

양측성 및 편측성 이악물기시 상하악골 응력변화 및 변위에 관한 3차원 유한요소법적 연구

조선대학교 치과대학 보철학교실

허 훈 · 강동완

I. 서 론

구강악계는 악골, 측두하악관절, 치아 및 근신경계 등으로 구성되어 있는 기능적 단위로서 각 구성요소 간의 상호 작용에 의해 저작, 연하, 발음 등의 기능을 수행하고 있으며 이러한 기능은 생역학적 방법을 통하여 분석되고 있다^{1,2)}

구강악계의 생역학적 연구는 인체 대신 실험동물을 사용하는 간접적인 방법이 많이 이용되며, 실험동물의 악골에 스트레인 게이지를 부착하여 골 표면의 변형정도를 측정하는 연구가 시도되었지만³⁻⁷⁾, 주변 근육에 의해 스트레인 게이지의 부착 부위가 제한되고 인체의 하악골체에는 직접 부착하는 것이 불가능하다는 문제점을 지니고 있다⁸⁾.

생체 조직 대신에 광탄성 모델을 이용하는 광탄성법은 실험의 제약이 덜 받는다는 장점은 있으나 구성조직 내부의 다양한 물리적 성질이나 악골의 불균등성을 정확히 재현하기 어렵고 여러 가지 기능의 조건에 따라 근육력과 작용방향 등을 변화시켜야 할 경우 용이하게 변화시킬 수 없다는 단점을 지니고 있다⁹⁾.

이러한 문제점에 따라 모델 및 하중조건 설정이 자유롭고, 부분적으로 서로 다른 물리적 특성을 갖는 대상에서도 해석이 가능하며, 내부응력을 정밀하게 측정할 수 있는 장점을 지닌 컴퓨터를 이용한 모의실험 방법이 컴퓨터 공학의 발달로 가능하게 되었다¹⁰⁻¹²⁾.

구강악계의 생역학을 분석하는 방법의 하나로서

측두하악관절에 대한 교합의 영향을 규명하고자 많은 선학들이 여러 가지 방법을 시도하였지만^{7,13-15)} 인체를 실험 대상으로 직접 이용할 수 없다는 제한요소와 하악운동시 좌우 측두하악관절의 조절에 따라 근육과 인대 및 연조직의 생역학적 작용에 의한 근육력 및 저작력, 가해진 외력에 의해 악골에 나타나는 응력과 왜력의 분포와 범위, 치아 상실에 의해 나타나는 변화, 하악골 운동, 과두에 작용하는 기능력, 하악골의 지레 작용 등에 관한 생역학적 연구가 상대적으로 미비하였고 명확하게 규명되지 않고 있다¹⁶⁻²²⁾.

또한 측두하악관절의 기능은 3차원적으로 일어나기 때문에 측두하악관절에 대한 역학적 응력 분석은 관절와, 관절원판 그리고 하악과두를 포함하는 입체적인 구조에서 분석할 필요가 있으며, 특히 측두하악관절의 운동은 양측성으로 일어나므로 기능측과 균형측의 관절 및 상하악골에 대한 평가가 동시에 이루어져야 할 것으로 보고되고 있다^{13,23)}.

따라서 본 연구에서는 악골의 형태를 지나치게 단순화한 기존의 유한요소모델²³⁻²⁶⁾과는 달리 측두하악관절을 포함한 인체의 상, 하악골을 보다 정확히 재현할 수 있도록, 2차원 컴퓨터 단층사진을 이용하여 정밀한 3차원 유한요소모델을 제작한 후, 인체를 구성하는 구조물과 유사한 물성치, 저작근의 하중조건 등 운동시 일어나는 상황과 유사한 경계조건을 설정하여 정상적인 치아상태에서 양측성 및 편측성 이악물기시 상악골과 하악골에 나타나는 생역학적 현상과 각 방향의 근육력에 따른 측두하악관절, 관절

원판, 치아 및 상하악골 등에 미치는 변위 및 응력 분포 등의 현상을 컴퓨터 모의실험을 실행하여 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

본 연구에서는 정상적인 치아 상태에서 양측성 및 편측성 이악물기의 2가지 경우에 대한 유한요소해석을 실시하기 위하여 상악 및 하악, 관절원판, 치아 등의 유한요소모델과 근육력 등에 대한 경계조건을 다음과 같은 방법으로 구성하였다.

2-1. 유한요소모델 제작 방법

두개골, 상하악골 및 치아의 발육이 정상적이고 기타 신체의 기형이 없으며 평균적인 체격을 가진 한국인 남자의 두개골을 과두 후방에서 하악체 전방 정중부까지 교합면에 수직되게 1.9mm 간격으로 컴퓨터 단층사진(General Electric 8800 Quick, USA)을 촬영하였다.(Fig. 2-1-1)

Digitizer(Summa Sketch III, USA)를 이용하여 각 단층사진의 골 형상을 컴퓨터에 입력하고 입력된 각 단층에 대한 CAD 데이터를 컴퓨터 내에서 3차원으로 재구성한 후, CAD 데이터의 불충분한 부분을 재구성하기 위하여 CAD의 스플라인(spline)곡선 특성을 이용하였다.(Fig. 2-1-2)

각 단면의 골부위에 대한 요소 구성을 위해 상악의 치아부위 및 하악전체를 전후 단면의 삼각형을 연결시킨 삼각뿔 요소로 구성하고 상악의 나머지 부분은 각 단면의 전후 스플라인(spline) 곡선을 이용하여 삼각형 또는 사각형 셀요소로 구성하였다.

치근막의 경우 단층사진에서 판독이 어려우므로 Carranza¹²⁾의 자료를 참고하여 0.25mm의 두께로 치

아와 피질골 사이의 공간을 이용하여 삼각뿔 및 썬기형요소로 고체모형화하였고 관절원판은 상악 및 하악의 악관절부위의 공간을 이용하여 썬기형요소로 구성하였다.

이악물기시 상하 치아의 접촉부위와 전후 치아 사이의 접촉문제는 Gap Element를 이용하여 처리하였고, 상악 치아와 하악 치아가 접촉하여 함께 움직여야 하는 부위는 구속요소(Constraint element)로 처리하여 접촉시의 효과를 고려하였다. 앞에서 설명한 방법으로 본 연구에서 작성된 두개골의 유한요소모델은 치아 19,132개(Fig. 2-1-3), 치근막 10,896개(Fig. 2-1-4), 상악 33,816개, 하악 34,242개, 관절원판 308개(Fig. 2-1-6)등 총 98,394 개의 유한요소로 구성되었으며(Fig. 2-1-7~8), 각각의 구성 성분은 Table 1과 같다

2-2. 재료의 물리적 성질

법랑질 · 상아질 · 백아질 · 치수 등으로 구성되어 있는 치아는 각 구성성분의 물리적 특성에 큰 차이가 없으므로 세분하지 않고 가장 많은 부분을 차지하고 있는 상아질로만 구성되어 있다고 가정하였다. 또한 치아의 강도를 단순화하는 것이 본 연구 결과에 큰 영향을 미치지 않는다고 생각하여 Craig 등^{28,29)}의 값을 이용하여 치아의 전체구조를 상아질 특성으로 모델링하였다.

치아 자체의 역학적 특성은 이방성으로서^{30,31)}하중을 가하는 방향에 따라 역학적 특성이 변화하지만 이방성 주축을 설정하는 것이 어렵다고 보고하여^{6,10,32)} 본 연구에서도 Ashman 등^{33,34)}, Hylander⁶⁾ Koriath 등¹⁰⁾의 보고에서와 같이 등방성 물질의 역학적 특성을 지닌다고 가정하였다. 악골의 형태 즉 악골의 장축을 표시하는 곡선에 따라서 피질골과 해면

Table 1. The composition of finite element model.

		Element	No
Element	Teeth	Tetrahedron Solid Element	19,132
	Periodontal	Pentahedron Solid Element	1,716
	Membrane	Tetrahedron Solid Element	9,180
	Maxilla	Triangle Shell Element	27,503
		Rectangle Shell Element	6,313
	Mandible	Tetrahedron Solid Element	34,242
	Articular Disc	Pentahedron Solid Element	308
	Node		

Table 2. Material Properties

	Young's Modulus(MPa)	Poisson's Ratio(ν)
Cortical Bone ¹⁾	1.37E+04	0.30
Cancellous Bone ¹⁾	7.93E+03	0.30
Articular Disc ¹⁾	9.24E+01	0.40
Periodontal Membrane ¹⁾	4.90E - 01	0.49
Teeth ¹⁾	1.76E+04	0.25

1) Tanne³⁹⁾ 2) Craig^{28,29)}

골의 물리적 성질을 부여하기 위하여 실험치에 근거한 각 성분들의 물성치를 피질골의 물리적 특성으로 이용하였다³⁵⁾. 골수강을 갖는 해면골을 모델링하는 것이 매우 복잡하므로 골수강은 무시하고, 균일한 재질로 구성된 것으로 가정하여 Hart 등³⁶⁾이 인간의 경골에서 측정된 값을 이용하였다.

치근막은 collagen, oxytalan 섬유와 체액성분으로 이루어진 복합재료로서 점탄성의 역학적 반응을 보이는 것으로 알려져 있다. 건전한 치근막을 갖는 자연치에 작은 수직력을 가했을 때 수직 운동량은 50 μ m 정도이고 더 큰 힘이 가해지면 치아가 치조골과 접촉하여 운동량은 0에 가까워진다고 주장하여 치근막은 점탄성 특성을 갖고 있으므로 2단계의 운동을 한다고 Kröber³⁷⁾, Richter 등³⁸⁾도 보고 하였지만 본 연구에서는 선형 탄성을 보이는 것으로 가정하였으며 치근막의 물리적 성질은 Tanne³⁹⁾ 값을 이용하였다.

본 연구에서 모델링한 각 부위의 물성치는 등방성 재료의 물리적 특성을 갖는 것으로 가정하여 Tanne³⁹⁾, Craig 등^{28,29)}이 실험 등을 통하여 제안한 값을 이용하였다. 각 재료의 물리적 특성치는 Table 2와 같다.

2-3. 경계조건

이 악물기 시 두개골에서 관여될 수 있는 조건으로 는 크게 상악 및 하악에 작용하는 근육력을 생각할 수 있다. 일반적으로 하악에 작용하는 근육력에 대해서는 많은 연구가 진행되어 있어 하중조건을 취하는데 어려움이 없으나 상악에 대해서는 유한요소법적 연구가 진행된 바 없어 본 연구를 통하여 상악에 대한 하중조건과 구속조건 등을 새로히 설정하였다.

2-3-1. 하악의 하중조건(Fig. 2-3-1~2)

양측성 및 편측성 이악물기시에는 교근, 측두근, 내측익돌근, 외익돌근등이 작용하는데 이중 외익돌근은 음식물 저작시와 같은 강력한 저작운동시 기능측 관절강의 증가로 원판후조직 상층에 의해 관절원판이 후방으로 당겨지는 것을 방지하기 위해 활성화된다⁴⁰⁾. 따라서 본 연구는 상하악 치아가 동시에 접촉하는 이악물기를 가정하였기 때문에 교합력 발생에 주로 작용하는 교근, 측두근, 내측익돌근에 의한 하중을 부여하였다. 각 근육의 주행각도 결정시 측두근은 전방부, 중앙부, 후방부로 나뉘어져 있고, 교근은 표층부와 심부로 구분되어 있어 각 근육을 대표하는 방향을 설정하기 어려운 점이 있다. 그러므로 넓은 부분에 분포하고 있는 근육작용을 시뮬레이션하기 위해 다중 힘 벡터를 상하악골의 근육 부착부에 해당하는 골 표면에 적용시켰다⁴²⁾. 저작근은 골에 직접 부착된 것으로 가정하였으며, 저작근의 3차원적인 좌표는 여러개의 인간 건조두개골을 측정한 Baron⁴¹⁾의 연구에서 얻어진 값을 기초로 하여 결정하였다.

근육의 주행방향은 3차원적으로 표현하기 어려워 x, y, z 세 방향의 벡터의 합으로 표현하였다. 생체에서 정확한 근력의 측정은 어려우므로 간접적인 방법으로 근육의 단면적이나 근전도값을 이용하였다. 등척성 교합시 형성되는 근육력의 크기는 아래의 식에 의해 얻어졌다.

$$[X_{Mi} \cdot K] \cdot EMGM_i = M_{ir}$$

X_{Mi} 는 근육 M_i 의 횡단면적, K 는 근육 상수(N/cm^2), 그리고 $EMGM_i$ 는 어떤 일을 수행하는데 필요한 최대 근수축에 대한 수축의 비율이다. 여기에서 $[X_{Mi} \cdot K]$ 값을 근육 M_i 의 weighting 요소, $EMGM_i$ 의 값은 scaling 요소라고 한다. 각 경우의 근육력은 Koriath 등¹⁰⁾이 제안한 값을 이용하였다. K 의

Table 3. Muscle weighting factors, scaling factors, unit vector coordinates for unilateral and bilateral molar clenching task1)

Muscle group	Muscle group weight(N) ²⁾	Scaling factors				Unit vector coordinates ³⁾		
		Bilateral		Unilateral		x	y	z
		WS	BS	WS	BS			
Superficial masseter	190.40	1.00	1.00	0.72	0.60	-0.207	+0.884	+0.419
Deep masseter	81.60	1.00	1.00	0.72	0.60	-0.546	+0.758	-0.358
Medial pterygoid	174.80	0.76	0.76	0.84	0.60	+0.486	+0.791	+0.372
Anterior temporalis	158.00	0.98	0.98	0.73	0.58	-0.149	+0.988	+0.044
Middle temporalis	95.60	0.96	0.96	0.66	0.67	-0.221	+0.837	-0.500
Posterior temporalis	75.60	0.94	0.94	0.59	0.39	-0.208	+0.474	-0.855
Inferior lateral pterygoid	66.90	0.27	0.27	0.30	0.65	+0.630	-0.174	+0.757
Superior lateral pterygoid	40.70	0.59	0.59			+0.761	+0.074	+0.645

1) The x, y and z coordinates are the three-dimensional coordinates of unit vector representing muscle direction. All coordinates are referenced to a global Cartesian coordinate system, where the xy-plane the frontal plane which the mandible was originally imaged. xz represents the orientation of the occlusal plane, and the yz-plans lies orthogonally to both xy and xz.

2) Derived from Nelson(1986)⁴⁰⁾

3) R, right; L, left; WS, working side; BS, balancing side.

값은 다양하지만 여기에서는 평균 40N/cm² 값을 이용했다. 근육력을 얻기 위해서는 이 둘을 곱하면 된다. 편측성 및 양측성 이악물기시에 근육의 weighting 요소, 단위 벡터 좌표 등을 Table 3에 나타내었다.

본 연구에서 이용된 하악의 하중조건으로는 하악의 양측성 이악물기(Fig. 2-3-1)와 편측성 이악물기(Fig. 2-3-2)시 각각의 움직임에 유발하는 근육력을 이용하였다. 각 경우의 근육력은 Koriath^{11,12)} 등이 제안한 값을 이용하였으며, 각 근육력을 근육 부착 부위에 위치한 절점의 갯수로 나눈 후, 계산된 하중을 각 근육력의 방향을 고려하여 균등하게 각 절점에 부과하였다.

2-3-2. 상악의 하중조건 (Fig.2-3-3~4)

일반적으로 각 근육이 상악에 부착되는 부위에 구속조건을 부여함으로써 각 근육력이 상악에 미치는 효과를 유한요소법적으로 고려할 수 있다. 그러나, 상악에 각 근육이 부착되는 부위, 즉 측두골 및 협골궁 부위에 구속조건을 동시에 부여할 경우, 하악에 작용하는 근육력의 대부분이 하악에 가장 가까운 협골궁 부위에 작용하게 된다.

이것은 협골궁 및 상악의 악관절 부위에 각 근육력

에 대한 반력이 집중적으로 작용함을 의미하며 협골궁 및 악관절 부위에 심한 응력 분포를 보이게 되어 실제의 인체 상황과는 다른 해석 결과를 보일 수 있다. 따라서 협골궁의 근육 부착부위에 구속 조건을 부여하는 것보다 교근이 작용할 때 협골궁의 근육 부착면에 작용하는 힘을 역으로 구하여 하중조건으로 이용할 경우 상악에 작용하는 근육력을 실제에 가깝게 평가할 수 있다.

본 연구에서는 하악에 작용하는 각 근육이 상악에 부착되는 부위중 측두근에 대해서는 측두부위에 구속조건을 부여함으로써 측두근이 상악에 작용하는 효과를 고려하였으며(Fig. 2-3-5), 교근에 대해서는 양측성 이악물기 및 편측성 이악물기에 대해 교근만 작용할 때의 해석을 실시하여 협골궁에 작용하는 반력을 구하였다. 구해진 반력은 전반적인 해석 수행시 상악에 작용하는 하중조건으로 이용되었다(Fig. 2-3-3~4).

하악에 작용하는 교근에 의해 상악의 협골궁에 작용하는 반력을 찾기 위해 실시한 해석방법은 다음과 같다.

- 1) 양측성 이악물기와 편측성 이악물기 각각에 대하여 하악에 교근만이 작용할 경우에 대한 유한요소 해석을 실시하였다. 이때의 하중조건으로는 Koriath⁷⁾이 제안한 교근의 근육력을 하악

에 부과하였고, 구속조건으로는 협골공에 교근이 부착되는 부위의 자유도를 고정 (degree of freedom, x=y=z=0)시켰다.

- 2) 해석 결과로부터 협골공의 교근이 부착되는 부위에 위치한 각 절점에 작용하는 반력을 구하였다.
- 3) 양측성 이악물기 및 편측성 이악물기시 각각에 대해 구해진 반력을 전반적인 해석을 실시할 때 협골공에 작용하는 하중조건으로 이용하였다.

2-3-3. 구속조건

실제 근육력의 움직임을 반영하기 위하여 근육이 측두골에 부착되는 부위의 변위를 고정 (degree of freedom x=y=z=0, Rx=Ry=Rz=free) 함으로써, 실제로 하악에 근육력이 작용할 때 상악의 근육 부착부위에서도 값은 동일하면서 작용방향은 반대인 근육력이 작용되도록 구속조건을 부과하였다. (Fig. 2-3-5)

2-4. 변위 및 응력의 계산 및 분석

상악 구조물의 역학적 해석을 위해 유한요소 프로그램인 I-DEAS(Master Series Ver. 3.0, SDRC Co., USA)를 이용하였다. 자체 제작한 프로그램에 의해 설계된 3차원 CAD 모델을 유한요소모델로 변환시키는 과정인 사전과정, 계산과정을 통하여 변위와 응력의 값을 구하는 해석과정, 그리고 이를 다시 컴퓨터 화면상에 그래픽으로 나타내는 사후과정을 거쳐 변위, 응력 등을 관찰하였다.

해석 결과에 대한 분석은 작용력에 대한 각 부위의 변위 및 응력으로 비교 분석하였다. 변위량은 구조물의 움직임을 나타낸 것으로서 최대변위를 주로 관찰하였다. 변위량은 좌표축에 대한 절점의 변위를 합산한 크기로 나타내었으며 다음 식으로 표시할 수 있다.

$$\text{Displacement} : \sqrt{\delta = \delta_x^2 + \delta_y^2 + \delta_z^2}$$

또한, 작용력에 대한 각 부위의 응력은 주로 최대, 최소 주응력과 Von-Mises 응력으로 정리하였다. 응력은 힘의 강도를 나타낸다. 단위 면적당 저장된 전단응력인 Von-Mises 응력은 각 요소내에 발생한 응력의 총합으로서 응력의 크기를 전체적으로 이해하

기 위해 제반 조건에 따라 상호 비교함으로 관찰되었다. 최대주응력이란 전단응력 성분이 0이 되는 면에 대한 수직응력 성분인 주응력중 대수적으로 가장 큰 응력을 말한다. Von-Mises 응력은 각 부위에 작용하는 응력의 상대적인 크기를 비교하기 위하여 이용하였으며, 주응력은 Von-Mises 응력이 많이 걸리는 부위의 응력이 인장응력인지 압축응력인지를 평가하기 위해 이용하였다.

관절원판의 경우는 최소 주응력으로 평가하였는데, 그 이유는 관절원판이 부착된 부위의 Buffering Effect를 고려할 때, 실제 관절원판에는 전단응력 성분 및 인장응력 성분은 발생하지 않는다. 따라서 계산된 값중 유효한 응력은 주응력중 압축응력으로서 본 연구에서는 관절원판에 대한 응력은 압축응력에 대한 결과값 위주로 정리하였다.

3 차원에 대한 Von-Mises 응력은 다음 식으로 정의된다.

$$\text{Von-Mises Stress} : \delta_v = \sqrt{\frac{1}{2} \{ (\delta_x - \delta_y)^2 + (\delta_y - \delta_z)^2 + (\delta_z - \delta_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) \}}$$

또한, 주응력에 대한 3차원 방정식은 다음 식으로 표시할 수 있다.

$$\text{Principal Stress 방정식} : \delta^3 - A\delta^2 + B\delta - C = 0$$

$$\text{여기서, } A = \delta_x + \delta_y + \delta_z$$

$$B = \delta_x \delta_y + \delta_x \delta_z + \delta_y \delta_z - \tau_{xy}^2 - \tau_{xz}^2 - \tau_{yz}^2$$

$$C = \delta_x \delta_y \delta_z + 2\tau_{xy}\tau_{xz}\tau_{yz} - \delta_x \tau_{xy}^2 - \delta_y \tau_{xz}^2 - \delta_z \tau_{yz}^2$$

III. 연구 성적

3-1. 두개골 전반에 대한 근육력의 영향

각 근육력에 대해 두개골의 각 부 위별 최대 변위 및 최대 응력은 Table 4에서 보는 바와 같이 교근, 측두근, 내측익돌근등의 각 근육력은 두개골에 골고루 영향을 미친다.

양측성 이악물기시, 각각의 근육이 독립적으로 작용하였을 경우 교근은 관절원판 및 치아에, 측두근은 하악 및 치근막에, 내측익돌근은 상악에 가장 큰 응력을 발생시키는 주인공으로 작용하지만, 근육이 통합되어 작용되었을 경우 하악골과 치아에 큰응력을 발생시켰다. Fig. 3-1-1~2은 양측성 이악물기시 각

Table 4. The comparison of stress and displacement results for each analysis case

types of clenching	acting muscle	Maxilla		Mandible		Articular Disc		Teeth		Periodontal Membrane	
		δ (mm)	σ_v (MPa)	δ (mm)	σ_v (MPa)	δ (mm)	σ_p (MPa)	δ (mm)	σ_v (MPa)	δ (mm)	σ_v (MPa)
Bilateral Clenching	M muscle	0.036	6.02	0.140	14.60	0.037	-2.03*	0.081	32.30*	0.084	0.91
	T muscle	0.029	4.43	0.155	22.00*	0.022	-1.02	0.063	30.40	0.059	1.13*
	P muscle	0.043	7.45*	0.126	14.00	0.032	-1.31	0.089	16.40	0.079	0.27
	Total	0.103	13.70	0.254	36.40	0.052	-2.27	0.192	58.80	0.180	2.29
Unilateral Clenching	M muscle	0.039	8.74*	0.243	32.60*	0.049	-2.32*	0.163	58.70*	0.167	0.99
	T muscle	0.044	7.86	0.418	25.40	0.037	-1.90	0.169	53.70	0.166	1.47*
	P muscle	0.041	5.82	0.245	15.10	0.056	-1.86	0.198	22.60	0.200	1.40
	Total	0.107	16.20	0.443	47.50	0.064	-3.41	0.277	81.10	0.279	3.22

δ : displacement, σ_v : Von-Mises stress, σ_p : principal stress,

M : masseter, T : temporalis, P : medial pterygoid, * : maximum value

근육력이 두개골 전반에 미치는 응력분포를 나타내며, Fig. 3-1-3~5은 각 근육력이 동시에 작용하였을 때 두개골 전반에 나타나는 응력분포 및 변위를 나타낸다.

편측성 이악물기시, 각각의 근육에 대한 역할을 나누어 평가하면 교근에 의한 영향이 가장 크고, 내측익돌근에 의한 영향이 가장 작은 것으로 나타났다. 교근은 치근막을 제외한 각 부위에 최대응력을 유발하였다. 치근막은 측두근에 의해 최대응력이 발생되지만, 내측익돌근에 의해 최대응력이 발생하는 부위는 없다. 따라서, 양측성 이악물기와는 달리 편측성 이악물기시 내측익돌근의 역할이 별로 크지 않음을 알 수 있다. Fig. 3-1-6~7는 편측성 이악물기시 각 근육력이 두개골 전반에 미치는 응력을 나타내며, Fig. 3-1-8~10는 각 근육력이 동시에 작용하였을 때 두개골 전반에 나타나는 응력분포 및 변위를 나타낸다.

3-2. 측두하악관절원판에 대한 근육력의 영향

양측성 이악물기 및 편측성 이악물기시 관절원판에 발생하는 응력 및 변위를 비교하면 Table 5와 같다.

양측성 이악물기의 경우 관절원판에 주로 영향을 미치는 근육은 교근으로 나타났다. 교근에 의한 근육력은 관절원판의 전면부를 압축하는 힘으로 작용하며(Fig. 3-2-1), 관절원판에 발생하는 최대압축응력의 95%에 해당하는 응력을 유발하였다. 측두근 및 내측익돌근에 의한 근육력은 각각 관절원판의 후면부와 내측을 압축하는 응력으로 작용하지만(Fig. 3-2-2), 응력값은 교근과 비교할 때 각각 50%, 64%에 불과하였다. Fig 3-2-3와 3-2-4는 각각 근육력이 동시에 작용할 때 관절원판의 응력분포 및 최종 변형양상을 보여준다.

편측성 이악물기의 경우 관절원판에 주로 영향을 미치는 근육은 양측성 이악물기와 달리 측두근 및 내측익돌근이며, 각각 최대압축응력의 55.7%, 54.5%에 달하는 응력을 유발하였다(Fig. 3-2-5~6). 편측성 이악물기시 균형측의 응력을 양측성 이악물기시 발생하는 응력과 비교할 때 작업측은 22% 감소하지만 균형측은 50% 증가하여 Fig. 3-2-7~8에서 보는 바와 같이 균형측 관절원판의 경우 최전외방에 응력이 주로 발생되었다.

Table 5. Stress and displacement results of the articular disc

types of clenching	acting muscle	Max. Displacement (mm)		Min. Principal Stress (MPa)	
		Working	Balancing	Working	Balancing
Bilateral Clenching	M muscle	-	-	-2.03 (most front outer)	-2.03 (most front outer)
	T muscle	-	-	-1.02 (most rear middle outer)	-1.02 (most rear middle outer)
	MP muscle	-	-	-1.31 (middle inner)	-1.31 (middle inner)
	Total	0.052 (front middle)	0.052 (front middle)	-2.27 (most front outer) (100%)	-2.27 (most front outer) (100%)
Unilateral Clenching	M muscle	-	-	-2.32 (most front outer)	-1.09 (middle inner)
	T muscle	-	-	-0.97 (rear inner)	-1.90 (most front outer)
	MP muscle	-	-	-1.30 (middle inner)	-1.86 (front middle outer)
	Total	0.064 (front inner)	0.064 (front middle)	-1.78 (middle center) (78%)	-3.41 (most front outer) (150%)

M : masseter, T : temporal, MP : medial pterygoid
() : area of minimum principal stress on articular disk.

3-3. 측두하악관절 주위 상악골에 대한 근육력의 영향

교근과 측두근은 양측성 이악물기에서 주로 상악의 협측 치조골과 측두하악관절 부위에 (Fig. 3-3-1~2), 내측익돌근은 주로 상악의 측두하악관절 부위에 높은 응력을 발생시켰다. 상악의 최대 응력은 치아와 결합된 치조골에서 발생한다 (Fig. 3-3-3~5). Table 6에서 보는 바와 같이 편측성 이악물기시 상악의 악관절부위에 걸리는 응력을 양측성 이악물기의 경우와 비교하면 작업측에 걸리는 응력은 15% 가량 감소하며, 균형측은 7%가량 증가하였다. 이것은 운동 방향에 따라 관절원판에 걸리는 응력과 비슷한 양상을 보이나 전반적으로 증감량은 감소한다. 이것은 악관절 관절원판의 하면에 높은 응력이 걸릴 경우에도 관절원판이 하중을 분산시켜 상악에 전달함으로써 상악에 집중하중이 걸리지 않도록 작용하기 때문으로 판단된다 (Fig. 3-3-6~10). 하악의 운동 방향에 따라 악관절주위의 상악에서 응력이 작용하는 부위는 다소 변화하지만 주로 응력을 받는 부위는 관절원판이 결합되는 부위와 악관절 전방부의 협

골궁 후단 부위로 나타났다. Table 6은 각 근육력이 동시에 작용할 때 악관절주위 상악의 작업측과 균형측에 나타나는 응력을 비교한 결과이다.

3-4. 과두 및 하악에 대한 근육력의 영향

양측성 이악물기에서, 교근은 근육 부착부를 바깥으로 벌어지게 하는 힘으로 작용하여 하악 결합부 내측에 인장응력을 발생시켰다 (Fig. 3-4-1). 측두근은 과두경과, 근돌기 후방부위에 압축응력을 유발하고 근돌기 전방부위에는 인장을 유발하는 원인으로 작용하여 하악에 가장 영향력이 큰 근육으로 평가되었다 (Fig. 3-4-2). 내측익돌근은 하악의 전면부 외측에 인장응력을 유발하지만, 전반적으로 볼 때 하악에 큰 영향을 주지는 않는 것으로 나타났다. Fig. 3-4-3~5은 각 근육력이 동시에 작용할 때 상악에 발생하는 응력 및 변위 분포를 나타낸다.

편측성 이악물기의 경우에 각 근육력이 하악에 미치는 영향을 양측성 이악물기의 경우와 비교해 보면, 교근은 하악의 작용측 교근 부착부에 높은 응력을 발생시키며 (Fig. 3-4-6), 측두근은 근돌기 전후방

Table 6. Stress results of maxilla around TMJ

	Max.Von-Mises Stress(MPa)		Max.Principal Stress(MPa)		Min.Principal Stress(MPa)	
	Working	Balancing	Working	Balancing	Working	Balancing
	Bilateral Clenching	9.13 (100%)	9.13 (100%)	10.44	10.44	-11.91
Unilateral Clenching	7.77 (85%)	9.80 (107%)	8.69	11.14	-9.58	-12.35

Table 7. Stress results of mandible

(A: condyle neck, B: posterior part of coronoid process, C: anterior part of coronoid process)

types of clenching	area	Max. Von Mises Stress (MPa)		Max. Principal Stress (MPa)		Min. Principal Stress (MPa)	
		W	B	W	B	W	B
		Bilateral Clenching	A	10.45 (100%)	10.45 (100%)	-	-
B	18.22 (100%)		18.22 (100%)	-	-	-19.74	-19.74
C	21.98 (100%)		21.98 (100%)	18.98	18.96	-	-
Unilateral Clenching	A	9.62 (92%)	11.23 (107%)	-	-	-9.82	-11.14
	B	18.12 (99%)	14.05 (77%)	-	-	-17.39	-15.16
	C	21.97 (100%)	18.52 (84%)	18.94	20.78	-	-

과 과두경부위에(Fig. 3-4-7) 내측익돌근은 균형측 하악체 전반에 높은 응력을 발생시켰다. 각 부위에 발생하는 응력값은 약간의 차이를 보이지만 전반적인 응력분포는 비슷한 경향을 보이며, 편측성 이악물기의 경우도 각 근육력중 하악에 가장 큰 영향을 미치는 근육은 측두근인 것으로 나타났다. Fig. 3-4-8~10는 각 근육력이 동시에 작용할 때 상악에 발생하는 응력 및 변위 분포를 나타낸다.

Table 7은 하악 각 부위의 응력을 비교한 도표이다. 각 근육력이 동시에 작용할 때, 하악골의 근돌기 전방부는 인장응력을 받고, 근돌기 후방부와 과두경은 압축응력이 작용하였다. 편측성 이악물기시 발생한 응력을 양측성 이악물기시의 경우와 비교하면, 과두경은 작용측이 8% 감소하였으며, 균형측은 7% 증가하였다. 근돌기 전방부와 후방부의 응력은 작용측은 큰 차이를 보이지 않으나, 균형측은 각각 16%, 23%가 감소하였다.

IV. 총괄 및 고안

구강악계는 측두하악관절, 저작근 신경계, 치아교합으로 구성되어 있으며, 좌우측에 있는 악관절의 조절에 따라 상하악 치열이 교합함으로써 그 기능이 수행되고 한 쪽 관절운동이 다른 관절운동에 직접 영향을 주는, 신체의 다른 관절에서는 볼 수 없는 복잡한 구성을 보인다^{2,43}.

인체를 실험 대상으로 직접 사용할 수 없다는 중대한 제약 조건 때문에 구강악계의 교합상과 측두하악관절에 대한 생역학적 연구가 상대적으로 미비하였으나²⁴, 최근에는 비교적 접근이 용이한 유한요소 해석 방법을 이용한 생역학적 연구가 활발히 진행되고 있다⁹⁻¹².

구강악계의 생역학을 간접적으로 분석하는 방법으로는 스트레인 게이지법, 광탄성법 같은 실험적 방법 및 컴퓨터를 이용한 수학적 해석방법인 유한요소법 등이 있다. 실험적 방법들의 가장 중요한 문제는

실제 실험 대상의 다양한 조건들을 어떻게 재현할 수 있는가 하는 점인데 대부분의 방법들은 실제와 유사한 재료 성질을 갖는 단일 모형을 취하여 부분에서 얻어지는 자료 값에 의존하는 단순한 구조 재현일 뿐만 아니라 여러 가지 하중 변화 등의 환경 재현을 포함하지 아니하는 한계점을 내포하고 있다. 이에 비해 유한요소법은 적절한 조건 설정이 부여된다면 실험 외적인 요소들로부터 영향을 받지 않으며 복잡한 기하학적 구조나 다양한 물성치를 갖는 재료로 구성되어 있어도 이 조건들이 모두 포함된 유한요소모델에서 응력의 분포, 방향, 크기 및 변위 여부를 알 수 있다는 장점이 있다.

유한요소모델이 실제와 근접하는 재현성을 얻기 위해서는 실험 대상의 정확한 형상 재현과 응력 집중이 예상되는 부위에 가능한 많은 요소를 갖도록 설계되어야 하나, 복잡한 3차원 구조물에 대한 유한요소모델 제작상의 어려움과 요소의 갯수 증가로 인해서 해석시 많은 계산 시간이 소요된다는 문제가 있다^{22,23,25}. 이러한 제약 때문에 3차원 유한요소분석에 이용된 모델은 대부분 두개골의 기하학적 형태나 물리적 성질을 지나치게 단순화시킨 모델을 이용하였다. Hart 등³⁰은 악골의 모델 제작과정에서 유한요소의 수를 계속 증가시키면서 분석을 시행한 결과 자유도가 30,000개 이상인 경우에 정확한 변위를 얻을 수 있다고 보고하였으나 본 연구에서는 거의 실제와 유사한 해부학적 형태와 물리적 성질을 만족시킬 수 있도록 98,394개의 요소와 38,321개의 절점을 갖는 유한요소모델을 제작하였다. 복잡한 악골의 구조를 정확하게 표현하기 위해 상하악골을 가능하면 작게 분할하여 치아, 치근막, 피질골, 해면골 각각의 구조체를 실물에 가까운 형태를 얻으려고 하였으며, 하중조건, 경계조건, 물질특성 등도 실제 구조와 유사하도록 부여하였다.

본 연구에서는 3차원 유한요소 제작시, 신의 방법²⁵에서 이용한 다단계 매칭방법중 위층의 1개의 삼각형과 아래층의 1개의 삼각형을 이용하여 삼각뿔의 입체로 형성할 경우 각 삼각형당 3개의 삼각뿔이 형성되는 것을 위층의 인접한 2개의 삼각형과 아래층의 인접한 2개의 삼각형을 매칭시키는 방법을 이용하여 삼각형 2개당 5개의 삼각뿔요소가 형성되도록 하여 요소의 갯수를 줄일 수 있도록 방법을 개선하였다. 또한 다단계 매칭방법을 이용하여 삼각뿔요소 구

성시 전후 단면이 급격한 변화를 일으키는 부위는 각 요소의 기준치와 비교할 때, 너무 왜곡되어 신빙성 있는 유한요소모델을 구성하기 어렵다. 따라서 이러한 부위는 셀요소로 구성하여 각 절점에 두께를 부여함으로써 해석 결과의 정확도를 높이고자 하였다.

치아의 교합시 접촉부위와 전후 치아 사이의 접촉 문제는 gap element를 이용하여 처리하였고, 상악 치아와 하악 치아가 교합되어 동일하게 움직여야 하는 부위는 구속요소로 처리하여 접촉시의 효과를 고려하였다⁴⁴.

양측성 및 편측성 이악물기시 주로 작용하는 측두근, 교근, 내측익돌근, 외측익돌근에 의한 하중을 유한요소모델에 부여하기 위해 생체에 작용하는 근육력을 측정하여 그 값을 이용하는 것이 바람직하지만 실제 측정이 어려우므로, 간접적인 방법으로서 Koriath 등¹⁰이 제안한 근육의 단면적을 이용한 근전도값을 이용하였다. 각 근육의 작용력을 재현하기 위해 하악의 한점에 집중하중을 가하는 대신에 실제 상태와 유사하게 여러 개의 힘 벡터를 각 근육 부착부에 해당하는 골표면에 위치한 각 절점에 부과하였다. 측두근은 전방부, 중앙부, 후방부로 나누고 교근은 표층부와 심층부로 구분하여 근육력을 가하였다. 근육력의 값과 작용방향에 대해서는 여러개의 인간 견조두개골로부터 Baron 등⁴¹의 연구에서 측정된 값을 기초로 하여 결정하였으며 x, y, z 세 방향의 벡터의 합으로 표현하였다.

두개골에 대한 하중조건으로는 크게 상악 및 하악에 작용하는 근육력을 생각할 수 있다⁴⁵. 일반적으로 하악에 작용하는 근육력에 대해서는 앞에서 언급한 바와 같이 많은 연구가 진행되어 있어 하중조건을 취하는 데 어려움이 없으나 상악에 대해서는 유한요소법적으로 진행된 연구가 전혀 없어 본 연구를 통하여 상악에 대한 하중조건과 구속조건 등을 설정하고자 하였다.

본 연구에서는 하악에 작용하는 각 근육이 상악에 부착되는 부위중 측두근에 대해서는 측두부위에 구속조건을 부여함으로써 측두근이 상악에 작용하는 효과를 고려하였으며, 교근에 대해서는 양측성 및 편측성 이악물기에서 교근만 작용할 때의 해석을 실시하여 협골궁에 작용하는 반력을 구하고, 얻어진 반력은 전반적인 해석 수행시 상악에 작용하는 하중조건으로 이용하였다.

양측성 이악물기시 작용하는 주요 폐구근인 교근, 측두근 및 내측익돌근의 각 근육력은 상·하악골에 골고루 영향을 미치며, 교근은 관절원판 및 치아에, 측두근은 하악 및 치근막에, 내측익돌근은 상악에 가장 큰 응력을 발생시키는 주인자로 나타났다. 편측성 이악물기시, 각각의 근육에 대한 역할을 나누어 평가하면 교근에 의한 영향이 가장 크고, 내측익돌근에 의한 영향이 가장 작은 것으로 나타났다. 교근이 치근막을 제외한 각 부위에 최대응력을 유발하였다. 치근막은 측두근에 의해 최대응력이 발생되지만, 내측익돌근에 의해 최대응력이 발생하는 부위는 없었다. 따라서, 양측성 이악물기와는 달리 편측성 이악물기시는 내측익돌근의 역할이 별로 크지 않음을 확인할 수 있었다.

상악과 하악으로 구분하여 살펴볼 때 전반적으로 상악보다는 하악에 높은 응력이 발생한다. 그 이유는 상악은 근육력에 대해 굽힘하중보다는 주로 축방향 하중을 받게 되어 응력(축하중에 대한 응력: $\sigma_a = \text{축하중/단면적}$)이 크지 않으나, 하악의 경우는 근육력에 의해 주로 굽힘응력(굽힘하중에 대한 응력: $\sigma_b = M \cdot Y/I$, M:moment, I:단면계수, Y:coordinate)을 받게 되어 동일한 근육력이 작용할 경우에도 상대적으로 높은 응력이 나타나는 것으로 사료되었다. 이는 이악물기와 같은 정적 교합활동시 저작근의 작용에 의해 하악 치궁의 넓이의 감소가 나타난다는 Jung⁴⁶⁾의 연구와 유한요소분석을 통해 좌우측 동시에 이악물기를 시행한 경우 과두간 거리가 감소된다는 Hart 등³⁶⁾의 연구와 양측성 이악물기시 악궁과 과두간 거리의 감소는 하악의 폭경변화가 굽힘응력에 의해 결정된다는 본 연구의 결과가 일치하였다.

각 근육력이 동시에 작용할 경우, 편측성 이악물기의 경우가 양측성 이악물기의 경우보다 근육력에 의한 응력 및 변위가 크게 나타났다. 양측성 이악물기의 경우가 편측성 이악물기의 경우보다 더 큰 힘이 작용함을 고려할 때 양측성 이악물기의 경우가 상대적으로 큰 응력이 작용해야 할 것으로 예측되었으나, 실제로는 편측성 이악물기의 경우에 더 큰 응력이 발생하고 있었다. 이러한 이유는 근육력의 작용 방향에 따르는 것으로 양측성 이악물기의 경우 작업측과 균형측에서의 근육력의 작용방향이 x 방향에 대해 서로 반대 방향으로 작용하여 x 방향에 대한 근

육력이 서로 상쇄되어 더 적은 응력 발생을 나타냈다. 편측성 이악물기의 경우는 둘다 -x 방향으로 작용하여 서로 상승효과를 가지며 동시에 하악에 굽힘하중이 작용되어 편측성 이악물기의 경우에서 더욱 쉽게 비틀리며, 동시에 더 큰 응력을 보이게 된 것으로 사료되었다.

관절원판과 치근막에 걸리는 응력은 치아 및 악골에 발생하는 응력과 비교할 때 상대적으로 낮은 응력값을 보인다. 하악에 걸리는 모든 근육력이 관절원판 및 치근막을 통하여 상악으로 전달됨을 고려할 때, 이 부위의 응력이 상대적으로 매우 높아질 것으로 생각할 수 있으나 관절원판과 치근막의 완충효과로 인하여 가해지는 하중에 대하여 굽힘응력은 거의 발생하지 않으며, 주로 압축응력만을 받게 된다. 따라서, 이 부위의 응력은 악골에 걸리는 응력보다 낮은 값을 나타내고, 악골이나 치아보다 상대적으로 낮은 Young's Modulus도 응력이 낮게 나타나는 원인으로 작용한다.

관절원판은 양측성 이악물기시 교근의 영향이 가장 큰 것으로 나타났다. 교근에 의한 근육력은 관절원판의 최전방 외부를 압축하는 힘으로 작용하며, 관절원판에 발생하는 응력의 95%에 해당하는 응력을 유발하였다. 측두근 및 내측익돌근에 의한 근육력은 각각 관절원판의 후면부와 내측을 압축하는 응력으로 작용하지만, 응력값은 교근과 비교할 때 각각 50%, 64%에 불과하여, 양측성 이악물기시 교근에 의해 관절원판의 최전방 외부에 최대압축응력이 나타났다. 이는 기²⁰⁾와 Koriath 등¹¹⁾의 과두의 전외방측에서 최대 주응력이 가장 크게 나타난다는 보고와 일치하였다. 관절원판은 편측성 이악물기시 측두근 및 내측익돌근에 의해서 균형측의 전면부 외측에 가장 큰 압박을 받게 되며, 교근은 주로 작업측의 전면부 외측을 압박하는 힘으로 작용하였다. 각 근육력에 의한 응력을 평가하면, 편측성 이악물기의 경우에 교근에 의한 응력이 가장 크지만, 교근은 주로 작업측의 전면부 외측을 압박하는 힘으로 작용하여, 균형측에 동시에 영향을 미치는 측두근 및 내측익돌근의 합보다는 작게 된다. 따라서, 편측성 이악물기시 관절원판의 작업측보다 균형측에 더 큰 압축응력이 발생하며 균형측의 관절원판의 전면부 바깥쪽이 심하게 압축된다. 편측성 이악물기시 균형측의 응력을 양측성 이악물기시 발생하는 응력과 비교할 때,

작업측은 22% 감소하지만 균형측은 50% 증가하였다. 그 이유는 측두근 및 내측익돌근에 의한 하악의 악관절 부위가 심하게 비틀리기 때문으로 파악되며, 또한 Barbenel⁴⁷⁾, Faulkner⁴⁸⁾, Gingerich⁴⁹⁾, Hylander⁵⁰⁾, Ralph 등⁵¹⁾의 연구에서 작업측보다 균형측에 더 큰 반력이 발생한다는 보고와 일치하였다.

상악은 교근, 측두근, 내측익돌근 등의 각 근육력에 의해 주로 협측 치조골, 협골궁 전방부위, 악관절 주위에 높은 응력 분포를 보인다. 교근과 측두근은 양측성 이악물기시나 편측성 이악물기시 주로 협측 치조골과 악관절 부위에 영향을 미치며, 내측익돌근은 주로 상악의 악관절 부위에 영향을 미친다. 상악의 최대 응력은 치아와 결합된 치조골에서 발생되었다. 편측성 이악물기시 상악의 악관절부위에 걸리는 응력을 양측성 이악물기의 경우와 비교하면 작업측에 걸리는 응력은 15% 가량 감소하며, 균형측은 7%가량 증가하여 운동 방향에 따라 관절원판에 걸리는 응력과 비슷하나 전반적으로 증감량은 감소된 양상을 보였다. 이것은 관절원판의 하면에 높은 응력이 발생할 경우에도 관절원판이 하중을 분산시켜 상악에 전달함으로써 상악에 집중하중이 전달되지 않도록 작용하기 때문인 것으로 사료되었다.

하악의 경우, 각 근육력은 대구치를 추축으로 한 굽힘하중으로 하악에 작용하게 된다. 특히 교근의 부착부위 주위가 뒤틀림을 받게 되고, 이 뒤틀림은 대구치를 추축으로 한 굽힘응력을 유발하여 하악 전반에 대한 응력을 높이는 결과를 초래한다. 또한, 하악에 작용하는 근육력이 상악으로 전달되는 하중 전달 경로가 치아나 악관절에 국한되어 상악보다 상대적으로 높은 응력을 보이는 것으로 판단된다. 또한 상악의 경우 각 근육 부착부위에 하악과 동일한 근육력이 작용하지만, 골돌이 단절된 부위가 작고, 하중이 전달될 수 있는 경로가 많아 어느 일부분에 하중이 집중하는 경우가 상대적으로 작으므로 상악의 응력은 하악보다 낮은 응력분포를 보이게 된다.

양측성 이악물기 및 편측성 이악물기 모두 각 근육력에 의해 하악에 높은 응력분포를 보이는 부분은 과두경부위, 근돌기 전방부, 근돌기 후방부 등의 3 부분이다. 각 경우의 근육력에 의해 과두경부위와 근돌기 후방부위 부분은 압축응력이 작용하지만, 근돌기 전방부위는 인장응력을 보인다. 특히 근돌기 전방부위는 각 근육력에 의한 등가응력이 가장 높게

나타났다. 편측성 이악물기시 각 부위의 응력분포를 살펴보면, 악관절과 인접한 과두경부위는 편측성 이악물기시 관절원판 및 상악의 악관절 부위에서 발생하는 응력변화와 유사한 경향을 보였으나, 악관절과 상대적으로 먼 거리에 있는 근돌기 전후방 부위는 반대의 경향을 보인다. 이러한 이유로 과두경 부위는 각 근육력에 의해 동일한 방향의 모멘트를 보이지만, 근돌기의 전후방부위의 경우는 측두근에 의해 그 부위에서의 모멘트가 반대방향으로 작용하기 때문인 것으로 사료되었다. 또한 근돌기의 전후방 부위는 양측성 이악물기의 경우와 비교할 때 작업측은 큰 응력 변화를 보이지 않고 균형측은 오히려 응력이 감소하는데 그 이유는 균형측에 작용하는 근육력이 작업측에 작용하는 근육력보다 작기 때문인 것으로 판단되었다.

V. 결 론

상하악골과 하악과두에 나타나는 변위 및 응력을 3차원적으로 관찰하기 위하여 2차원 컴퓨터 단층사진(CT)에 의해 얻어진 치아, 치근막, 피질골 및 해면골의 2차원 단면 형상에 대한 폐곡선을 삼각분할한 다음 전, 후 2차원 단면을 연결시켜서 3차원적인 유한요소모델을 제작하였다. 골의 물질 특성은 등방성을 부여하여 근육의 부착부로 추정되는 넓은 부위에 각각 X, Y, Z 방향으로 양측성 및 편측성 이악물기시의 근육력을 하중조건으로 부여한 후 I-DEAS 유한요소 프로그램에 의해 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 두 개골 전반에 대한 근육력의 영향은 양측성 이악물기시 교근은 관절원판 및 치아에, 측두근은 하악 및 치근막에, 내측익돌근은 악관절주위 상악골에 가장 큰 응력을 발생시키는 주인자이며, 편측성 이악물기시 교근에 의한 영향이 가장 크고 내측익돌근에 의한 영향이 가장 작았다.
2. 관절원판은 양측성 이악물기시 교근에 의해 가장 큰 영향을 받으며, 교근력은 관절원판에 발생하는 응력의 95%에 해당하는 응력을 유발하며 관절원판의 최전방 외부를 압축하는 힘으로 작용하였다. 편측성 이악물기시에는 측두근과 내측익돌근에 의해서 균형측 악관절부위가 비틀리며 균형측 관절원판의 전방외측부에 큰 압축응력이 발생

하였다.

3. 상악의 경우, 양측성 및 편측성 이악물기시 교근과 측두근에 의해 상악의 협측 치조골과 측두하악 관절부위에 높은 응력을 보이며, 내측익돌근에 의해 상악의 악관절부위에 높은 응력이 발생되었다.
 4. 하악의 경우, 양측성 및 편측성 이악물기시 교근은 근육부착부를 바깥으로 벌어지게 하는 힘으로 작용하여 하악 결합부 내측에 인장응력을 발생시키고, 측두근은 과두경과 근돌기 후방부위에 압축응력을 유발하고 근돌기 전방부에 인장응력을 유발하며, 내측익돌근은 하악결합부 외측에 인장응력을 유발한다. 편측성 이악물기시 하악에서 가장 큰 영향을 미치는 근육은 측두근이다.
 5. 편측성 이악물기시 작업측에 비해 균형측의 관절원판과 상악골에서 높은 응력이 발생하며, 하악골 근돌기 전방부의 경우 작업측이 균형측보다 높은 응력이 발생하였다.
- 이상의 결과로 볼 때, 양측성 및 편측성 이악물기에서 각 근육력이 동시에 작용할 경우 상악보다는 하악, 양측성 이악물기보다는 편측성 이악물기의 경우에 응력 및 변위가 크게 나타남을 알 수 있으며, 교합시 각 저작근은 상하악의 각각 다른 부위에 생역학적 영향을 미치는 것으로 나타났다.

참 고 문 헌

1. De Boever, J.a., Adriaens, P.A. : Occlusal relationship in patients with pain dysfunction symptoms in the temporomandibular joints, *J. Oral Rehabil.*, 10:1-7, 1983.
2. Okeson, J.P. : Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. 3rd., Saint Louis, Mosby Company, 3-15, 1993.
3. Bouvior, M., Hylander, W.L. : Effect of bone strain on cortical bone structure in macaques(*Macaca mulatta*), *J. Morphol.*, 167:1-12, 1981.
4. Brehnan, K., Boyd, R.L., Laskin, J., Gibbs, C.H., Mahan, P. : Direct measurement of loads at the temporomandibular joint in *Macaca arcoides*, *J. Dent Res.*, 60:1820-1824, 1981.
5. Hohl T., Tucek, W.H. : Measurement of condylar loading forces by instrumented prosthesis in the babon, *J. Max.-Fac. Surg.*, 10:1-7, 1982.
6. Hylander, W.L. : An experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in Macaques, *Am. J. Phys. Anthropol.*, 51:433-456, 1979.
7. Hylander, W.L., Johnson, K.R., Crompton, A.W. : Loading patterns and jaw movements during mastication in *Macaca fascicularis* : A vone-strain electromyo-graphic, and cineradiographic analysis, *Am. J. Phys. Anthropol.*, 72:287-314, 1987.
8. Hylander, W.L., Johnson, K.R., Crompton, A.W. : Loading patterns and jaw movements during mastication in *Macaca fascicularis* : A vone-strain electromyo-graphic, and cineradiographic analysis, *Am. J. Phys. Anthropol.*, 72:287-314, 1987.
9. Standlee J.P., Caputo, A.A., Ralph, J.P. : Stress trajectories with in the mandible under occlusal loads, *J. Dent, Res.*, 56:1297-1302, 1977.
10. Koriath, T.W.P., Romilly, D.P., Hannam, A.G. : Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible, *Am. J. Phys. Anthropol.*, 88:69-96, 1992.
11. Koriath, T.W.P., and Hannam, A.G. : Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching, *J. Dent Res.*, 73(1), 55-66, 1994
12. Koriath, T.W.P., and Hannam, A.G. : Mandible forces during simulated tooth clenching, *J. Orofacial Pain*, 8: 178-189, 1994.
13. 木村明祐 : 有限要素による顎關節の應力解析, *日本口腔外科會雜誌*, 36:1180-1196, 1990.
14. Ito, T., Gibbs, C.H., Bonnet, R.M., Lupkiewicz, S.H., Young, H.M., Lundeen, H.C. : Loading on the temporomandibular joints with five occlusal conditions, *J. Prosthet. Dent.*, 56:478-484, 1986.

15. Santos, J.D., De Rijk, W.G. : Vectorial analysis of the equilibrium of forces transmitted to TMJ and occlusal bite plane splint, *J. Oral Rehabil.*, 22, 301-310, 1995.
16. Boyd, R.L., Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Richmond, A.F., Laskin, J.L. : "Temporomandibular joint forces measured at the condyle of *Macaca arctoides*". *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 97:427-429, 1990.
17. Granados, J.I. : "The influence of the loss of teeth and attrition on the articular eminence", *J. Prosthet. Dent.*, 42:78-85, 1979.
18. Hatcher, D.C., Faulkner, M.G., and Hay, A. : Development of mechanical and mathematical models to study temporomandibular joint loading. *J. Prosthet. Dent.* 55:378-384, 1986
19. Hannam, A.G. : "Musculoskeletal biomechanics in the mandible", In : *Current controversies in temporomandibular disorders*, McNeill, C. eds., Quintessence Publ. Inc., Coral Stream, Illinois, pp. 72-82, 1992.
20. Haskell, B., Day, M., Tetz, J. : Computerized modeling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns, *Am. J. Orthodontics*, 89:363-382, 1986.
21. Pruim G.J., De Jongh HJ, and Ten Bosch JJ : Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J. Biomech.* 13:755-763, 1980.
22. Vam Rossen, I.P., Braak, L.H., de putter, C., & de Groot, K. : Stress-absorbing elements in dental implants. *J. Prosthet. Dent.* 64 : 198-205, 1990.
23. 최병기, 강 동완 : "구치부 지지결손이 하악과두에 미치는 영향에 관한 3차원 유한 요소법적 응력분석" 구강생물학연구지, 1995
24. 기우천 : "치아결손이 측두하악관절의 응력분포에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석", 박사학위논문, 경북대학교 대학원, 1991.
25. 신종연 : "측방유도교합시 측두하악관절 과부하 분석을 위한 하악골 3차원 모델링", 석사학위논문, 조선대학교 대학원, 1994.
26. Richter, E.J. : "Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry", *J. Prosthet. Dent.*, 61: 609, 1989.
27. Carranza, F.A. : *Glickmann's clinical periodontology*, 7th eds., W.B. Saunders Co., pp.39-50, 1984.
28. Craig R.G., Peyton, F.A. : Elastic and mechanical properties of human dentin, *J. Dent. Res.*, 37:710-718, 1958.
29. Craig, R.G., Peyton, F.A., Johnson, D.W. : Compressive properties of enamel, dental cement and gold, *J. Dent. Res.*, 40:936-945, 1961.
30. Katz, J.L., Meunier, A. : The elastic anisotropy of bone, *J. Biomech.*, 20:1036-1070, 1987.
31. Lees, S., Rollins Jr, F.R. : Anisotropy in hard dental tissues, *J. Biomech.*, 5:557-556, 1972.
32. Howard, I.C. Van Noort, R., Cardew, G.E., Noroozi, S. : The influence of enamel anisotropy on the stress distribution in teeth, *J. Dent. Res.*, 69 : Abst # 956, 1990.
33. Ashman, R.B., Cowin, J.D., Van Buskirt, W.C., Rice, J.C. : A continuous wave technique for the Measurement of the elastic properties of cortical bone, *J. Biomech.*, 17:341-361, 1984.
34. Ashman, R.B., Corin, J.D., Tumer, C.H. : Elastic properties of cancellous bone : Measurement by an ultrasonic technique, *J. Biomech.*, 29:979-986. 1987.
35. Carter, D.R., Hayes, w.c. : The behavior of bone as a two-phase porous structure. *J. Bone joint surg. [AM]* 1977: 59A:954-962.
36. Hart, R.T., Hennebel, V.V., Thongpreda, N., Van Buskirt, W.C., Anderson, R.C. : Modeling the biomechanics of the mandible : A three-dimensional finite element study. *J. Biomech.*, 25:261-286, 1992.
37. Kröber K. : 저작계의 구조와 생리 : "치과보철

- 학” 이재봉 역, 유림사, pp.21-117, 1992.
38. Richter, E.J., Spiekermann, H. Jovanovic, S.A. : “Tooth to implant fixed protheses : Biomechanics based on in vitro and in vivo measurement,” In : Laney, W.r., Tolman, D.E., eds. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction, Chicage, Quintessence Publ. Co., 133-140, 1992.
 39. Tanne, k., Tanaka, E., Sakuda, M., The elastic modulus of the temporomandibular joint disc from adult dogs. *J.Dent.Res* 70:1545-1548, 1991.
 40. Okeson, J.P. : Management of temporomandibular disorders and occlusion, 2ed, C.V. Mosby Co., St. Louis, pp.3-26, 1989.
 41. Baron, P., Debussy, T. : A biomechanical functional analysis of the masticatory muscles in man, *Arch. Oral Biol.*, 24:547-553, 1979.
 42. Nelson GJ(1986)Three dimensional computer modeling of human mandibular biomechanics. M.Sc.Thesis. The University of Britist Columba, Vancouver.
 43. Okeson, J.P. : Management of temporomandibular disorders and occlusion, ed. 2, St. Louis, C.V. Mosby Co, pp.107-121, 1989.
 44. Knoell, A.C : A mathematical model of in vitro human mandible., *J.Biomech*, 10:159-166, 1977.
 45. Weijs WA, and Hillen B Relationship between the physiological cross-section of the human jaw muscles and their cross-sectional area in computer tomograms. *Acta Anat.* 118:129-138, 1984.
 46. Jung. F. : Veränderungen des Prothesenlagers unter der teilprothese, *Deut, Zahnztl. Zeitsch.*, 14:105-107, 1959.
 47. Barbenel, J. : The biomechanics of the human temporomandibular joint: a theoretical study, *J. Biomechanics* 5, 251-256. 1972.
 48. Faulkner, M. G., D. C. hatcher, A. Hay : A three dimensional investigation of temporomandibular joint loading, *J. Boimechanics* Vol.20, No. 10-997-1002, 1987.
 49. Gingerich, P. : The human mandible: lever or link. *Am. J. phys. Anthropol.*, 51, 135-138, 1979.
 50. Hylander, W. : The human mandible: lever or link. *Am. J. phys. Anthropol.*, 43, 227-242, 1975.
 51. Ralph, J. and Caputo, A. : Analysis of stress patterns in the human mandible, *J. Dent. Res.* 54, 814-821, 1975.

사진부도 설명

- Fig. 2-1-1. Computed tomogram image of skull
- Fig. 2-1-2. 3-dimensional CAD data (front view / axono view)
- Fig. 2-1-3. Finite element model of teeth
- Fig. 2-1-4. Finite element model of periodontal membrane
- Fig. 2-1-5. Finite element model of cortical bone, teeth, periodontal membrane and articular disc
- Fig. 2-1-6. Finite element model of articular disc(balancing side)
- Fig. 2-1-7. Finite element model of skull(front view)
- Fig. 2-1-8. Finite element model of skull(side view)
- Fig. 2-3-1. Loading condition of mandible at bilateral clenching
- Fig. 2-3-2. Loading condition of mandible at unilateral clenching
- Fig. 2-3-3. Loading condition of maxilla at bilateral clenching
- Fig. 2-3-4. Loading condition of maxilla at unilateral clenching
- Fig. 2-3-5. Restraint condition of maxilla at bilateral and unilateral clenching
- Fig. 3-1-1. Effect of masseter muscle on the jaws at bilateral clenching
- Fig. 3-1-2. Effect of temporal muscle on the jaws at bilateral clenching
- Fig. 3-1-3. Stress contour of jaws at bilateral clenching(front view)
- Fig. 3-1-4. Stress contour of jaws at bilateral clenching(side view)
- Fig. 3-1-5. Displacement contour of jaws at bilateral clenching
- Fig. 3-1-6. Effect of masseter muscle on the jaws at unilateral clenching
- Fig. 3-1-7. Effect of temporal muscle on the jaws at unilateral clenching
- Fig. 3-1-8. Stress contour of jaws at unilateral clenching(front view)
- Fig. 3-1-9. Stress contour of jaws at unilateral clenching(side view)
- Fig. 3-1-10. Displacement contour of jaws at unilateral clenching
- Fig. 3-2-1. Effect of masseter muscle on the articular disc at bilateral clenching
- Fig. 3-2-1. Effect of temporal muscle on the articular disc at bilateral clenching
- Fig. 3-2-3. Stress contour of articular disc at bilateral clenching
- Fig. 3-2-4. Displacement contour of the articular disc at bilateral clenching
- Fig. 3-2-5. Effect of masseter muscle on the articular disc at unilateral clenching
- Fig. 3-2-6. Effect of temporal muscle on the articular disc at unilateral clenching
- Fig. 3-2-7. Stress contour of articular disc at unilateral clenching
- Fig. 3-2-8. Displacement contour of the articular disc at unilateral clenching
- Fig. 3-3-1. Effect of masseter muscle on maxilla and TMJ at bilateral clenching
- Fig. 3-3-2. Effect of temporal muscle on maxilla and TMJ at bilateral clenching
- Fig. 3-3-3. Stress contours of maxilla and TMJ at bilateral clenching(front view)
- Fig. 3-3-4. Stress contours of maxilla and TMJ at bilateral clenching(side view)
- Fig. 3-3-5. Stress contours of maxilla and TMJ at bilateral clenching(bottom view)
- Fig. 3-3-6. Effect of masseter muscle on maxilla and TMJ at unilateral clenching
- Fig. 3-3-7. Effect of temporal muscle on maxilla and TMJ at unilateral clenching
- Fig. 3-3-8. Stress contours of maxilla and TMJ at unilateral clenching(front view)

- Fig. 3-3-9. Stress contours of maxilla and TMJ at unilateral clenching(side view)
- Fig. 3-3-10. Stress contours of maxilla and TMJ at unilateral clenching(bottom view)
- Fig. 3-4-1. Effect of masseter muscle on mandible at bilateral clenching
- Fig. 3-4-2. Effect of temporal muscle on mandible at bilateral clenching
- Fig. 3-4-3. Stress contours of mandible at bilateral clenching(front view)
- Fig. 3-4-4. Stress contours of mandible at bilateral clenching(axono view)
- Fig. 3-4-5. Displacement contours of mandible at bilateral clenching
- Fig. 3-4-6. Effect of masseter muscle on mandible at unilateral clenching
- Fig. 3-4-7. Effect of temporal muscle on mandible at unilateral clenching
- Fig. 3-4-8. Stress contours of mandible at unilateral clenching(front view)
- Fig. 3-4-9. Stress contours of mandible at unilateral clenching(axono view)
- Fig. 3-4-10. Displacement contours of mandible at unilateral clenching

사진부도 ①

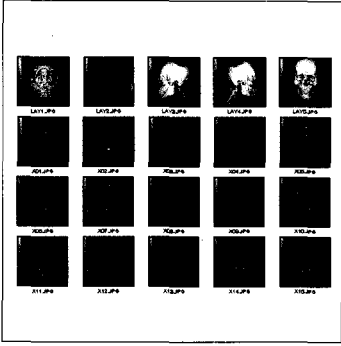


Fig. 2-1-1.

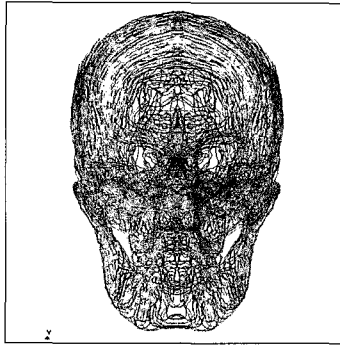


Fig. 2-1-2.

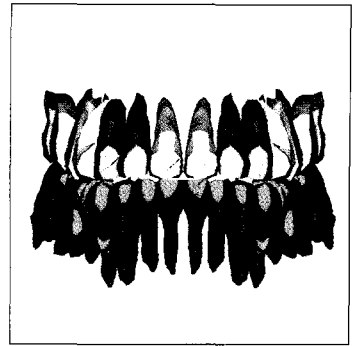


Fig. 2-1-3.

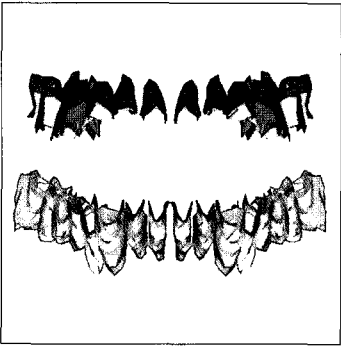


Fig. 2-1-4.

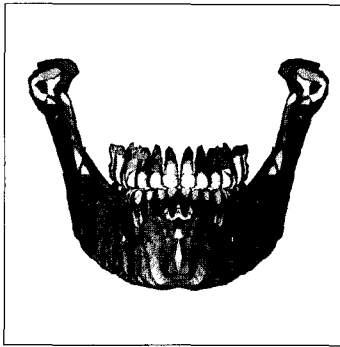


Fig. 2-1-5.

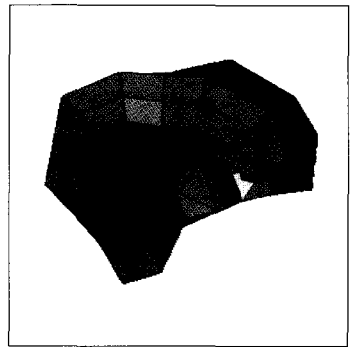


Fig. 2-1-6.



Fig. 2-1-7.

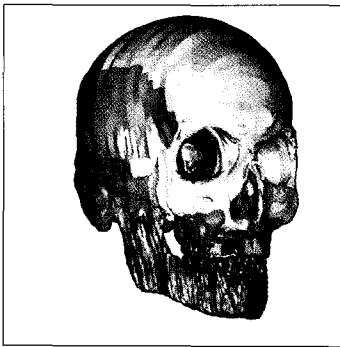


Fig. 2-1-8.



Fig. 2-3-1.

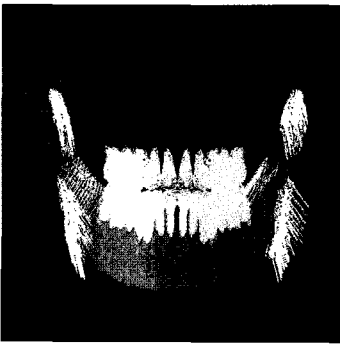


Fig. 2-3-2.

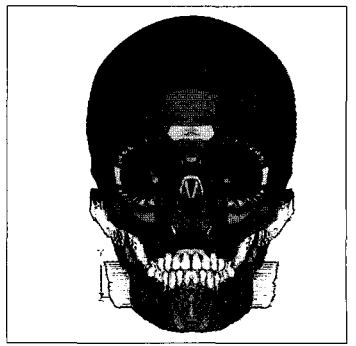


Fig. 2-3-3.

사진부도 ②

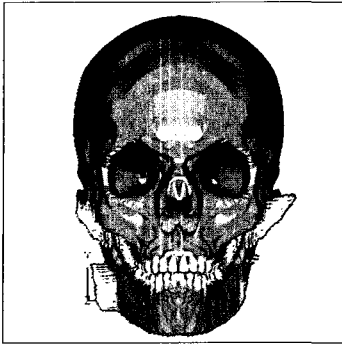


Fig. 2-3-4.

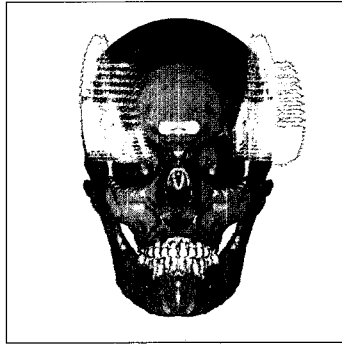


Fig. 2-3-5.

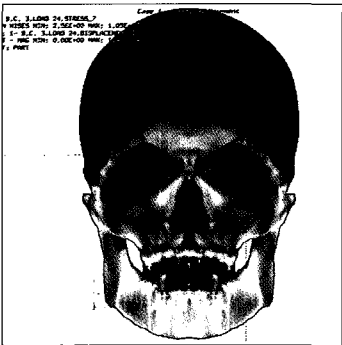


Fig. 3-1-1.

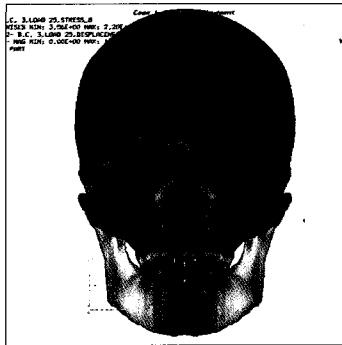


Fig. 3-1-2.

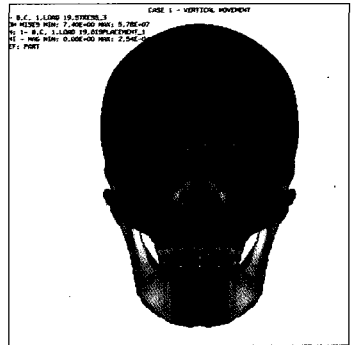


Fig. 3-1-3.

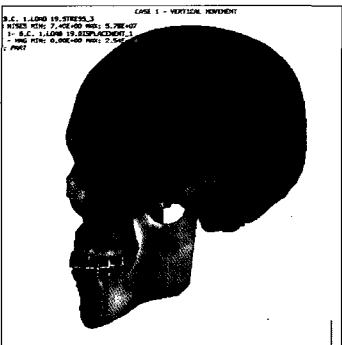


Fig. 3-1-4.

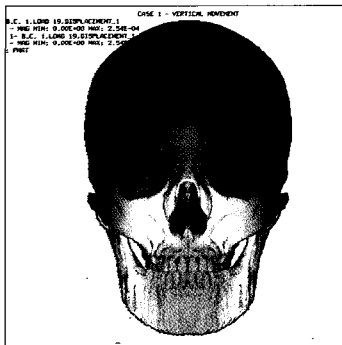


Fig. 3-1-5.

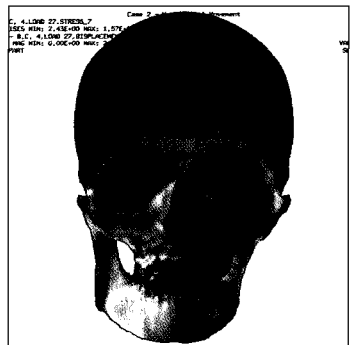


Fig. 3-1-6.

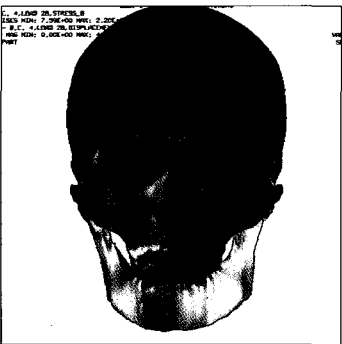


Fig. 3-1-7.

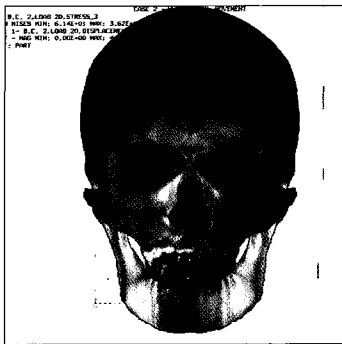


Fig. 3-1-8.

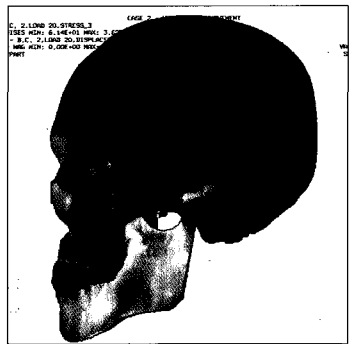


Fig. 3-1-9.

사진부도 ③

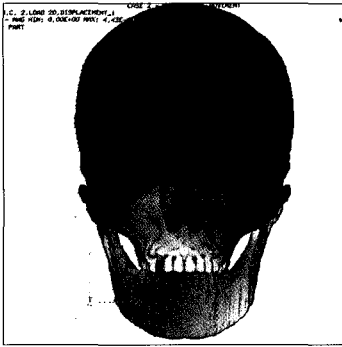


Fig. 3-1-10.

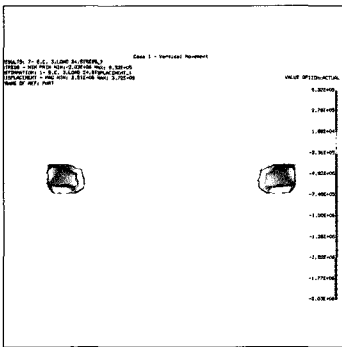


Fig. 3-2-1.

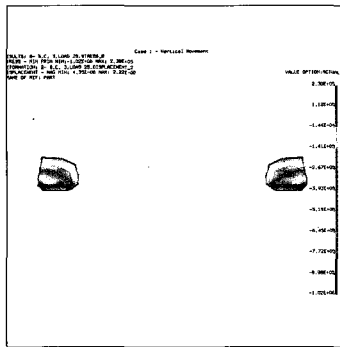


Fig. 3-2-2.

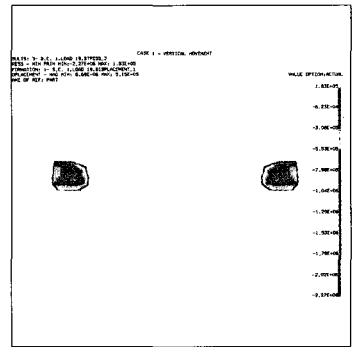


Fig. 3-2-3.

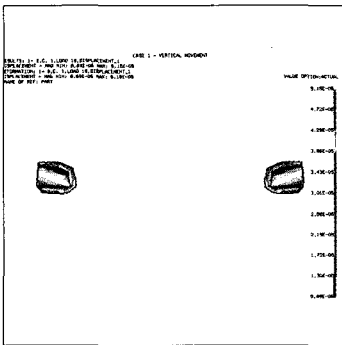


Fig. 3-2-4.

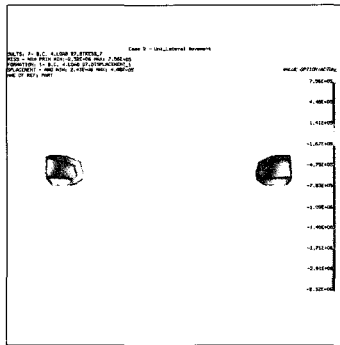


Fig. 3-2-5.

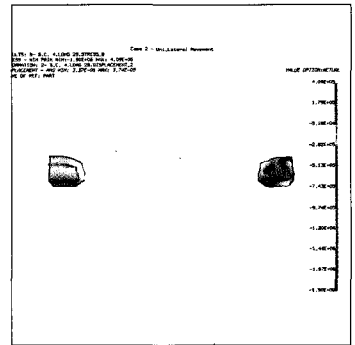


Fig. 3-2-6.

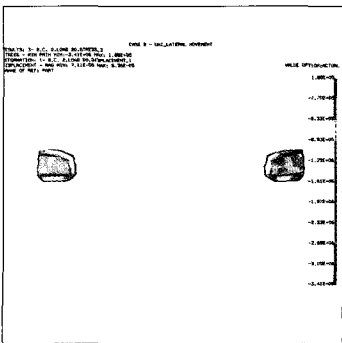


Fig. 3-2-7.

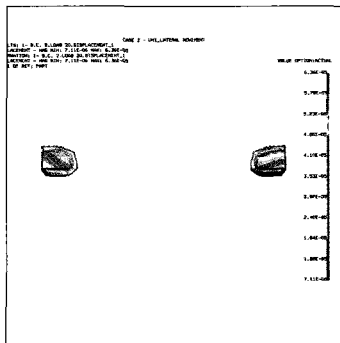


Fig. 3-2-8.

사진부도 ④

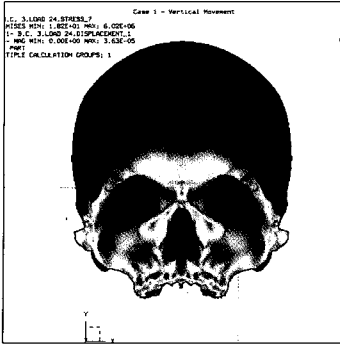


Fig. 3-3-1.

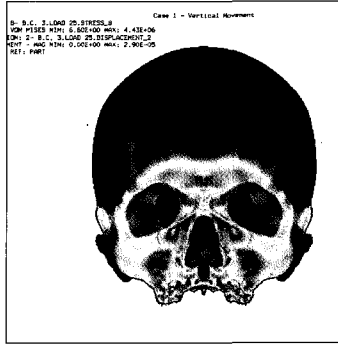


Fig. 3-3-2.

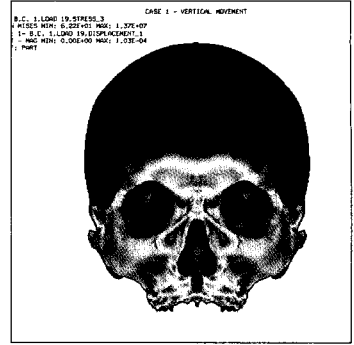


Fig. 3-3-3.

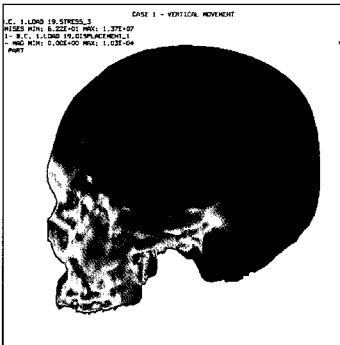


Fig. 3-3-4.

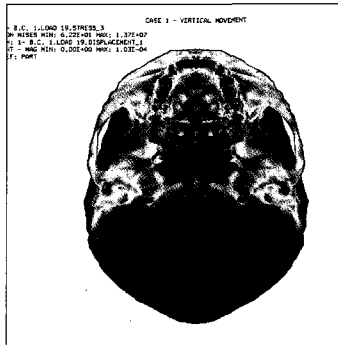


Fig. 3-3-5.

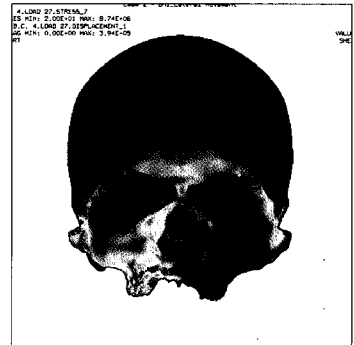


Fig. 3-3-6.

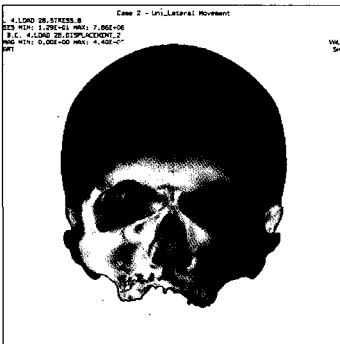


Fig. 3-3-7.

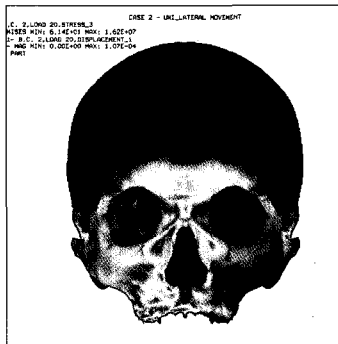


Fig. 3-3-8.

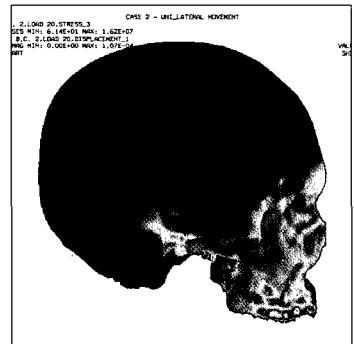


Fig. 3-3-9.

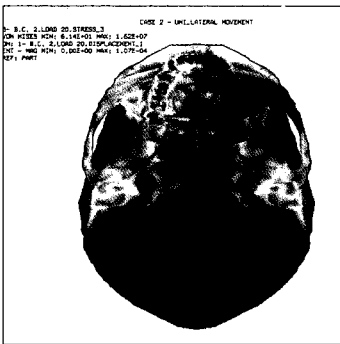


Fig. 3-3-10.

사진부도 ⑤

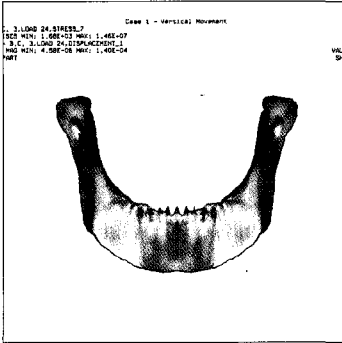


Fig. 3-4-1.

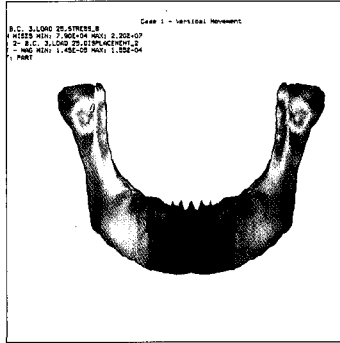


Fig. 3-4-2.

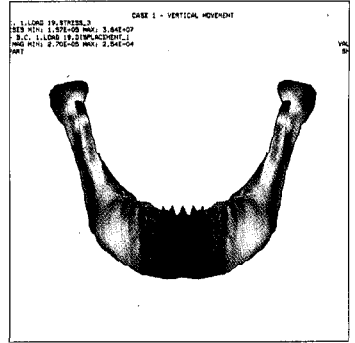


Fig. 3-4-3.

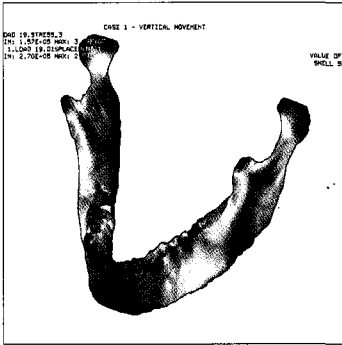


Fig. 3-4-4.

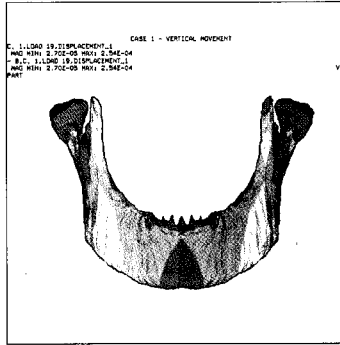


Fig. 3-4-5.

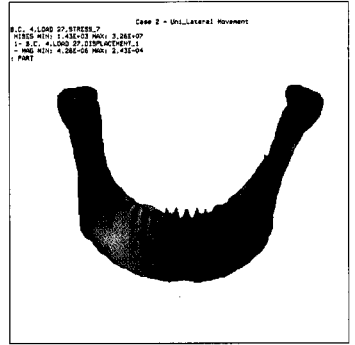


Fig. 3-4-6.

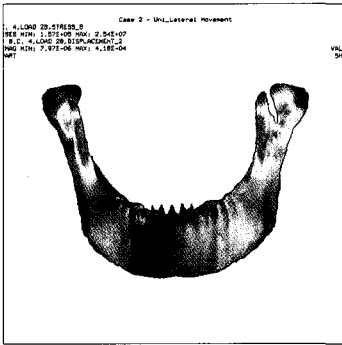


Fig. 3-4-7.

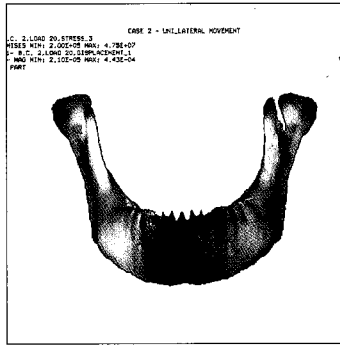


Fig. 3-4-8.

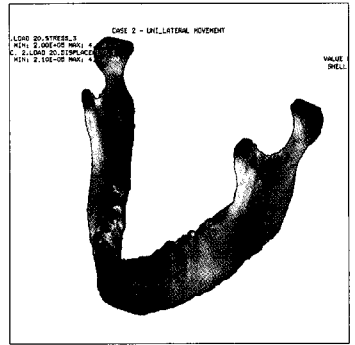


Fig. 3-4-9.

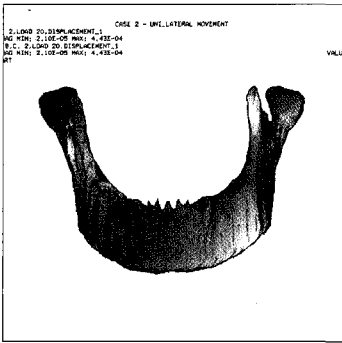


Fig. 3-4-10.

ABSTRACT

THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF THE JAWS AT THE SIMULATED BILATERAL AND UNILATERAL CLENCHINGS

Hoon Heo, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Dong-Wan Kang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

This study is to analyze the stress and displacement on the jaws during the bilateral and unilateral clenching task on three dimensional finite element model of the dentated skull. For this study, the computed tomography(G.E.8800 Quick, USA) was used to scan the total length of human skull in the frontal plane at 1.9mm intervals. The CAD data were extracted from the tomograms through digitizer(Summa Sketch III, USA) and then reconstructed by means of the spline method in the CAD program. In this project, a commercial software I-DEAS(Master Series version 3.0, SDRC Inc, USA) was used for three-dimensional stress analysis on the finite element model. which consists of articular disc, maxilla, mandible, teeth, periodontal ligament and cranium. The results are as follows. :

1. During the bilateral clenching, each major muscle forces caused high stresses on various areas of skull: masseter muscle on articular disc and teeth; temporal muscle on mandible and periodontal ligament; medial pterygoid muscle on the temporomandibular joint. During the unilateral clenching, masseter muscle induced the maximum stress; medial pterygoid muscle the minimum stress.
2. During the bilateral clenching, higher compressive stresses on articular disc were generated by the masseter muscle and higher deformation occurred on the most front outer sites. And during the unilateral clenching, temporal muscle and medial pterygoid muscle exerted their forces to twist temporomandibular joint area of the balancing side and induced a higher compressive stresses on the front outer sites of articular disc.
3. During the bilateral clenching, the masseter muscle bended the mandible outwardly, and then caused tensile stresses on the lingual surface of mandibular symphysis. And the medial pterygoid muscle caused tensile stresses on the labial surface of mandibular symphysis.
4. When each muscles were simultaneously applied on jaws, a high stress and displacement took place on mandible rather than on the maxilla.; Also, a high stress and displacement took place during the unilateral clenching rather than during the bilateral clenching.

Key words : finite element analysis, stress, displacement, maxilla, mandible, articular disc