

유한요소법을 이용한 응력 및 변형 분포의 분석 - 하악골의 이모장치효과 -

이용훈 · 백병주 · 김재곤 · 양연미 · 이민정 · 고영한

전북대학교 치과대학 소아치과학교실 및 구강생체과학연구소

국문초록

두개안면부에서 하악은 태생 4주에 발생하는 첫번째 아가미궁에서 분화되며 맥켈연골이라 알려져 있는 긴 막대기 모양의 연골의 외측부에서 골화가 시작된다. 이후 하악골은 골의 첨가와 흡수에 의해 성장 발육하게 된다.

이런 하악골의 성장 발육이 과하거나 부족한 경우 상하악골의 부조화에 의한 부정교합이 발생되게 되고, 이를 3급 또는 2급 부정교합이라 부른다.

3급 부정교합의 치료를 위해 지금까지 많은 방법들이 사용되어 왔으며, 그 중 가장 널리 사용되어지는 것이 이모장치이다.

Distraction osteogenesis는 강한 힘이나 수술에 의해 분리된 두 개의 골표면 사이에서 새로운 신생골이 형성되는 일련의 생물학적인 과정을 말한다. Distraction force가 callus tissue에 작용되어 골이 분리되면 골과 연조직에 가해지는 신장력이 새로운 골 생성을 자극하게 된다.

이번 연구의 목적은 3차원 유한요소 model을 이용하여 이모장치의 하중에 대한 하악골의 응력분포를 알아보고, 하악골 절개(mandibular midline distraction) 후 강제변형에 대한 응력분포를 알아보는 것이다.

주요어: 응력분포, 유한요소법, 이모장치

I. 서 론

두개안면부에서 하악은 태생 4주에 발생하는 첫번째 아가미궁에서 분화되며 맥켈연골이라 알려져 있는 긴 막대기 모양의 연골의 외측부에서 골화가 시작된다^{1,2)}. 이후 하악골은 골의 첨가와 흡수에 의해 성장 발육하게 된다^{3,4)}.

이런 하악골의 성장 발육이 과하거나 부족한 경우 상하악골의 부조화에 의한 부정교합이 발생되게 되고⁵⁾, 이를 3급 또는 2급 부정교합이라 부른다.

3급 부정교합의 치료를 위해 지금까지 많은 방법들이 사용되어 왔으며⁶⁻⁸⁾, 그 중 가장 널리 사용되어지는 것이 이모장치이다.

구개안면 성장 특히 하악골에서 이모장치의 효과는 폭넓게 연구되어 왔으며, 하악성장의 방향전환이나 억제, 하악의 후방이동, 하악골 형태의 재형성,^{9,10)} ramal growth의 지연, 하악각의 감소, 과두에서의 prechondroblastic layer의 억제 등^{11,12)}이 보고 되었다.

Distraction osteogenesis는 강한 힘이나 수술에 의해 분리

된 두 개의 골표면 사이에서 새로운 신생골이 형성되는 일련의 생물학적인 과정을 말한다. Distraction force가 callus tissue에 작용되어 골이 분리되면 골과 연조직에 가해지는 신장력이 새로운 골 생성을 자극하게 된다¹³⁾.

골 재형성은 골 구조에 가해지는 기계적인 응력과 밀접하게 연관되어 있고, 조직이나 골 구조물의 생물학적인 변화가 응력을 받는 부위에서 일어나기 때문에, 악정형력이나 악교정력에 의한 하중(strain)이나 응력(stress)과 같은 생역학적인 요소는 하악골의 형태학적인 변화와 함께 연구되어야 한다.

유한요소법(Finite Element Method: FEM)은 구조 분야뿐만 아니라 유체, 열응력, 전자기해석 등, 비구조 분야의 수많은 문제에 적용할 수 있다. 유한요소법은 공학과 수리, 물리학에서 문제를 푸는 수치적 방법(numerical method)이다.

이번 연구의 목적은 3차원 유한요소 model을 이용하여 이모장치의 하중에 대한 하악골의 응력분포를 알아보고, 하악골 절개(mandibular midline distraction) 후 강제변형에 대한 응력분포를 알아보는 것이다.

교신저자 : 백 병 주

전북 전주시 덕진구 금암동 634-18 / 전북대학교 치과대학 소아치과학교실 및 구강생체과학연구소 / 063-250-2128 / pedodent@chonbuk.ac.kr

원고접수일: 2011년 01월 21일 / 원고최종수정일: 2011년 03월 28일 / 원고채택일: 2011년 04월 04일

II. 연구 재료 및 방법

하악 교정술에 대한 전산구조 해석 절차는 먼저 하악골에 대한 형상 모델링을 한 후 모델링 형상을 메쉬(mesh)로 나누어 형상에 물성치를 적용하고 구속 및 하중과 변형조건을 주어 해석한다.

1. 하악골 모형 스캔

본 연구에서는 소아의 하악골 형상의 모델링을 위해 실물크기의 모형을 3차원 측정기를 이용하여 역설계를 하였다. Fig. 1은 3차원 측정기를 이용하여 하악골 모형을 스캔하는 모습이 다. 측정시스템은 Surveyor DS-4060 (Laser Desing Inc., USA)이며 프로브는 670 nm의 파장을 갖는 laser diode type, 측정정밀도는 0.025 mm이며, 측정된 점 군의 처리는 상용소프트웨어인 Surfacr (Laser Desing Inc., USA)를 사용하였다.

2. Volume 변환

3차원 측정기로 얻어진 점 데이터를 바탕으로 외형 surface를 얻고 이를 다시 상용 소프트웨어인 CATIA V5R16 (Laser Desing Inc., USA)에서 volume으로 변환하였다.

3. Mesh 적용 및 요소(element) 형성

형상 모델링 완성 후 상용 소프트웨어 NASTRAN 2004 (MSC.Software Corp., USA)를 사용하여 하악골 교정술에 대한 유한해석을 실시하였다. 먼저 CATIA에서 'STP' 파일 형식으로 저장한 형상 모델링 파일을 Import한 후, 이모장치를 이용한 교정술에 대한 해석을 위해 mesh를 적용하여 요소를 형성하였다. 사용된 요소는 Tetrahedral element이며, 사용된 결점의 수는 25952개, 요소의 수는 15779개이다. 또한

mandibular distraction에 대한 해석을 위해서는 모델을 YZ면으로 두 개의 solid로 나눈 후 mesh를 적용하여 요소를 형성하였다. 여기서 사용된 결점의 수는 27283개, 요소의 수는 16603개이다.

4. 재료의 물리적 성질

응력해석시 물성치는 하악골 전체를 치밀골로 가정 하였으며 동질성(homogeneous)과 등방성(isotropic)을 사용하였고, 모두 선형탄성 변형을 하는 것으로 가정하였다. 하악골에 적용된 탄성계수와 Poisson's Ratio는 Table 1과 같다.

5. 구속조건

구속조건은 Fig. 2와 같이 턱관절 접촉 부위의 요소들을 X, Y, Z 방향 모두 고정된 것으로 적용하였다. 이모장치를 이용한 교정술에 대한 하중 조건은 Fig. 2와 같이 이모장치가 턱에 접촉하는 면 전체에 적용하는 합력의 조건을 택하였다.

6. 변형조건

턱 절개 교정술에 대한 변형조건은 Fig. 3과 같이 절개면 전체가 X방향으로 대칭하게 강제변형하는 조건과 Fig. 4와 같이 절개부위에 장착하는 장치의 간격을 조절하는 screw가 위치하는 턱 중앙 안쪽의 두 점이 X방향으로 대칭하게 강제변형하는 조건을 적용하였다.

Table 1. The physical properties of the materials

	Young's modulus (MPa)	Poisson's Ratio
Compact bone	13,700	0.3
Cancellous bone	1,370	0.3
Teeth	18,000	0.3

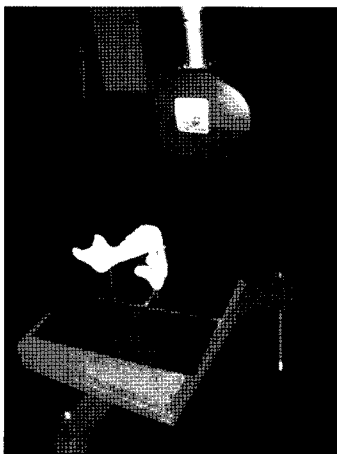


Fig. 1. 3-dimensional scanning of mandible (Mn).



Fig. 2. The condition of Mn. Traction.

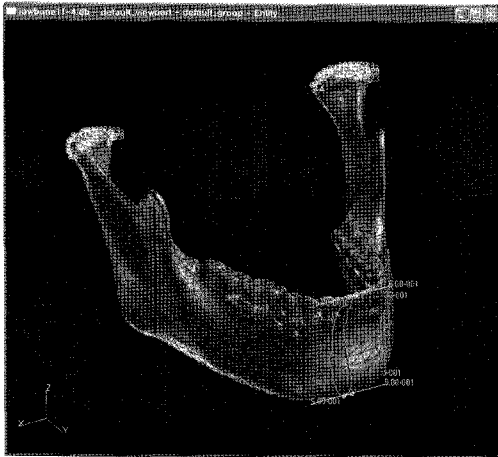


Fig. 3. The condition of Mn. dissection (surface).

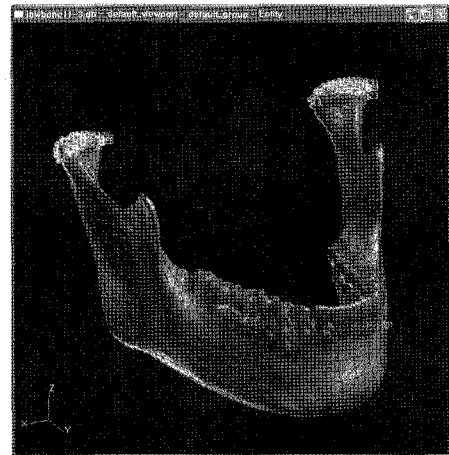


Fig. 4. The condition of Mn. dissection (point).

Ⅲ. 연구 결과

1. 이모장치 하중에 대한 하악골의 응력해석

하악골의 3-Dimensional finite element method를 이용한 이모장치에 대한 하악골의 응력에 대해 다음과 같은 결과를 얻었다.

1) 경계 및 하중조건

이모장치의 방향은 Fig. 5에서와 같이 턱끝에서 턱관절 방향으로 32° 경사지게 가해졌으며 이때 가해지는 하중을 0.5 kg (4.9 N)으로 하였고 이때 Y축과 Z축으로는 각각 -4.16 N, 2.60 N의 하중이 전달되었다.

2) 응력분포

이모장치에 의해 하악골에 작용하는 응력분포는 Fig. 6과 같다. 일반적으로 최대응력은 condylar neck과 coronoid

process의 사이인 mandibular notch 부위였으며 이는 적용되는 하중에 관계없이 일정하였다. 반면에 치아, menton, antegonial region, coronoid process는 가장 적은 응력을 받는 부위로 나타났다. 0.5 Kg의 하중 적용시의 최대응력은 0.206 MPa였다.

3) 부위별 응력 및 변형량

Fig. 7-10은 하악골에 있는 10개의 해부학적인 위치에서 응력분포와 변형량을 보여준다. 하악골에 있는 10개의 해부학적인 위치는 다음과 같다.

A: Condyle, B: Notch, C: Ramus posterior, D: Coronoid process, E: Ramus center, F: Gonion, G: Ramus anterior, H: Base anterior, I: Infradental, J: Menton.

최대의 응력분포를 보이는 부위는 notch 부위로 206 KPa였고 condyle, coronoid process, gonion, infradental, menton은 적은 응력분포를 보였으며, coronoid process 부위에서 가장 작았다. 응력분포와는 달리 변형량은 base anterior, in-

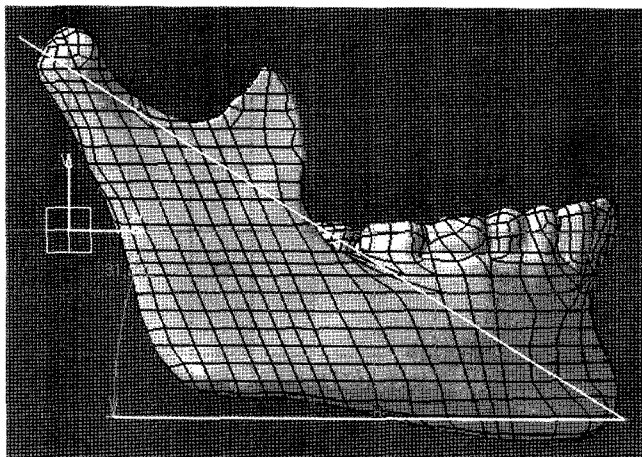


Fig. 5. Direction of force.

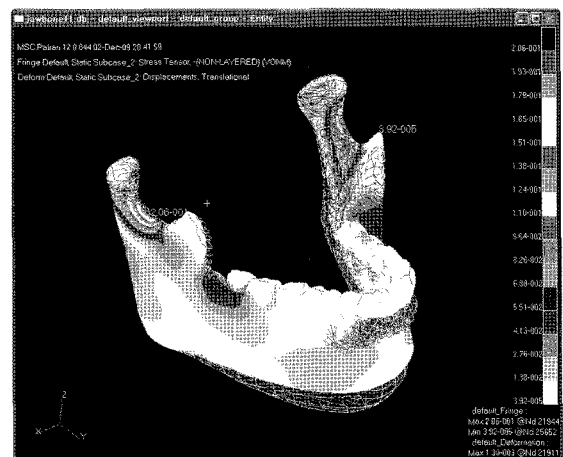


Fig. 6. Stress distribution at the level of 0.5 Kg (Max: 0.206 MPa).

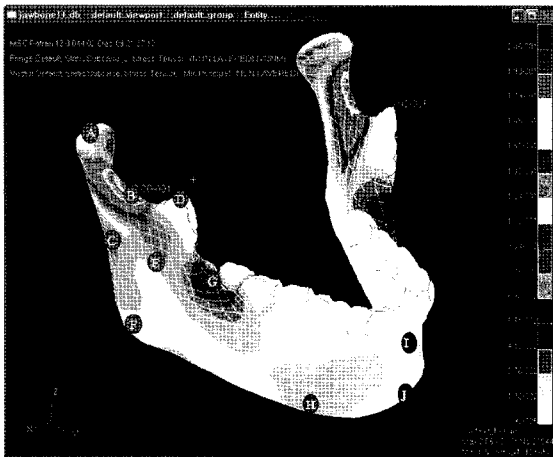


Fig. 7. Stress distribution (0.5 Kg load. Anatomical landmark: A. Condyle, B. Notch, C. Ramus posterior, D. Coronoid process, E. Ramus center, F. Gonion, G. Ramus anterior, H. Base anterior, I. Infradental, J. Menton).

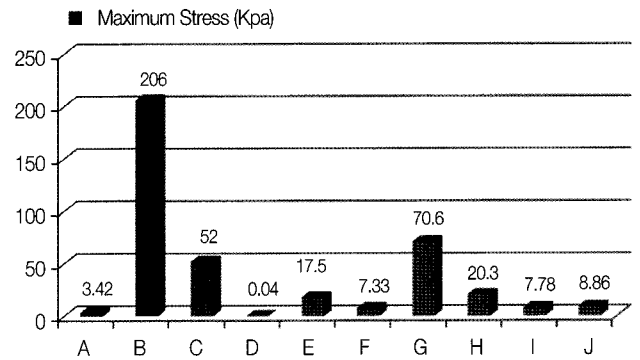


Fig. 8. Maximum stress on the landmarks.



Fig. 9. Amounts of distortion distribution (0.5 Kg load).

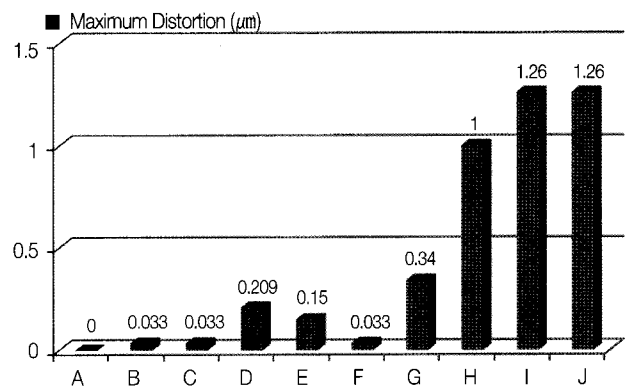


Fig. 10. Amounts of distortion on the landmarks.

fradental, menton 부위에서 높게 나타났으며, infradental 및 menton 부위에서 최대 변형량 1.26 μm 를 보였다. 이와는 달리 condyle, notch, ramus posterior, gonion에서는 낮은 변형량을 보였다.

2. 하악골 절개 후 강제 변형에 대한 응력해석

하악골의 3-Dimensional finite element method를 이용한 하악골 절개 후 강제변형을 시켜서 다음과 같은 결과를 얻었다.

1) 절개면 전체 강제 변형 조건

(1) 경계 및 하중조건

YZ평면으로 하악골의 중앙을 절개하여 절개면을 X축방향으로 강제변형을 주었으며, 강제변형 조건은 확대조절나사 회전량을 1/2로 가정하여 0.5 mm를 부여하였다.

(2) 응력분포

하악골의 중앙을 절개하여 절개면을 0.5 mm 강제변형시켰을 때 응력분포는 Fig. 11과 같다. 최대응력은 13.3 MPa였다. Condylar neck의 내, 외측부에서 비교적 높은 응력분포를 보이며 coronoid process와 gonial angle 부위에서 낮은 응력분포를 보였다.

(3) 변형량

하악골을 절개 후 강제변형을 시킨후에 나타나는 하악골의 변형량은 Fig. 12-14와 같다. Fig. 12, 13, 14는 각각 X방향, Y방향, Z방향에 대한 변형분포를 나타낸 그림이다. X방향의 변형량이 제일 많았으며, Z방향으로는 최대변형량이 감소하는 경향을 보였다. X방향에서는 전방부의 외측면에서, Y방향에서는 전방 치열부위에서, Z방향에서는 condyle부위에서 최대변형을 보였다.

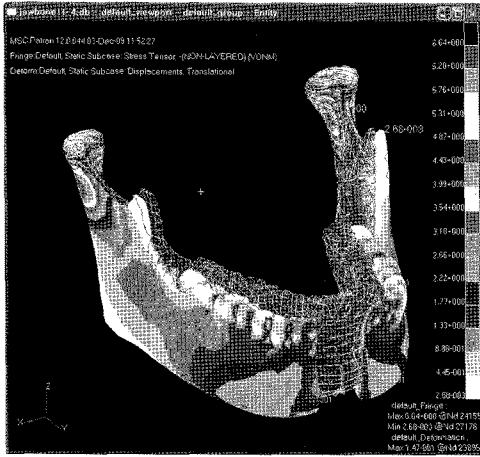


Fig. 11. Stress distribution after 0.5 mm expansion at the mid-Mn.

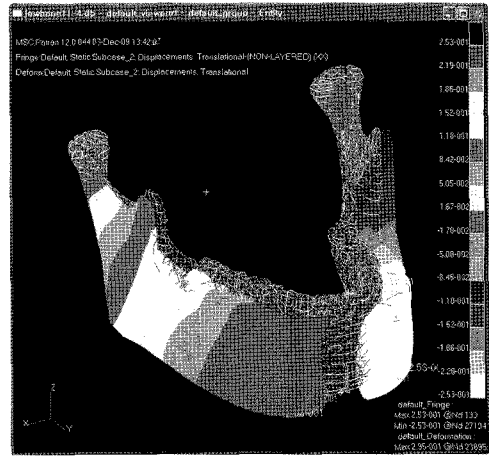


Fig. 12. Distribution of distortion (X axis, Max: 0.253 μ m).

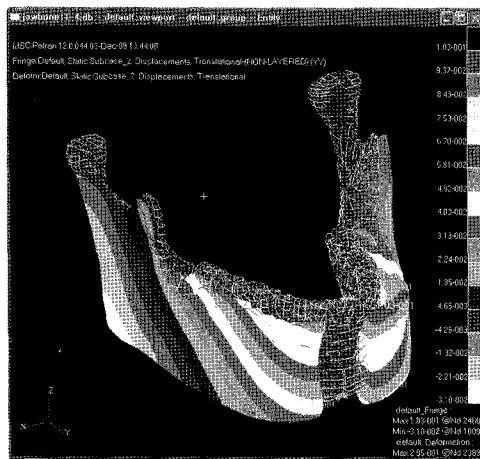


Fig. 13. Distribution of distortion (Y axis, Max: 0.103 μ m).

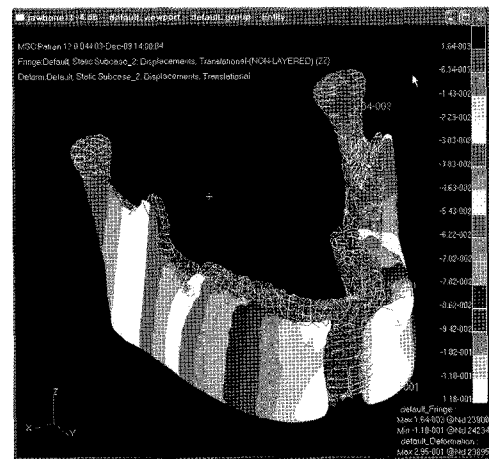


Fig. 14. Distribution of distortion (Z axis, Max: -0.118 μ m).

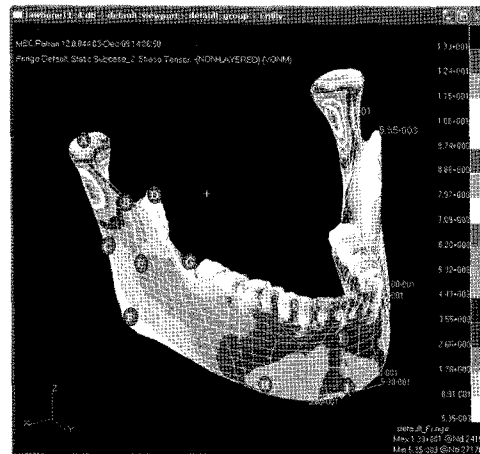


Fig. 15. Stress distribution on the landmarks (0.5 mm).

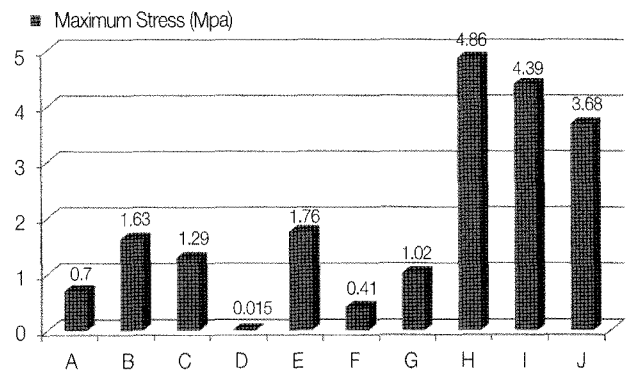


Fig. 16. Maximum amounts of stress on the landmarks.

(4) 부위별 응력 및 변형량

Fig. 15-18은 하악골에 있는 10개의 해부학적인 위치에서 0.5 mm 강제 변형시 응력분포와 변형량을 보여준다.

최대의 응력분포를 보이는 부위는 base anterior 부위로서 4.86 MPa를 보였고, condyle, coronoid process, gonial, ra-

mus anterior는 적은 응력분포를 보였으며, coronoid process 부위에서 최소의 응력분포를 보였다. 응력분포와는 달리 변형량은 infradental과 menton 부위에서 295 μ m로 가장 높게 나타났다. condyle, notch, ramus posterior에서는 낮은 변형량을 보였다.

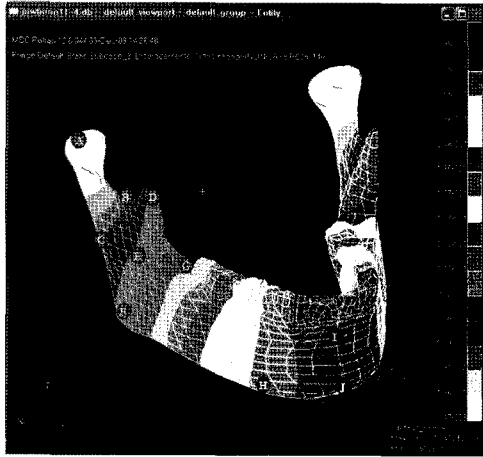


Fig. 17. Distribution of distortion on the landmarks (0.5 mm).

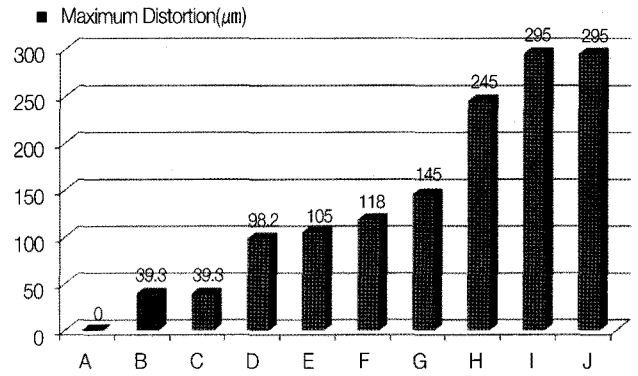


Fig. 18. Amounts of distortion on the landmarks.



Fig. 19. Stress distribution (0.5 mm load, 1-point).

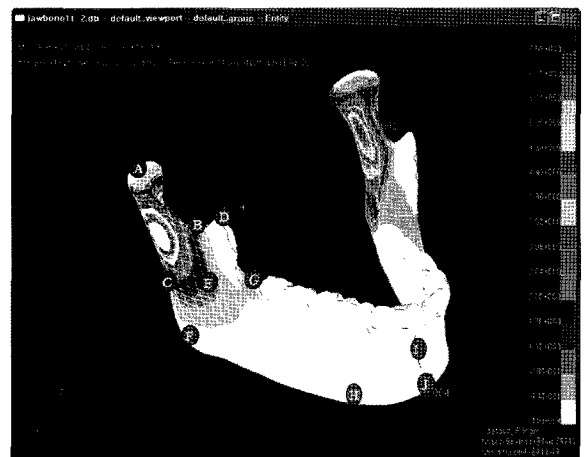


Fig. 20. Stress distribution on the landmarks.

2) 절개면에서 한 점에 대해서만 강제 변형 조건

(1) 경계 및 하중조건

재질은 전체를 치밀골로 가정하여 하였으며, YZ평면으로 하악골 중앙을 절개하여 절개면에서 한점에 대해서만 X방향으로 강제변형을 주었으며 강제변형 조건은 0.5 mm로 하였다.

(2) 응력분포

하악골의 중앙을 절개하여 절개면에서 한점에 대해서만 0.5 mm 강제변형 시켰을 때 응력분포는 Fig. 19에 나와 있다. 최대 응력은 6.59 MPa이다. Condylar neck의 내, 외측 부위에서 가장 높은 응력분포를 보이며 coronoid process와 gonial angle을 포함하는 나머지 부위에서 낮은 응력분포를 보이고 있다.

(3) 부위별 응력 및 변형량

Fig. 20-23은 한점에서의 0.5 mm 강제 변형시 하악골에 있는 10개의 해부학적인 위치에서의 응력분포와 변형량을 보여준다.

최대의 응력분포를 보이는 부위는 2.11 MPa의 ramus posterior 부위이고, notch, ramus center에서 비교적 높은 값을 나타냈으며, condyle, coronoid process, base anterior,

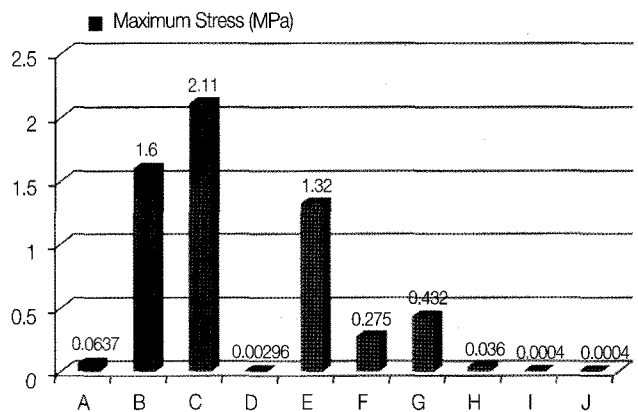


Fig. 21. Amounts of stress on the landmarks.

infradental, menton은 매우 작은 응력분포를 보였으며, infradental과 menton 부위에서 최소의 응력분포를 보였다. 응력분포와는 달리 변형량은 menton 부위에서 345 μm로 가장 높게 나타났으며, infradental과 base anterior에서 비교적 높

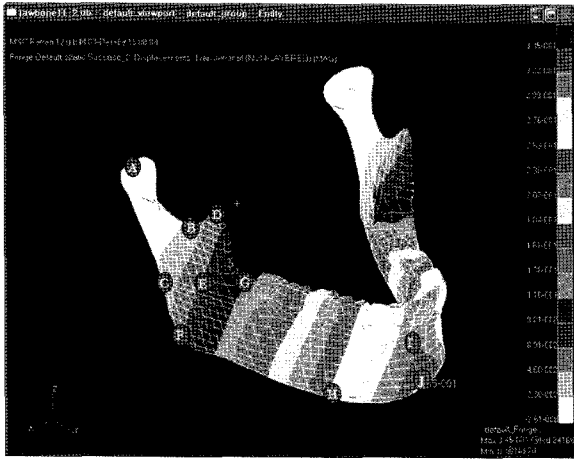


Fig. 22. Stress distortion on the landmarks.

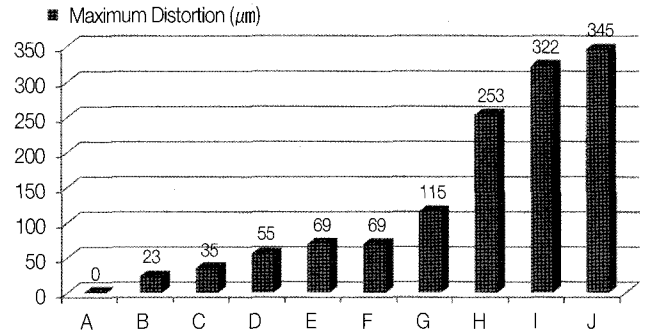


Fig. 23. Amounts of distortion on the landmarks.

은값을 보였고, condyle, notch, ramus posterior에서는 낮은 변형량을 보였다.

IV. 총괄 및 고찰

소아기의 교합 육성에 있어서 유치열기의 교합이상을 조기에 개선하는 것은 악안면 두개의 형태적 및 기능적 성장 발육을 정상적인 방향으로 유도하기 위하여 대단히 중요하다. 골격성 부정교합인 반대교합은 부정교합의 많은 부분을 차지한다^{14,15)}. 반대교합을 방지하면 혼합치열기에서부터 영구치열에 이르는 과정에서 나쁜 결과를 초래하며, 반대교합의 치료는 그 증례의 검사나 진단의 결과에 의해 치료 장치로는 기능성 교정장치, 설측호선, 이모장치, 상악 전방 견인 장치가 선택된다.

반대교합에 사용하는 이모장치의 작용기전을 두부 X선 사진으로 검토한 연구에 의하면, 하악골 기저부의 후퇴, 하악 턱부위 후퇴, 하악골의 후하방 회전, 하악각부의 협소화, 상악전치의 순측 경사, 하악전치의 설측 경사, 상악골의 전방성장 등에 의해 반대교합이 정상으로 개선되었다고 기술하고 있다¹⁶⁻²²⁾. 그러나 두부X선 규격 사진에 의한 2차원의 측모 각도 분석에서는 3차원의 하악골체의 구조 형태를 평가할 수 없다고 생각되어 3차원 유한요소법에 의한 하악골체의 구조형태 변화의 연구를 수행하였으며, 반대교합 치료시 사용되는 이모장치의 견인에 의한 하악골체의 전후방향(Y축), 좌우방향(X축), 수직방향(Z축)의 변위의 상태에서부터 하악골 기저부의 응력, 하악 턱부의 응력 등을 포함한 하악골의 전반적인 상태 등을 밝힐 수 있었으며 이와 더불어 하중방향의 상이함으로 인한 하악골체 각 부위의 응력이나 구조변화 등에 미치는 영향이나 정도 등도 추측할 수 있게 되었다.

하악골의 mentum과 condyle의 방향으로 이모장치를 이용하여 500 g의 견인력을 작용시켰을 때 발휘된 견인력은 전후방향으로 420 g, 수직방향으로 260 g 정도로 전후방향으로의 힘이 훨씬 큰 것을 알 수 있다. 견인력의 기울기가 수직보다는 수

평에 가깝기 때문일 것이다.

본 연구 결과 이모장치로 견인시 condyle의 전방 notch 부위에서 가장 큰 응력분포를 보였는데 이것은 이모장치의 견인시 condylar neck에서의 응력이 가장 크고 다음으로 condyle이며 menton에서는 작은 응력을 보였다는 보고²³⁾와 유사한 결과였다. 이것은 condylar neck이 mandibular body 내에서 특이한 형태구조를 가지고 있고 응력이 집중되기 쉽기 때문이며 mandibular head는 연골성의 관절 원판이 condyle의 상부에서 응력을 완충시키기 때문이라 여겨진다. 또한 이모장치의 견인에 의해 하악두 후면이나 상면에 골 변화가 생긴다는 보고도 있기 때문에 충분한 배려가 필요하다고 생각 된다. 그러나 응력 분포와는 달리 변형량은 infradental 부위에서 최대치를 보였는데 직접적인 힘이 전달되는 부위의 변형이 많음을 알 수 있으며 응력과는 상관성이 없다고 생각된다.

확대나사장치(expansion screw)의 효과에 관하여 추측해 보고자 하악골의 정중부를 절개한 후 절개된 면 전체에서, 또 절개된 면의 한 점에서부터 X축 방향으로 1/2회전시의 확대거리 0.5 mm를 인위적으로 부여하고 그에 따른 응력과 변형 양상을 살펴보았다. 두 경우 모두 최대의 응력이 모이는 곳은 condylar neck의 내외부위로 비슷한 양상이 관찰되었으나 기타의 결과는 상이하였다.

절개면 전체에 확장력을 부여한 경우, 비교적 많은 응력이 모이는 부위와 변형이 많이 된 부위가 base anterior, menton, infradental 부위로 일치하는 경향이 있었으나 절개면의 한 점에 확장력을 준 경우 높은 응력은 notch의 전방부위, ramus posterior와 ramus anterior에서, 많은 변형은 mentum과 infradental 부위에서 관찰되어 일치하지 않았다. 이것은 작용되는 힘과의 근접성이 응력보다는 변형에 많은 영향을 줄 수 있다는 사실로 인정될 수 있다는 가설을 가능케 한다.

또한 ramus center 내에서 턱부위의 하중 방향 Z축(수직방향)에서의 변위, 양측의 notch나 condylar neck의 변위방향에 따라, 즉 이모장치의 견인력에 의해 ramus anterior의 men-

ton이 상방으로 변위하고, 후방부의 gonion이나 condylar neck이 하방으로 변위하는 것으로 인해 하악골의 형태가 수직 굴곡하여 하악골 길이가 단축됨으로 인해 반대교합이 치료된다고 인정할 수 있다.

본 연구에서 mandibular body에서 X축(좌우)에서의 변위량은 gonion이 가장 크고, 다음이 condylar neck이었으며 턱 부위는 많은 변위가 없었다. 이것은 이모장치의 견인력에 의해 턱 부위가 후방 방향으로 변위하고, 양측의 gonion과 condylar neck이 측방방향으로 변위함에 따라 하악골이 후방으로 후퇴하고 측방으로 굴곡 및 넓어지며 반대 교합이 개선되어 간다고 생각할 수 있다.

악정형장치에 한정된 본 연구와 더불어 개개 치아에 적용된 교정력이 치아나 주위골에 미치는 영향, 치아이동시 형성되는 응력이나 이동거리에 대한 효과 등에 대하여, 또한 하악골 뿐 아니라 두개에 연속된 상악골의 다양한 양상에 관하여도 계속적인 연구가 필요하다.

V. 결 론

3-Dimensional finite element method를 이용하여 이모장치에 대한 하악골의 응력분포와 하악골 절개 후 응력분포 및 변형량을 알아보는 실험을 통해 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 이모장치의 견인력에 대한 하악골의 응력분포와 변형량 연구에서 최대의 응력분포를 보이는 곳은 notch 부위이고, condyle, gonion, infradental, menton부위에서는 적은 응력분포를 보였으며, coronoid process 부위에서 최소의 응력분포를 보였다. 변형량은 base anterior, infradental, menton 부위에서 높게 나타났으며, infradental 부위에서 최대 변형량을 보였다. 이와는 달리 condyle, notch, ramus posterior, gonion 부위에서는 낮은 변형량을 보였다.
2. 하악골 절개후 절개면에 대한 강제변형시 응력분포와 변형량 연구에서 최대의 응력분포를 보이는 곳은 base anterior부위이고, condyle, coronoid process, gonion, ramus anterior부위에서는 작은 응력분포를, coronoid process 부위에서 최소의 응력분포를 보였다. 응력분포와는 달리 변형량은 infradental과 menton 부위에서 가장 높게 나타났으며, 과두, notch, ramus posterior 부위에서는 낮은 변형량을 보였다.
3. 하악골 증앙을 절개하여 절개면 한점에서 강제변형시 응력분포와 변형량 연구에서 최대의 응력분포를 보이는 부위는 ramus posterior 부위이고, notch, ramus center에서 비교적 높았고, condyle, coronoid process, base anterior부위에서는 매우 작은 응력분포를, infradental과 menton 부위에서는 최소의 응력분포를 보였다.

응력분포와는 달리 변형량은 menton 부위에서 가장 높게, infradental과 base anterior부위에서 비교적 높게, condyle, notch, ramus posterior 부위에서는 낮게 나타났다.

참고문헌

1. Orliaguet T, Darcha C, Decholotte P, et al. : Meckel's cartilage in the human embroy and fetus. *Anat Rec*, 238:491-497, 1994.
2. Bontemps C, Cannistra C, Hannecke V, et al. : The first appearance of Meckel's cartilage in the fetus Bull Group. *Int Rech Sci Stomatol Odontol*, 43:94-99, 2001.
3. Orliaguet T, Dechelotte P, Scheye T, et al. : The relationship between Meckel's cartilage and the development of the human fetal mandible. *Surg radiol Anat*, 15:113-118, 1993.
4. Iseri H, Solow B : Change in the width of the mandibular body from 6 to 23 years of age: an implant study. *Eur J Orthod*, 22:229-238, 2000.
5. Ko YI, Baek SH, Mah J, et al. : Determinants of successful chincup therapy in skeletal Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 26:33-41, 2004.
6. Kapur A, Chawla HS, Utreja A, et al. : Early class III occlusal tendency in children and its selective management. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 26:107-113, 2008.
7. Graver TM, Cheung DD, Aoba JT : Dentofacial orthopedics versus orthodontics. *J Am Dent Assoc*, 75:1145-1166, 1967.
8. Meithke RR, Lindenau S, Dietrich K : The effect of Frankel's function regulator type III on the apical base. *Eur J Orthod*, 25:311-318, 2003.
9. Graber LW : Chin cup therapy for mandibular prognathism. *Am J Orthod*, 72:23-41, 1977.
10. Sugawara J, Asano T, Endo N, et al. : Long-term effects of chincap therapy on skeletal profile in mandibular prognathism. *Am J orthod Dentofacial Orthop*, 98:127-133, 1990.
11. Tanne K, Lu YC, Tanaka E, et al. : Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model. *Eur J Orthod*, 15:527-533, 1993.
12. Asano T : The effects of mandibular refractive force on the growing rat mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 90:464-474, 1986.
13. Drew SJ, Schwartz MH, Sachs SA : Distraction osteogenesis. *NY State Dent J*, 65:26-29, 1999.
14. 石塚 治 : Chin cap を用いた小児反対咬合症例についての考察, *日ベック矯齒誌*, 13:21-31, 1991.
15. 井出正道, 守安克也, 高橋智秀 : 鶴見大学歯学部付属病院

- 小兒齒科診療室における咬合異常とその治療に関する臨床統計的観察(第3報), 小兒齒誌, 38:795-802, 2000.
16. 大出轉司, 町屋仁躬: 弱い牽引力によるチンキャップの長期使用が下顎頭位に及ぼす影響, 日矯齒誌, 56:203-210, 1997.
 17. 花田晃治, 角町正勝: Chin cap(頤帽装置)の作用機序-頭部X線規格表による検討-, 国際齒科ジャーナル, 1:20-26, 1975.
 18. 矢野 理: 乳齒列期の反対咬合症例に関する研究 第2報 Chin capによる治療効果について, 小兒齒誌, 18:219-246, 1980.
 19. 糠塚重徳: 顎外力(チンキャップ)による整形効果の時間的変遷に関する研究, 東北大学齒学雑誌, 1:1-17, 1982.
 20. 小田傳雄, 上田昌夫, 宮川泰郎: Chin cap 整形力の下顎骨個成長への影響, 日矯齒誌, 48:355-361, 1989.
 21. 莊 森源: Chin capの作用に関する研究, 九州齒会誌, 46:492-496, 1992.
 22. 守安克也: 骨格性反対咬合を有する日本人小兒の顔面頭蓋の發育変化と chin cap 療法による咬合改善との関連について-日本人小兒100症例の断面資料と一卵性双生兒症例の経年資料の比較-, 鶴見齒学, 27:347-354, 2001.
 23. Hirofumi Hotta, MiKio Kato, Michiharu Daito: Research on the Occlusa Guidance in Childhood using the Finite Element Methods -On the Abnormality of the Lower Dentition and Mandibulatory Bone for the Effects of the Chin Cap. J of JSPD, 47:41-50, 2009.

Abstract

ANALYSIS OF STRESS AND DISTORTION DISTRIBUTION USING THE FINITE ELEMENT METHOD
- EFFECTS OF THE CHIN CAP ON THE MANDIBLE -

Young-Hoon Lee, Byeong-Ju Baik, Jae-Gon Kim, Yeon-Mi Yang, Min-Jeong Lee, Young-Han Ko

Department of Pediatric dentistry and Institute of Oral Bioscience, School of Dentistry, Chonbuk National University

The aims of this study were analyze the amount of stress condition when the traction force was applied to the condyle head from the chin area of mandible and amount of distortion condition when intended 0.5 mm distraction distance from surface or one point of dissected midline of mandible.

For this study, 3D finite element analysis were performed.

The following results were obtained :

1. When traction force of 500 g was applied to the condyle head from the chin area, condylar neck area showed the greatest amount of stress and coronoid process was the least amount of stress area. For the amount of distortion condition, infradental area showed the greatest.
2. When 0.5 mm of intended surface distortion was applied after dissection of mid-mandible area, base anterior area showed the greatest amount of stress but the least stress area was coronoid process. For the amount of distortion, infradental, menton area showed the greatest amount.
3. One point distortion was applied after dissection of mid-mandible area, ramus posterior area showed the greatest amount of stress and menton area were the least stress condition. For the amount of distortion, menton area showed the greatest amount of distortion condition.

Key words : Stress distribution, Finite element method, Chin cap