하려 하였고 이로 인해 하악과두가 관절낭 내에 위치하여 어느 정도의 하악과두의 움직임을 제한하는 효과와 같은 결과를 주도록 하였다.

본 연구의 대상인 하악골이라는 재료의 성질상 하악골의 변위를 단순한 탄성 선형해석으로 측정한 것만으로 절대적 결과를 도출시키는데 무리가 있을 것으로 생각된다. 본 연구와 같이 컴퓨터로써의 연구와 함께 유한요소분석의 정확성을 기하기 위해서 앞으로 동물적 실험에 의한 검증을 거쳐 실제임상에서 활용 가능한 정보를 더 많이 얻어야 된다고 생각된다.

## 결론

하악 이부확장에서 골 절단선의 위치 및 종류와

견인 장치의 종류에 따른 차이를 알아보고자 삼차원 유한요소법으로 하악골의 이동 양상 및 응력 분포를 조사하였다. 골 견인장치의 종류로는 치아 의존형과 골 의존형, 혼합형, 30° 기울여 위치한 치아 의존형의 4가지를, 골절단 위치와 방법으로 하악 중절치 간 수직절단과 하악 정중이부를 관통하는 계단식 골절단 등의 2가지를 설정하였다. 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 골절단의 위치 및 방법과 견인장치의 종류에 관계없이 과두를 포함한 하악골의 모든 부위에서 외측 방 변위를 보였으나 상하적이나 전후방적 변위는 적은 양이었으며 방향에 있어 군간에 차이를 보였다.
2. 치아 의존형 장치에 의한 골절단면 이개 양태는 V형이었으나 골 의존형 장치는 역V형이고 혼합형 장치는 평행하게 확장되었다.
3. 골 의존형 장치에 의한 하악각의 외측 변위량이 다른 장치에 비해 컸다.
4. 30° 경사 위치시킨 치아 의존형에서의 변위는 측방적, 전후방적 면에서 좌우 차이가 인정되었다.

## 참고문헌

1. Kim YW, Sohn BH. A study on initial changes during canine retraction by the finite element method. Korean J Orthod 1988;18: 25-53.
2. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod 1983;17:266-9.
3. Proffit WR, White RP. Surgical-orthodontic treatment. St Louis: Mosby; 1990.
4. Chin M, Toth BA. Distraction osteogenesis in maxillofacial surgery using internal device: Review of five cases. J Oral Maxillofac Surg 1996;54:45-53.
5. Kim SC, Tae KC. Corticotomy and the intrusive Tooth Movement. Korean J Orthod 2003;33:399-405.
6. Liou EJ, Huang CS. Rapid canine retraction through distraction of periodontal ligament. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998;114: 372.
7. Tae KC, Kang KH, Min SK. Case reports of antero-posterior movement with distraction osteogenesis in maxillary anterior segment. Korean Assoc Maxillofac Plast Reconstr Surg 2003;25: 358-63.
8. Gosain AK. Distraction osteogenesis of the craniofacial skeleton. Plast Reconstr Surg 2001;107:278-80.
9. Lynch SE, Genco RJ, Marx RE. Tissue engineering. Quintessence 1999.
10. McCarthy JG, Stelnicki EJ, Mehrara BJ, Longaker MT. Distraction osteogenesis of the craniofacial skeleton. Plast Reconstr Surg

- 2001;107:1812-27.
11. Altuna G, Walker DA, Freeman E. Surgically assisted rapid orthodontic lengthening of the maxilla in primate? A pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:531-6.
12. Figueroa AA, Polley JW. Management of the severe cleft maxillary deficiency with distraction osteogenesis: Procedure and result. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:1-20.
13. Bell WH, Epker BN. Surgical orthodontic expansion of the maxilla. *Am J Orthod* 1976;70:517-28.
14. Smith SW, Sachdeva RC, Cope JB. Evaluation of the consolidation period during osteodistraction using computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:254-63.
15. Del Santo M Jr, English JD, Wolford LM, Gandini LG Jr. Midsymphyseal distraction osteogenesis for correcting transverse mandibular discrepancies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121:629-38.
16. Proffit WR, Henry W, Fields JR. Contemporary orthodontics. St Louis: Mosby; 2000.
17. Park YC, Hwang HS, Choi KC. Biomechanics in clinical orthodontics. Seoul: Narae Publishing; 1997.
18. Contasti G, Guerrero C, Rodriguez AM, Legan HL. Mandibular widening by distraction osteogenesis. *J Clin Orthod* 2001;35:165-73.
19. Hollis BJ, Block MS, Gardiner D, Chang A. An experimental study of mandibular arch widening in the dog using distraction osteogenesis. *J Oral Maxillofac Surg* 1998;56:330-8.
20. Weil TS, Van Sickels JE, Payne CJ. Distraction osteogenesis for correction of transverse mandibular deficiency: A preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:953-60.
21. Guerrero CA, Bell WH, Rodriguez AM. Mandibular widening by intraoral distraction osteogenesis. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1997;35:383-92.
22. Cope JB, Samchukov ML, Cherkashin AM. Mandibular distraction osteogenesis: A historic perspective and future direction. *Am J Orthod Dentofacial Orthod* 1999;115:448-60.
23. Von Sickels JE. Distraction osteogenesis versus orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthod* 2000;118:482-484.
24. Mommaerts MY. Bone anchored intraoral device for transmandibular distraction. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2001;39:8-12.
25. Del Santo M Jr, Guerrero CA, Buschang PH, English JD, Samchukov ML, Bell WH. Long-term skeletal and dental effects of mandibular symphyseal distraction osteogenesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:485-93.
26. Conley R, Legan H. Mandibular Symphyseal Distraction Osteogenesis: Diagnosis and Treatment Planning Considerations. *Angle Orthod* 2003;73:3-11.
27. King JW, Wallace JC, Scanlan D. A new appliance for mandibular widening by distraction osteogenesis. *J Clin Orthod* 2001;35:666-72.
28. Kim SC, Min SK, Oh SH, Tae KC, Kang KH. Surgically assisted rapid tooth movement. Seoul: Myungmun Publishing, 2004.
29. Park CK, Yang WS. A three-dimensional finite element analysis on the location of center of resistance during intrusion of upper anterior teeth. *Korean J Orthod* 1997;27:259-72.
30. Choi CK. Finite element method. Taejon: Techno-press; 2002.
31. Lee JY. Finite element method. Seoul: Munundang; 2004.
32. Korioto TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994;73:56-66.
33. Graber TM, Vanarsdall RW. Orthodontics: Current principles and techniques. St Louis: Mosby; 1994.
34. Kim HS, Nahm DS. A finite element and strain gauge analysis on the displacement of craniofacial complex with cervical headgear. *Korean J Orthod* 1987;17:185-97.
35. Wheeler RC. A textbook of dental anatomy and physiology. Philadelphia: WB Saunders; 1965.
36. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod* 1972;62:296-309.
37. Dewel BF. Clinical observations on the axial inclination of teeth. *Am J Orthod* 1949;35:98-115.
38. Kim JS, Jin KH, Hong SJ. A statistical study of clinical crown inclination in Korean's naturally occurring optimal occlusion. *Korean J Orthod* 1992;22:715-33.
39. Choi BT, Yang WS. A roentgenocephalometric study on mesiodistal axial inclination of posterior teeth. *Korean J Orthod* 1984;14:151-60.
40. Noyes HJ, Rushing CH, Sims HA. The angle of axial inclination of human central incisor teeth. *Angle Orthod* 1943;13:60-1.
41. Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. *J Am Dent Assoc.* 1937;24:1260-70.
42. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthod* 1988;94:426-31.
43. Joe BJ, Sohn BH. A finite element analysis of the stress distribution and displacement in human maxilla to rapid palatal expansion. *Korean J Orthod* 1985;15:43-54.
44. McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Roberson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament - a finite element study. *Angle Orthod* 1992;62:15-22.
45. Kim MK. Anatomy of head and neck. Seoul: Medical dental publishing; 1998.
46. Kim JH, Chung JH, Cho KZ. Finite element analysis of mandibular stresses and denture movements induced by overdentures. *J Korean Acad Prosthodont* 1990;28:63-94.
47. Tahk SG, Park YC. A study on craniofacial growth analysis of Korean children by the finite element method. *Korean J Orthod* 1988;18:343-66.
48. Kim JY, Sohn BH. A finite element analysis on the effect of the reverse headgear to the maxillary complex. *Korean J Orthod* 1985;15:7-22.
49. Choue HK, Lee KS. A finite element analysis of the stress distribution and displacement of an in-vitro human mandible to the orthopedic force. *Korean J Orthod* 1984;14:75-92.
50. Jang JW, Sohn BH. A study on the pattern of movement during retraction of maxillary central incisor by finite element method. *Korean J Orthod* 1991;21:617-34.
51. Chun KM, Nahm DS. Mechanical analysis of the multiloop edgewise arch wire. *Korean J Orthod* 1991;21:31-47.
52. Hwang CI, Suhr CH. Three-dimensional finite element analysis on reciprocal action by torque application in maxillary archwire. *Korean J Orthod* 1994;24:479-508.



53. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. Clin Orthop Pleat Res 1989;238:249-81.
54. Snyder CC, Levine GA, Swanson HM, Browne EZ. Mandibular lengthening by gradual distraction. Plast Reconstr Surg 1973;51: 506-8.
55. Shapiro PA. Mandibular dental arch form and dimension: treatment and postretension changes. Am J Orthod 1974;66:58-70.
56. Gardner SD, Chaconas S. Posttreatment and postretention changes following orthodontic therapy. Angle Orthod 1976;46:151-61.
57. Strang RHW. The fallacy of denture expansion as a treatment procedure. Angle Orthod 1949;19:12-22.
58. Kisman RS, Fowel SD, Epker BN. Distraction osteogenesis in silver Russell syndrome to expand the mandible. Am J Orthod Dentofacial Orthod 1999;116:25-30.
59. Bell WH, Gonzalez M, Samchukov ML, Guerrero CA. Intraoral widening and lengthening the mandible in baboons by distraction osteogenesis. J Oral Maxillofac Surg 1999;57:548-62.
60. Samchukov ML, Cope JB, Cherkashin AM. The effect of sagittal orientation of the distractor on biomechanics of mandibular lengthening. J Oral Maxillofac Surg 1999;57:1214-22.
61. Cope JB, Yamashita J, Healy S, Dechow PC, Harper RP. Force level and strain patterns during bilateral mandibular osteodistraction. J Oral Maxillofac Surg 2000;58:171-8.
62. Samchukov ML, Cope JB, Harper RP, Ross JD. Biomechanical considerations of mandibular lengthening and widening by gradual distraction using a computer model. J Oral Maxillofac Surg 1998; 56:51-9.
63. Harper RP, Bell WH, Hilton RJ, Browne R, Cherkashin AM, Samchukov ML. Reactive changes in the temporomandibular joint after mandibular midline osteodistraction. Br J Oral Maxillofac Surg 1997;35:20-5.
64. Braun S, Bottrel A, Legan HL. Condylar displacement related to mandibular symphyseal distraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;121:162-6.

## A 3-D finite element analysis on the mandibular movement pattern and stress distribution during symphyseal widening

Do-Hoon Lee, DDS, MSD,<sup>a</sup> Hyun-Sil Hong, DDS, MSD,<sup>a</sup>  
Jong-Moon Chae, DDS, MSD, PhD,<sup>b</sup> Jin-Hyung Jo, DDS, MSD,<sup>b</sup>  
Sang-Cheol Kim, DDS, MSD, PhD<sup>c</sup>

**Objective:** The objective of this study was to evaluate the displacement pattern and the stress distribution of the finite element model 3-D visualization during symphyseal widening according to the osteotomy position, osteotomy type, and distraction device. **Methods:** The kinds of distraction devices used were tooth-borne type, hybrid type, bone-borne type and tooth-borne type 30° angulated, and the kinds of osteotomy design were vertical osteotomy line between the central incisors and step osteotomy line through the symphysis. **Results:** All reference points of the mandible including the condyles were displaced laterally irrespective of the osteotomy position, osteotomy method and distraction device. The anteroposterior or vertical displacements showed small differences between the groups. The widening pattern of the osteotomy line in the tooth-borne type of device was v shaped, and that of bone-borne type was a reverse v shape. However, the pattern in the hybrid type was parallel. The lateral displacement of the mandibular angle by the bone-borne device was more remarkable than the other types of devices. The displacement by the 30° angulated tooth-borne type was different between the left and right sides in both the transverse and anteroposterior aspects. **Conclusion:** The design of the distraction devices and osteotomy line can influence the displacement pattern and the stress distribution during mandibular symphyseal distraction osteogenesis procedures. (Korean J Orthod 2008;38(1):13-30)

**Key words:** Symphyseal widening, Osteotomy, Distraction device, 3-D finite element analysis

<sup>a</sup>Graduate student, <sup>b</sup>Assistant professor, <sup>c</sup>Professor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University.

Corresponding author: Sang-Cheol Kim.

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University, 344-2, Shinyong-dong, Iksan, Jeonbuk, 570-749, Korea.

+82 63 859 2960; e-mail, sangkim@wku.ac.kr.

Received July 19, 2007; Last Revision December 28, 2007; Accepted December 30, 2007.