- 대한악기능교합학회지 17권 2호, 2001 -

기능중 두개골 내 관절원판의 유한요소 스트레스 분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

강 동 완임 승 진안 광 현

Analysis of finite element stress on the articular disc of jaw during function

Kang, Dong-Wan, D.D.S., M.S.D.,Ph.D., Lim, Seung-Jin, D.D.S., M.S.D.
Ahn, Kwang-Hyun, D.D.S., M.S.D. Ph.D.

Department of Prosthodontics and TMD clinic, College of Dentistry, Chosun University.

The purpose of this study is to to analyze the mechanical stress on articular disk of the dentated skull with the condition of unilateral posterior molar missing.

For this study, the three dimensional finite element model of human skull scanned by means of computed tomography. (G.E. 8800 Quick, USA) was constructed. The finite element model of jaws is composed of 98,394 elements and 38,321 nodes, and it consists of articular disc, maxilla, mandible, teeth, periodontal ligament and cranium. Boundary condition included rigid restraints at the first molar and endosteal cortical surfaces of the insertion points of temporal bone.

The data derived from Nelson's study were used for the loading conditions of mandible during clenchings and for maxilla, new loading and constraint conditions were applied.

A clenching task during intercuspal position was modeled to the three dimensional finite element model.

The stress level and displacement of articualr disc on the model with unilateral posterior molar missing under bilateral clenching task can be analyzed. During bilateral clenchings, the compressive stress level and diplacement of the articular disk on the side of unilateral posterior molar missing is greater than that on the case with full dentition, whereas a higher stress was found on the disk on the balancing side of the full dentition. Although this kind of study is not enough to explain the role of occlusion as an etiologic factor of TMD, there may be a possibiliy that the condition of posterior molar missings may contribute in part to the TMJ biomechanics.

기능중 두개골 내 관절원판의 유한요소 스트레스 분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

강 동 완·임 승 진·안 광 현

I. 서 론

측두하악관절에는 교합에 의한 부하가 작용되고[14,15,19,21,22]교합은 측두하악장애 발생에 부분적으로 기여하는 것으로 보고되고 있다.

측두하악관절에 가해지는 부하를 생체역학적으로 연구하는 방법으로 유한요소법이 제안되어[17,18,24,25] 최근 생체 역학 분석이나 임플란트의 형태와 조건에 따른 역학을 분석하는 데 많이 이용되고 있다. 그러나 두개골의 형태가 복잡하고 구성 조직의 물리적 성질이 잘 알려지지 않았으며, 하중 조건과 경계조건이 복잡하며 3차원 모델을 제작한다고 하여도 물체의 물리적 성질이나 형태를 지나치게 단순화시킴에 따라 악안면 영역에서 발생되는 정확한 응력과, 왜력, 변위 등을 얻는데 많은 제한이 있었다.

이와같은 이유 때문에 기존에 사용되고 있는 프로그램에 의해 악골의 형태가 단순화되고 하악골만을 이용한 모델[1,25]과는 달리 인체의 상하악골을 보다 정확히 재현할 수 있도록 2차원 컴퓨터 단층사진을 이용하여 상하악의 복잡한 구조물을 단순한 여러개의 요소로 나누어 분석할 수 있는 3차원 유한요소법을 위한 모델을 제작하였다[2].

3차원 유한요소 모델을 이용하여 하악운동시 인체의 생역학과 유사한 시뮬레이션을 시행하기위해서는 근육의 부착부나 작용 방향 등의 하중조건과 구속 조건이 부여되어야 한다.

따라서 본 연구에서는 교합에 의한 측두하악장애의 유발에 대한 생체역학적 관계를 규명하기 위하여 고안된 컴퓨터 프로그램을 이용하여 교합장애의 하나로 보고되고 있는 편측 구치부 지지 결손이 포함된 두개골의 3차원 유한요소모델에서 양측성 및 편측성 이악물기시 측두하악관절에 나타나는 응력, 변위 등을 분석하였다.

Ⅱ. 연구재료 및 연구방법

2-1. 상하악 유한요소모델의 제작

악안면 기형이나 교합장애가 없는 한국인 남자의 두개골을 과두 후방에서 하악체 전방 정중부까지 교합면에 수직되게 2.0mm 간격으로 컴퓨터 단층사진(General Electric 8800 Quick, USA)을 촬영하여 얻어진 CAD 데이타를 CAD의 스플라인(spline)곡선 특성을 이용하여 3차원 모형을 재구성하였다. 구축된 모델의 유한 요소 분활을 위해 상악의 치아부위 및 하악전체를 삼각뿔 요소로 구성하고 상악의 나머지 부분은 삼각형 또는 사각형 셀요소, 치근막의 경우 삼각뿔 및 쐐기형요소로, 관절원판은 쐐기형 요소로 구성하였다.

이악물기 시 접촉부위와 전후 치아 사이의 접촉문제는 Gap 요소를 이용하여 처리하였고, 상악 치아와 하악 치아가 접촉하여 함께 움직여야 하는 부위는 Constraint 요소로 처리하여 접촉시의 효과를 고려하였다.

따라서 본 연구에서 작성된 두개골의 유한요소모

*이 논문은 1998년도 조선대학교 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음

델은 치아 19,132개, 치근막 10,896개, 상악 33,816개, 하악 34,242개, 관절원판 308개, 총 98,394개의 유한요소로 구성되었다.

2-2. 재료의 물리적 성질

유한 요소 분석의 경우 치아 각 구성성분의 물리적 특성에 따른 영향의 큰 차이가 없으므로 치아의 각 구성성분을 세분하지 않고 등방성 물질의 역학적 특징[4,5,20,21] 을 지닌것으로 가정하여 Craig 등[12,13]이 제안한 물성치를 이용하여 치아의 전체구조를 상아질 특성으로 모델링하였다. 악골에는 피질골과 해면골의 물리적 성질을 부여하고 피질골의 물리적 특성은 실험치에 근거한 각 성분들의 물성치를 이용하고 해면골은 균일한 재질로 구성된 것으로 가정하였지만 골수강을 갖는 해면골을 모델링하는 것이 매우 복잡하므로 골수강은 무시하였다.

치주 인대의 두께는 Coolidge[10]가 제안한 0.2mm를 기준으로 설정하였고 물리적 성질은 Mandel[26]이 제안한 물성치를 이용하고 본 연구에서는 선형 탄성을 보이는 것으로 가정하였다.

2-3. 경계조건

두개골에 대한 조건으로는 크게 상악 및 하악에 작용하는 근육력을 생각할 수 있다. 일반적으로 하악에 작용하는 근육력에 대해서는 Korioth[25]의 방법을 이용했으며 상악의 경우 허[2]의 방법을 사용하여 상악에 대한 하중조건과 구속조건 등을 다음과 같이 부여하였다.

2-3-1. 하악의 하중조건

본 연구는 상하악 치아가 동시에 접촉하는 이악물기를 가정하였기 때문에 이악물기에 주로 관여하는 측두근, 교근, 내익돌근에 의한 하중을 부여하였다(Fig. 3).

넓은 부분에 분포하고 있는 근육작용을 시뮬레이션하기 위해 다중 힘 벡터를 상하악골의 근육 부착부에 해당하는 골 표면에 적용시켰다[30]. 저작근은 골에 직접 부착된 것으로 하였으며, 저작근의 3차원적인 좌표는 5개의 인간 건조두개골을 측정한 Baron[6] 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 이용한다. 본 연구에서 근육력은 Nelson[30]이 보고하여 Korioth 등[25]이 하악골 유한요소 분석시 이용한 값을 이용하였다.

편측 및 양측 이악물기 시에 근육의 weighting 요소, 단위, 벡터, 좌표, 등은 Table 1와 같다.

Table 1. Muscle weighting factors, scaling factors, unit vector coordinates for bilateral clenchings

Muscle group	Muscle group weight(N)	Scaling factor		Unit vector coordinates		
		Bilateral		X	Y	Z
		WS	BS			
Superficial masseter	190.4	1.00	1.00	-0.207	+0.884	+0.419
Deep masseter	81.6	1.00	1.00	-0.546	+0.758	-0.358
Medial pterygoid	174.8	0.76	0.76	+0.486	+0.791	+0.372
Anterior temporalis	158.0	0.98	0.98	-0.149	+0.988	+0.044
Middle temporalis	95.6	0.96	0.96	-0.221	+0.837	-0.500
Posterior temporalis	75.6	0.94	0.94	-0.208	+0.474	-0.855
Inferior lateral pterygoid	66.9	0.27	0.27	-0.630	-0.174	+0.757
Superior lateral pterygoid	40.7	0.59	0.59	+0.761	+0.074	+0.645

WS : Working side, BS : Balancing side

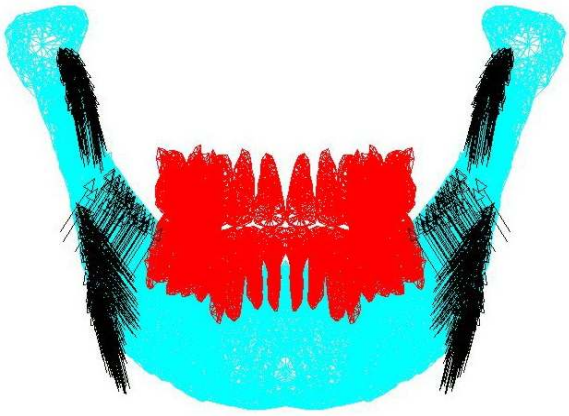


Fig. 1. Loading condition of mandible during bilateral clenching

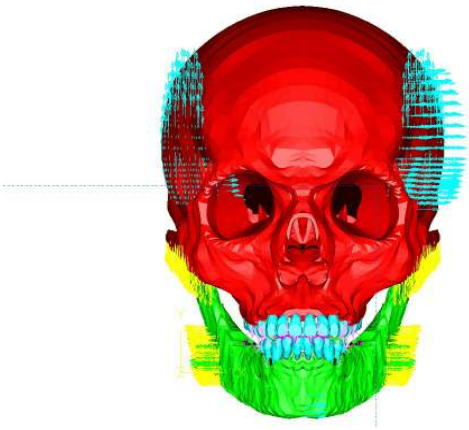


Fig. 3. Boundary condition of maxilla during bilateral clenching

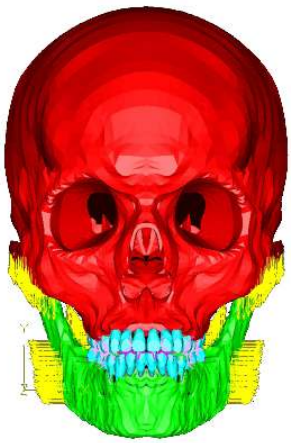


Fig. 2. Loading condition of maxilla during bilateral clenching

본 연구에서 이용된 하악의 하중조건으로는 양측성 이악물기 시에는 측방이악물기의 값중 작업측의 값을 좌우 양측 이악물기시의 값으로 가정하였다 (Table 1) 각 경우의 근육력은 Nelson 등[30]이 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

일반적으로 이악물기시 관여하는 근육이 부착하는 상악 부위에 구속조건을 부여함으로써 근육력이 작용할 때 상악에 미치는 영향을 분석하게 되지만 상악의 근육 부착 부위인 측두골 및 협골궁 부위에 구속조건을 동시에 부여할 경우 근육력의 대부분이 하악에 가장 가까운 협골궁 부위에 작용하게 된다 (Fig. 2).

이러한 경우 협골궁 및 상악의 악관절 부위에 각 근육력에 대한 반력이 집중적으로 작용함을 의미하며 협골궁 및 악관절 부위에 심한 응력 분포를 보이게 되어 실제의 인체 상황과는 다른 결과가 나타날 수 있다. 따라서 협골궁의 근육 부착부위에 구속 조건을 부여하는 것 보다 교근이 작용할 때 협골궁의 근육 부착면에 작용하는 힘을 역으로 구하여 하중조건으로 이용할 경우 상악에 작용하는 근육력을 실제에 가깝게 평가할 수 있다.

따라서 본 연구에서는 하악의 이악물기 시 관여하는 측두근에 대해서는 측두부위에 구속조건을 부여하여 측두근이 상악에 작용하는 효과를 고려하고 교근에 대해서는 수직적 이악물기에서 교근만 작용할 때의 협골궁에 의한 반력을 구하여 상악에 작용하는 하중조건으로 이용하였다.

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

1) 수직운동과 측방운동 각각에 대하여 하악에 교근만이 작용할 경우에 대한 유한요소 해석을 실시하였다. 이때의 하중조건으로는 Nelson 등[30]이 제안한 교근의 근육력을 하악에 부과하였고, 구속조건으로는 협골궁에 교근이 부착되는 부위의

자유도를 고정(degree of freedom, X=Y=Z=0)시켰다.

2) 해석 결과로부터 협골궁의 교근이 부착되는 부위에 위치한 각 절점에 작용하는 반력을 구하였다.
3) 수직운동 및 측방운동시 각각 구해진 반력을 협골궁에 작용하는 하중조건으로 이용하여 전반적인 해석을 실시하였다.

2-3-3. 구속조건

실제 근육력의 작용을 반영하기 위하여 근육이 측두골에 부착되는 부위의 변위를 고정(degree of freedom X=Y=Z=0, RX=RY=RZ=free)시킴으로써, 하악에 근육력이 작용할 때 상악의 근육 부착부위에서도 값은 동일하면서 작용방향은 반대인 근육력이 작용되도록 구속조건을 부과하였다

2-4. 변위 및 응력의 계산 및 분석

상하악 구조물의 역학적 해석을 위해 유한요소 프로그램인 IDEAS Master Series (SDRC Co., USA)를 이용하였다. 자체 제작한 프로그램에 의해 설계된 3차원 CAD 모델을 유한요소모델로 변환시키는 과정인 사전처리과정, 계산과정을 통하여 변위와 응력의 값을 구하는 해석과정, 그리고 이를 다시 컴퓨터 화면상에 그래픽으로 나타내는 사후처리과정을 거쳐 변위, 응력 등을 관찰하였다. 변위는 구조물의 움직임을 나타낸 것으로서 최대변위를 주로 관찰하였다. 변위량은 좌표축에 대한 절점의 변위를 합산한 크기로 나타내었으며 다음 식으로 표시할 수 있다.

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

또한, 작용력에 대한 각 부위의 응력은 주로 최대, 최소 주응력과 Von-Mises 응력으로 정리하였다. 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 응력을 압축응력에 대한 결과값 위주로 정리하였다.

3차원 Von-Mises 응력은 다음 식으로 정의된다.

Von-Mises Stress :

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]}$$

또한, 3차원 주응력(principal stress) 방정식은 다음 식으로 표시할 수 있다.

Principal Stress 방정식 : $\sigma^3 - A\sigma^2 + B\sigma - C = 0$

여기서,

$$A = \sigma_x + \sigma_y + \sigma_z$$

$$B = \sigma_x\sigma_y + \sigma_x\sigma_z + \sigma_y\sigma_z - \tau_{xy}^2 - \tau_{xz}^2 - \tau_{yz}^2$$

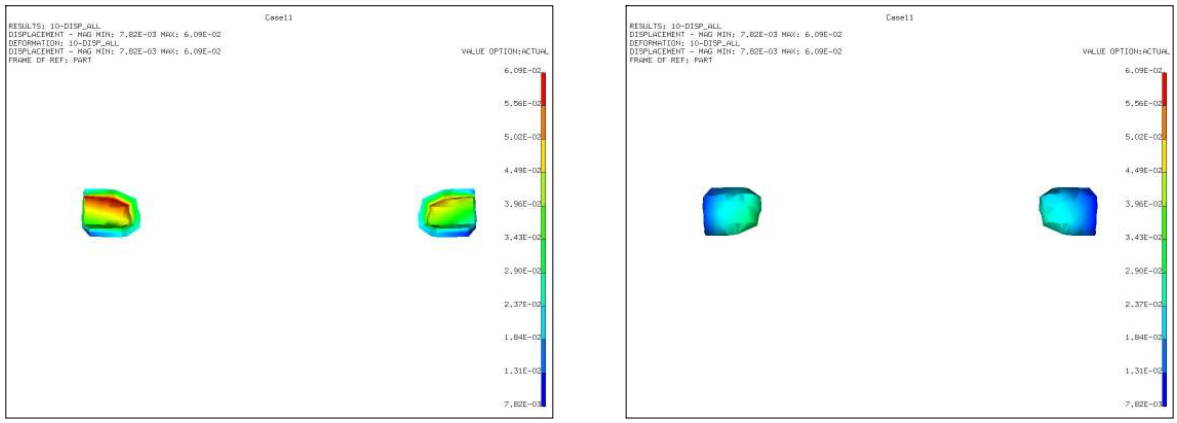
$$C = \sigma_x\sigma_y\sigma_z + 2\tau_{xy}\tau_{xz}\tau_{yz} - \sigma_x\tau_{yz}^2 - \sigma_y\tau_{xz}^2 - \sigma_z\tau_{xy}^2$$

Table 2. Maximum Displacement & Compressive Stress of articular disc in the full dentition model and the model with unilateral posterior bite collapse

Types of Model	Types of Clenching	Max. Displacement(mm)		Max. Compressive Stress(MPa)	
		Working	Balancing	Working	Balancing
Full Dentition	Bilateral	0.052 (A/M)	0.052 (A/M)	-2.27 (100%) (most A/O)	-2.27 (100%) (most A/O)
Unilateral post. Bite collapse	Bilateral	0.061 (A/I)	0.051 (A/I)	-2.68 (118%) (most A/O)	-2.32 (102%) (most A/O)

A: anterior, M: middle, O: outer, I: inner

Data of the full dentition model derived from Heo's Study[2].



(a) Inferior view (b) Superior view

Fig. 4. Distribution of displacement in articular disc at bilateral clenching

Ⅲ. 연구 성적

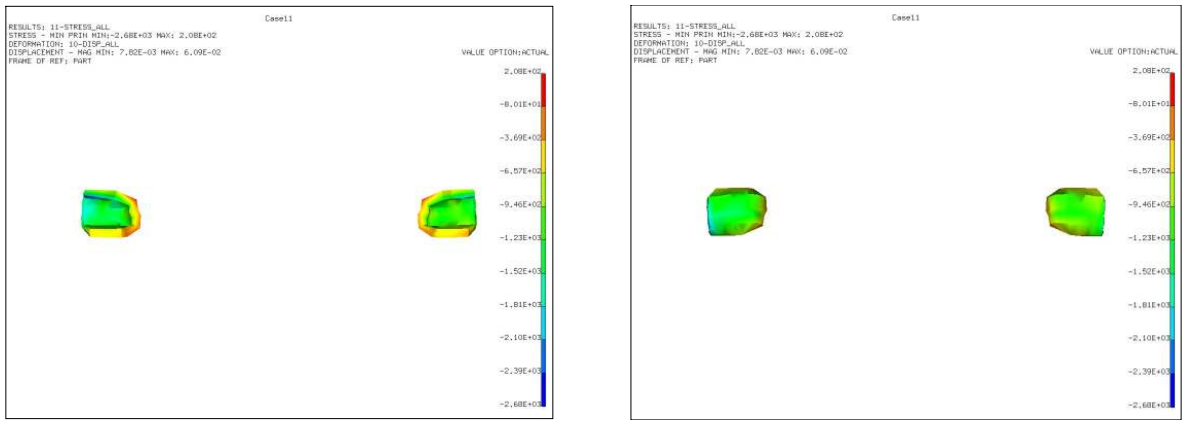
1. 양측성 이악물기시 관절원판에 발생하는 응력 및 변위량

전치열의 모델에 대한 허[2)]의 연구에서 양측 이악물기의 경우 좌우측이 동시에 작업측으로써 작용하므로써 작업측과 균형측 모두 동일한 변위와 최대 압축력을 나타내고 있으나 편측구치부 상실을 지닌 모델에서는 양측치열이 존재한 경우에 비해 관절원판에 최대압축력이 치아상실측에서는 18%, 치아비상실측에서는 2% 증대된 양상을 보이고 있었다. (Table 2).

2. 양측성 이악물기시 관절원판에 발생하는 응력 및 변위 양상

관절원판에 분포하는 전체적인 변위를 분석해 보면 과두 전방에 최대 변형이 발생하며, 외측 보다 내측에서 보다 큰 변위가 발생하므로서 과두가 전방으로 이동하면서 내측으로 모아지는 변형을 하므로 관절원판은 전방 내측 방향으로 압축변위가 발생한다. 편측 대구치 상실에 따른 변위 변화를 분석해 보면, 비대칭적인 우측 하악의 변위 분포로 인해 구치상실측 관절원판의 전방 내극에 압축 변위가 집중되었다.

관절원판에 분포하는 주응력은 전방에서 최대 응



(a) Inferior view (b) Superior view

Fig. 5. Distribution of minor principal stress in articular disc at bilateral clenching

력이 발생하였으며, 내측 보다 외측에서 최대 압축 응력이 분포하여 관절원판이 외측에서 내측으로 이동됨을 나타냈다. 편측 대구치 상실로 인한 관절원판의 응력 변화를 분석해 보면, 비대칭적인 우측 하악의 응력 분포로 구치상실부측 관절원판의 전방 내극에 압축 응력이 집중되었다.

Ⅳ. 총괄 및 고찰

인체의 질병을 진단하고 분석하기 위한 의공학적 기여에 의해 2차원 단면 정보를 단순히 3차원으로 재구성하는 것으로부터 재구성된 3차원 형태를 가공하여 유용한 정보를 얻어왔지만 인체의 복잡한 구조물을 역학적으로 분석하기 위해서는 구조체의 단순한 3차원적 재현 뿐만 아니라 이러한 구조체의 기능 분석이 가능하도록 그 조건을 만족시킬 수 있는 3차원 모델의 제작이 필요하다[1,2,3].

제작된 3차원 모델에 적용하는 유한요소법은 복잡한 구조물을 물리적으로 성질이 유사한 여러개의 작은 요소로 나누어 수치화하여 입력하고 물리적 성질과 하중 조건을 설정하여 컴퓨터를 이용하여 계산함으로서 종래의 방법과는 달리 구조물이 매우 복잡하거나 다양한 재료로 구성되어 있어도 실험조건에 쉽게 포함시켜 구조물 내에 나타나는 변위와 응력의 크기 및 그 분포를 명확히 밝힐 수 있다는 장점이 있다.

그러나 교합과 측두하악관절에 대한 생역학 연구가 상대적으로 미비하기 때문에 근육력이 하악에 가해졌을 때 측두하악관절에 나타나는 생역학적 반응을 살펴보고 치아의 결손이 측두하악관절의 생역학에 어떠한 영향을 미치는가를 규명하고자 본 연구는 3차원 하악골의 응력분석에 유용할 수 있는 컴퓨터 모델링에 의해 제작된 유한요소분석이 가능한 3차원 구조체를 제작하여 치아상실에 따른 측두하악 관절원판의 변위와 압축 양상 등을 분석하였다.

유한요소모델이 매우 복잡하거나 다양한 재료로 구성되어 있어도 실험조건에 쉽게 포함시켜 구조물 내에 나타나는 변위와 응력의 크기 및 그 분포를 명확히 밝힐 수 있다는 장점을 지니고 있지만 이러한 결과를 얻기 위해서는 유한요소법을 위한 모델을 어떻게 제작하느냐가 매우 중요하다.

본 연구에서는 치아, 치근막과 같은 복잡한 구조물을 표현하는데 있어서의 제한성, 근육의 부착부와 작용방향의 불확실성, 과두에서의 경계조건의 제한성 등을 해결하기 위한 조건을 부여하였다.

따라서 치아, 치근막, 피질골, 각각의 구조체를 서로 분리하여 형성함으로써 실제에 가까운 두개골 형태를 얻으려고 하였다.

이악물기에 주로 작용하는 측두근, 교근, 내익돌근에 의한 하중을 부여하기 위해 생체에서 정확한 근육력을 측정하는 것이 어려우므로 본 실험에서는 근육의 단면적을 이용한 Nelson 등[30]이 연구하여 보고한 값을 이용하였다. 각 근육의 근육력은 작용 형태를 재현하기 위해 선상의 힘을 가하는 대신에 실제 상태와 유사하게 여러개의 힘 벡터를 근육 부착부에 해당하는 골 표면에 적용시키기 위해 측두근은 전방부, 중앙부, 후방부로 나누고 교근은 표층부와 심층부로 구분하여 근육력을 가하였다.

근육의 주행방향에 대한 3차원적인 좌표는 5개의 인간 건조두개골을 측정한 Baron 등[6]의 연구에서 얻어진 값을 기초로 하여 결정하였으며 X, Y, Z 세 방향의 벡터의 합으로 표현하였다.

본 연구에서는 기존의 연구와는 달리 상하악을 포함한 두개골 영역에서의 근육부착부위에 대한 구속조건 및 하중 조건을 부여하여야 하기 때문에 상악에 부착되는 측두근에 대해서는 측두부위에 구속조건을 부여함으로써 측두근이 상악에 작용하는 효과를 고려하였다. 교근의 경우 양측성 이악물기에 대해 교근만 작용할 때 협골궁에 작용하는 반력을 구하고 구속조건으로는 협골궁에 교근이 부착되는 부위의 자유도를 고정(degree of freedom, X=Y=Z=0) 시켜 협골궁에 작용하는 하중조건으로 활용하여 분석하였다.

이악물기 같은 정적 교합활동시 저작근의 작용에 의해 하악 치궁의 넓이의 감소가 나타난다는 Jung[23]의 연구와 유한요소분석을 통해 좌우측 동시에 이악물기를 시행한 경우 과두간 거리가 감소되었다는 Hart 등[16]의 연구와는 달리 Burch 등[9]은 안정위에서 전방, 개구 및 측방운동시 치궁넓이가 감소된다고 보고하였다. 이러한 상반된 문헌고찰, 허의 연구 및 본 연구를 비교하여 볼 때 양측성 이악물기에서는 교근의 작용에 의해 치궁이 넓어지나 오훼돌기에서 작용하는 측두근의 작용에 의해 오훼돌기간의 거리

가 감소된 상호간의 작용에 의해 최대 중심교합시 과두는 전외방변위되고 과두의 전외방에 부하가 집중되어 나타나는 것으로 추론되었다.

관절원판에 분포하는 변위를 분석해 보면 과두 전방에 최대 변형이 발생하며, 외측 보다 내측에서 보다 큰 변위가 발생하였다. 이 결과로부터 과두가 전방으로 이동하면서 내측으로 모아지는 변형을 하여 관절원판은 전내측 방향으로 압축변위가 발생하는 것으로 나타났다. 이러한 사실로 부터 양측성 이악물기에서는 교근의 작용에 의해 치궁이 넓어지나 오훼돌기에서 작용하는 측두근의 작용에 의해 오훼돌기간의 거리가 감소된 상호간의 작용에 의해 최대 중심교합시 과두는 전외방변위되고 과두의 전외방에 부하가 집중되어 나타나는 것으로 추론되었다. 또한 대구치를 포함하는 편측성 치아 결손의 경우 치아가 결손된 측의 하악과두에 응력이 더욱 집중되며 응력의 크기가 증가함을 관찰할 수 있었다. 이 결과는 구치부가 결손된 경우 하악과두에서 관절원판으로 향하는 방향과 하악와 상부에서 대조형에 비해 더욱 큰 응력이 발생한다는 木村의 연구와 일치하였다. 이는 구치부 치아가 결손된 경우 교합력을 완충하는 치아의 수가 감소되고 후방지지가 상실됨에 따라 지렛대 지점이 전방으로 이동하며 결손부측 하악이 상방으로 이동되어 동측의 악관절의 응력이 증가되는 것으로 생각된다.

Costen[11]이 구치부 교합상실에 따라 측두하악관절의 제 구조가 영향을 받게 된다는 보고나 구치부 지지소실에 따른 측두하악관절증의 관련성이 인류학자들에 의해 보고되어[7,15,32] 교합되는 치아의 수에 따른 교합력의 차이에 의해서도 하악 과두의 재형성 여부 결정 및[27,28,29] 젊은 성인의 사체 연구에서도 구치상실과 과두 전면의 일부 연조직변화와 관련되어 있다는 보고[31]에 따라 구치부 지지결손과 악관절 사이에는 역학적 상관 관계가 있다고 사료되었다.

관절원판에 분포하는 주응력은 전외측에서 최대 압축응력이 분포하였는데 이러한 점에서 전외축에서 압축이 증가되어 운동이 제한된다면 과두운동에 변화를 초래할 수 있을 것으로 사료되었다. 이는 과두에서의 외극과 내극에서의 시상면과 전추면을 축으로 일정 각도를 지면서 3차원적 원추형 운동을 하는 구조를 지니기 때문에 과두의 전방 외극이 내극에 비해 가동성이 더 높다는 점에서 전외측에서의 비기능운동인 지속적인 이악물기에서의 압축은 활과두운동을 병리적으로 변화시킬 수 있다.

Ward 등[33]은 하악위의 변화에 따른 측두하악관절의 활액압을 분석하여 과두의 위치변화에 따라 활액압이 증가됨으로써 국소적 세포변화 및 재생능력을 감소시켜 병리적 변화를 가져오게 된다고 보고하여 편측구치부 상실은 이러한 변위를 야기할 수 있는 교합장애의 하나일 것으로 사료되었다.

따라서 본 연구는 유한요소 분석에 대한 제한이 있지만 측정하고자 하는 것을 생체에서 시행하지 않으며 근육 부착부에 영향을 받지 않고 재현성이 높다는 점에서 주의깊게 시행된다면 측두하악관절을 포함한 악골의 형태와 기능을 연구하는데 매우 유용한 것으로 생각된다.

그러나 측두하악관절에 대한 교합의 생역학에 대한 보다 정확한 결과를 얻기 위해서는 근육의 작용, 부착부 및 활성도, 경계조건과 하중조건에 대한 폭넓은 적용이 필요하고 정적 하중상태와 선형적 분석에서 역학의 분석에 따른 미비점을 보완하기 위한 비선형적이고 동적인 분석이 추후에 계속 진행되어야 할 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결 론

편측 구치부 결손 후 양측성 이악물기에 의해 측두하악관절에 나타나는 변위, 응력을 관찰하기 위하여 두개골의 3차원적인 유한요소모델을 제작한 후 근육의 부착부로 추정되는 넓은 부위에 각각 X, Y, Z 방향으로 근육력을 가하는 조건을 부여한 결과 양측성 이악물기의 경우 전치열 모델에 비해 편측 치아상실의 경우 하중 지지조건이 좌우 대칭이 아니므로 치아 상실부에 변위가 집중되어 측두하악관절원판에서 상대적인 변위와 응력의 크기가 컸다.

이러한 점에서 구치부 교합상실이 측두하악관절애의 원인으로 작용될 수 있는 가에 대한 기전을 충분히 설명하지는 못했지만 편측치아의 상실이라는 교합의 조건 하에서 양측저작은 치아가 상실된 측두하악관절원판에 위해적인 생역학적인 영향을 미치는 것으로 나타났다.

참 고 문 헌

1. 최병기, 강동완 : “구치부 지지결손이 하악과두에 미치는 영향에 관한 3차원 유한 요소법적 응력분석”, 대한악기능교합학회지, 13권 제1호, 27-50, 1997.
2. 허 훈 : “양측성 및 편측성 이악물기시 상하악골 응력변화 및 변위에 관한 3차원 유한요소법적 연구”, 대한치과보철학회지, 37권 1호 7-92, 1999
3. 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.
4. Ashman, R.B., Corin, J.D., Turner, C.H. : “Elastic properties of cancellous bone : Measurement by an ultrasonic technique”, J. Biomech., 20:979-986, 1987.
5. Barbenel, J.C. : “The biomechanics of temporomandibular joint : A theoretical study”, J. Biomech., 5:251-256, 1972.
6. Baron, P., Debussy, T. : “A biomechanical functional analysis of the masticatory muscles in man”, Arch. Oral Biol., 24:547-553, 1979.
7. Bergman, L.E., Hansson, T. : “Hard tissue changes of the temporomandibular joint in an archeo-osteological material from the 11th centry”, Swed. Dent. J., 3:149-155, 1979.
8. Boyd, R.L., Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Richmond, A.R., Laskin, J.L. : “Temporomandibular joint forces measured at the condyle of Macaca arctoides”, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 97:472-479, 1990.
9. Burch, J,G. : “Pattern of change in human mandibular arch width during jaw excursion”, Arch Oral Bio., 17:623-631, 1972.
10. Coolidge E.D. : “The thickness of the human periodontal membrane”, J. Am. Dent. Asso., dental Cosmos 24, 1260-1270, 1937.
11. Costen, J.B. : “Syndrome of ear and sinus symtoms dependent upon disturbed functions of the temporomandibular joint”, Am. Oto. Rhinol. Laryngol., 43:1, 1934.
12. Craig, R.G., Peyton, F.A. : “Elastic and mechanical properties of human dentin”, J. Dent. Res., 37:710-718, 1958.
13. Craig, R.G., Peyton, F.A., Johnson, D.W. : “Compressive properties of enamel, dental cement and gold”, J. Dent. Res., 40:936-945, 1961.
14. Faulkner, M.G., Hatcher, D.C., Hay, A. : “A three-dimensional investigation of TMJ loading”, J. Biomech., 20:997-1002, 1987.
15. Granados, J.I. : “The influence of the loss of teeth and attrition on the articular eminence”, J. Prosthet. Dent., 42:78-84, 1979.
16. Hart, R.T., Hennebel, V.V., Thongpreda, N., Van Buskirk, W.C., Anderson, R.C. : “Modeling the biomechanics of the mandible : A three-dimensional finite element study”, J. Biomech., 25:261-286, 1992.
17. Haskell, B., Day, M., Tetz, J. : “Computer-aided modeling in the assesment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns”, Am. J. Orthodontics., 89: 363-382, 1986.
18. Huiskes, R. : “On the remodeling of long bones in structural analysis”, J. Biomech., 15:65-69, 1982.
19. Hylander, W.L. : “The human mandible, lever or link”, Am. J. Phys. Anthropol., 43:227-243, 1975.
20. Hylander, W.L. : “An experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in Macaques”, Am. J. Phys. Anthropol., 51:433-456, 1979.
21. Hylander, W.L. : “The functional significance of primate mandibular form”, J. Morphol., 160:223-240, 1979.
22. Ito, T., Gibbs, C.H.., Bonnet, R.M., Lupkiewicz, S.H., Young, H.M., Lundeen, H.C. : "Loading on the temporomandibular joints with five occlual conditions", J. Prosthet. Dent., 56:478-484, 1986
23. Jung, F. : "Veranderungen des Prothesenlagers unter der teilprothese", Deut. Zahnarztl. Zeitsch., 14:105-107, 1959.
24. Korioth, T.W.P., Hannam, A.G. : “Effect of bilateral asymmetric tooth clenching on load distribution at the mandibular condyles”, J. Prosthet. Dent., 64:62-73, 1990.
25. Korioth, 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.
26. Mandel, U., Dalgaard, P., Viidik, A. : “A biomechanical study of the human periodontal ligament”, J. Biomech., 19:637-645, 1986.
27. Mongini, F. : “Remodeling of the mandibular condyle in the adult and its relationship to the condition of the dental arches”, Acta Anat., 82:437-453, 1972.
28. Mongini, F. : “Anatomic and clinical evaluation of the relationship between the temporomandibular joint and occlusion”, J. Prosthet. Dent., 38:539-551, 1977.
29. Mongini, F., Calderale, P.M., Barberi, G. : “Relationship between structure and the stress pattern in human mandible”, J. Dent. Res., 58:2334-2337, 1979.

30. Nelson, G.J. : “Three dimensional computer modeling of human mandibular biomechanics”. M.Sc.Thesis, The University of British columbia, Vancouver, 1986.
31. Pullinger, A.G., Baldiaceda, F., and Bibb, C. : “Relationship of TMJ articular soft tissue to underlying bone in young adult condyles”, J. Dent, Res., 69: 1512, 1990.
32. Sheridan, S.G., Mittler, D.M., Van Gerven, D.P., Covert, H.H. : “Biomechanical association of dental and temporomandibular pathology in a Medieval Nuvian population”, Am. J. Phys. Anthropol., 85:201-205, 1991.
33. Ward, D.M., Behrents, R.G., Goldberg, J.S.: “Temporomandibular synovial fluid pressure response to altered mandibular positions”, Am. J. Orthod. Dentofac Orthop., 8:22-28, 1990.