- 대한악기능교합학회지 17권 4호, 2001 -

이악물기 치아접촉시 편측 구치 상실을 지닌 두개골의 부하분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

정석조·정승미·강동완

Analysis of functional load on the dentated skull with unilateral molar loss during simulated bilateral clenching clenching.

Jeong, SeogJo, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Jeong SeungMi, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Kang, DongWan, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study is to analyze the mechanical stress and displacement on the jaws during the simulated bilateral clenching task on the three-dimensional finite element model of the dentated skull with unilateral molar loss. 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 2.0㎜ intervals. The fully assembled finite element model consists of the articular disc, maxilla, mandible, teeth, periodontal ligament and cranium. The FE model was used to simulate the bilateral clenching in intercuspal position. The loading condition was the force of the masseter muscle exerted on the mandible as reported by Korioth et al. degrees of freedom of the zygomatic region where the masseter muscle is attached were fixed as restraints. In order to reflect the actual action of the muscles force, the displacement of the region was attached where the muscle is connected to the temporal bone and restraint conditions were given values identical to values at the attachment region of the masticatory muscle but with the opposite direction of the reaction from when the muscle force is acted on the mandible.

Although the mandible generally has higher displacement and von Mises stress than the maxilla, its mandibular corpus on the molar-loss side has a higher stress and displacement than the molar-presence side. Because the displacement and von Mises Stress was the highest on the lateral surface of mandibular corpus with molar loss, the stress level of the condyle on the molar-loss side is greater than that of the molar-presence side, which in turn caused the symphysis of the mandible to bend.

In conclusion, the unilateral posterior bite collapse with molar loss under para-functional activities such as bruxism and clenching can affect the stress concentration on the condyle and mandibular corpus. It is therefore necessary to consider the biomechanical function of dento-skeleton under masticatory force while designing the occlusal scheme of restoration on alveolar bone with the posterior collapse.

이악물기 치아접촉시 편측 구치 상실을 지닌 두개골의 부하분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

정석조·정승미·강동완

Ⅰ. 서 론

구강악계의 생역학을 분석하는 이유는 저작기능 중 발생되는 부하가 상하악에서 어떻게 분산되고, 부하가 집중되는 경우 측두하악관절이나 악골에 어떠한 영향을 미치는 가를 이해하기 위한 것이다[1,2,3].

저작기능시 발생되는 교합력은 교합접촉을 통하여 구강악계에 균형있게 분산되어야 하지만[4,5,6] 치아가 상실됨에 따라 교합의 안정성이 파괴되는 경우 교합력이 구강악계의 특정한 구조에 부하를 집중시킬 수 있기 때문에 그러한 부하의 집중에 대해 구조가 어떻게 반응하는가에 대해 연구되어 왔다[7,8,9,10,11].

연구 방법으로 기계적 모델이나 컴퓨터 시뮬레이션에 의한 수학적 모델 등을 이용하여 부하를 간접적으로 측정하거나[11,12,13,14,15,16] 원숭이의 과두 내에 박변환기를 삽입하여 부하를 직접 측정하였다[17,18,19,20]. 그러나 이러한 연구는 측두하악관절에서만 부하를 측정하고 인체에는 직접 적용하기 어려워 인체에 대한 역학 분석을 위해 유한요소법을 많이 이용하고 있다.

유한요소법을 이용한 역학연구로 Korioth 등[21,22,23]이 하악골의 3차원적 모델을 제작하여 이악물기 중 하악의 응력, 외력, 변위 등을 보고하였지만 하악골 만을 이용하고 고정요소를 과두와 치아에만 두었기 때문에 탄성구조인 상악과 하악의 구조적 영향 하에서 응력과 변위를 분석하는 데에는 한계가 있었다[24,25]. 따라서 허 등[25]은 하악운동시 인체의 생역학적 거동과 유사한 시뮬레이션을 시행하기 위해 근육의 부착부나 작용 방향, 그리고 하중 및 경계 조건이 실제 조건과 유사하게 부여된 3차원 유한요소 모델을 개발하였다.

전치열을 가진 상하악골과는 달리 구치부가 편측 혹은 양측으로 상실된 경우 저작시 교합접촉의 균형성이 파괴됨에 따른 교합의 조건이 측두하악관절에 어떠한 역학적 영향을 미치는 가, 또한 편측치아 상실에 따른 보철물의 수복시 어떠한 교합의 설계가 하악골의 변위 역학 상 바람직하는가를 이해하기 위해서 두개골의 저작력 부여시 부하의 발생 및 전달 경로에 대한 이해가 필요하다.

따라서 본 연구는 편측 구치부 지지 결손이 포함된 두개골의 3차원 유한요소모델을 이용하여 양측성 이악물기시 두개골에 나타나는 응력, 변위 등을 분석하여 편측구치부 지지결손시 두개골의 역학을 규명하고자 한다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

2-1. 두개골의 유한요소 모델링

정상적인 치아구조를 갖는 모델을 구축한 후 편측 구치부가 상실된 치아구조를 갖는 두개골의 3차원 유한요소모델을 개발하였다. 모델링에 사용된 두개골 모델은 신체의 기형이 없으며 발육이 정상적인 한국인 표준 체격의 남자의 두개골을 2.0㎜ 간

격으로 CT (GE 8800 Quick, USA) 촬영하여 얻었다.

촬영 단층면을 디지타이저(Summa Sketch III, USA)를 이용하여 Fig. 1-1과 같이 CAD 데이터를 제작한 후 3차원 재구성을 통해 유한요소모델을 제작하였다.

각 단면을 재구성한 3차원 자유곡면을 이용하여 하악, 치아 부위에 대한 유한요소 모델을 제작하였으며, 4절점으로 구성된 사면체 요소를 이용하였다. 또한 상악은 3차원 자유곡면에 삼각형, 사각형의 셸 요소를 이용하여 유한요소 모델을 제작하였다. 치근막은 단층촬영 사진에서 정확히 구분하기 힘들기 때문에 Coolidge [26]의 자료를 참고하여 0.25㎜의 두께로 치아와 상, 하악의 피질골 사이의 공간에 사면체 요소와 쐐기 요소를 혼용하여 유한요소 모델을 제작하였다. 관절원판의 경우 단층촬영 사진에서 정확히 구분하기 힘들기 때문에 측두하악관절 내에서 상악과 하악의 공간에 쐐기 요소를 이용하여 유한요소 모델을 제작하였다.

양측 이악물기시 상하 치아의 마찰접촉을 고려하기 위해 치아 사이에 Gap 요소를 사용하여 접촉조건을 시뮬레이션하였다. 또한 상하 치아가 접촉하는 부위는 구속조건을 적용하여 양측 치아가 접촉하며 움직이도록 시뮬레이션하였다.

2-2. 재료의 물리적 성질

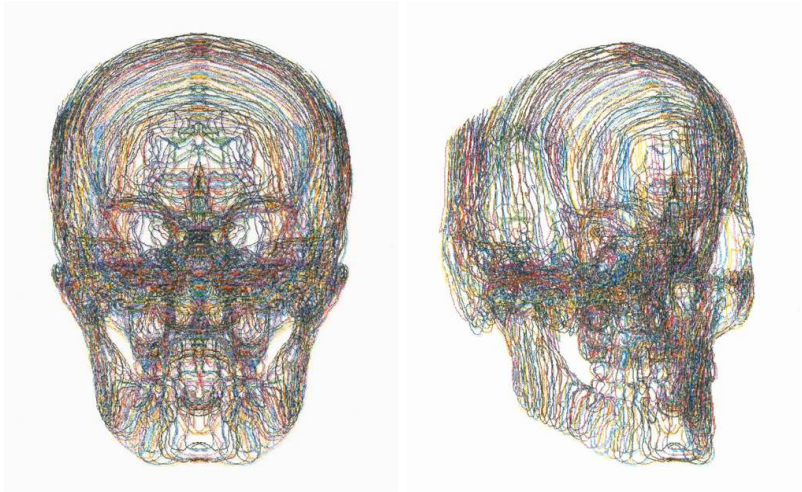
자연 치아는 다양한 성분으로 구성되어 있지만 비균질, 이방성 재료로 고려해야 하지만 [29,30,31] 구축하기가 어려워 Craig [12,28]의 연구결과를 이용하여 전체구조를 상아질 특성으로 단순화하였다. 악골은 장축방향과 수직방향에 대한 이방성 특성을 갖으며, 구성 성분이 피질골과 해면골로 구성되어 비균질 특성을 갖는다 [32]. 따라서 하악의 물리적 성질은 균질성, 등방성 재료로 단순화 하여 Hart [10] 등이 인체의 경골에서 측정한 값을 이용하였다. 치근막의 경우 점탄성 특성을 갖지만 선형 탄성재료로 단순화하였다.

이처럼 본 연구에서 고려한 두개골의 각 구성 성분의 물성치는 비균질, 이방성, 점탄성 특성을 갖지만 균질성, 등방성, 탄성 재료로 가정하여 Tanne [27], Craig 등 [28]이 실험을 통해 제안한 값을 사용하였다.

Table 1. Material Properties

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

1) Tanne [27] 2) Craig [28]



(a) Front view (b) Axono view

Fig. 1-1. 3D CAD data

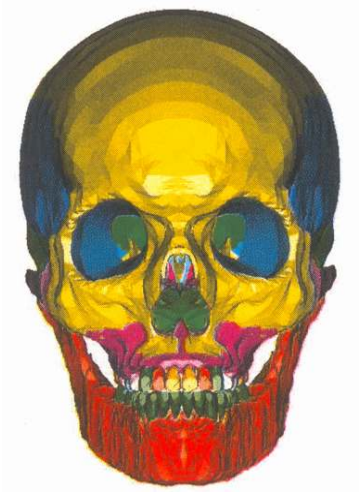


Fig. 1-2. Finite element model of dentated skull (frontal view)

2-3. 하중 및 경계조건

저작시 두개골에 관여될 수 있는 저작근은 교근, 측두근, 내측익돌근, 외측익돌근 등으로 . 하악에 대한 근육력은 Nelson [33]과 Korioth 등 [21]의 연구 결과를 참고하였으며, 상악에 대한 하중조건과 구속조건은 허등 [25]의 연구 결과를 참고하였다.

2-3-1. 하악의 하중조건

양측성 이악물기에 따라 상, 하악 치아가 동시에 접촉하는 경우 교근, 측두근, 내측익돌근이 주로 관여하기 때문에 본 연구에서는 위의 3개 저작근을 고려하였다. 저작근은 골 표면에 3차원적으로 넓게 분포하기 때문에 대표하는 3차원 방향을 설정하기 어려운 점이 있다. 따라서 저작근이 골에 직접 부착되는 것을 가정하여 근육부착부에 해당하는 골 표면에 다중힘 벡터를 상하악골의 근육부착부에 해당하는 골표면에 적용시키고 저작근의 3차원적인 좌표는 여러 개의 인간 건조두개골을 측정한 Baron [34]의 연구결과를 참고하였다.

양측성 이악물기에 따른 근육력은 등척성 교합시 형성되는 근육력으로 설정하여 근육의 단면적과 근전도값을 이용한 다음 식으로 계산하였다.

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

X_{Mi}는 근육 M_i의 횡단면적, K는 근육 상수, EMG_{Mi}는 근수축 비율이다.

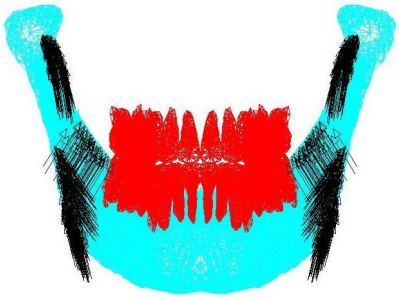


Fig. 2-1. Loading condition of mandible at bilateral clenching

Fig. 2-1은 하악골에 적용된 양측성 이악물기시 관여하는 저작근을 3차원 벡터로 나타낸 것이다. 양측성 이악물기에 따른 저작근의 근육력은 Table 2와 같이 Korioth [22,23]가 제안한 값을 적용하였으며, 각 저작력을 저작근이 부착되는 골부위에 해당하는 절점의 개수로 나눈 후 균등 분포하중으로 적용하였다.

2-3-2. 상악의 하중조건

양측성 이악물기시 상악에 부착하는 저작근 부위에 구속조건을 부여하는방법으로써 협골궁 주위의 교근의 부착부위를 고려하여 해당하는 절점에 구속조건을 적용시킨 후 하악의 교근에 의해 발생되는 상악의 반력과 측두근에 대해서는 상악의 측두부위

Table 2. Muscle weighting factors, scaling factors, and unit vector coordinates for bilateral clenching 28, 29)

Muscle group	Muscle group weight(N)	Scaling factor		Unit vector coordinates		
		Bilateral		X	Y	Z
		WS	WS			
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

* WS : Working side,

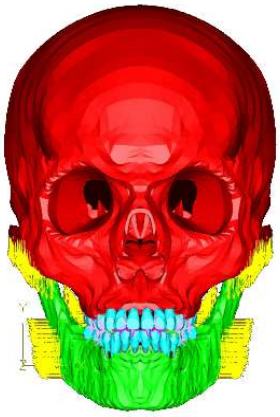


Fig. 2-2. Loading condition of maxilla at bilateral clenching

에 구속조건을 적용시킨 후 하악의 측두근에 의해 계산된 상악의 반력을 양측성 이악물기시 상악의 하중조건으로 적용하였다(Fig. 2-2).

2-3-3. 경계조건

양측성 이악물기에 대한 경계조건으로 근육이 상악 측두골에 부착되는 부위에 해당하는 골 표면 절점의 자유도를 완전 구속하여 저작시 하악에 작용하는 하중과 상악에 작용하는 반력의 값이 동일하도록 적용하였다(Fig. 2-3).

2-3-4. 3차원 유한요소 해석

양측성 이악물기시 치아 접촉상태에 따른 두개골의 응력 및 변위 분석을 위해 편측 구치부가 상실되

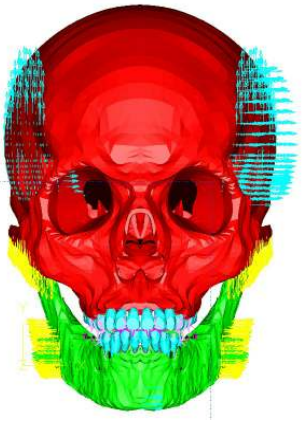


Fig. 2-3. Boundary condition of maxilla at bilateral clenching

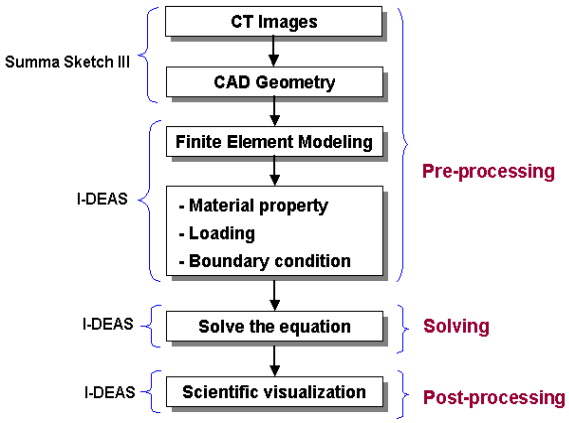


Fig. 2-4. Flow-chart of the finite element analysis

어 치아가 부분적으로 접촉되면서 등장성 수축할 때 비선형 유한요소해석은 I-DEAS(Master Series Ver. 3.0, SDRC Co., USA)를 이용하였다[Fig. 2-4).

상악, 하악에서 얻어진 자료는 3차원 방향성이 모두 고려된 유효값으로서 변위는 총 변위값, 응력은 von Mises 응력을 분석하였다.

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

von Mises 응력 :

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

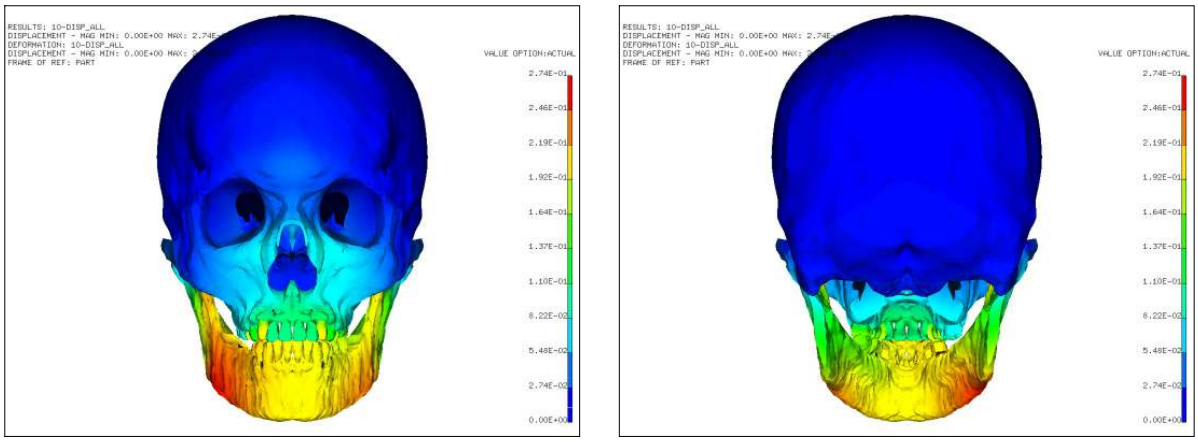
Ⅲ. 연구 성적

3-1. 두개골의 응력 및 변위분포

저작근의 기시부가 작용하는 양측 교근이 부착되는 위치인 하악에서 최대의 변위가 발생하였다. 또한 상악의 경우 치아를 통해 저작력이 전달되는 치조골 상부안면부에서 최대 변위가 발생하였다.

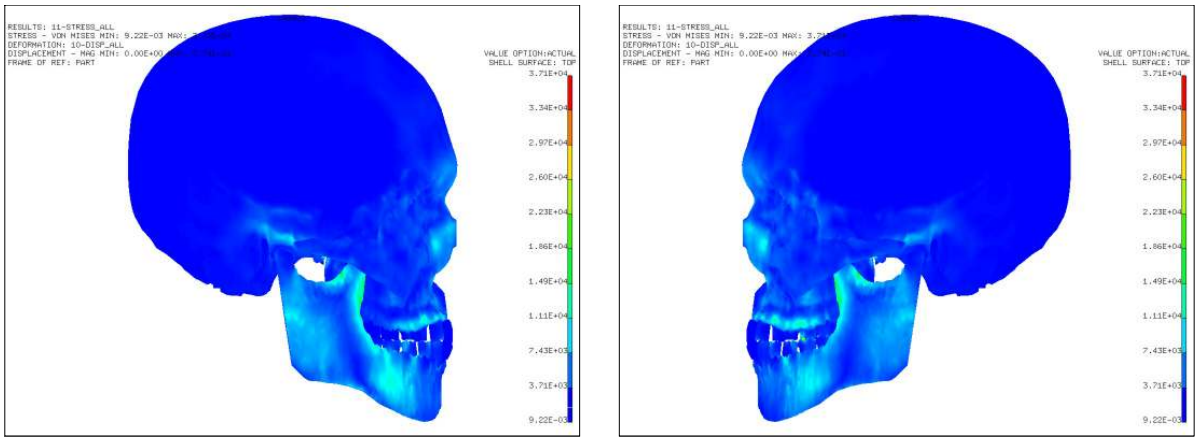
대구치들이 상실된 부위와 상실되지 않는 좌우 변위의 분포에서 하악의 경우 치아가 상실된 우측 부위에서 더 큰 변위가 발생하였다 (Fig. 3-1-1).

두개골에 분포하는 응력 역시 변위와 동일한 경향의 분포를 보였다(Fig.3-1-2). 저작근이 부착되는 부위에서 상대적으로 큰 응력이 분포하였으며, 상악보다 하악에서 최대응력이 발생하였다. 또한 하



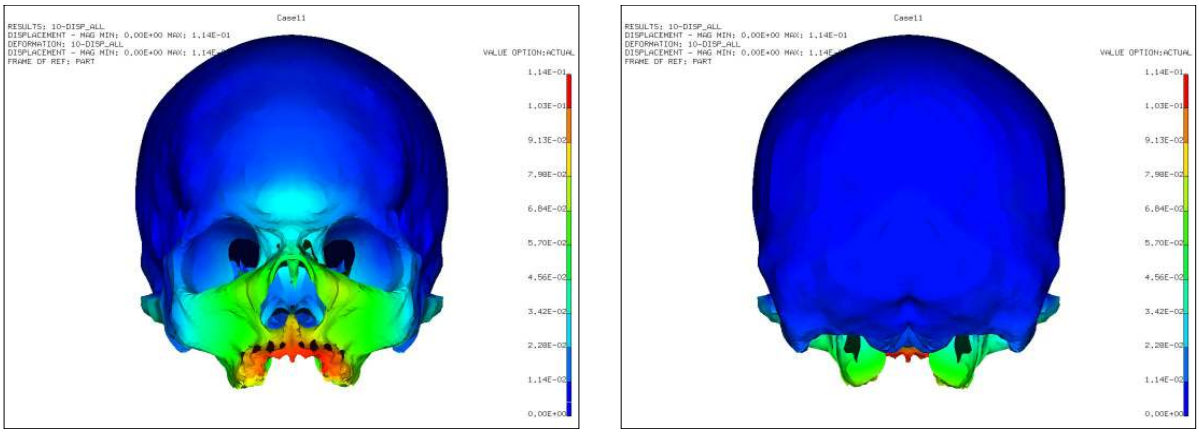
(a) Front view (b) Rear view

Fig. 3-1-1. Distribution of deformation in skull



(a) Right side (b) Left side

Fig. 3-1-2. Distribution of von Mises stress in skull



(a) Front view (b) Rear view

Fig. 3-2-1. Distribution of displacement in maxilla around TMJ

악에 발생하는 저작력의 상악에 대한 전달 경로가 상, 하 치아구조를 통하는 것과 측두하악관절을 통하는 두 가지로 분류됨을 보여주었다. Fig. 3-1-2 로부터 좌우 두개골의 응력변화를 분석해보면 상실부쪽에서 보다 큰 응력이 발생하며 상악의 경우 좌측에서 최대응력이 발생하였다.

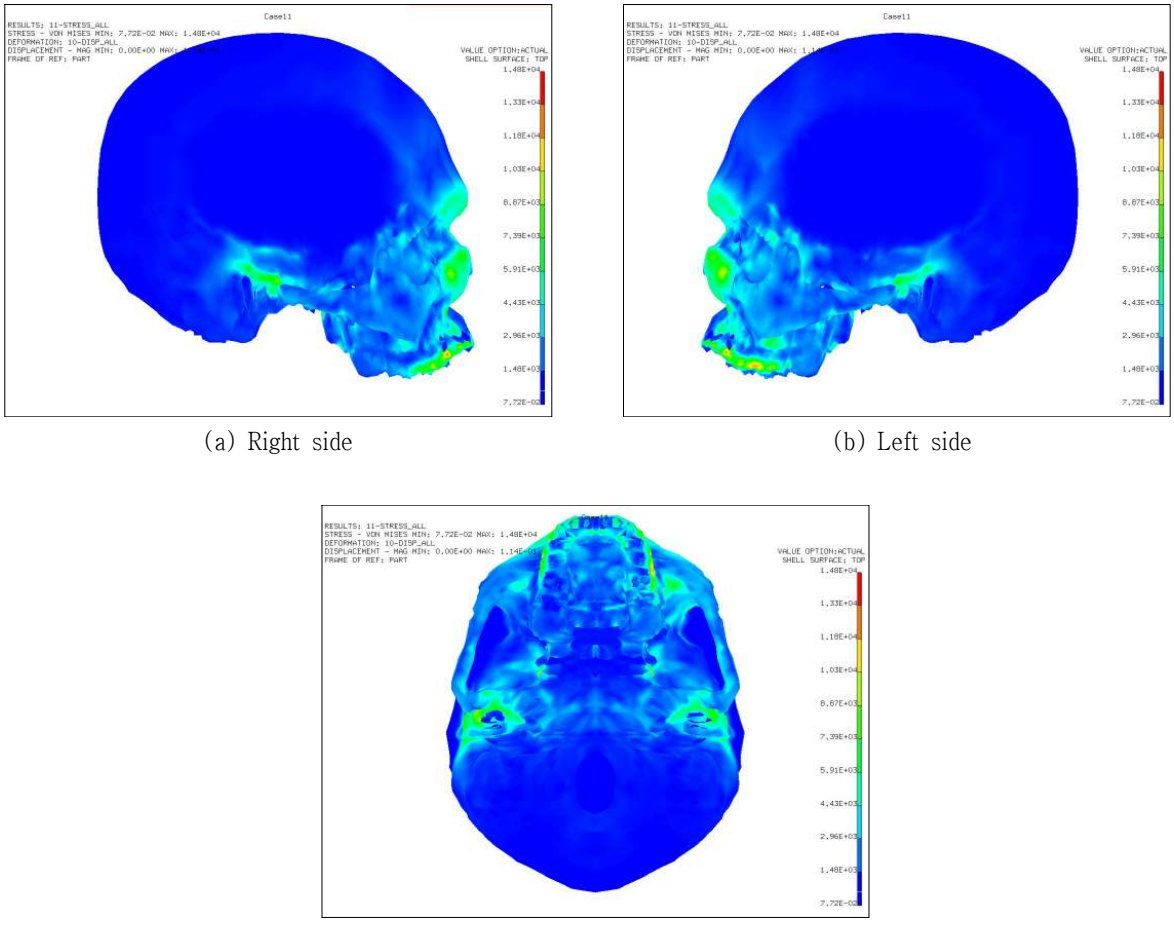
3-2. 상악골의 응력 및 변위 분포

이악물기에 의해 발생하는 저작력이 상악으로 전달되면서 치아와 결합된 치조골에서 최대변위가 치조골상부를 통하여 전두골 하부로 변위가 파장되고 있음을 나타내었다. Fig. 3-2-1 과 3-2-2 로부터 편측 대구치 상실로 인한 상악의 변위 변화를 분석해 보면 대구치를 갖는 좌측이 우측에 비해 큰 변위가 발생하였다.

Fig. 3-2-1의 시상면상 구조분석에서 양측성 이악물기시 하악에 발생하는 저작력이 상하 치아접촉부와 측두하악관절을 통해서 나타났으며 Fig. 3-2-1의 하부구조분석에서 상악 좌측의 치아와 결합된 치조골을 중심으로 더 넓은 변위로 최대 응력이 발생하였으나 측두하악관절 주위의 응력은 과두와 중심보다는 중심외방에서 응력이 발생하고 우측은 좌측에 비해 최대 응력이 외방과 전내방으로 분포하는 양상을 나타냈었다.

3-3. 하악골 및 과두의 분포

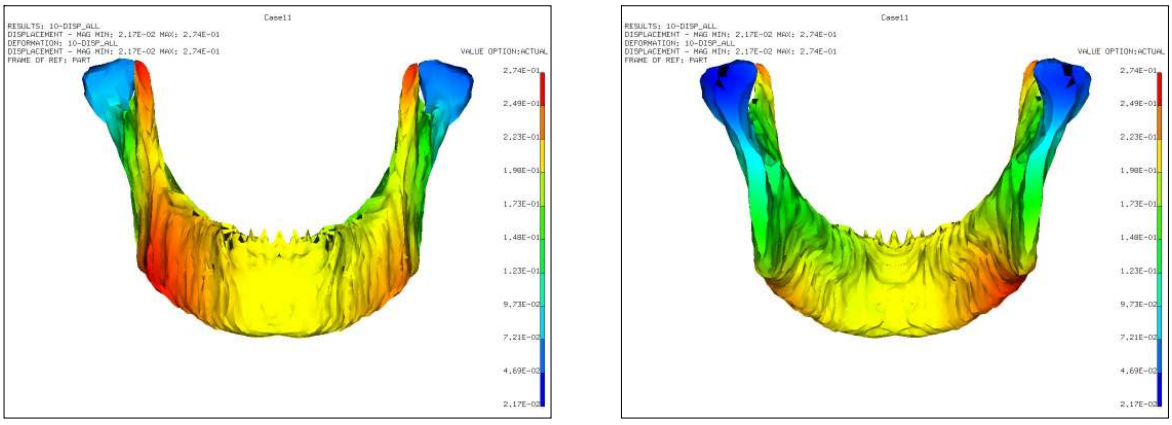
Fig. 3-3-1로부터 하악의 변위 변화를 보면 근육이 부착된 하악 기저부와 근돌기는 과두에 비해 높은 변위 양상을 나타내고 있다. 특히 과두는 하악체 중 가장 낮은 변위 양상을 보이고 있었다. 상실부위



(a) Right side (b) Left side

(c) Inferior view

Fig. 3-2-2. Distribution of von Mises stress in maxilla around TMJ



(a) Front view (b) Rear view

Fig. 3-3-1. Distribution of displacement in mandible

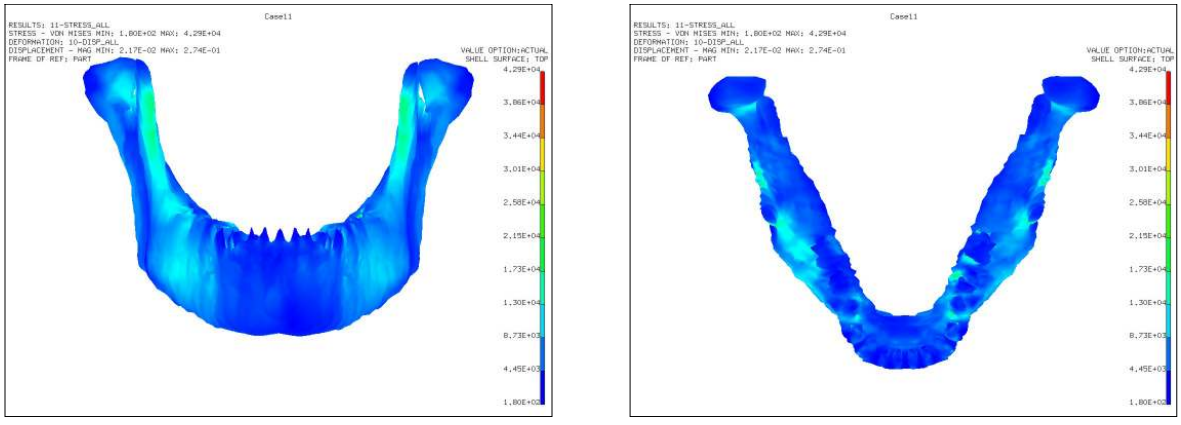
와 비상실 부위를 비교하여 볼 때 치아가 상실된 우측부위에서 더 큰변위가 발생하였다. 하악기저외곽부는 외측방향의 변위를 보이며 우측이 좌측에 비해 더 큰 변형을 보이나 근돌기에서는 내측방향의 변형을 보이며 우측이 좌측에 비해 더 큰 변형을 나타냈었다.

하악의 응력분포를 분석해보면, 하악기저부에서 상부로 연장되어 근돌기로 연결되는 부위를 따라서 전단응력이 분포하며, 기저부에서 하악골 정중부로 연장되는 부위를 따라서 인장응력이 분포하였다. 또한 근돌기로부터 전치부로 연장되는 부위를 따라서 압축응력이 분포하였다. Fig. 3-3-2로부터 상부구조물 분석에서 대구치 상실로 인한 치아 접촉면적의 감소로 인해 우측에서 상대적으로 큰 변위 및 응력이 발생함을 알 수 있다.

Ⅳ. 총괄 및 고안

구강악계에 대한 교합의 생체역학적 관계를 규명하기 위한 방법으로 사용되었던 유한요소법은 지금까지 제시되었던 어떠한 방법에 비해 보다 과학적인 자료를 제공하였지만 유한요소법을 이용하여 구강악계의 응력 분포, 방향, 크기 및 변위를 측정하기 위해서는 복잡한 기하학적 구조와 구조에 따른 다양한 물성치를 부여하는 것이 중요하다 [21,25].

이러한 점에서 두개골과 유사한 해부학적 형태와



(a) Front view (b) Superior view

Fig. 3-3-2. Distribution of von Mises stress in mandible

물리적 성질을 만족시킬 수 있도록 98,394개의 요소와 38,321개의 절점을 갖는 두개골의 유한요소모델을 제작한 후 인체와 유사한 저작 조건을 부여하여 전치열을 지닌 두개골의 응력과 변위를 보고하였다 [25].

따라서 본 연구에서는 이러한 모델이 제작됨에 따라 편측 구치부가 상실된 경우에 있어서 양측성 이악물기에서의 두개골의 응력 및 변위를 분석하였다.

상악과 하악을 분류하여 응력을 분석하는 경우 전반적으로 상악보다는 하악에 작용하는 응력이 크게 발생되었다. 이러한 이유에 대해 허등[25]은 상악은 근육력에 대해 굽힘하중보다는 주로 축방향 하중을 받게되어 응력이 크지 않으나, 하악의 경우는 근육력에 의해 주로 굽힘응력을 받게 되어 동일한 근육력이 작용할 경우에도 상대적으로 높은 응력이 나타나는 것으로 보고하였다. Hart 등[10]도 유한요소분석을 통해 좌우측 동시에 이악물기를 시행한 경우 과두간 거리의 감소에 의해 전치부 하방 하악정중부에 굽힘력이 발생한다고 보고하였다 이러한 점에서 최대교두감함위에서 외방으로 굽힘응력이 발생하여 악궁과 과두간 거리가 감소하고 하악은 상악에 비해 다양한 치아의 조건에서 다양한 굽힘형태가 발생될 것으로 사료되었다.

또한 상악의 경우 각 근육 부착부위에 하악과 동일한 근육력이 작용하지만, 골들의 단절된 부위가 작고, 하중이 전달될 수 있는 경로가 많아 어느 일부분에 하중이 집중하는 경우가 상대적으로 작으므로 상악의 응력은 하악보다 낮은 응력분포를 보이게 되는 것으로 사료되었다. 상악보다 하악에 더 많은 응력과 변위가 발생되는 것은 근육의 기시부 위치와 작용방향도 밀접한 관련이 있는 것으로 사료되었다.

이악물기에 관여하는 근육은 저작근중 폐구근이며 Nelson[33]의 연구에 따르면 표층교근, 내측익돌근, 측두근순으로 단위면적당 작용되는 힘의 분포를 나타낸다하였고 Hannam 등[35]은 교근이 내측익돌근에 비해 절단면이 66% 이상 크다고 하였다. 따라서 교근이 부착되는 부위에서 상대적으로 큰 응력이 분포하였으며, 상악보다 하악에서 최대응력이 발생하였다. 상악보다 하악에 다 많은 응력과 변위가 발생되는 것은 근육의 기시부의 위치와 작용방향과 밀접한 관련이 있는 것으로 사료되었다. 그러나 Hatcher 등[36]은 저작근의 부착위치와 방향은 교합과 측두하악관절의 부하를 결정하는 데 영향을 미친다고 하면서 전방 측두근과 교근 심층근이 가장 큰영향을 미친다고 하였다.

교근이 부착되는 위치에서 최대 변위가 발생하고 상악의 경우 치아를 통해 저작력이 전달되면서 치조골부, 치조골부 상부, 전두골 하부 순으로 최대변위가 발생하였다. 이는 양측성 이악물기를 통하여 발생되는 응력의 경로와 변위의 방향을 암시해준다.

양측성 이악물기시 하악의 변위방향을 분석해보면 하악 기저외곽부는 외방으로 하악 근돌기는 내측으로 변형되지만 하악두는 하악체중에서 가장 낮게 나타났다. 이러한 점은 양측성 이악물기시 하악의 응력 양상과 분포를 분석해보면, 기저부에서 상부로 연장되어 근돌기로 연결되는 부위를 따라서 전단 응력이 분포하며, 기저부에서 하악정중부로 연장되는 부위를 따라서 인장응력이 분포한다. 또한 근돌기로부터 전치부로 연장되는 부위를 따라서 압축응력이 분포하였다.

개개인이 갖는 교합특성 중 치아의 상실이라는 조건을 지닌 경우 저작과정이나 부기능중 발생되는 교합력의 분산 경로가 어떠한 방향으로 전달되는가를 파악하여 치아상실에 따른 측두하악관절 장애의 생체역학적 원인을 규명하고3) 수복물의 교합설계시 교합력의 작용점을 어디에 부여하는 것이 저작시 발생하는 교합력을 하악체에서 균형있게 분산할 수 있는 가를 이해하는데 중요하다.

본 연구에서 저작력이 상악으로 전달되는 경로가 상, 하 치아구조를 통하는 것과 측두하악관절을 통하여 전달되는 경로로 분류되었다.

우측 대구치가 상실된 하악의 경우 치아가 상실된 측에서 더 큰 변위와 응력이 발생하였다. 본 연구에서 우측 대구치 상실로 인한 변위 분포를 분석해 보면 하악의 경우 치아가 상실된 우측부위에서 더 큰 변위와 응력이 발생하였다. 이러한 원인은 대구치 상실에 따른 치아접촉 면적의 감소로 인해 하악의 지지부가 감소하여 보다 유연한 구조를 만들기 때문인 것으로 사료되었다.

상하악골의 스트레스 분포에 관한 연구에서 Standlee등[37]과 Caputo 등[38]은 전치열을 가진 경우

하악에서는 하악각에서 하악지의 후연을 따라 과두까지가는 경로와 구치 하방에서 하악체와 하악지를 통하여 과두에 경사지게 가는 경로, 구치 치조연에서 하악지의 전연을 따라 근돌기에 이행하는 경로, 근돌기와 과두 사이의 S 상 절흔을 따라가는 경로로 구분하였다. 그러나 본 연구와의 비교에서 구치부 치아의 상실과 밀접한 관련이 있으며 특히 광탄성실험의 경우 구성조직 내부의 다양한 물리적 성질을 정확히 재현하지 않았고 여러 가지 기능조건에 따라 근육력과 작용방향등이 고려되지 않았기 때문에 차이를 나타낸 것으로 사료되었다.

Winker[39]는 자연치에서 발생한 교합력 등의 힘이 치주인대 내의 혈액, 물, 조직액의 유체 역학효과에 의해 흡수되지만 무치악의 경우 이러한 힘을 분산시킬 수 있는 역학적 구조를 갖지 못한다고 하였다. 이러한 점에서 저작근에 의해 발생한 힘이 치조제를 통하여 분산되지 않는다면 그러한 힘은 구강악계의 특정한 부위로 전달되어 치아상실 자체가 갖는 치조제의 구조적 변화와 함께 힘의 균형적 분산이라는 측면에서 골의 각 부분은 기능적인 요구에 따라 반응하게된다는 것을 예측할 수 있다.

Caputo등[38]은 가장높은 저작력은 상하악 치아의 접촉을 통해서 발생되지만 일상적인 치아의 접촉은 100 millisecond 정도의 짧은 시간이지만 수시간 동안 지속되는 이같이 같은 부기능의 경 치아, 치주인대, 치조골, 근부착부 및 측두하악관절에 11 N 정도의 과부하를 유도하여 퇴행성 변화를 초래할 수 있다고 하였다. 이러한 역학적 조건을 고려하여 볼때 치아가 상실한 교합의 조건 내에서 이악물기와 같은 부기능이 지속적으로 발생되는 경우 구조 변형의 한 과정으로써 과두가 변위되므로서 측두하악관절에 영향을 미칠수 있음을 보여주었다.

전치열이 있는 경우 양측성 하악두의 전방에 최대 변형이 발생하며, 외극 보다 내극에서 보다 큰 변위가 발생하며, 관절원판의 전방에 부착된 외측익돌근의 상두근이 부착된 방향으로 변위가 발생한다고 하였다[25]. 그러나 관절원판의 변위는 과두에 어떠한 힘이 어떠한 방향으로 작용되는가에 의존하기 때문에 본 연구에서 규명된바와 같이 치아가 상실된 경우 양측성 이악물기시 하악체를 통한 응력의 분산이 스트레스를 저항하는 측두하악관절을 통하여 전달될 수 있음을 보여주었다.

하악두가 교합부하에 영향을 받게되는가에 대해 논란이 있었지만 Mongini 등[40,41]은 과두와 치아의 교모증과 연관한 연구에서 과두는 기능적 힘의 골내적 반응에 의해 재형성이 발생한다고 하여 과두는 교합력의 기능적 역할에 영향을 받게된다고 보고하였다.

따라서 본 연구의 결과로부터 교합력을 치조골에서 균형있게 분산하여 측두하악관절에서의 부하를 기능성 범위내에서 조절하기 위해서는 교합설계시 하악과 상악골의 변위 및 응력 상태를 고려하여 치아를 조기에 회복하는 것이 바람직할 것으로 사료되었다.

그러나 본 연구에서 정상적인 골 구조를 지닌 두개골의 유한요소모델을 구축하여 분석하여 자료를 얻게 되었지만 Haskell [11] 이 보고한 바와 같이 저작기능의 이상형태가 두개골의 형태에 영향을 미치는 두개골의 형태와 근기능 사이에는 기하적인 의존관계를 보고하였던 바 차후 연구에서 다양한 형태의 두개골에서의 응력과 변위상태가 평가되어야 할 것으로 사료되었다.

V. 결 론

편측구치부 상실을 지닌 상하악골과 하악과두에 나타나는 변위, 응력 및 반응력을 3차원적으로 관찰하기 위하여 3차원적인 유한요소모델을 제작하였다. 골의 물질 특성은 이방성(anisotrophy)을 부여하여 근육의 부착부로 추정되는 넓은 부위에 각각 X, Y, Z 방향으로 양측성 이악물기시의 근육력을 가하는 조건을 부여한 후 ANSYS 유한요소 프로그램에 의해 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 하악은 상악에 비해 보다 높은 변위와 응력을 보여주고 있으며 하악의 경우 치아 상실부측에서 최대 변위 및 응력이 분포하며, 상악의 경우 비상실측 치조골부에서 최대 변위 및 응력이 분포되었다.
2. 하악의 경우 구치 상실에 따른 지지부의 결손으로 치아 비상실부에 비해 응력이 과두 및 측두골에 더크게 분산되고 있었다.
3. 구치 상실측 치조골의 하방 외측으로 발생한 변위에 의해 하악정중부는 인장응력이 발생되었다.

이 연구의 결과로 편측구치부 상실을 지닌 하악체에서의 양측성 이악물기는 치아 상실부측의 하악체에 더 많은 변위와 전단성을 야기하기 때문에 치아상실에 따른 교합의 설계시 생체역학적 변위와 응력이 고려되어야 함을 보여주었다.

참 고 문 헌

1. 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.
2. Santos, J.D., De Rijk, W.G.. Vectorial analysis of the equlibrium of forces transmitted to TMJ and occlusal bite plane splint, J. Oral Rehabi., 22, 301-310, 1995.
3. Solberg, W.K. and Clark, G.T.. Abnormal jaw mechanics diagnosis and treatment, Quintessence books, p 19-43, 1984.
4. Gerber,A. and Steinhardt, G.. Dental occlusion and the temporomandibular joint, Quintessence book, p 27-48, 1990.
5. Okeson, J.P.. Management of temporomandibular disorders and occlusion, 3rd, C.V. Mosby Co., St. Louis, pp.3-26, 1989.
6. Solnit, A. and Curnutte, D.C.. occlusal correction, Quintessence books, p 87-92, 1988
7. Faulkner, M.G. Hatcher,D.C. and Hay, A.. A three dimensional investigation of temporomandibular joint loading, J. Biomech., 20:997-1002, 1987.
8. Gosen,A,J.. Mandibualr leverage and occlusion, J. Prosthet. Dent., 31:369-375, 1974.
9. Granados, J.I.. "The influence of the loss of teeth and attrition on the articular eminence", J. Prosthet. Dent., 42:78-85, 1979.
10. 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.
11. Haskell, B., Day, M., Tetz, J.. Computer-aided modeling in the assesment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns, Am. J. Orhtodontics, 89:363-382, 1986.
12. Craig R.G., Peyton, F.A.. Elastic and mechanical properties of human dentin, J. Dent. Res., 37:710-718, 1958.
13. Knoell, A.C.. A mathematical model of in vitro human mandible., J. Biomech., 10:159-166, 1977.
14. Korioth, T.W.P., and Hannam, A.G.. Effect of bilateral asymmetric tooth clenching on load ditribution at the mandibular condyles, J. Prosthet. Dent. 64:62-73, 1990.
15. Throckmorton, G.S. and Throckmorton, L.S.. Quantitative calculation of temporomandibualr joint reaction forces-I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces, J. Biomech., 18:6:445-452,1985.
16. Throckmorton, G.S. and Throckmorton, L.S.. Quantitative calculation of temporomandibualr joint reaction forces-II. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces, J. Biomech., 18:6:445-452,1985.
17. 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., 97:472-479, 1990.
18. Brehnan, K., Boyd, R.L., Laskin, J., Gibbs, C.H., Mahan, P.. Direct measurement of loads at the temporomandibular joint in Macaca arctoides, J. Dent. Res., 60:1820-1824. 1981.
19. Hylander, W.L.. An experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in Macaques, Am. J. Phys. Anthropol., 51:433-456, 1979.
20. Hylander, W.L., Bays, R.. An in vivo strain gauge analysis of squamosal dentary joint reaction force during mastication and incisor in Macaca mulata and Macaca facicularis, Arch. Oral Biol., 24:689, 1979.
21. 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.
22. Korioth, T.W.P., and Hannam, A.G.. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching, J. Dent Res., 73(1), 55-66, 1991
23. Korioth, T.W.P., and Hannam, A.G.. Mandible forces during simulated tooth clenching, J. Craniofacial Pain, 8: 178-189, 1994.
24. 최병기, 강 동완: “구치부 지지결손이 하악과두에 미치는 영향에 관한 3차원 유한 요소법적 응력분석” 대한악기능교합학회지, 13권 1호 27-50, 1997.
25. 허훈:양측성 및 편측성 이악물기시 상하악골 응력변화 및 변위에 관한 3차원 유한요소법적 연구, 대한치과보철학회지, 제37권, 1호, 71-92, 1999
26. Coolidge,E.D., The thickness of the human periodontal membrane, J.A.D.A., 24, 1260, 1937.
27. Tanne, K. Tanaka,E., and Sakuda,M.. The elastic modulus of the temporomandibular joint disc from adult

dogs, J. Dent.Res., 70:1545-1548, 1991.
28. Craig, R.G., Peyton, F.A., Johnson, D.W.. Compressive properties of enamel, dental cement and gold, J. Dent. Res., 40:936-945, 1961.
29. Ashman, R.B. Van Buskirk, W.C.. The elastic properties of human mandible, Adv .Dent. Res. 1: 64-67, 1987.
30. Howard, I.C. Van Noort, R., Cardew, G.E., Noroozi, S.. The influence of enamel anisotrophy on the stress distribution in teeth, J. Dent. Res., 69 : Abst # 956, 1990.
31. Lees, S., Rollins Jr, F.R.. Anisorophy in hard dental tissues, J. Biomech., 5:557-556, 1972.
32. Katz, J.L., Meunier, A.. The elastic anisotrophy of bone, J. Biomech., 20:1036-1070, 1987.
33. Nelson, G.J.. Three dimensional computer modeling of human mandibular biomechanics. M.Sc.Thesis. The University of Britist Columba, Vancouver, 1986.
34. Baron, P., Debussy, T.. A biomechanical functional analysis of the masticatory muscles in man, Arch. Oral Biol., 24:547-553, 1979.
35. Hannam, A.G. and Wood, W.W.. Relationship between the size and spatial morphology of human masseter and medial pterygoid muscles, the craniofacial skeleton, and jaw biomechanics, Am. J. Phys. Anthropol., 80:429-445, 1989.
36. Hatcher, D.C., Faulkner, M.G., and Hay, A.. Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular joint loading. J.Prosthet.Dent. 55:378 -384, 1986.
37. 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.
38. Caputo, A.A. and Standlee, J.P: Biomechanics in clinical dentistry, Quintessence Books, p 29-54, 1987.
39. Winkler, S.. Essentials of complete denture prosthodontics, 2nd ed., Ishiyaku America, Inc.. 1998, p 2-3.
40. Mongini, F.. Remodeling of the mandibualr condyle in the adult and its relationship to the conditions of the dental arch, Acta Ana., 82:437, 1972.
41. Mongini, F.. Anatomy and clinical evaluation of the relationship between the temporomandibualr joint and occlusion, J. Prosthet. Dent. 38:5 539-551, 1977.