

편측 저작시 하악골 과두의 응력분포에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학 교실

남도현 · 허성주 · 김광남

목 차

- I. 서 론
 - II. 연구재료 및 방법
 - III. 연구결과
 - IV. 총괄 및 고찰
 - V. 결 론
- 참고문헌
사진부도
영문초록

I. 서 론

기능운동시 악관절에 전달되는 힘의 양상을 파악하기 위한 연구는 그동안 많은 연구자들의 흥미있는 관심사였다. 비정상적인 과도한 힘이 악관절의 기능이상을 야기한다는 주장은 많은 학자들에 의해서 제기되었으나 아직까지 논란의 대상이 되고 있다. 그 이유는 악관절 기능장애를 일으키는 요인은 다양하며 환자에서 관절에 작용하는 힘의 분포나 크기를 정확하게 측정하기가 어렵기 때문이다. 악관절의 부하를 이해하는 것은 악관절 기능장애의 치료뿐만 아니라 관절 보철물을 설계하는데도 많은 도움을 줄 것이다.

악관절이 기능운동시 부하를 받는가에 대해서도 많은 논의가 있어 왔는데¹⁻²⁵⁾ 저작시 교합력이 교합접촉점을 통해 분산되므로 하악

과두에 힘이 작용하는 것은 불필요하며, 악관절 조직은 힘을 감당하기에 부적당하다는 주장에 근거해서 Roberts, Tattersall등^{3,20)}은 악관절이 부하를 받지 않는다고 주장했고, 반면 악관절이 일생에 걸쳐 넓은 골 조직의 재형성이 이루어지고²⁶⁻³⁰⁾이 과정이 치열의 변화와 밀접히 연관되어 있는 사실²⁸⁻³⁰⁾을 들어 Hylander등⁹⁻¹²⁾은 악관절이 부하를 받는다고 하였다.

또 다른 논의로는 편측 저작시 어느 과두가 더 큰 부하를 받느냐에 관한 것인데, Page,⁶⁾ Hekneby⁸⁾등은 작업측 과두가 더 큰 부하를 받는다고 주장했고, 양측 근육힘의 비와 과두 응력의 비교연구를 통해 Hylander,⁹⁻¹²⁾ Smith¹³⁾등은 균형측 과두가 더 큰 부하를 받는다고 했다. 그러나 많은 논의와 실험적인 증거로 현재는 악관절이 대부분의 정상적인 기능운동시에도 부하를 받으며 균형측 과두가 편측 저작시 더 큰 부하를 받는 것으로 알려져 있고,⁴⁷⁾ 이 부하의 정확한 양과 방향은 잘 알려져 있지 않다.

악관절의 부하를 연구하는 방법으로는 동물 실험을 통한 직접 측정법과 여러가지 모형을 이용한 간접 측정법이 있다. 직접 측정법에 대해서는 개, 토끼등의 동물실험이 많이 시행되었지만 원숭이에 대한 연구는 희소한데 가장 중요한 것으로는 Hylander^{12,32-34)}의 연구가 있고, 간접 측정법으로는 Ralph, Caputo³¹⁾등의

하악골 광탄성 응력분석이 있는데 이는 하악의 물리적 특성에서 비균질성이 없으므로 문제점이 있다. 물리적 모형은 Hatcher³⁵⁾ 등에 의해 이용된 방법인데, 근긴장을 쉽게 조작할 수 없다는 단점을 가지고 있고, 가장 흔히 이용되어온 수학적 모형은 들 수 있는데 이는 최근 컴퓨터에 의해 많은 도움을 받고 있다.

유한요소법은 여러 가지 물질로 구성된 물체에 다양한 물성을 부여할 수 있으므로 생체 내의 환경을 비교적 정확히 재현해 낼 수 있고 광탄성 응력분석보다 정확하여 치의학의 각 분야에서 이용되는 추세이며 보철학에서는 임플란트,⁴⁴⁾ 총의치,⁴⁵⁾ 포오스트와 코어 등에 이용되어져 왔다. 과거의 하악골 과두의 응력 분석연구에서는 합성근육³⁵⁾ 등을 이용하였으나 기존의 편측구치제작에서 이미 보고된 바 있는 근긴장벡터⁴⁶⁾를 삼차원으로 나누어 설정하여서 좀더 실제와 근접한 모델을 설계할 수 있게 되었다.

본 연구는 삼차원 유한요소분석적 방법을 사용하여 견치, 제1 대구치 및 제2 대구치로 교합시 작업측 및 균형측 과두에서 발생하는 응력분포를 관찰, 비교하였고, 또 제1 대구치에 20도의 전방 교합력과 협측 교합력을 주었을 때 작업측 및 균형측 과두에서 발생하는 응력

분포를 관찰, 비교하였다.

II. 연구재료 및 방법

편측제작시 하악골 과두에서 응력분포를 알아보기 위하여 유치악 하악골, 관절원판 그리고 측두골의 관절용기부위를 모델링하였다. 건조된 인간 유치악 하악골을 전두면에서 컴퓨터 단층촬영법으로 1 mm씩 촬영하여 연속적으로 묘기(tracing) 및 digitizing한 후 좌우 대칭으로 모델링하였다.

악관절의 구조는 2층의 덮개로 모델링하였는데⁴⁶⁾ 첫 번째 덮개는 과두와 관절원판으로 구성되고, 두 번째는 측두 치밀골로 구성되게 하였는데 이는 편측제작시 단단한 측두골 및 과두에 대해 관절원판의 완충효과를 관찰하고, 응력분포를 분석하기 위함이었다. 치아는 과두에서 응력을 보는 것이 목적이므로 특별한 범랑질, 상아질, 치주인대와 같은 치아치조 복합체(dentoalveolar complex)를 제작하지 않고 하악골체에서 치밀골의 연장으로 제작하였으며 치아와 치아사이를 분리하여 치간접촉을 부여하였으나 gap element는 부여하지 않았다.

하악골은 내부의 해면골과 외부의 치밀골로

Table 1. Young's modulus of elasticity and Poisson's ratio for orthotropic material

Properties Material	E (N/m ²)			ν			G (N/m ²)		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
Cortical bone									
Symphyseal and mental regions ⁴⁹⁾	2.3E+10	1.5E+10	1.0E+10	0.3	0.3	0.3	6.2E+09	3.6E+09	4.8E+09
Gonial angle region ⁵⁰⁾	2.0E+10	1.2E+10	1.1E+10	0.3	0.3	0.3	6.0E+09	5.3E+09	4.8E+09
Rest of the mandible ^{51,52)}	1.7E+10	8.2E+09	6.9E+09	0.315	0.325	0.31	4.6E+09	2.9E+09	2.8E+09
Cancellous bone ⁵³⁾	9.6E+08	3.9E+08	3.2E+08	0.3	0.3	0.3	1.7E+08	1.3E+08	0.9E+08

E : Young's modulus of elasticity, ν : Poisson's ratio, G : Shear modulus

X : Long axis of mandible, Y : Perpendicular to mandibular long axis and tangential to cortical cross section, Z : Perpendicular to XY plane

구성하였는데 치밀골은 부위 및 기능에 따라 하악 정중부 및 이부위, 하악 우각부 및 나머지 부위로 나누어 제작하였고,⁴⁶⁾ 치아와 측두 치밀골은 하악의 나머지 부위로 간주하였다. 관절원판은 전방 2 mm, 중앙 1 mm, 후방 3 mm의 두께를 가지는 반구형의 섬유성 연골로 설정하여 과두의 관절면만을 피개하도록 했고, 3 mm 두께의 측두 치밀골이 그 위를 다시 피개하도록 제작하였다.

다양한 요소들에 대한 각각의 역학적 특성을 부여할 때 피질골과 해면골의 탄성은 기능을 하는 방향에 따라 다양해지는 정향성으로, 다른 조직은 등향성으로 가정했다.⁴⁸⁾

사용된 각각의 재료에 대한 Young's modulus

Table 2. Young's modulus of elasticity and Poisson's ratio for isotropic material

Material \ Properties	E (N/m ²)	ν
Fibrocartilage ⁵⁴⁾	6.00E+06	0.47

E : Young's modulus of elasticity, ν : Poisson's ratio

of elasticity와 Poisson's ratio는 Table 1, 2와 같다.

모델은 5226개의 절점으로 이루어 졌고, 22030개의 삼각형과 사각형으로된 요소로 제작하였으며 과두부위는 크기를 작게 잘라 급격한 응력의 변화를 잘 관찰 할 수 있게 하였다. 모델링은 I-DEAS Package를 사용했고, 유한 요소해석을 위해 Ansys Revision 5.0 (Swanson Analysis System Corp.)을 사용하였으며 컴퓨터는 Iris work station (Silicongraphics Corp.)을 사용하였다.

하중조건은 Nelson⁴³⁾의 연구 등에 근거하여 편측구치저작시 관여하는 저작근들의 힘, 방향, 부착부위를 평행한 다수의 근긴장벡터들로 나타내었고, 관절원판에 부착되는 외측익돌근 상두는 기능의 불확실성과 연구의 복잡함 때문에 생략하였다(Table 3).

근육힘의 양은

$[X_{mi} \cdot K] \cdot EMG_{mi} = M_{ir}$ 로 표시되었는데, X_{mi} 는 근육의 단면적, K는 골격근의 상수(N/cm²), EMG_{mi} 는 최대 반응에 대한 근육수축의 scaled values,^{41, 55, 56)} M_{ir} 은 근육힘의 양이고, 여기서 $X_{mi} \cdot K$ 는 근육에 대한 weighting fac-

Table 3. Muscle load sets for a unilateral molar clenching task

Muscle group	Muscle group weight(N)	Scaling Factors		Unit vector coordinates-R			Node number -R
		R/WS	L/BS	X	Y	Z	
Superficial masseter	190.40	0.72	0.60	-0.207	+0.885	+0.419	20
Deep masseter	81.60	0.72	0.60	-0.546	+0.758	-0.358	6
Medial pterygoid	174.80	0.84	0.60	+0.486	+0.791	+0.372	12
Anterior temporalis	158.00	0.73	0.58	-0.149	+0.988	+0.044	20
Middle temporalis	95.60	0.66	0.67	-0.221	+0.837	-0.500	3
Posterior temporalis	75.60	0.59	0.39	-0.208	+0.474	-0.855	3
Inferior lateral pterygoid	66.90	0.30	0.65	+0.630	-0.174	+0.757	4

① R : Right, L : Left, WS : Working Side, BS : Balancing Side

② The x,y,z coordinates are the three dimensional coordinates of unit vectors representing muscle direction. all coordinates are referenced to a global Cartesian coordinates system, where the xy plane is the frontal plane in which the mandible was originally imaged, xz represent the orientation of the occlusal plane, and yz plane lies orthogonally to both xy and xz.

tor이고, EMG_{mi} 값은 scaling factor로서 양자의 곱으로 표시되었다.⁴⁸⁾

힘의 종류는 선현들의 연구를 참조하여 다음과 같이 5가지 방법으로 가하여 보았고, 하중조건을 치아에 가해지는 정하중으로 계산시 520N이었다.

▲ 힘의 종류

- ① 견치의 교합면에 수직인 하중
- ② 제1 대구치의 교합면에 수직인 하중
- ③ 제2 대구치의 교합면에 수직인 하중
- ④ 제1 대구치에 전방 20도의 하중
- ⑤ 제1 대구치에 협측 20도의 하중

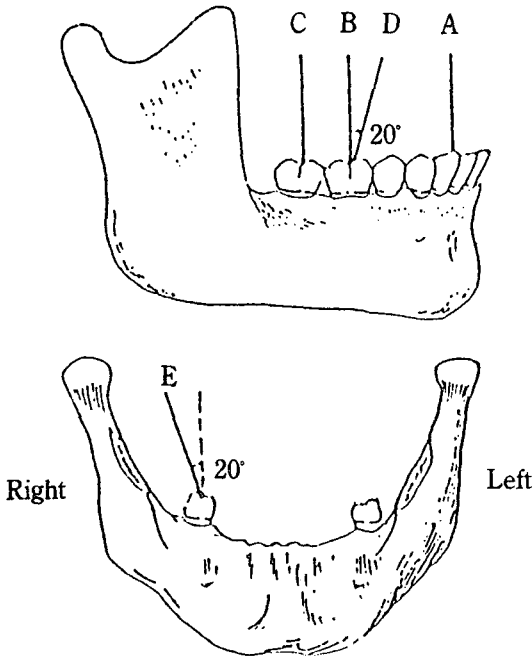


Fig. 1. Occlusal load directions(A : vertical load on canine, B : Vertical load on 1st molar, C : vertical load on 2nd molar, D : forward 20° load on 1st molar, E : Buccal 20° load on 1st molar).

경계조건은 하중이 가해지는 치아와 양측 측두골의 관절용기부위를 고정(rigid constraints)하였으며, 이는 하악골을 두개골에 고정시킨 상태의 안정된 교합이며, 저작시 양 과두가 측두골의 관절와의 중심에 위치한다는 전제조

건을 설정하였고,⁴⁹⁾ 관절원판과 과두 그리고 관절원판과 관절와 사이에 어떤 미끄러짐도 허용하지 않았다. 응력은 작업측 과두와 균형측 과두에서 발생하였는데 최대주응력은 양의 값인 인장력을 나타내고, 최소주응력은 음의 값인 압축력을 나타내는데 악관절의 편측구치저작시 과두에는 주로 압축응력이 나타나므로 최소주응력이 중요하며 본 연구에서는 편측저작시 작업측 과두와 균형측 과두에서 발생하는 응력을 시상면과 전두면에서 관찰, 비교하였다.

III. 연구 결과

힘의 종류에 따라 양측과두에 나타나는 응력분포를 우선 살펴보고, 최대주응력과 최소주응력을 각각 힘의 종류에 따라 비교하였고, 마지막으로 힘의 종류에 따른 균형측 과두에 발생한 응력과 작업측 과두에 발생한 응력을 비교하였다.

(1) 제1 대구치의 교합면에 수직인 하중을 가한 경우

작업측 과두에서 최대주응력은 과두외측의 관절면과 과두경부 외측에 집중되었고, 최소주응력은 과두의 전내측과 외측에 집중되었다. 전두면 절단사진에서 과두외측의 응력이 관절원판으로는 분포하나 측두골로는 전달되지 않았고, 시상면 절단사진에서는 응력이 과두 관절면에서 관절원판을 통해 측두골로 향하는 수직방향을 보였으나 측두골 자체에는 응력이 전달되지 않았다.

균형측 과두에서는 최대주응력, 최소주응력 모두 과두 외측관절면에 집중되었고, 마찬가지로 과두 관절면의 응력이 측두골로는 전달되지 않았다.

전체적으로 양측 과두에서 모두 최소주응력(압축력)이 최대주응력(인장력)보다 1.5배 큰 값을 보였고, 균형측 과두가 작업측 과두보다 2.69배 큰 응력(대부분 압축력)이 가해졌다.

(2) 제2 대구치 및 견치의 교합면에 수직인 하중을 가한 경우

작업측 과두와 균형측 과두에서 최대주응력과 최소주응력의 분포는 제1 대구치의 경우와 거의 비슷한 모습이었으며, 측두골로의 응력전달은 되지 않았다.

전체적으로 양측과두에서 최소주응력이 최대주응력보다 1.5배 큰 값을 보였고 균형측 과두가 작업측 과두보다 제2 대구치에서는 2.95 배, 견치에서는 1.94배 큰 응력(대부분 압축력)이 가해졌다.

(3) 제1 대구치에 전방 20도 및 협측 20도의 하중을 가한 경우

제1대구치의 교합면에 수직인 하중을 받는 경우와는 다른 모습을 보였는데, 작업측 과두와 균형측 과두 모두에서 최대주응력은 과두경부 내측과 과두 후면에 집중되었고, 최소주응력은 과두의 전내측과 외측에 집중되었으며, 측두골로의 응력전달은 되지않았다.

전체적으로 양측과두에서 최소주응력이 최대주응력보다 1.7배 큰 값을 보였고, 균형측 과두가 작업측 과두보다 약 0.96배 큰 응력이 가해져서 오히려 역전되는 양상을 보였다.

(4) 작업측 과두에서 힘의 종류에 따른 최대주응력, 최소주응력의 비교

견치에서 제2 대구치로 갈수록 과두에 가해지는 최대주응력 및 최소주응력은 모두 감소했으며, 제1 대구치에 측방력이 가해진 경우는 최대주응력은 14배, 최소주응력은 13배 정도의 큰 증가를 보였다 (Table IV, Fig. 2,3.).

(5) 균형측 과두에서 힘의 종류에 따른 최대주응력, 최소주응력의 비교

견치에서 제2 대구치로 갈수록 과두에 가해지는 최대주응력 및 최소주응력은 모두 증가했으며, 제1 대구치에 측방력이 가해진 경우 최대주응력, 최소주응력은 5배 정도의 큰 증가를 보였다 (Table V, Fig. 4,5.).

(6) 힘의 종류에 따른 균형측 과두 응력 대 작업측 과두 응력의 비

견치에서 제2 대구치로 갈수록 응력량의 비는 증가하여 균형측 과두에 응력이 집중됨을 보였고, 반대로 작업측 과두는 감압되는 양상을 보였으며 평균 2.52였다. 제1 대구치에 측방

Table IV. Principal stresses in the working condyles (Pa)

Position Stress	Canine (vertical)	1st molar (vertical)	2nd molar (vertical)	1st molar (forward 20°)	1st molar (buccal 20°)
Max. principal stress	0.50246E+09	0.48291E+09	0.44841E+09	0.56615E+10	0.56488E+10
Min. principal stress	-0.80962E+09	-0.71365+09	-0.70187E+09	-0.94553E+10	-0.94572E+10

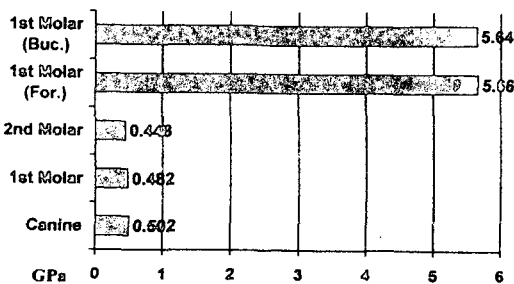


Fig. 2. Maximum principal stress (working condyle).

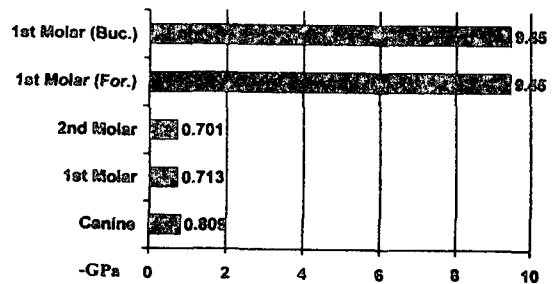


Fig. 3. Minimum principal stress (working condyle).

Table V. Principal stresses in the balancing condyles (Pa)

Position \ Stress	Canine (vertical)	1st molar (vertical)	2nd molar (vertical)	1st molar (forward 20')	1st molar (buccal 20')
Max. principal stress	0.10930E+10	0.12907E+10	0.13619E+10	0.54822E+10	0.54980E+10
Min. principal stress	-0.15728E+10	-0.19200E+10	-0.20736E+10	-0.91607E+10	-0.91735E+10

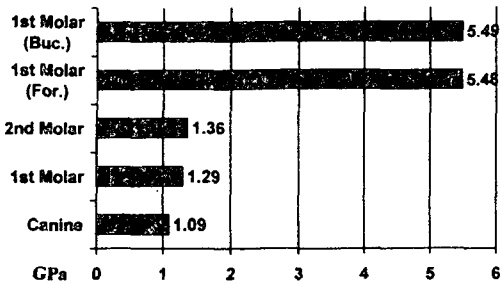


Fig. 4. Maximum principal stress (balancing condyle).

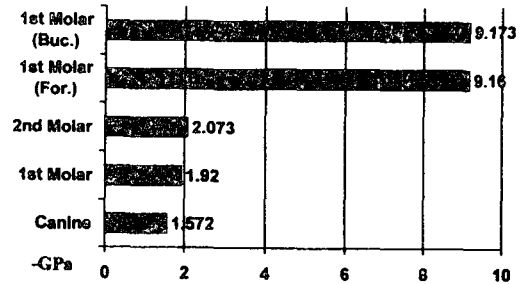


Fig. 5 Minimum principal stress (balancing condyle).

Table VI. Balancing/Working condyles stress ratio (minimum principal stress)

Position \ Condyle	Canine (vertical)	1st molar (vertical)	2nd molar (vertical)	1st molar (forward 20')	1st molar (buccal 20')
Balancing condyles	-0.15782E+10	-0.19200E+10	-0.20736E+10	-0.91607E+10	-0.91735E+10
Working condyles	-0.80962E+09	-0.71365E+09	-0.70187E+09	-0.94553E+10	-0.94572E+10
B/W ratio	1.9493	2.6903	2.8852	0.9688	0.9700

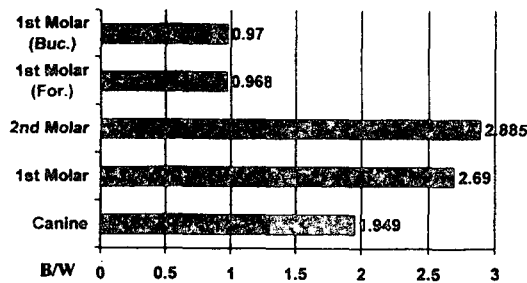


Fig. 6 Balancing/Working condyle stress ratio.

력을 가한 경우는 응력비가 상당히 감소하여 양측 과두가 균등한 힘을 받거나 오히려 작업측 과두가 약간 더 큰 힘을 받는 것으로 나타났다 (Table VI, Fig. 6.).

IV. 총괄 및 고안

하악 및 악관절에 대해 근수축이 미치는 힘의 양태는 오래동안 관심의 대상이 되어 왔다. 인간에서 악관절이 부하를 받는 부위는 과두 관절면과 측두골의 관절염기인데, 이 부위의 응력이 균등히 분산되지 않는다는 많은 증거가 있다.

Moffet²⁶⁾는 과두의 재형성 양상과 병리학적 변화의 연구에서 과두의 외측면이 내측면과는 다르게 재형성된다고 보고했고 이는 악관절내 기계적인 부하양상이 다른것이라고 주장했다. Oberg²⁷⁾는 대부분의 관절원판 천공이 외측면에 생긴다고 하였고 이는 악관절의 외측면이 더 많은 부하와 마모를 받기 때문이라고 했다. Kopp^{57, 58)}는 인간 하악골의 관절조직에서 Glycosaminoglycans의 분포에 대해 연구한 결과 관절의 외측면이 내측면보다 더 큰 응력을 받는다고 했다.

Chen 등⁷⁰⁾은 2차원 유한요소모형으로 관절원판내의 응력분포를 조사하였는데 과두의 반응력은 관절염기의 후면을 향했고 높은 인장력이 원판의 상연 중간부위에서 집중되어 관절원판내에 응력이 균등히 분포하지 않는다고 하였다.

악관절의 외측면이 내측면에 비해 더 큰 응력을 받는가에 대해 몇가지 이유를 살펴보면, 첫째로 Mohl⁵⁹⁾은 해부학적으로 과두의 외측극(lateral pole)이 하악의 회전축의 앞에 위치하고, 내측극(medial pole)은 뒤에 위치하므로 저작시 외측극이 상방으로 이동하여 늘리게 되므로 내측극에 비해 큰 응력을 받는다고 하였다.

두 번째로 동물에 대한 실험인 Hylander의 연구^{12, 32-34, 60)}는 원숭이의 하악골 및 과두에 걸쳐 광범위한 변위와 응력을 조사하였는데, 편측 이악물기 및 저작시 전 하악에 걸쳐 압축력, 인장력, 전단력이 나타났으며 균형측에서는

시상면으로의 굽힘이 나타났고 작업측에서는 장축을 중심으로한 시상면 굽힘과 비틀림이 나타나서 과두의 외측면이 측두골에 대해 늘리게 된다고 하였다. 하악 결합부에서도 전후방으로의 전단력, 비틀림, 굽힘력이 나타났으며 균형측 과두가 작업측 과두에 비해 큰 압축력을 받았다고 하였다. 물론 영장류와 인체의 하악골 사이에는 뚜렷한 종의 차이가 존재한다는 점이 고려되어야 한다. 악골의 비례관계도 맞지 않고 악근육도 동일하게 배열되어 있지 않으므로 이 차이는 국소적인 골변형에 영향을 미친다.

마지막으로 편측저작시 발생하는 측두골의 관절염기에 대한 과두의 전외측 이동이 관련이 있다. 작업측 과두는 개구시 측방이동을 하고 반대로 폐구시는 과두의 내측이동이 이루어 지는데 내측이동은 최대 저작력과 관련이 있을뿐 아니라 작업측 과두가 관절염기에 대해 얼마나 측방으로 위치되어 있는가에 관련이 있다. 이 내측이동은 과두의 외측과 중앙부가 관절염기의 외측에 늘리게 하고, 반대로 과두의 내측은 관절염기와 접촉을 잃게 된다.

편측저작과 이로 인한 비대칭적 힘의 국소적 분포로 나타내어지는 응력의 크기가 양측 과두에서 다르다는 사실은 관절병소의 부위별 차이가 기능과 관련되어 있다는 것을 의미한다. 앞에서 언급한 바와 같이 관절원판의 중심부와 외측면이 점차 얇아지는 현상과 관절의 중심부 및 외측 1/3에서 골관절염의 빈도가 높다는 사실은 일생동안 균형측 관절에 압력이 가해진다는 사실을 의미한다고 볼 수 있다.⁶¹⁾ 그러나 힘의 분포측면에서 볼 때 균형측 과두가 작업측 과두보다 더 큰 응력을 받지만 균형측 과두의 관절면이 작업측 과두의 관절면에 비해 균일한 힘의 분포양상을 보이는데 이는 균형측 과두가 응력집중을 야기하는 내외측운동을 하지 않기 때문이라고 했다.

Hylander 등⁶²⁻⁶⁵⁾은 작업측과 균형측에 작용하는 근육힘의 비에 따라 양측 과두에 가해지는 응력이 변할 수 있음을 보였다. 작업측 근력이 균형측보다 2배가 크면 작업측 과두의 응력은 균형측 과두보다 1.4배가 크고 작업측 근력이 1.5배가 크면 과두응력은 역전되어 균형측 과

두가 작업측 과두보다 1.4배 큰 응력을 받는다고 했다. 만약 양측 근육힘이 같다면 균형측 과두가 작업측 과두보다 4배 큰 응력을 받게 되고, 균형측 근력이 작업측보다 훨씬 크다면 작업측 과두는 부하를 받지 않거나 인장력을 받는다고 하였다. 이처럼 악관절에 생기는 응력분포는 근육수축양상의 변화에 의존하는데 근육수축양상은 저작하는 음식물의 물리적인 성질에 따라 변한다고 하였다. 즉 단단한 음식을 씹을수록 균형측 근력이 커져서 균형측 과두에 큰 응력이 가해진다고 보고했다.

악관절의 부하에 관한 연구는 특성상 인체 실험이 불가능하므로 동물실험이나 물리적인 모형, 수학적인 모형등을 이용해서 시행되어 왔다. 수학적인 모형은 최근 발달한 컴퓨터 때문에 상당히 실제에 근접하게 되었는데 이는 하악이 하나의 견고한 막대로 설정되며 정적 평형설에 근거하는 것으로 이차원 또는 삼차원의 적절한 위치에 가상적인 근긴장벡터가 가해지고, 이에 따른 교합력과 과두의 반작용을 관찰하게 된다.^{8, 36-43)}

여기서 얻어진 결론을 정리하자면 전치부에서 교합력이 최소가 된다는 것이며 편측저작시 작업측 과두보다는 균형측 과두에서 압축응력이 크게 나타나고, 정중부의 전치로 저작시나 양측 구치로 저작시는 양측 과두에 압축응력이 균등하게 분포된다는 점과 편측의 교합접촉점이 후방으로 이동함에 따라 작업측 과두에 가해지는 압축응력은 점차 감소한다는 것이다. 본 실험에서도 동일한 부하를 전치에서 제2 대구치로 이동시 작용점의 위치 변화에 따른 지렛대의 원리와 일치하게 작업측 과두의 압축응력은 감소했고 균형측 과두의 응력은 증가하는 양상을 보였다. 여기서 교합접촉점을 더 후방으로 이동했을 경우를 생각하면 작업측 과두는 응력이 더 감소될 것이다. 실제로 Hylander^{12, 32-34, 60)}는 동물실험에서 제2 대구치나 제3 대구치로 접촉점을 이동하여 편측으로 저작하는 경우 작업측 관절에서는 부하를 받지 않거나 오히려 감압(condylar distraction)이 일어난다고 보고하였다.

유한요소법은 분석하고자하는 물체를 유한

개의 요소로 나눈 뒤 개개 요소의 물리적 특성의 합이 물체 전체의 물리적 현상을 지배하게 된다는 개념^{66, 67)}으로 다양한 물성치를 부여해 줄 수 있고 복잡하고 불규칙한 형상을 재현할 수 있으며 정확하게 모든 응력의 요소를 구할 수 있으므로 하악골에 적합한데 그 이유는 섬유성 관절원판을 포함하고 있는 관절의 응력, 긴장의 확산이나 하악 결합부, 하악체 및 하악지의 피질골에서 발생하는 변형에 관한 연구를 가능하게 하고 근력이 가해졌을 때 광범위한 근부착부의 모형화가 쉽기 때문이다.

유한요소를 사용하여 편측구치부로 저작시 근육에 의해 유발되는 하악의 응력분포에 관한 선현들의 연구^{48, 68)}를 정리해보면 하악 우측 제1 대구치의 교합면에 수직인 힘으로 편측 저작시 하악의 물리적인 변형은 나선형(helical)을 그리며 상방 및 우측으로 변형된다고 했고, 균형측 과두의 변위가 작업측 과두보다 크며 작업측 과두 상면의 내외측극은 약간의 시계방향으로 회전을 한 반면 균형측 과두의 내측극은 외측극에 비해 후방으로 이동한다고 하였다. 응력과 변형의 분포에서는 압축력이 치아 접촉점에서 가장 컸으며 치조와 주변에 국소화됨을 추정할 수 있었고 작업측 과두의 상면은 균형측 과두의 상면에 비해 압축력을 덜 받는다고 했다. 작업측 과두에서 응력(주로 압축력)은 주로 내측 1/3에 위치하는 반면 인장응력은 외익돌근 정지부 근처인 전방부와 하악 상행지의 후연을 따라 후방에 주로 분포했다고 했다. 균형측 과두에서는 주로 중앙과 외측 1/3에 상대적으로 큰 압축응력이 나타났는데 장력과 전단력 또한 이 부위에서 가장 높다고 했으며 양측 과두의 내부 피질골면은 표층 상부 피질골면에 비해 더 큰 압축력을 받는다고 했다.

본 연구도 선현들의 연구^{48, 68)}와 마찬가지로 편측구치저작에서 보고된 근긴장벡터를 적용하여 하악 전체에 걸쳐 유발되는 국소적 응력과 변형의 결과로 분석하였는데 작업측 과두의 압축력(최소주응력)이 과두 내측뿐 아니라 외측에도 나타났고, 인장력(최대주응력)이 외익돌근 정지부인 전방부에는 분포했으나 하악 상행지의 상후연을 따라 후방에는 나타나지

않았는데 이는 주로 서로 다른 실험간의 경계 조건의 차이라고 생각된다. 즉 측두골과 관절 원판의 과두 피개정도에 차이가 있었고, 이에 따라 달라진 고정점 범위의 차이라고 생각된다. 또한 본 실험에서는 치아와 치주인대를 고려하지 않았는데 이는 치아의 물리적인 성질과 치주인대의 완충효과가 없었기 때문에 결과에 어느정도 영향을 미쳤을 것이고, 치간부 접촉이 단순히 분리만 되어있고, 마찰을 가지고 움직일 수 있는 gap element가 부여되지 않아서 힘의 전달이 다소 달랐을 것이다.

측방력에 따른 과두의 응력분포에 대해 Faulkner³⁹⁾ 등은 제1 대구치에 전후 10도의 교합력을 주었을 때 균형측 과두의 응력은 크기와 방향에서 비교적 일정했고 응력방향은 측두골의 관절용기에 수직인 범위내에 있었으나 작업측 과두에서는 과두 응력방향이 시상면상에서 크게 변했다고 했고 이는 작업측 과두가 관절와의 중심에 있고 안정측으로 작용하기 때문이라고 했다. Smith³⁸⁾는 수직적으로 가해지는 교합력이나 전후 20도내의 교합력은 양측 악관절에 안정적이고, 대칭적이며, 관절용기에 수직인 힘의 분포를 보이지만 내외측 방향의 교합력은 양측 악관절에 과도하고, 비대칭적인 힘을 가하고 과두신전의 경향이 있다고 했다. 이는 인체내 저작근의 공간적인 배열이 내외측으로 거의 없기 때문이라고 했다.

Eijden⁶⁹⁾는 교합력의 방향에 따라 근육수축 양상이 다양하다고 했는데, 그 예로 교합력의 방향이 변할 때 전방 측두근에서는 변위가 적고, 후방 측두근과 교근에서는 변위가 크다고 했다.

본 연구에서는 제1 대구치에 전방 20도와 협측 20도의 경사력을 가했을 때 수직인 교합력에 비해서 양 과두에 큰 힘이 가해졌고 응력분포양상도 후내측에 분포함으로서 달랐으나, 2가지 방향 차이에 따른 과두응력의 크기나 과두의 응력분포양상에는 별 차이가 없었다. 이는 본 실험에서 편측구치저작용 근긴장벡터를 이용하여 방향만 전방과 협측으로 바꾼것이므로 측방으로 교합력이 작용할 때 사용하는 것으로는 정확하지 않은 것으로 생각된다. 그러므로 측방 교합력시의 정확한 과두의 부하를 연구하는

것은 먼저 각 측방 교합력에 맞는 근육긴장조건을 구하는 것이 선결조건이라고 여겨진다.

V. 결 론

본 연구는 견치, 제1 대구치, 제2 대구치로 교합시 작업측 과두 및 균형측 과두에서 발생하는 응력분포 및 제1 대구치에 20도의 전방 교합력과 협측 교합력을 주었을 때 작업측 과두 및 균형측 과두에서 발생하는 응력분포를 삼차원 유한요소분석적 방법으로 관찰, 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 제1 대구치, 제2 대구치, 견치로의 편측저작시 과두에서의 응력분포는 큰 차이가 없었는데, 작업측 과두에서 인장력은 과두외측의 관절면과 과두경부 외측에 집중되었고, 압축력은 과두의 전내측과 외측에 집중되었으며, 균형측 과두에서는 인장력, 압축력 모두 과두 외측관절면에 집중되었으며, 측두골로의 응력전달은 되지 않았다.
2. 제1 대구치에 20도의 전방 교합력과 협측 교합력을 가한 경우 작업측 과두와 균형측 과두 모두에서 인장력은 과두경부 내측과 과두 후면에 집중되었고 압축력은 과두의 전내측과 외측에 집중되었으며, 측두골로의 응력전달은 되지 않았다.
3. 편측저작시 견치에서 제2 대구치로 갈수록 작업측 과두에서는 응력량이 감소했고, 균형측 과두에서는 응력량이 증가했으며, 제1 대구치에 측방력을 가한 경우는 수직 교합력에 비해 큰 응력량이 증가되었다.
4. 편측저작시 균형측 과두와 작업측 과두에 가해지는 응력량의 비(균형측/작업측)는 평균 2.52로서 균형측 과두에 더 큰 응력이 집중되었고, 견치에서 제2 대구치로 갈수록 이 비는 증가했다. 제1 대구치에 측방력을 가한 경우는 이 비가 상당히 감소하여 양측 과두가 균등한 힘을 받거나 오히려 작업측 과두가 약간 더 큰 힘을 받았다.

REFERENCES

1. Steinhardt, G. (1958) Anatomy and function of the TMJ. *Int. Dent. J.*, 8, 155–156
2. Tattersall, I. (1973) Cranial anatomy of *Artheolemurinae* (Lemuroidea, Primate). *Anthropol. Pap. Am. Mus. Natl. Hist.*, 52, 1–110
3. Roberts, D. and Tattersall, I. (1974) Skull form and the mechanics of mandibular elevation in mammals. *Amer. Mus. Novitates.*, 2536, 1–9
4. Gysi, A. (1921) Study on the leverage problem of the mandible. *Dent. Digest.*, 27, 74–84 : 144–150 : 203–208
5. Sicher, H. (1951) *Oral Anatomy*. C. V Mosby and Co., St. Louis
6. Page, H. L. (1954) TMJ physiology and jaw synergy. *Dent. Digest.*, 60, 54–59
7. Rodhouse, R. (1955) Upward force of the condyles on the cranium. *J. Am. Dent. Assoc.*, 50, 166–172
8. Hekneby, M. (1974) The load of the TMJ : physical calculations and analysis. *J. Prosthet. Dent.*, 31, 303–312
9. Hylander, W. L. (1975) The human mandible : lever or link ? *Am. J. Phys. Anthropol.*, 43, 227–242
10. Hylander, W. L. (1977) In vivo bone strain in the mandible of *Galago crassicaudatus*. *Am. J. Phys. Anthropol.*, 43, 309–326
11. Hylander, W. L. and Bays, R. (1978) Bone strain in the subcondylar region of the ceropiyhecine mandible. *J. Dent. Res.*, 57, Special Issue A : 363
12. Hylander, W. L. (1979) An experimental analysis of TMJ reaction force in Macaques. *Am. J. Phys. Anthropol.*, 51, 433–456
13. Smith, R. J. (1978) Mandibular biomechanics and TMJ function in primates. *Am. J. Phys. Anthropol.*, 49, 341–349
14. Cuvier, G. : *Lecons d'Anatomie Comparée*, III. Paris, C. L. Duvernoy, 1805
15. Picq, P. G., Plavcan, J. M., and Hylander, W. L. : Non-lever action of the mandible : The return of the hydra. *Am. J. Phys. Anthropol.* 74 : 305–307, 1987
16. Ryder, S. A. : On the mechanical genesis of tooth forms. *Proc. Acad. Nat. Sci. Philad.*, 79 : 45–80, 1878
17. Frank, L. : Muscular influence on occlusion as shown by x-rays of the condyle. *Dent. Dig.* 56 : 484–488, 1950
18. Frankel, V. H., and Burstein, A. H. : *Orthopaedic Biomechanics*. Philadelphia. Lea & Febiger, 1970
19. Gingerich, P. D. : Functional significance of mandibular translation in vertebrate jaw mechanics. *Postilla* 152 : 1–10, 1971
20. Roberts, D. : The etiology of the TMJ dysfunction syndrome. *Am. J. Orthod.* 66 : 498–515, 1974a
21. Robinson, M. : The TMJ : Theory of reflex controlled nonlever action of the mandible. *J. Am. Dent. Assoc.* 33 : 1260–1271. 1946
22. Scott, J. H. : A contribution to the study of mandibular joint function. *Br. Dent. J.* 94 : 345–349, 1955
23. Taylor, R. M. S. : Nonlever action of the mandible. *Am. J. Phys. Anthropol.* 70 : 417–421, 1986
24. Wilson, G. H. : The anatomy and physics of the TMJ. *J. Natl. Dent. Assoc.* 7 : 414–420, 1920
25. Wilson, G. H. : The anatomy and physics of the TMJ. *J. Natl. Dent. Assoc.* 8 : 236–241, 1921
26. Moffett, B. D., Johnson, L. C., McCabe, J. B. and Askew, H. C. (1964) Articular remodelling in the adult human TMJ. *Am. J. Anat.*, 115, 119–142
27. Oberger, T., Carlsson, G. E. and Fajers, C. (1971) The TMJ. A morphological study

- on human autopsy material. *Acta Odontol. Scand.*, 29, 349-384
28. Mongini, F. (1972) Remodelling of the mandibular condyle in the adult and its relationship to the condition of the dental arches. *Acta Anat.*, 82, 437-453
 29. Mongini, F. (1975) Dental abrasion as a factor in remodelling of the mandibular condyle. *Acta Anat.*, 92, 292-300
 30. Mongini, F. (1977) Anatomic and clinical evaluation of the relationship between the TMJ and occlusion. *J. Prosthet. Dent.*, 38, 539-551
 31. Ralph JP, Caputo AA : Analysis of stress patterns in the human mandible. *J. Dent. Res.* 1975 : 54 : 814-821
 32. Hylander WL : Mandibular function in *Galago crassicaudatus* and *Macaca fascicularis* : An in vivo approach to stress analysis of the mandible. *J. Morphol* 1979 : 159 : 253-296
 33. Hylander WL : The functional significance of primate mandibular form. *J Morphol* 1979 : 160 : 223-240
 34. Hylander WL : Stress and strain in the mandibular symphysis of primates : A test of competing hypotheses. *Am. J Phys Anthropol* 1984 : 64 : 1-46
 35. Hatcher DC, Faulkner MG, Hay A : Development of mechanical and mathematic models to study TMJ loading. *J Prosthet Dent* 1986 : 55 : 378-404
 36. Osborn JW, Baragar FA : Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model : Symmetric vertical bite forces. *J Biomech* 1985 : 18 : 599-612
 37. Throckmorton GS, Throckmorton LS : Quantitative calculations of TMJ reaction forces. I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces. *J Biomech* 1985 : 18 : 445-452
 38. Smith DM, McLachlan KR, McCall WD : A numerical model of TMJ loading. *J Dent Res* 1986 : 65 : 1046-1052
 39. Faulkner MG, Hatcher DC, Hay A : A three-dimensional investigation of TMJ loading. *J Biomech* 1987 : 20 : 997-1002
 40. Koolstra JH, van Eijden TMJ, Weijs WA, Naeije M : A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech* 1988 : 21 : 563-576
 41. Koriath TWP, Hannam AG : Effect of bilateral asymmetric tooth clenching on load distribution at the mandibular condyles. *J Prosthet Dent* 1990 : 64 : 62-73
 42. Barbenel JC : The biomechanics of the TMJ : A theoretical study. *J Biomech* 1972 : 5 : 251-256
 43. Nelson GJ : Three dimensional computer modelling of human mandibular mechanics. MSc Thesis, University of British Columbia, Vancouver, 1986
 44. 김동원, 김영수. 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구. *대한치과보철학회지* 1984 : 22 : 109
 45. 문병화, 양재호. 유한요소분석법을 이용한 치근형 임플란트의 응력분포에 관한 연구. *대한치과보철학회지* 1993 : 31 : 129
 46. 이철규, 김창희, 김영수. 총의치 교합면 형태가 하악골 응력분포에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구. *대한치과보철학회지* 1993 : 31 : 351
 47. F. Mongini, G. Preti, P. M. Calderale, G. Barberi : Experimental strain analysis on the mandibular condyle under various conditions. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 1981 : 19 : 521-523
 48. Koriath TWP, Romilly DP, Hannam AG : Three dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol* 1992 : 88 : 69-96
 49. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC, and

- Ashman RB (1991) Elastic properties of the human mandibular symphysis. *J. Dent. Res.* 70 : 2019
50. Nail GA (1988) Elastic properties of human craniofacial bone. *J. Dent. Res.* 67 : 96
 51. Arendts FJ, and Sigolotto C (1989) Standardabmessungen, Elastizitätskennwerte und Festigkeitsverhalten des Human-Unterkiefers, ein Beitrag zur Darstellung der Biomechanik der Unterkiefer-Teil I. *Biomed. Technik* 34 : 248–255
 52. Arendts FJ, and Sigolotto C (1990) Mechanische Kennwerte des Human-Unterkiefers und Untersuchung zum 'in vivo'-verhalten des kompakten Knochengewebes, ein Beitrag zur darstellung der Biomechanik des Unterkiefers-Teil II. *Biomed. Technik* 35 : 123–130
 53. Turner CH, Cowin SC, Rho JY, Ashman RB, and Rice JC (1990) The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *J. Biomech.* 23 : 549–561
 54. Wong M, and Carter DR (1988) Mechanical stress and morphogenetic endochondral ossification of the sternum. *J. Bone Joint Surg.* 70–A : 992–1000
 55. Pruijm GJ, De Jongh HJ, and Ten Bosch JJ (1980) Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J. Biomech.* 13 : 755–763
 56. Weijs WA, and Hillen B (1984) Relationship between the physiological cross-section of the human jaw muscles and their cross-sectional area in computer tomograms. *Acta Anat.* 118 : 129–138
 57. Kopp, S. : Topographical distribution of sulphated glycosaminoglycans in human TMJ disks. *J. Oral Patho.* 5 : 265–276, 1976
 58. Kopp, S. : Topographical distribution of sulphated glycosaminoglycans in the surface layers of the human TMJ. *J. Oral Patho.* 7 : 283–294, 1978
 59. Mohl, N. D. : The TMJ. In Mohl, N. D., Zarb, G. A., Carlsson, G. E., and Rugh, J. D. (Eds.) : *A Textbook of Occlusion.* (Chicago, Quintessence Publishing Co., Inc., 1988)
 60. Hylander WL, Johnson KR, Compton AW : Loading patterns and jaw movements during mastication in *Macaca fascicularis* : A bone-strain, electromyographic and cineradiographics analysis. *Am. J. Phys. Anthropol.* 1987 : 72 : 287–314
 61. McNeill, C. : *Current controversies in Temporomandibular Disorders.* Quintessence Publishing Co, Inc. 1992
 62. Hylander, W. L. : Mechanical properties of food and recruitment masseter force. *J. Dent. Res.* 62 : 1150, 1983
 63. Hylander, W. L. : Mandibular function and biomechanical stress and scaling. *Am. Zool.* 25 : 315–330, 1985a
 64. Hylander, W. L. : Mandibular function and TMJ loading. In Carlson, D. S., McNamara, J. A., and Ribbens, K. A.(Eds.) : *Developmental Aspects of TMJ Disorders. Monograph %16. Craniofacial Growth Series.* Center for Human Growth and Development, University of Michigan, Ann Arbor, MI, 1985b
 65. Hylander, W. L. and Johnson, K. R. : Temporalis and masseter function in humans and macaques during incision. *Int. J. Primatol.* 6 : 289–322, 1985c
 66. 최창근. 유한요소분석 : 집문당, 1989
 67. Bathe KJ. *Finite element analysis procedures in engineering analysis.* : Prentice-hall, 1982
 68. Koriouth TWP, Hannam AG : Finite element modelling of the human mandible during unilateral molar clenching. *J Dent Res* 1991, : 70 : (special issue)334

69. Van Eijen T. M. G. J., P. Brugman, W. A. Weijs, J. Oosting. : Coactivation of jaw muscles : recruitment order and level as a function of bite force direction and magnitude. J Biomech 1990. 23 : 5 : 475—485
70. J. Chen, Liangfen Xu : A finite element analysis of the human TMJ. J. Bio. Eng. 1994 : 116 : 401

EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 7. Three dimensional finite element mandible model (lateral view).
- Fig. 8. Muscular loads were modelled in form of multiple parallel vectors (lateral view).
- Fig. 9-1. Minimum principal stress in the working condyle of the 1st molar (frontal view).
- Fig. 9-2. Minimum principal stress in the working condyle of the 1st molar (sagittal section view).
- Fig. 9-3. Minimum principal stress in the working condyle of the 1st molar (frontal section view).
- Fig. 10-1. Minimum principal stress in the balancing condyle of the 1st molar (frontal view).
- Fig. 10-2. Minimum principal stress in the balancing condyle of the 1st molar (sagittal section view).
- Fig. 10-3. Minimum principal stress in the balancing condyle of the 1st molar (frontal section view).
- Fig. 11-1. Minimum principal stress in the working condyle of 2nd molar (frontal view).
- Fig. 11-2. Minimum principal stress in the working condyle of 2nd molar (sagittal section view).
- Fig. 12-1. Minimum principal stress in the balancing condyle of 2nd molar (frontal view).
- Fig. 12-2. Minimum principal stress in the balancing condyle of 2nd molar (sagittal section view).
- Fig. 13-1. Minimum principal stress in the working condyle of canine (frontal view).
- Fig. 13-2. Minimum principal stress in the working condyle of canine (sagittal section view).
- Fig. 14-1. Minimum principal stress in the balancing condyle of canine (frontal view).
- Fig. 14-2. Minimum principal stress in the balancing condyle of canine (sagittal section view).
- Fig. 15-1. Minimum principal stress in the working condyle of forward 20' loaded 1st molar (frontal view).
- Fig. 15-2. Minimum principal stress in the working condyle of forward 20' loaded 1st molar (posterior view).
- Fig. 16-1. Minimum principal stress in the balancing condyle of forward 20' loaded 1st molar (frontal view).
- Fig. 16-2. Minimum principal stress in the balancing condyle of forward 20' loaded 1st molar (posterior view).
- Fig. 17-1. Minimum principal stress in the working condyle of buccal 20' loaded 1st molar (frontal view).
- Fig. 17-2. Minimum principal stress in the working condyle of buccal 20' loaded 1st molar (posterior view).
- Fig. 18-1. Minimum principal stress in the balancing condyle of buccal 20' loaded 1st molar (frontal view).
- Fig. 18-2. Minimum principal stress in the balancing condyle of buccal 20' loaded 1st molar (posterior view).

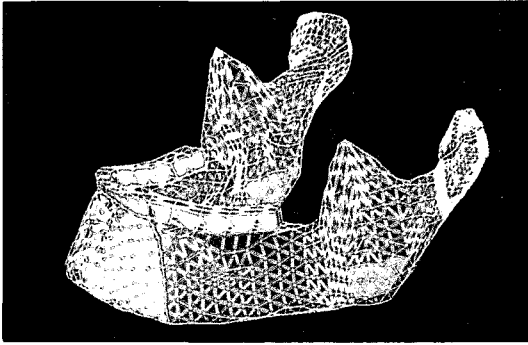
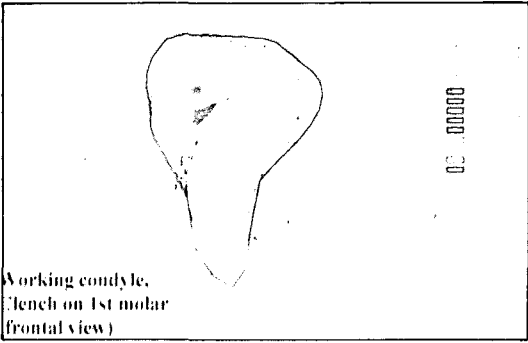


Fig. 7.

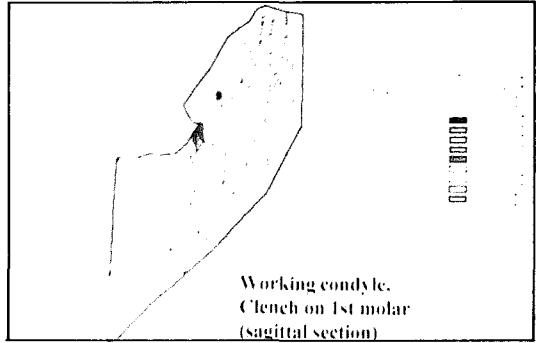


Fig. 8.



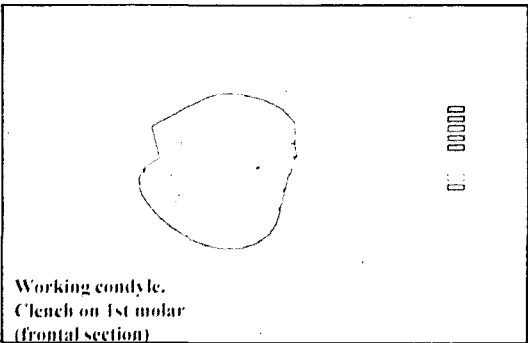
Working condyle.
Clench on 1st molar
(frontal view)

Fig. 9-1.



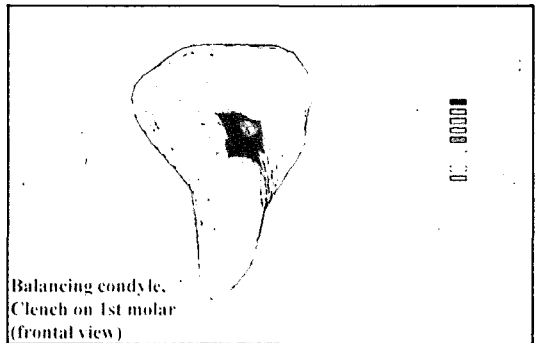
Working condyle.
Clench on 1st molar
(sagittal section)

Fig. 9-2.



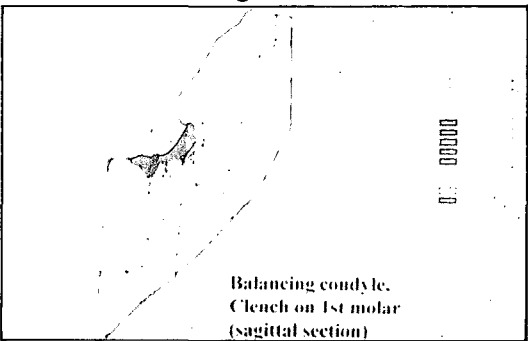
Working condyle.
Clench on 1st molar
(frontal section)

Fig. 9-3.



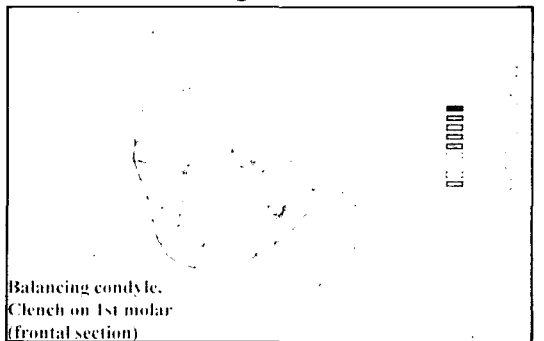
Balancing condyle.
Clench on 1st molar
(frontal view)

Fig. 10-1.



Balancing condyle.
Clench on 1st molar
(sagittal section)

Fig. 10-2.



Balancing condyle.
Clench on 1st molar
(frontal section)

Fig. 10-3.

논문사진부도 II

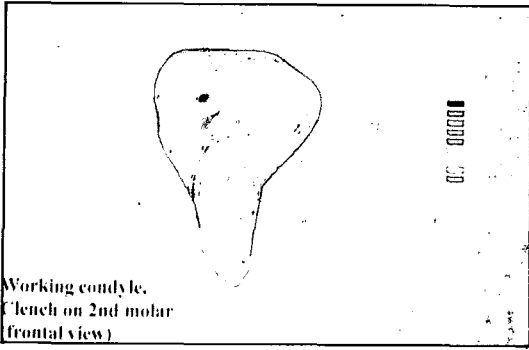


Fig. 11-1.

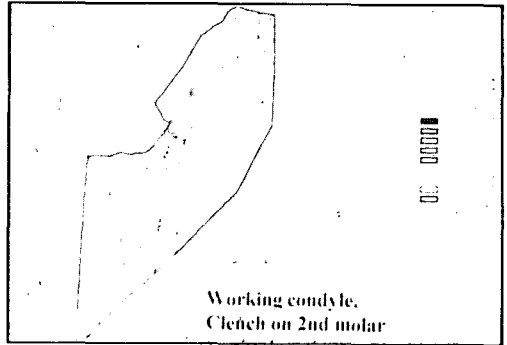


Fig. 11-2.

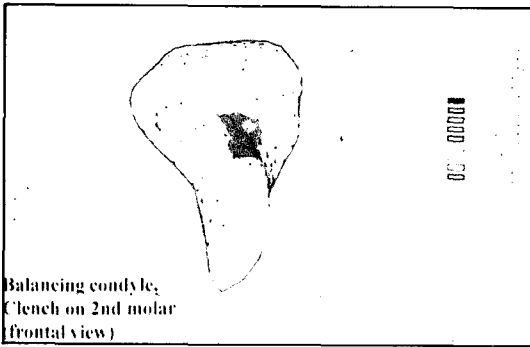


Fig. 12-1.

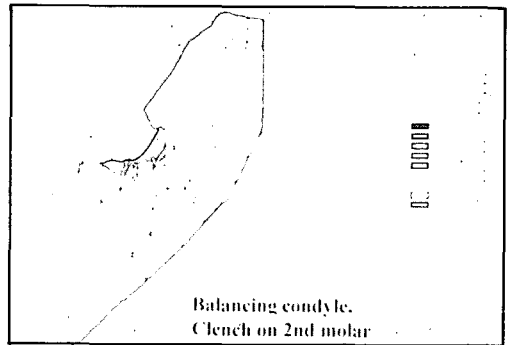


Fig. 12-2.

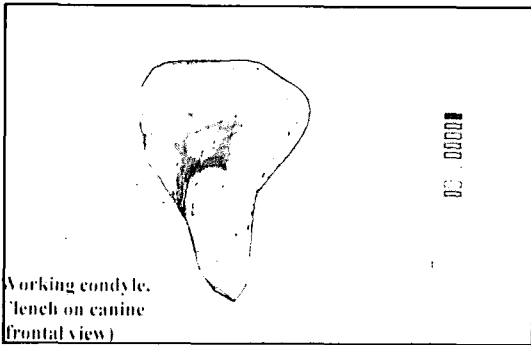


Fig. 13-1.

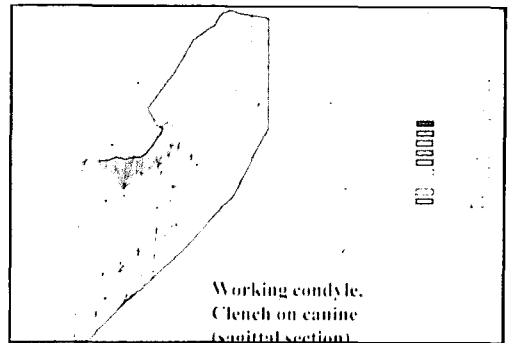


Fig. 13-2.

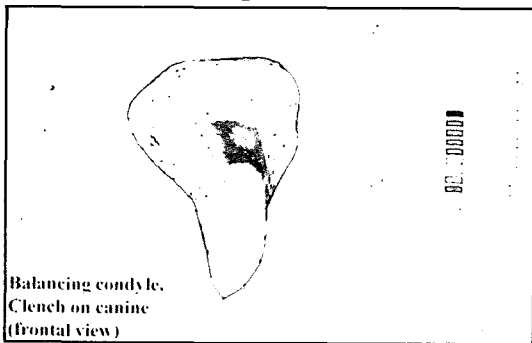


Fig. 14-1.

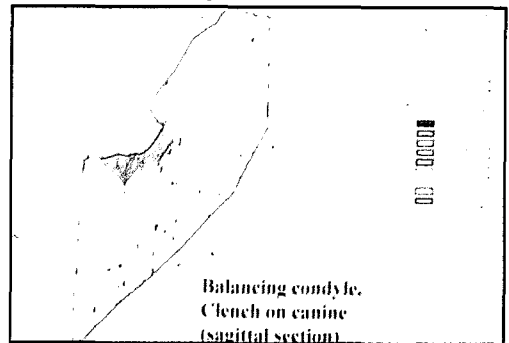


Fig. 14-2.

논문사진부도 III

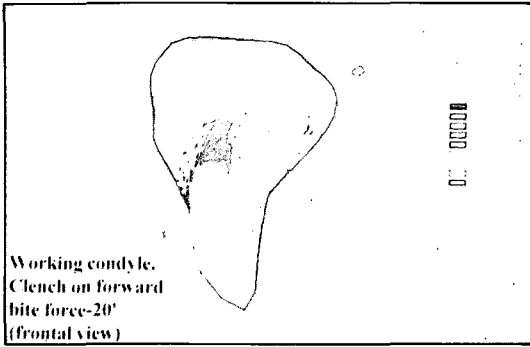


Fig. 15-1.

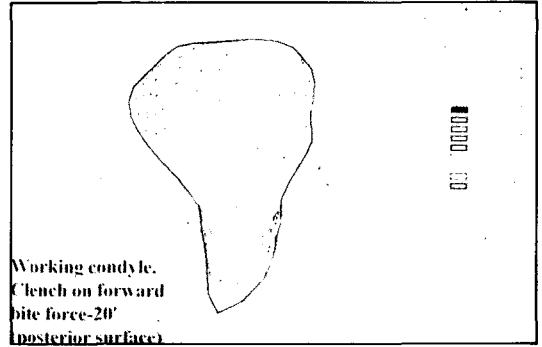


Fig. 15-2.

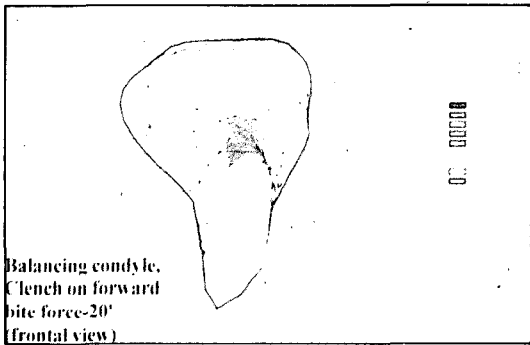


Fig. 16-1.

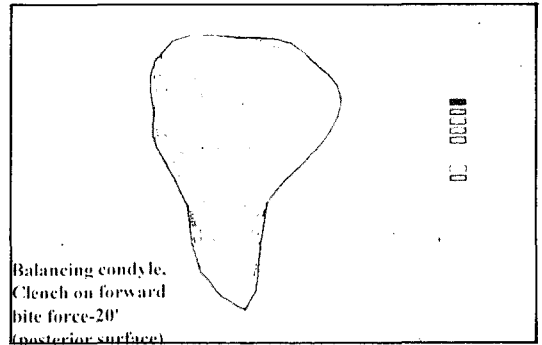


Fig. 16-2.

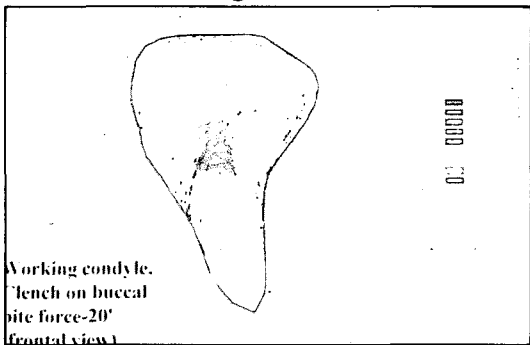


Fig. 17-1.

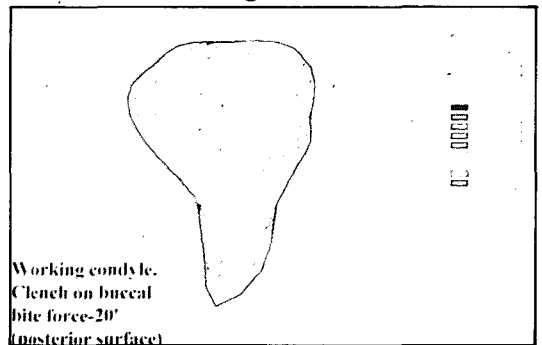


Fig. 17-2.

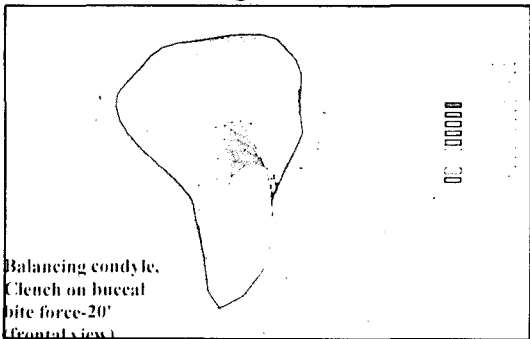


Fig. 18-1.

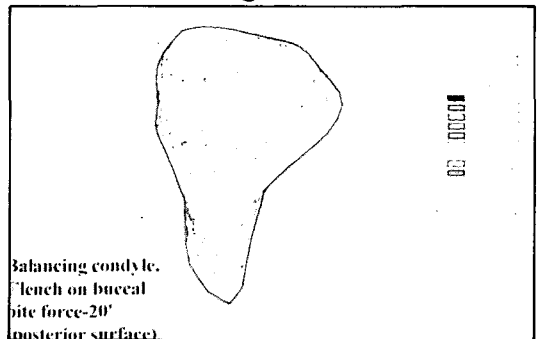


Fig. 18-2.

ABSTRACT

THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF THE MANDIBULAR CONDYLE DURING UNILATERAL CLENCHING

Do-Hyun Nam, Seong-Joo Hoe, Kwang-Nam Kim

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

It has been held that excessive mechanical forces to the osseous and soft tissues of the TMJ result in joint dysfunction. Understanding the stress pattern on TMJ is very important in TMJ research. But, it is very difficult to measure directly the biomechanical stress distribution in the TMJ when the mandible is loaded. Therefore, stress distribution in the TMJ during functional movement was studied through animal experiment or mathematical model. It was observed and compared the stress distribution occurring in the working and balancing condyle when lower right canine, lower right first molar and lower right second molar were clenched by the three dimensional finite element analysis. Also, stress distribution in the working and balancing condyles were observed and compared when 20° forward and buccal bite forces were applied to the first molar.

The results were as follows :

1. Stress distribution in the condyles during unilateral clenching of the first molar, second molar, canine showed no difference. In the working condyle, tensile force was concentrated on the lateral aspect of the condylar articular surface and condylar neck. And compressive force was concentrated on the anteromedial and lateral aspect of condyle. In the balancing condyle, tensile and compressive forces were concentrated on the lateral aspect of the condylar articular surface and stress transmission to the temporal bone was not observed.
2. When lateral forces were applied to the first molar, tensile forces were concentrated on the medial aspect of the condylar neck and condylar posterior surface in working and balancing condyle. Compressive force was concentrated on the anteromedial and lateral surface of the condyle and stress transmission to the temporal bone was not observed.
3. During unilateral clenching, stress in the working condyle decreased as the occlusal load moved posteriorly while the stress in the balancing condyle increased. when lateral force was applied to first molar, the incremental amount of stress was greater than vertical load.
4. During unilateral clenching, the average balancing/working condyle stress ratio was 2.52. There was a greater concentration of stress in the balancing condyle. The ratio increased as the occlusal load moved posteriorly and decreased considerably when lateral forces were applied to the first molar.

Key words : Mandibular condyle, unilateral clenching, Three dimensional finite element analysis and Stress distribution.