

# 하악골의 부위별 충격시 발생하는 응력에 대한 유한 요소법적 연구

서울대학교 치과대학 치과방사선학교실

김성래 · 박태원

## 목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구 결과
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고 문헌
- 영문 초록
- 사진 부도

## 는 방법

첫번째 방법은 1867년 Meyer<sup>8)</sup>, 1920년 Janssen<sup>9)</sup>등에 의해 시도되었고, 그들은 각각의 골을 잘라 골량의 상태를 조사하여 장력과 압축력에 견디는 기능을 보고자 하였다.

또한 각 골의 복제모델을 만들어 응력과 변형도를 연구하였는데, 그 첫번째 시도가 1867년 Culmann의 Trajectorial diagram이다. 그 후 1934년 Hallermann<sup>10)</sup>, 1940년 Milch<sup>11)</sup>등에 의해 광탄성에 근거한 공학적 방법이 사용되었다. 이 방법은 원래 공장에서 기계의 부품에 대한 응력-변형도 분석시 사용하였던 것으로, phenylformaldehyde resin 이 외부하중에 의해 변형되어 응력의 방향에 따라 내부의 분자구조의 배열이 바뀐다는 사실에 근거하고 있다.

실제 골을 연구하는 방법에는 변형에 예민한 라카를 골 위에 도포함으로써 전체적인 변형도 분포를 연구하는 것이었다. 이는 1934년 Küntscher<sup>12)</sup>가 처음으로 골에 사용하였다. 이 방법은 기계부품의 약한 부위를 찾아내기 위해 개발한 것이었고, 그는 용해시킨 콜로포니움을 도포하고 말린 후 기저물질의 인장 변형도와 변형에 반응하여 균열이 가는 현상을 관찰하였다.

1940년 DeForest와 Ellis<sup>13)</sup>는 "Stress coat" 법을 소개하였는데, 이는 콜리포니움 방법보다

## I. 서 론

하악골 골절은 흔히 발생하는 악안면 손상<sup>1)</sup> 중 하나로 비골의 2배, 상악골의 4배 정도로 빈발<sup>2)</sup>한다. 발생 원인으로는 교통 사고가 으뜸이며<sup>1,3,4,5,6)</sup>, 최근에 교통량의 급격한 증가 및 사회 구조의 다양화로 안면 손상의 기회는 계속 증가되고 있다.

이러한 안면골을 포함한 각종 골에 나타나는 내외부 응력과 변형도에 대해 연구하는 방법은 다음과 같이 구분된다<sup>7)</sup>.

1. 골을 잘라 골편이나 단면을 연구하는 방법
2. 골의 모델을 만들어 응력과 변형도 현상을 기록하는 방법
3. 실제 골에서 응력과 변형도 현상을 분석하

쉽고 민감하다. 변형도의 크기는 extensometer와 strain gauge로 측정할 수 있다.

하악골의 응력-변형도 분석에 관한 연구로는 Küntschler<sup>12)</sup>가 하악골에 콜로포니움을 도포하여 고인장 변형도를 나타내는 부위의 사진을 제시한 예가 있었으나 변형도의 크기나 실험 조건에 관한 자료는 없었다.

1948년 Seipel<sup>14)</sup>은 변형된 split-line technique를 사용하여 하악골 구조의 기계적 중요성을 분석하였다.

1954년 DuBrul과 Skicher<sup>15)</sup>, 1961년 Huelke<sup>16)</sup> 그리고 1965년 Weiss<sup>17)</sup>는 stress-coat를 사용하여 외익상근에 의해 당겨진 하악골 상에서 기계적인 효과를 규명하려 하였다.

1964년 Huelke와 Patrick<sup>18)</sup>은 성인의 건조 하악골에 strain gauge를 장착하여 턱에 하중이 가해졌을 때 하악골이 골절되는 기전을 규명하려 하였다.

1961년 Huelke<sup>19)</sup>는 high speed cinematography를 이용하여 하악골이 파괴되는 양상을 영상화하였고, 1968년<sup>20)</sup>에는 20개의 건조 하악골에 stress-coat를 사용하여 응력 분포를 조사한 뒤 53개의 건조 하악골을 실험적으로 파괴하여 이를 증명하므로써, 하악골 골절의 기전을 규명하였다.

1975년 Ralph와 Caputo<sup>21)</sup>는 하악골의 모형을 만들고, 광탄성을 가진 합성수지로 처리한 후 교합력을 재현하여, 모형에 나타나는 응력을 3차원적 광탄성 분석법으로 관찰하였다.

그 외에 최근 널리 사용되는 응력 분석 방법으로는 유한 요소법이 있다. 이는 일단 하나의 모델이 완성되면 하중조건 및 경계조건 설정이 자유롭고, 구조물의 모든 점에 대한 응력을 분

석할 수 있으며 실험적으로 제한된 작업을 컴퓨터에 의한 수치해석 방법을 이용함으로써 특히 인체의 구조물에 대한 응력분석에 대단히 유용하게 응용되고 있다<sup>22-32)</sup>. 이러한 유한요소법은 대용량의 컴퓨터와 영상처리기법의 발달로 더욱 짧은 시간에 정확한 자료를 얻을 수 있게 되었다.

본 연구에서는 하악골에 외력을 가했을 때 그 힘이 전달 분포되는 양상을 연구하기 위해 하악골과 하악치아를 유한요소로 모형화하고, 부위별로 다양한 방향으로 하중을 가하여 하악골에 나타나는 응력을 정량적, 가시적으로 분석하였다. 또한, 하악골에 나타나는 외력에 의한 골절을 생역학적으로 분석하고, 각 하중방향 별로 하악골의 파괴를 발생시킬 수 있는 작용하중의 크기를 항복조건식에 의하여 예측함으로써 진단 및 치료에 도움이 되고자 하였다.

## II. 재료 및 방법

### 1. 재료

정상적인 두개골과 악골을 가지고 제3대구치를 포함한 모든 치아가 손상을 받지 않은 한국인 성인 남자에서 적출한 하악골을 대상으로 하였다.

유한요소 모델을 위해 하악골의 재질이 치밀골, 해면골 및 치아의 3가지 재질로 구성된다 고 가정하였고, 각 구성재료의 물리적 특성인 Young율과 Poisson비는 Iwata<sup>39)</sup>등이 사용한 수치를 사용하였다(Table 1). 각 하중상태에서 하악골을 항복에 이르게 하는 작용하중의 크기를 구하기 위해 사용된 재질의 강도는 90-150MPa (918-1530kg/cm<sup>2</sup>)를 사용하였

Table 1. Mechanical properties of each component of bone

Mechanical property Components	Young's modulus unit: MPa (kg/cm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Compact bone	11,760 (120000)	0.33
Cancellous bone	176 (1796)	0.45
Teeth	13,720 (140,000)	0.28

다<sup>34,35)</sup>.

## 2. 방법

유한요소 모델화를 위한 과정으로 하악골 하연에서 과두돌기 상방까지 1.5mm간격으로 컴퓨터 단층 사진촬영을 하였다. 이를 현상하여 각 단면에 따라 트레이싱지에 옮긴후 이를 영상입력장치로 읽어 CAD화면에 입력하였다.

이로부터 디지털타이저에 의해 X, Y좌표값을 재질의 윤곽을 따라 컴퓨터에 수치자료로 입력하였다. 이 때 각 평면의 Z 좌표값은 동일하므로 단면 자료를 각각 하나의 파일로 저장하였다. 이 자료를 유한요소해석용 전처리 장치인 CAD프로그램(PATRAN)의 입력 파일 형태로 만들기 위해 변환용 프로그램을 이용하여 변환시켰다.

위의 결과를 PATRAN프로그램(IRIS workstation에 내장)의 기본 자료로 활용하였으며, 이것을 이용하여 전체 하악골을 공간 단위로 분할하여 유한요소로 모델화 하였다. 결과적으로 하악골을 총 2402 육면체 요소로 나누었으며, 총 절점수는 3698개였다(Table 2, Fig. 3, 4).

이 결과를 유한요소 구조해석용 프로그램인 ABAQUS(CRAY2S에 내장)의 입력형태로 전환한 후 응력해석을 수행하였다.

3차원 유한요소의 응력 및 변위는 결과값만으로는 전체적인 응력분포를 파악하기 매우 곤란하므로 반드시 CAD 프로그램을 전처리 및 후처리용으로 사용하여야 한다. 따라서, 해석결과를 PATRAN프로그램에 적용하여 3차원 graphic 화면으로부터 각 하중조건에 대한 응력분포와 변위를 분석하였다.

위 과정에 대한 전체 흐름도는 Fig.1과 같다.

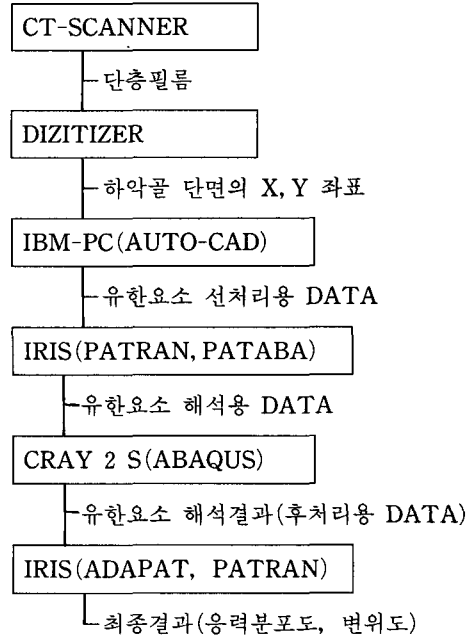


Fig. 1. Diagram of analysis process

## 3. 경계 조건

본 연구에서는 하악골의 경계조건을 두가지 종류로 설정하여 각각 해석하였다. 첫째, 과두돌기의 최대 풍용부 상방만을 X, Y, Z 방향으로 고정된 경우로서 개구상태를 나타내는 경우로 가정하였다. 둘째, 과두돌기의 최대 풍용부 상방을 X, Y, Z 방향으로 고정하고, 각 치아의 협측 교두 및 절단면을 Z방향으로 고정하여 폐구 상태를 나타내는 경우로 가정하였다(Fig. 5, 6).

## 4. 하중 조건

### 4.1 기준면

하중 방향의 기준면은 mentum과 양 gonion으로 형성되는 평면인 하악하연평면(man-

Table 2. Number of elements and nodal points

Compact bone	Cancellous bone	Teeth	Total number of elements	Total number of nodes
1848	438	116	2402	3698

**Table 3.** Load direction and loading area

Area	Direction to mandibular plane	Load case (B.C.1)*	Load case (B.C.2)**
Chin	Parallel	1	10
	45°	2	11
	Perpendicular	3	12
Body	Parallel	4	13
	45°	5	14
Angle	Parallel	6	15
	45°	7	16
Ramus	Parallel	8	17
	45°	9	18

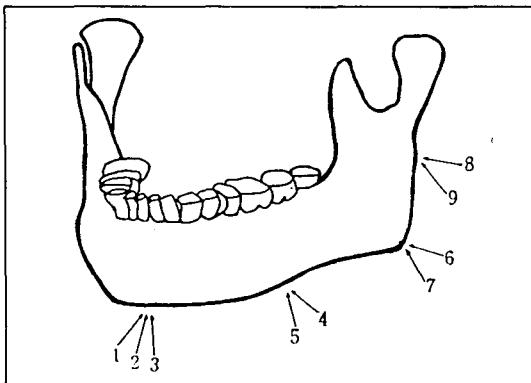
\* B.C.1 : Boundary condition in open mouth position

\*\* B.C.2 : Boundary condition in closed mouth position

dibular plane)으로 정하였다.

#### 4.2 하중 방향 및 작용위치

각 경계조건의 9가지 하중방향에 대하여 조사하였으며 이는 다음의 Table 3과 같다(Fig. 2)



**Fig. 2.** Load directions and loading areas

또한, 각 부위에서의 작용점은 하악골 하연 및 후연의 최외각부로 정하였다.

#### 4.3 하중크기

재질이 선형 탄성 거동<sup>34,35)</sup>을 한다는 가정하

에서 응력분포를 쉽게 파악할 수 있도록 각 하중 예에 대해 하중의 크기를 단위하중(1kg)으로 작용시켰다. 각 하중에서 발생하는 최대 응력(Von-Mises 응력)으로부터 Von-Mises 항복 조건식<sup>36)</sup>을 이용, 하악골을 항복에 이르게 하는 작용하중의 크기를 추정하였다(Table 7).

### III. 결 과

개구상태에서 정중부에 기준면에 평행한 방향으로 하중이 가해졌을 때(하중 예 1) 발생하는 주응력의 최대값은  $-14.69\text{kg/cm}^2$ ,  $-0.547\text{kg/cm}^2$  및  $16.86\text{kg/cm}^2$ 이었으며, 이때  $-$ 값은 압축응력을 의미한다. 같은 하중하에서 Von-Mises 응력의 최대값은  $21.15\text{kg/cm}^2$ 이었으며, 최대가 되는 부위는 공히 과두돌기 경부이었다(Table 4).

경계조건 1(개구상태)의 각 하중 예 별로 발생하는 최대 Von-Mises 응력과 발생부위를 구한 결과, 하중 예 3에서  $41.12\text{kg/cm}^2$ 의 최대 응력이 과두돌기 경부에 나타났고, 하중 예 9에서  $7.32\text{kg/cm}^2$ 의 작은 응력이 나타났다(Table 5).

하중 예 1, 2, 3은 개구 상태에서 하악골 정중부에 하중이 작용될 경우이며, 주로 양쪽 과두

**Table 4.** Maximum principal stress and Von-Mises stress in load case 1

Stress type	Area	Magnitude (kg/cm <sup>2</sup> )
First principal stress	Condyle neck	-14.69
Second principal stress	Condyle neck	-0.547
Third principal stress	Condyle neck	16.86
Von-Mises stress	Condyle neck	21.15

**Table 5.** Maximum Von-Mises stress in load case 1-9 (Boundary condition 1)

Load case	Max. stress (kg/cm <sup>2</sup> )	Area
1	21.15	Condyle neck
2	16.98	Condyle neck
3	41.12	Condyle neck
4	19.70	Condyle neck of loading side
5	11.55	Condyle neck of loading side
6	22.79	Condyle neck of loading side
7	10.33	Condyle neck of loading side
8	13.50	Condyle neck of loading side
9	7.32	Condyle neck of loading side

돌기의 전후면에 응력이 집중되었다(Fig. 7-12). 최대 Von-Mises 응력은 각각 21.15 kg/cm<sup>2</sup>, 16.98kg/cm<sup>2</sup>, 41.12kg/cm<sup>2</sup>이었고, 각각의 부위는 과두돌기의 전면, 과두돌기의 후면, 과두돌기의 전면이다.

하중 예 4.5는 개구상태에서 하악골 하악체에 하중이 작용될 경우이며, 하중 예 4(Fig. 13, 14)에서는 하중 작용측 과두돌기 경부에 응력이 집중되었고 크기는 19.70kg/cm<sup>2</sup>이었다. 그러나 하중 예 5(Fig. 15, 16)에서는 하중 작용측과 반대측 과두돌기 경부에 거의 같은 크기의 최대응력이 발생되었으며 크기는 11.55 kg/cm<sup>2</sup>으로 나타났다.

하중 예 6.7은 개구상태에서 하악각에 하중이 가해진 경우이며, 하중작용측 과두돌기 경부에 응력이 집중되었고(Fig. 17-20), 이는 하중이 가까운 경계지점으로 직접 전달되기 때문인 것으로 판단되며 최대 응력의 크기는 각각 22.79kg/cm<sup>2</sup>, 10.32kg/cm<sup>2</sup>이었다.

하중 예 8, 9는 개구상태에서 하악지에 하중이 가해진 경우이며, 하중작용측의 과두돌기 경

부에 응력이 집중되었고(Fig. 21-24), 최대응력의 크기는 각각 13.50kg/cm<sup>2</sup>, 7.32kg/cm<sup>2</sup>이었다.

경계조건 2(폐구상태)의 각 하중 예 별로 발생하는 Von-Mises응력의 최대값을 가지는 세 부위를 차례로 선택하여 크기순으로 해당 응력 값을 구하였으며, 하중예 13에서 18까지는 하악골의 편측 하중이 작용하는 경우로서 하중을 받는 측과 반대측의 값을 각각 나타내었다(Table 6).

하중 예 10, 11, 12는 폐구상태에서 하악골 정중부에 하중이 작용된 경우이다(Fig. 25-30). 하중예 10.11에서는 하악골 정중부와 치조골 및 과두돌기 경부에 응력이 집중 발생하였으며, 하중예 12에서는 하악골 정중부와 치조골에서의 응력 집중이 두드러지게 나타났다. 하중 예 10에서는 최대 응력은 3.32kg/cm<sup>2</sup>의 크기로 과두돌기 경부에서 발생하였고, 하중 예 11에서는 제 2 대구치 협측 교두에 6.26kg/cm<sup>2</sup>, 하중 예 12에서는 제 2 소구치 협측 교두에 3.14kg/cm<sup>2</sup>의 크기로 발생하였다.

**Table 6.** Maximum Von-Mises stress in load case 10-18 (Boundary condition 2)  
(Unit: kg/cm<sup>2</sup>)

Case		Stress	1st Max. Stress		2nd Max. Stress		3rd Max. Stress	
			Area	Magnitude	Area	Magnitude	Area	Magnitude
10			Condyle	3.32	Symphysis	2.82	Ant. Alveolus	2.94
11			2nd Molar	6.26	Condyle	1.91	Symphysis	1.18
12			2nd Premolar	3.14	Ant. Alveolus	3.13	Symphysis	2.57
13	load side		1st Molar	5.50	Body	5.46	Condyle	5.39
	opp. side		Ant. Alveolus	4.95	Condyle	4.21	1st Mola	3.97
14	load side		1st Molar	12.63	Body	3.10	Condyle	1.30
	opp. side		1st Molar	6.25	Ant. Alveolus	3.10	Condyle	2.94
15	load side		1st Molar	21.83	Condyle	10.74	Angle	9.88
	opp. side		Ant. Alveolus	7.47	1st Molar	4.16	Symphysis	2.01
16	load side		1st Molar	9.42	Condyle	7.18	Symphysis	3.72
	opp. side		Condyle	4.99	1st Molar	0.28	Symphysis	0.26
17	load side		Condyle	9.62	1st Molar	7.58	Symphysis	3.02
	opp. side							
18	load side		Condyle	6.36				
	opp. side							

하중 예 13, 14는 폐구상태에서 하악체에 하중이 작용된 경우이며(Fig. 31-34), 하중 예 13에서는 하중작용측 하악체와 과두돌기 경부에 응력집중현상이 나타났다. 최대응력의 크기도 하악체에서 5.46kg/cm<sup>2</sup>이었고 과두돌기 경부에서 5.39kg/cm<sup>2</sup>로서 거의 같은 크기로 발생했다. 하중 예 14에서는 하악체에서 최대응력을 나타내었으며, 크기는 5.46kg/cm<sup>2</sup>이었다.

하중 예 15, 16은 폐구상태에서 하악각 부위에 하중이 작용된 경우이며(Fig. 35-38), 주로 하중작용측 과두돌기 경부에 응력이 집중되었고 최대응력이 크기는 각각 10.74kg/cm<sup>2</sup>, 7.18kg/cm<sup>2</sup>이었다.

하중 예 17, 18은 폐구상태에서 하악지 부위에 하중이 작용된 경우이며(Fig. 39-42), 과두돌기 경부에 응력집중 현상이 나타났고 이의 크기는 9.62kg/cm<sup>2</sup>, 6.36kg/cm<sup>2</sup>이었다.

각 하중예에서 최초로 항복을 발생하게 하는 예상파괴하중의 크기를 구하기 위하여, Von-Mises항복 조건식을 사용하였으며, 이에 필

요한 하악골의 일축 항복응력은 실험결과에 따라 최소 918kg/cm<sup>2</sup>으로 부터 최대 1530kg/cm<sup>2</sup>까지의 범위<sup>34)</sup>에 대해 각각의 예상파괴하중을 계산하였다. 이때 치아에서는 항복이 발생하지 않는다는 가정하에 피질골에서의 항복만을 고려하였다. 하중 예 3에서 12.90~22.063kg의 가장 작은 예상 파괴 범위를 나타냈으며, 하중 예 11에서 277.03~461.73kg의 가장 큰 예상 파괴 범위를 나타내었다(Table 7).

#### IV. 총괄 및 고안

하악골은 안면골 중 유일하게 두개골에서 분리되어 있으며, 두개의 관절, 치아, 독특한 형상 그리고 복잡한 연조직들로 연결되어 있기 때문에 외부력을 받았을 때 힘이 분포되는 양상을 연구하기에는 매우 복잡하고 어려운 구조물이다.

하악골의 골절 기전은 1960년 대에 Huelke 등<sup>16,18,19,20,37,38,39)</sup>에 의해 주도되어 규명되었다.

**Table 7.** Expected fracture load range in each load case

Load case	Max. stress (kg/cm <sup>2</sup> )	Expected fracture load range (kg)	
1	21.15	25.07	41.78
2	16.98	31.23	52.61
3	41.12	12.90	22.03
4	19.70	26.91	44.85
5	11.55	45.89	76.49
6	22.79	23.26	38.77
7	10.33	51.34	85.57
8	13.50	39.27	65.45
9	7.32	72.42	120.70
10	3.32	159.73	266.22
11	1.92	277.03	461.73
12	3.12	169.58	282.64
13	5.46	97.03	161.72
14	3.10	170.94	284.90
15	10.74	49.36	82.26
16	7.18	73.87	123.12
17	9.62	55.11	91.84
18	6.36	83.31	138.84

그는 하악골 골질의 역학적 조사 뿐아니라 "stress coating"법을 사용하여 이 기전을 연구하였고, 실제 하악골에 하중을 가하여 인위적 골질을 야기하였으며, strain gauge를 부착하여 응력을 수치적으로 계산하였고, 고속사진기를 이용하여 영상화하였다.

치의학 분야에서 생체조직의 역학적 반응을 연구하는 방법은 공학 분야에서의 연구방법의 진보에 따라 함께 발전 되어 왔으며, 그 방법으로는 광탄성법, 장력계측법, 홀로그래피간섭법 및 유한요소법 등이 있다.

광탄성법은 재료표면의 isochromatic 무늬의 갯수 및 무늬 간의 간격으로 부터 응력 강도나 응력 집중도를 파악할 수 있는 방법이며, 이 방법의 장점은 복잡한 구조 형태와 하중 조건의 응력을 측정할 수 있으며 응력이 집중되는 위치 및 양을 쉽게 파악할 수 있는 장점을 지닌 반면, 인접부와의 응력차 만이 관찰되고,

변위와 응력을 동시에 계측할 수 없으며, 모형 제작과 실험조작이 쉽지 않다<sup>40,41,42</sup>).

장력계측법은 조사하고자 하는 부위에 strain gauge를 부착하여 해당점의 응력의 크기와 방향을 계측하는 방법으로 응력과 변위를 동시에 측정할 수 있는 장점을 가지고 있으나, 심한 굴곡면에는 장치 부착이 곤란하고, gauge부착 부위만을 측정할 수 있으며, 실험조작이 복잡하다<sup>18,43</sup>).

홀로그래피간섭법은 레이저 광선을 이용한 실험 방법으로 실험체의 미세한 거동도 측정가능하며 고정점 설치 문제를 해결할 수 있으나, 실험 조건이 까다롭고, 내부 응력의 파악이 곤란하다<sup>44,45,46</sup>).

그러나, 위와 같은 실험적 방법은 하악골이 외력을 받을 때 다양한 하중조건과 경계조건에 대한 충분한 실험을 행할 수 없고, 전체적인 하악골의 응력 분포를 파악하는데 만족한 결과

를 주지 못하였다.

따라서, 최근 수치해석적인 방법이 널리 이용되고 있으며, 이 중 대표적인 방법이 유한요소법이다.

유한요소법이란 연속체를 구간별 연속함수 즉 형상함수(shape function)를 이용하여 분할하고 수치모델화한 후 이를 컴퓨터를 이용하여 해석하는 방법이다. 이러한 기본 개념은 이미 몇몇세기전에 수학자에 의해 제안되었으나 수치모델을 해석하는데 수계산에 의해서는 도저히 해결할 수 없었으므로 실용화되지는 못하였다. 그러나, 최근 컴퓨터가 발달함에 따라 Turner, Clough, Martin와 Topp<sup>47)</sup>의 논문을 시발로 유한요소법의 새로운 발전이 시작되었다<sup>48)</sup>. 또한, 유한요소법은 컴퓨터의 발달과 밀접한 관계를 가지고 있기 때문에 최근의 고속 컴퓨터의 발달에 따라 유한요소법의 적용범위가 갈수록 확산되고 있다. Oden<sup>49)</sup>은 유한요소법의 수학적 개념을 요약하였고 Przemieniecki<sup>50)</sup>와 Zienkiewicz와 Holister<sup>51)</sup>가 응력해석문제를 정리하였다. Zienkiewicz와 Cheung<sup>52)</sup>은 일반적인 적용 예를 설명하였고, 그 후로 다수의 논문이 전분야에 걸쳐 발표되었다<sup>53,54,55)</sup>. 현재, 유한요소법은 수학적으로 정해를 구할 수 없는 모든 분야에서 이용되고 있고, 좀 더 정밀한 해가 요구될 때는 요소수를 늘려줌으로써 쉽게 정해에 근접한 값을 얻을 수 있으므로 공학자나 응용과학자들에게는 가장 편리하고, 이론 또한 잘 정립된 방법으로 알려져 있다. 또한 이 방법은 복잡한 경계모양과 이방성, 비선형 재질을 가진 구조체의 모든 부위에서의 응력 계측이 가능하고 모델을 형성한 후 다양한 경계조건과 하중조건의 변화에 따른 응력해석이 가능하다.

따라서, 공학 분야의 응력해석 시 가장 널리 사용되고 있는 유한요소법은 치의학 분야에서도 응력 해석을 위해 최근 활발히 사용되고 있는 추세이다.

유한요소법은 모든 결과를 수치적으로 표현하기 때문에 3차원 모델의 경우 그 자료가 방대하여 이를 분석하여 임상의 결과를 비교하는 것이 용이하지 못하기 때문에 최근에는 CAD

기법을 이용하여 이를 그래픽으로 표현하는 방법을 이용한다. 본 연구에서는 최근 상업용으로 개발된 CAD프로그램인 PATRAN Release 2.5(PDA Engineering사)를 이용하여 유한요소모델을 형성하였고, 이를 슈퍼컴퓨터인 Cray 2S에내장되어 있는 ABAQUS를 사용하여 해석하였다. 하악골 내의 방대한 자료의 응력 분포를 쉽게 가시화하기 위해 PATRAN 프로그램을 이용하여 후처리하였으며, 이의 과정에는 명암처리(shading, Fig. 3), 은선처리(hidden line, Fig. 4), 활동영상처리(animation)의 기법을 사용하였다.

기본요소로는 육면체 요소를 사용하였으며, 보다 정확한 결과를 얻기 위하여 가능한한 정육면체의 요소로 나누었고, 응력이 집중되리라 예상되는 부위는 보다 작은 요소로 나누었다.

하악골의 수평 기준면으로는 교합면과 하악하연평면이 사용가능한데, 이 중 교합면은 본 논문의 특성상 치아 교두정의 위치를 정확히 모델상에 표현하기 어려우므로 객관성을 유지하기 곤란하여, 하악하연평면을 기준평면으로 하였다. 하중 방향의 결정은 하악하연평면을 기준으로 벡터의 내적과 외적을 이용하여 구하였다.

하악골에 작용하는 외부하중은 단위집중하중을 작용시켰다. 물체가 선형탄성거동을 한다고 가정할 경우 각 부위에서 발생하는 응력의 크기의 비는 하중의 크기에 상관없이 일정하므로 단위하중을 작용시키는 것이 가장 편리하다. 또한 집중하중을 작동시켰을 때 해석결과에도 나타난 바와 같이 작용점 주위에 매우 큰 응력이 분포되나, 실제의 경우 이러한 하중은 어느 정도의 재하범위를 가지고 작용하므로 작용점 부위에서 나타나는 응력 분포는 큰 의미를 가지지 못한다. 따라서, 작용점에서 어느 정도 떨어진 곳에서의 응력분포만을 평가대상으로 해야 한다. 동일한 경계조건의 탄성체에 상이한 재하범위에 같은 크기의 하중이 작용하였을 때, 작용하중 주위의 응력분포만이 상이할 뿐 기타 부위의 응력은 동일함이 입증되어 있으므로(Saint-Venants Principle<sup>56)</sup>), 집중하중에 의한 취약부위의 판단은 타당하다.



구조체 내에서 발생하는 응력성분은 기준좌표계에 따라 다양하게 표현가능하다. 임의의 단면에 대한 좌표계로 표현된 응력성분은 구조체 내의 응력분포를 전체적으로 파악하기 매우 곤란하다. 따라서, 공간상에 기준좌표계를 설정하여 이에 대한 응력성분을 표현하는 것이 편리하다. 가장 대표적인 좌표계인 직교좌표계로 응력성분을 표현하면 임의의 점에서 응력성분은 X, Y 및 Z방향의 수직 성분과 X, Y 및 Z방향의 전단 응력 성분의 6가지 응력으로 표현할 수 있다. 또한, 직교 좌표계에서의 응력성분은 적절한 좌표변환에 의해 전단응력 성분을 가지지 않는 좌표계의 성분으로 표현가능하다. 이때의 3방향의 수직 응력 성분을 주응력(principal stresses)이라 하며 이는 구조체에 작용된 외부하중이 경계지점으로 전달되는 과정에서 해당점에서 작용하는 응력의 방향과 크기를 나타내어 준다. 그러나, 이제까지의 실험 결과<sup>57)</sup>에 의하면 초고압 상태를 제외하고는 정수압이 구조체의 항복에 거의 영향을 미치지 않음이 입증되었다. 따라서, 주응력의 크기만으로는 구조체의 항복여부를 판단하기 어렵다. 재료공학에서는 일반적으로 편차응력(deviator stress)에 의한 응력불변량(stress invariant)을 기준으로 한 항복조건식에 의해 구조체의 항복여부를 판단하며, 이중 완전탄소성체에 대하여는 Von-Mises 항복조건식이 실험결과와 잘 일치하는 것으로 알려져 있다<sup>58-61)</sup>.

본 연구에서 하악골의 물성치는 공학적으로 완전탄소성 조건을 만족시키고 있으므로<sup>34,35)</sup> Von-Mises항복조건식에 의한 골의 항복여부의 판단은 타당하다. Von-Mises의 항복조건식은 2차 응력불변량(second stress invariant)이 재료의 항복에 영향을 주며, 이 값이 재료의 특성 값 K 이내 일때는 탄성변형을 일으키며 K의 값을 가질 때 항복이 시작된다고 제안하였다. 본 연구에서의 Von-Mises응력은 2차 응력 불변량에 제곱근을 취한 값으로 정의하였고, 이 값이 K 값이 될 때 항복이 시작된다고 정의하였다. 이때, K값은 이론적으로 일축항복응력의  $1/\sqrt{3}$  배의 값을<sup>62)</sup> 가진다.

따라서, 하악골의 경우 각 하중조건에 대해

Von-Mises 응력이 크게 발생하는 부위를 취약부위로 판단하며, 항복에 이르지 않은 경우 선형 탄성조건을 만족하므로 취약부위를 항복에 이르게 하는 하중의 크기를 비례식에 의해 추정할 수 있다.

하중 예 3(Fig. 11,12)에서 가장 큰 Von-Mises 응력이 발생하는 이유는 기준면에 수직하게 하중이 작용한 경우이므로 과두돌기에서의 경계조건으로부터 작용하중에 의한 모멘트가 크게 발생되었기 때문이다. 그러나 실제에 있어서 이 경우는 하중이 작용되는 순간 경계조건이 폐구상태에 이르기 쉬우므로 불합리한 경계조건의 결과라고 할 수 있다.

하중 예 5에서의 최대응력이 하중 예4와 비교시 59%정도에 불과한 이유는 작용하중에 의한 모멘트의 팔길이가 작기 때문인 것으로 사료되며, 하중 예 8,9에서의 최대응력이 하중 예 6.7에 비해 다소 작은 것은 과두돌기의 경계조건에 대한 모멘트의 크기가 작기 때문인 것으로 사료된다.

Fig. 17,18 및 Fig. 21,22에서 보는 바와 같이, 하중 예 6,8에서는 과두돌기 경부의 넓은 범위에 걸쳐서 응력집중이 일어나고 있는데, 이 경우 과두돌기 경부주위에 복합골절의 가능성이 매우 높다고 볼 수 있다.

하중 예 1-9의 결과를 통해서 볼 때 개구상태에 하중이 가해졌을 때는 과두돌기 경부가 파괴가능성이 가장 높고 특히 편측하중의 경우는 작용하중측 과두돌기 경부가 가장 취약하다.

폐구상태에서 하악골 정중부 주위에 하중이 가해졌을 경우 정중부 골절이 예상되며, 하악골 전면에 가해진 하중의 경우 과두돌기 경부의 파괴 가능성도 높은 것으로 사료되며, 폐구상태에서 하악체에 하중이 작용되었을 경우는 작용하중 부위를 취약부위로 볼 수 있다.

하중 예 10-18에서 보는 바와 같이 하악골 정중부와 하악체등, 과두돌기에 설정한 경계지점에서 먼곳에 하중이 작용될 때는 하중작용 부위에 응력이 주로 집중되었고, 하악각과 하악지등 경계지점 근처에 하중이 작용될 때는 하중작용측 과두돌기 부위에 최대 응력이 발생

되었다. 이때, 하중 예 10과 같이 수평하중에 대해 치아에 의한 경계조건이 크게 작용되지 못할 경우는 과두돌기 부위가 취약부위가 됨을 알 수 있다.

전반적으로 폐구상태의 예상 파괴하중 값이 개구상태의 값보다 크게 나타났으며, 하중 예 3에서  $12.90\text{kg/cm}^2$ 으로 가장 작게 나타났으나, 이는 개구상태를 가정하였으므로 실제의 경우는 하중이 작용하는 즉시 폐구상태가 될 것이므로 이론적인 경우에만 가능하다. 하중 예 11에서 가장 큰 예상 파괴중을 나타내었으며, 폐구상태에서는 하악각에 하중이 가해졌을 때가 예상파괴 하중이 가장 작게 나타났고, 하악지, 하악체, 하악골 정중부의 순이었다. 그러나, 개구상태에서는 하악골 정중부에 하중이 작용되었을 때가 작은 파괴하중을 나타내었고 하악체, 하악각, 하악지의 순이었다.

하악골의 파괴에 대한 증례 연구<sup>4,39,63</sup>)에 의하면 하악각이나 하악체에 충격이 가해졌을 때는 하악각이나 하악체에서 파괴가 일어날 확률이 가장 높고, 하악골 정중부에 충격이 가해졌을 때는 과두돌기에서 파괴가 일어날 확률이 가장 높은 것으로 보고되어 있다. 또한 하악골 정중부에 인접한 하악체에 하중이 가해진 경우 하악각, 하악체 및 과두돌기에서의 파괴확률이 가장 높게 나타나 있다. 본 연구에서 폐구상태의 결과는 임상 증례결과와 잘 일치함을 알 수 있다. 따라서, 본 연구의 수치해석적 방법이 실제의 경우에 대한 파괴 예측에 매우 유용한 것으로 판단된다.

본 연구에서는 과두돌기 주위에서의 경계조건을 고정절점으로 가정하였으나 이 부위의 관절원판을 모델화하고, 하악골 주위의 근육조직을 모델화하는 방법의 개발이 앞으로의 연구과제로 보여진다. 또한 하중의 재하범위에 대한 실험적 연구도 하악골의 생역학적 거동을 명확히 하는데 필요한 과제라고 사료된다.

## V. 결 론

본 연구는 하악골에 외력이 가해졌을 때 그 힘이 전달 분포되는 양상을 연구하기 위해 유

한요소법에 의해 하악골을 수치모델화하고 개구상태와 폐구상태의 각 하중조건에 대한 응력 해석을 실시하여 파괴에 대한 취약부위를 판단할 수 있었으며, 이에 의한 파괴작용하중을 예측할 수 있었다. 이의 분석 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 개구상태에서 외부하중이 작용될 때는 과두돌기 부위에서 최대응력이 발생하였고, 편측하중이 작용되는 경우는 하중작용 측 과두돌기에서 최대응력이 발생되하였다.

2. 폐구상태에서 하악골 정중부와 하악체에 하중이 작용될 때는 하중작용부위에 최대응력이 발생하였고, 하악각과 하악지에 하중이 작용될 경우는 과두돌기 경부에 최대응력이 발생하였다.

3. Von-Mises 항복 조건식에 따라 예상파괴하중을 구한 결과, 폐구상태에 비해 개구상태가 작은 하중하에서 파괴가 발생되었으며, 예상파괴 하중의 크기는 하중의 방향이 하악하연평면에 평행일 경우가 45°의 각도를 이루는 경우보다 작았다.

4. 작용하중의 위치에 따른 예상파괴하중의 크기는 폐구상태에서는 하악각, 하악지, 하악체, 하악골 정중부의 순서로 점증되었고, 개구상태에서는 하악골 정중부, 하악체, 하악각, 하악지의 순서로 증가되었다.

5. 유한요소해석에 의한 Von-Mises 응력집중 부위는 임상 증례에서 나타난 파괴확률이 높은 부위와 일치하였다.

## 참고문헌

1. 김성수 : 안면골 골절에 관한 임상적 연구, 대한구강외과학회지, Vol.7(1) : 127-132, 1981.
2. 이의웅, 박형식 : 한국인의 안면골 골절에 관한 연구, 대한구강외과학회지, Vol.9(1) 99-114, 1983.
3. Melmed, E.P. and Koonin, A.J.: Fractures of the mandible; a review of 909 cases, Plast. & reconstr. Surgery, Vol. 56: 323-

- 327, 1975.
4. James, R.B., Fredrickson, C. and Kent, J.N.: Prospective study of mandibular fractures, *J. Oral Surg.*, Vol. 39: 275-281, 1981.
  5. 안병근 등 : 안면골 골절에 대한 통계학적 고찰, *대한구강외과학회지*, Vol.14(1) : 44-50, 1988.
  6. 진성박 : 하악골 골절에 관한 임상적 연구, *대한치과외과학회지*, Vol.27(5) : 473-476, 1989.
  7. Evans, F.G.: Stress and strain in bones: Their relation to fractures and osteogenesis, Chales C. Thomas, Springfield, Illinois, 1957.
  8. Meyer, H. von : Die Architektur des Spongiosa, *Arch. Anat. Physio.* Vol. 34: 615-628, 1867.
  9. Janssen, M.: On bone formation: Its relation to Tension and Pressure, London, Longmans, 1-114, 1920.
  10. Hallermann: Die Beziehung der Werkstoffmechanik un Werkstofforschung zur allgemeinen Knochen-Mechanik, *Verhandl. Deutsch. Orthop. Gesellsch.*, Vol. 62: 347-360, 1934.
  11. Milch, H.: Photoelastic Studies of bone form. *J. Bone & Joint Surg.* Vol. 22: 621-628, 1940.
  12. Künstscher, G.: Die Darstellung des Kraftflusses im Knochen, *Zentral bl. Chir.*, Vol. 61: 2130-2136, 1934.
  13. De Forest, A.V. and Ellis, G.: Brittle lacquer as an aid to stress analysis, *J. Aeronaut. Sc.*, Vol. 7: 205-208, 1940.
  14. Seipel, C.M.: Trajectories of the jaws, *Acta Odont. Scandinav.*, Vol. 8: 81-191, 1948.
  15. DuBrul, E.L. and Sicher, H.: The Adaptive chin, Springfield, Thomas, vii, 3-97, 1954.
  16. Huelke, Donald F.: Mechanics in the Production of Mandibular Fractures: A Study with the "Stresscost" Technique. I. Symphyseal Impacts, *J.D. Res.*, Vol. 40(5): 1042-1056, 1961.
  17. Weiss L. and Freehold, M.J.: Static loading of the Mandible, *O.S., O.M. & O.P.*, Vol. 19(2): 253-262, 1965.
  18. Huelke, D.F. and Patrick, L.M.: Mechanics in the production of mandibular fractures: strain-gauge measurements of impacts to the chin, *J. Dent. Res.*, Vol. 43(3): 437-446, 1964.
  19. Huelke, D.F.: High Speed Photography of Mandibular Fractures, *J. Biological Photo. Association*, Vol. 29(4): 137-144, 1961.
  20. Huelke, D.F. and Harger, J.H.: Mechanisms in the Production of Mandibular Fractures: An experimental study, *J. Oral Surg.*, Vol. 26(91), 1968.
  21. Ralph, J.P. and Caputo, A.A.: Analysis of Stress Patterns in the Human Mandible, *J. Dent. Res.*, Vol. 54(4): 814-821, 1975.
  22. 김동원, 김영수 : 골유착성 보철물에 대한 삼차원 유한요소 분석적 연구, *대한치과교정학회지*, Vol.6 : 73, 1990.
  23. 전경민, 남동석 : Multiloop Edgewise Arch Wire의 역학적 해석, *대한 치과교정학회지*, Vol.21(1) : 31-52, 1991.
  24. 탁선근, 박영철 : 한국 아동의 악안면 성장에 관한 유한요소법적 연구, *대한치과교정학회지*, Vol.18 : 343-365, 1988.
  25. Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E. and Yi, Y.: Stress analysis of human tooth using a three-dimensional finite elements model, *J. Dent. Res.*, Vol. 62: 82, 1983.
  26. Rieger, M.R., Adams, W.K. and Knzel, G.L.: A finite element survey of eleven endosseous implants, *J. Pro. Dent.*, Vol. 63(4): 457-465,

- 1990.
27. Shirazi-ADL, A., Ahmed, A.M. and Shrivastava, S.C.: A Finite Element Study of a Lumbar Motion Segment Subjected to Pure Sagittal Plane Moments, *J. Biomechanics*, Vol. 19(4): 331-350, 1986.
  28. Rohlmann, A., Mossner, U., Bergmann, G. and Kolbel, R.: Finite-Element-Analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis, *J. Biomechanics*, Vol. 16(9): 727-742, 1983.
  29. Chung, Chae-Heon and Yoon, Chang-Keun: Finite element analysis of mandibular stresses and denture movements induced by various denture base materials, *대한치과보철학회지*, Vol.25(1) : 281~301, 1987.
  30. Yang, H.S.: A finite element analysis on the mechanical behaviors of abutment tooth and supporting tissues of anterior Dowel crown, *J. Kor. Dent. Ass.*, Vol. 24: 617-635, 1986.
  31. Currey, J.: *The mechanical adaptations of bones*, Princeton University, 1984.
  32. Knoell, A.C.: An mathematical models of an in vitro human mandible, *J. Biomechanics*, Vol. 10: 159-166, 1977.
  33. Iwata, T., Watase, J., Kuroda, T., Tsutsumi, S. and Maruyama, T.: Studies of mechanical effects of occlusal force on mandible and temporomandibular joint, *J. Osaka Univ. Sch.*, Vol. 21: 207-215, 1981.
  34. Gibson, L.J.: The mechanical behaviour of cancellous bone, *J. Biomechanics*, Vol. 18(5): 317-328, 1985.
  35. Carta, D.R. and Spengler, D.M.: Mechanical Properties and composition of cortical bone, *Clini. Orthopaedics & Related Res.*, Vol. 135: 192-217, 1978.
  36. Von Mises, R.: *Mechanik der festen Korper im plastisch deformablen Zustand*, *Nachr. Ges. Wiss, Gottingen*, 582, 1913.
  37. Huelke, D.F. and Harger, J.H.: Maxillofacial injuries: their nature and mechanisms of production, *J. Oral Surg.*, Vol. 27: 451-460, 1969.
  38. Huelke, D.F., Burdi, A.R. and Eyman C.E.: Association between mandibular fractures and site of trauma, dentition and age, *J. Oral Surg., Anesth. & Hosp. D. Serv.*, Vol. 20:478-481, 1962.
  39. Huelke, D.F., Burdi, A.R. and Eyman C.E.: Mandibular fractures as related to the site of trauma and the state of dentition, *J.D. Res.*, Vol. 40(6): 1262-1274, 1961.
  40. 조인호, 김영수 : 총의치 교합형태에 따른 3차원적 광탄성 응력분석, *대한치과의사협회지*, Vol.20 : 945-967, 1982.
  41. Kinne, M.E., Caputo, A.A., et al.: Stress developed during typical impacted maxillary 3rd molar extractions, *Quint. International*, Vol. 17: 5-8, 1986.
  42. Caputo, A.A., Gonidis, D. and Matyas, J.: Analysis of stress in resin bonded fixed partial dentures, *Quint. International*, Vol. 17: 89-93, 1986.
  43. 김현순, 남동석 : 경부고정 headgear 사용 시 안면 두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구, *대한치과교정학회지*, Vol.17 : 185-198, 1987.
  44. 김충배, 양원식 : Laser holography를 이용한 상악 headgear결인에 따른 안면 두개골의 초기반응에 관한 연구, *대한치과교정학회지*, Vol.16 : 31-41, 1986.
  45. 박준상, 양원식 : 상악골 확장이 안면골에 미치는 영향에 관한 laser holography연구, *대한치과교정학회지*, Vol.16 : 43-51, 1986.
  46. Ryden, H.: The laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement, *J. Periodontol.*, Vol. 45: 283-287, 1974.
  47. Turner, M.J., Clough, R.W., Martin, H.C.

- and Topp, L.J.: Stiffness and deflection analysis of complex structures, *Journal of Aeronautical Sciences*, Vol. 23: 805-824, 1956.
48. Courant, R.: Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibrations, *Bulletin of American Mathematical Society*, Vol. 49: 1-23, 1943.
49. Oden, J.T.: Some aspects of recent contributions to the mathematical theory of finite elements, *Advances in Computational Methods in Structural Mechanics and Design*, University of Alabama Press, Huntsville, 1972.
50. Przemieniecki, J.S.: *Theory of Matrix Structural Analysis*, McGraw-Hill, New York, 1968.
51. Zienkiewicz, O.C. and Hollister, G. (Eds.): *Stress Analysis*, John Wiley, London, 1966.
52. Zienkiewicz, O.C. and Cheung, Y.K.: *The Finite Element Method in Structural and Continuum Mechanics*, McGraw-Hill, London, 1967.
53. Zienkiewicz, O.C.: *The Finite Element Method in Engineering Science*, McGraw-Hill, London, 1971.
54. Desai, C. and Agel, J.: *Introduction to the Finite Element Method*, von Nostrand Reinhold, New York, 1971.
55. Cook, R.D.: *Concepts and Applications of Finite Element Analysis*, John Wiley, New York, 1974.
56. Saada, A.S.: *Elasticity; Theory and Application*, Pergamon Press, 1974.
57. Bridgman, P.W.: *Studies in large plastic flow and fracture with special emphasis on the effects of hydrostatic pressure*, McGraw-Hill, New York, 1952.
58. Taylor, G.T. and Quinney, H.: *The Plastic distortion of Metals*, *Phil. Trans. R. Soc.*, A230, 323, 1931.
59. Lode, W.: *Versuche uber der Einfluss der Muttleren Hauptspannung auf das Fliessen der Metalle Eisen. Kupfer und Nickel*, *Z phys*, Vol. 36: 913, 1926.
60. Ros, M. and Eichinger, A.: *Versuche zur klaerung der Rrage der Bruchgefahr III, Metalle, Eidgenoss, Mateical Prut, und Versuchsanstalt Industriell Ban werk und Gewerte. Diskuss Ber, No. 34, Zurich, p. 3, 1929.*
61. Slebel, M.P.L.: *The combined bedg and twisting of thin cylinder in the plastic page*, *J. Med. Phys. Salids*: 1189, 1953.
62. Slater, R.A.C.: *Engineering Plasticity*, Mac Millan Press: 67-89, 1977.
63. Goldberg, M.G. and Williams, A.C.: *The location and occurence of mandibular fractures: An analysis of 202 cases, O.S., O.M. & O.P.*, Vol. 28(3): 336-341, 1969.

– ABSTRACT –

## STRESS ANALYSIS OF A HUMAN MANDIBLE UNDER VARIOUS LOADS USING FINITE ELEMENT METHOD

Sung-Rae Kim, Tae-Won Park

*Dept. of Oral Radiology, College of Dentistry, Seoul National University*

The stress distributions on a human mandible for 18 load cases under two different boundary conditions (mouth open and closed), using the three dimensional finite element modeling were studied. Also, the expected fracture loads for each load cases were calculated by using the Von-Mises yield criterion. The model of a mandible with all teeth was composed of 2402 hexahedron elements and 3698 nodes. CAD techniques were used to analyze the 3-dimensional results.

The conclusions of this study were as follows:

1. In the mouth open state, the maximum stress occurred at the condyle neck; when the lateral load was exerted, the maximum stress occurred at the load side condyle.
2. In the mouth closed state, when the loads were exerted on the mandibular body and chin, the maximum stress occurred at the loaded area, and when the loads were exerted on the angle and ramus, the maximum stress occurred at the condyle neck.
3. The expected fracture loads in each load case were calculated using the Von-Mises yield criterion, and it was confirmed that the mandible in the mouth open state was more easily fractured than that in the mouth closed state, and the expected fracture loads are lesser in the cases that load direction is parallel at mandibular plane than  $45^\circ$ .
4. The magnitudes of the expected fracture loads increased in the order of angle, ramus, body and chin in case of the mouth closed state, while chin, body, angle and ramus in case of the mouth open state.
5. The Von-Mises stress concentration regions analyzed by F.E.M. corresponded well with the results of clinical studies.

---

Key word: FEM, stress analysis, Mandible, expected fracture load.

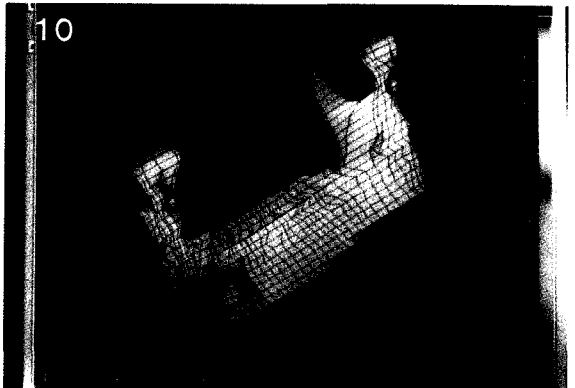
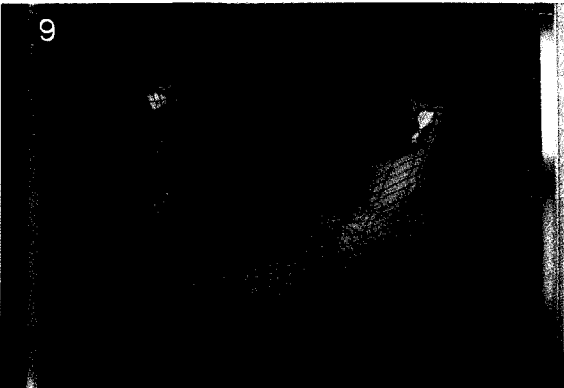
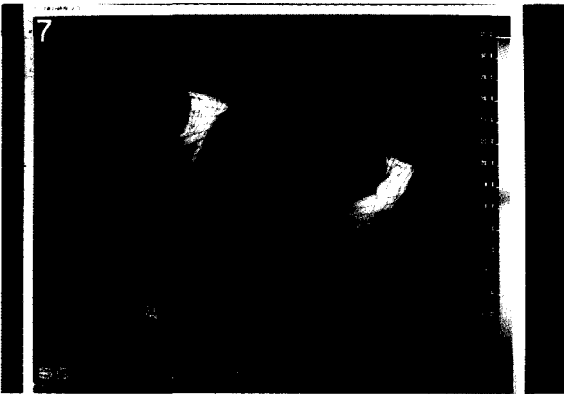
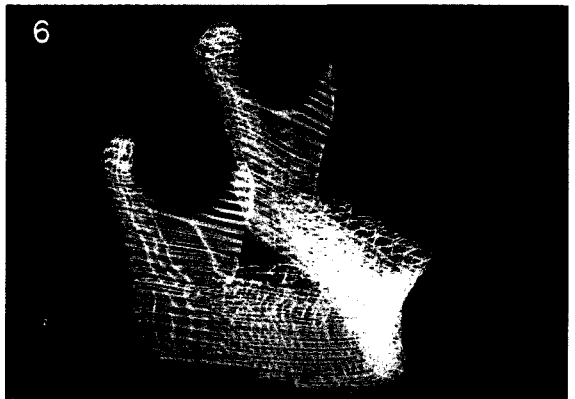
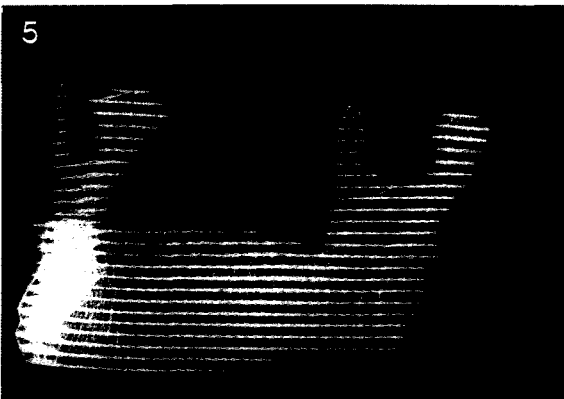
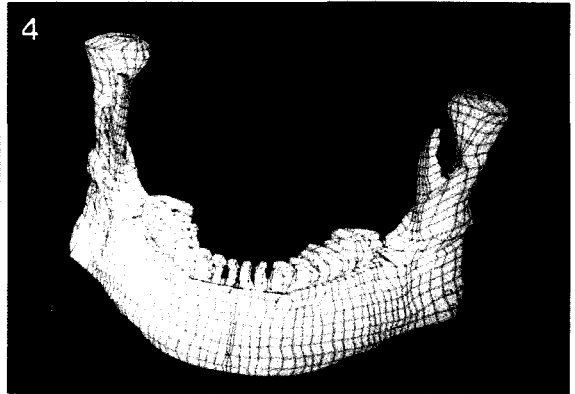
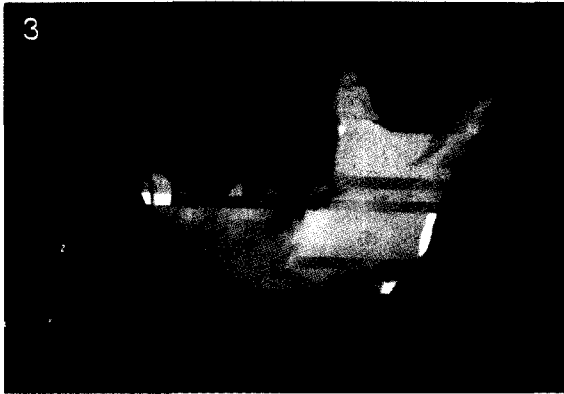
## EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 3. Solid shading of mandible.
- Fig. 4. Fill hiding of mandible.
- Fig. 5. Finite elements mesh with boundary condition 1.
- Fig. 6. Finite elements mesh with boundary condition 2.
- Fig. 7. Anterior view of load case 1.
- Fig. 8. Posterior view of load case 1.
- Fig. 9. Anterior view of load case 2.
- Fig. 10. Posterior view of load case 2.
- Fig. 11. Anterior view of load case 3.
- Fig. 12. Posterior view of load case 3.
- Fig. 13. Anterolateral view of load case 4.
- Fig. 14. Posterolateral view of load case 4.
- Fig. 15. Anterolateral view of load case 5.
- Fig. 16. Anteroinferior view of load case 5.
- Fig. 17. Anterolateral view of load case 6.
- Fig. 18. Posterior view of load case 6.
- Fig. 19. Anterior view of load case 7.
- Fig. 20. Posterior view of load case 7.
- Fig. 21. Posteroinferolateral view of load case 8.
- Fig. 22. Inner posterolateral view of load case 8.
- Fig. 23. Anterolateral view of load case 9.
- Fig. 24. Posterolateral view of load case 9.
- Fig. 25. Anterior view of load case 10.
- Fig. 26. Posterolateral view of load case 10.
- Fig. 27. Anterior view of load case 11.
- Fig. 28. Posterior view of load case 11.
- Fig. 29. Anterior view of load case 12.
- Fig. 30. Posterior view of load case 12.
- Fig. 31. Anterior view of load case 13.
- Fig. 32. Posterior view of load case 13.
- Fig. 33. Superoanterior view of load case 14.
- Fig. 34. Posterolateral view of load case 14.
- Fig. 35. Outer posterolateral view of load case 15.
- Fig. 36. Inner posterolateral view of load case 15.

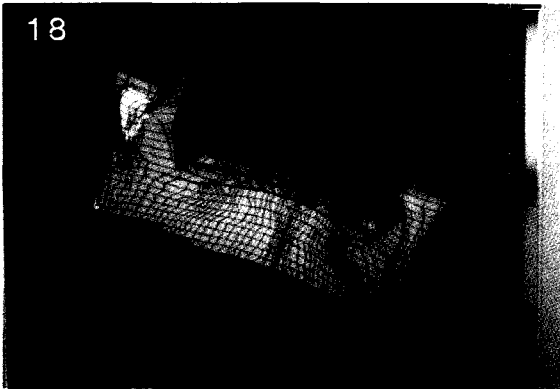
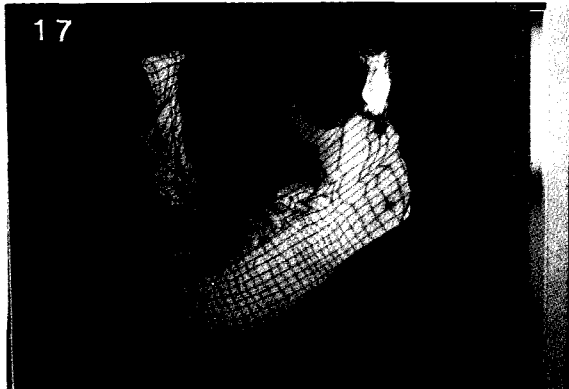
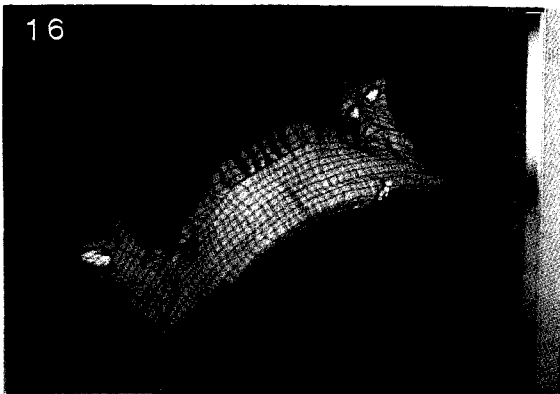
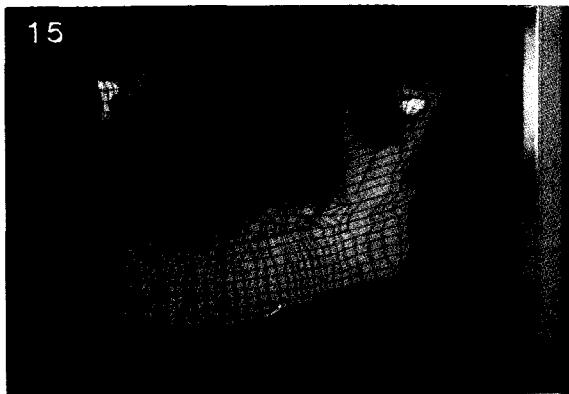
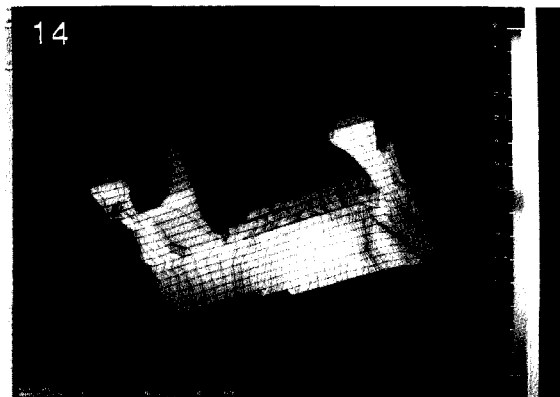
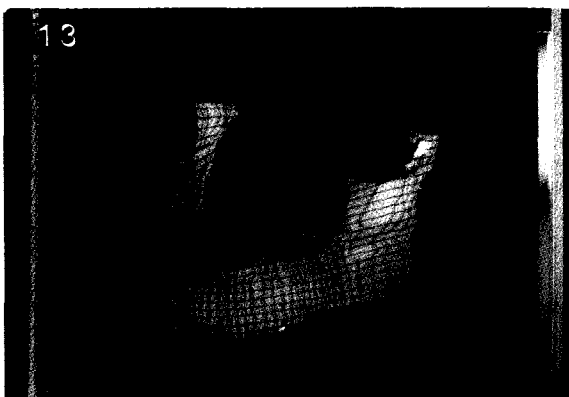
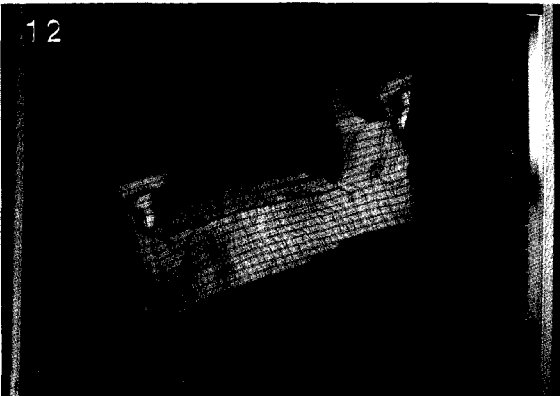
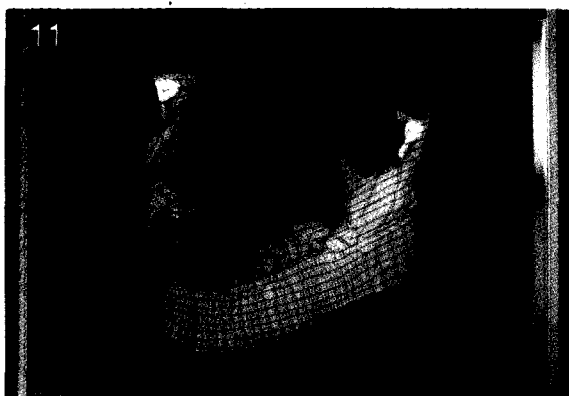
- Fig. 37.** Anterior view of load case 16.  
**Fig. 38.** Posterior view of load case 16.  
**Fig. 39.** Anterior view of load case 17.  
**Fig. 40.** Posterior view of load case 17.  
**Fig. 41.** Lateral view of load case 18.  
**Fig. 42.** Posterior view of load case 18.



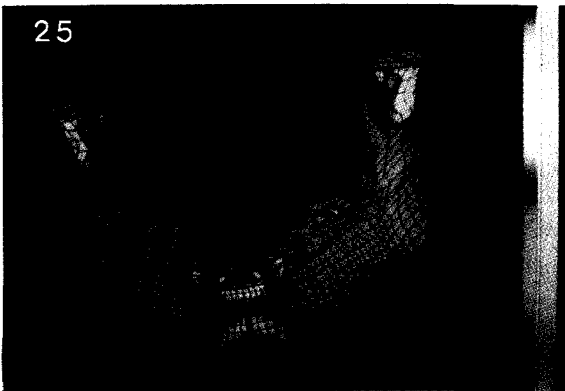
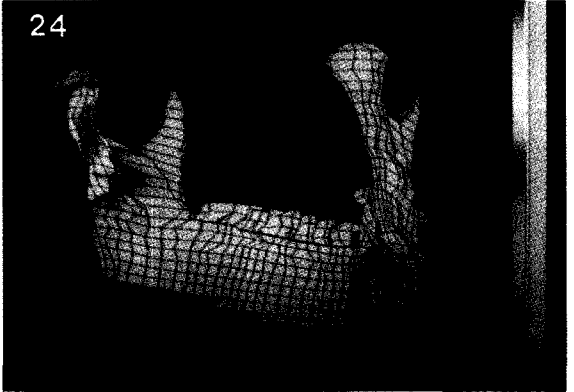
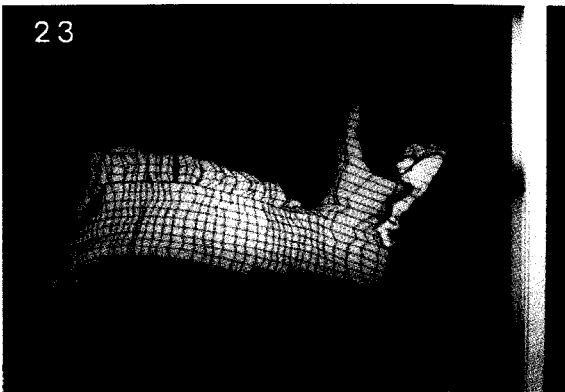
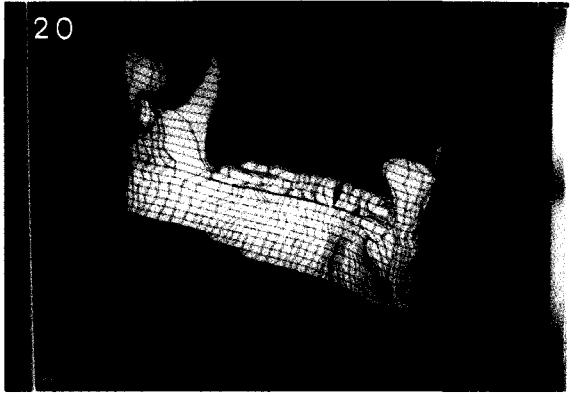
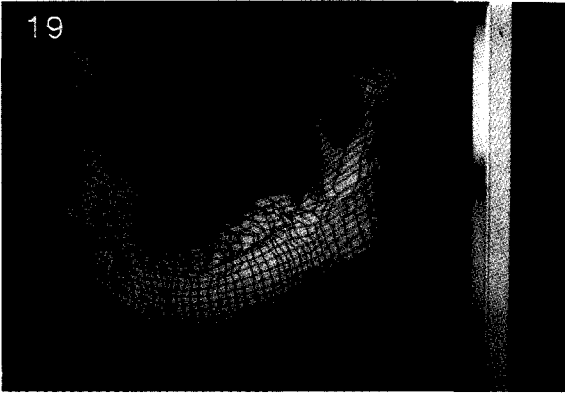
논문 사진부도 ①



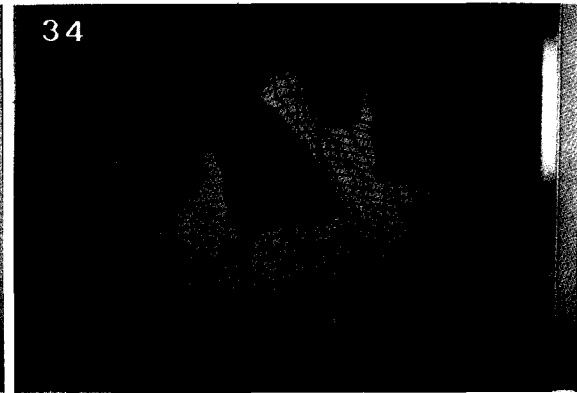
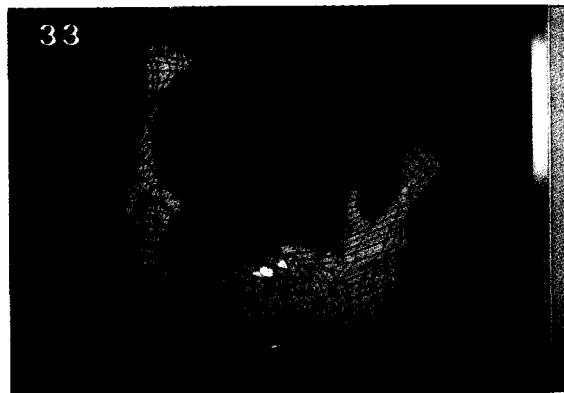
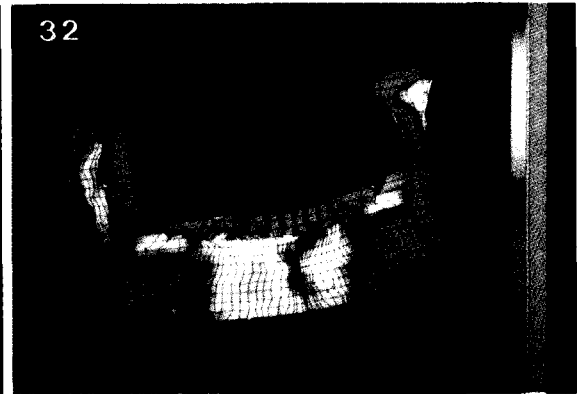
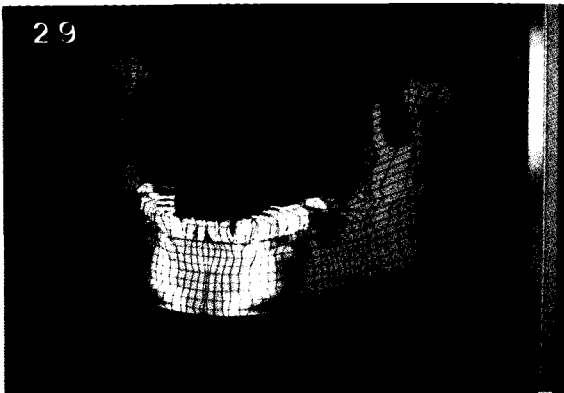
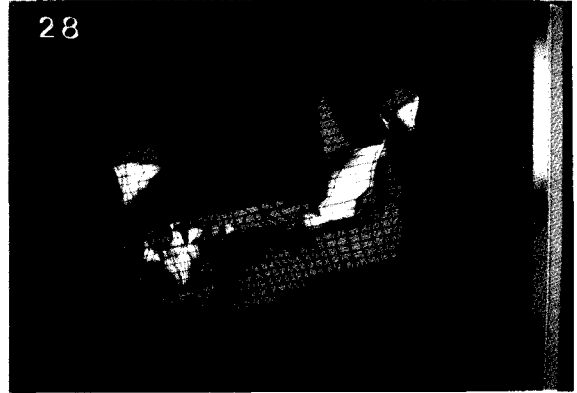
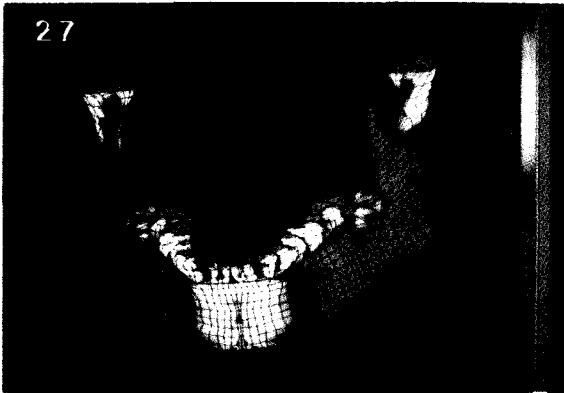
논문 사진부도 ②



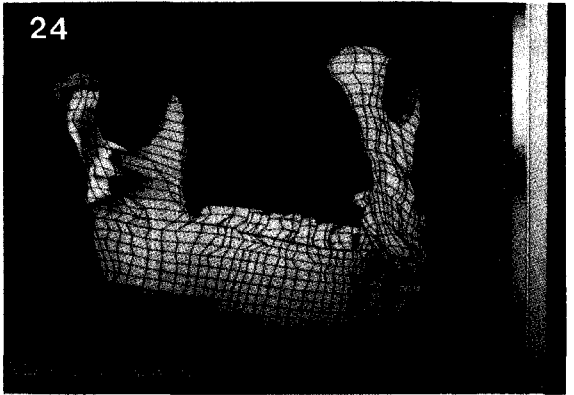
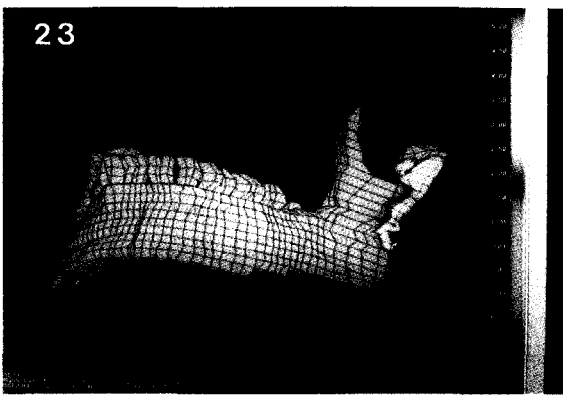
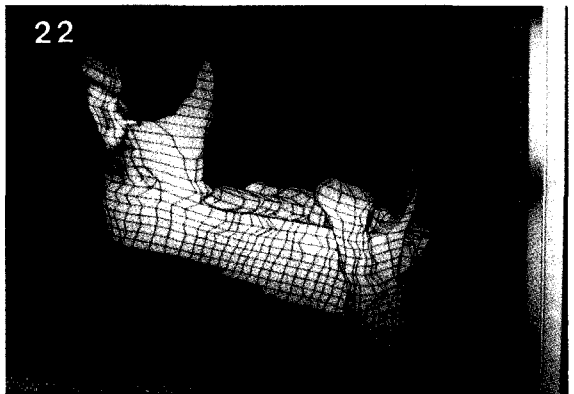
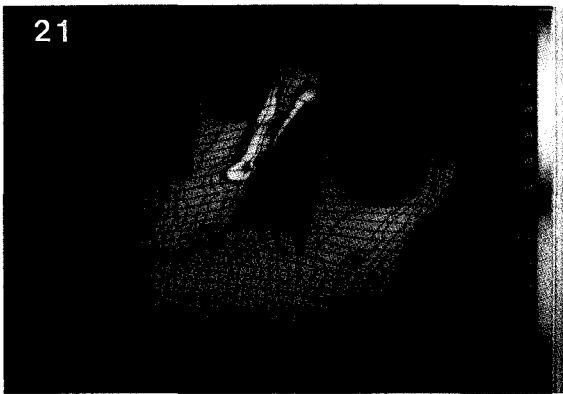
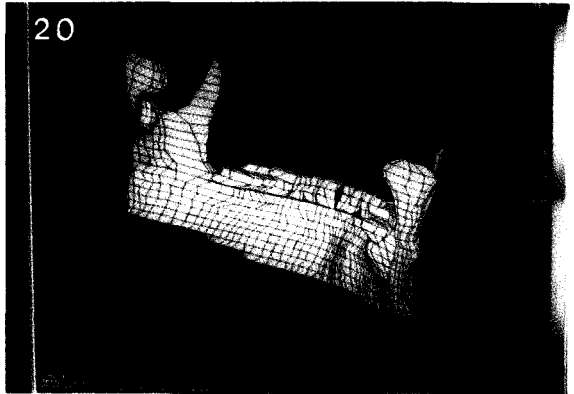
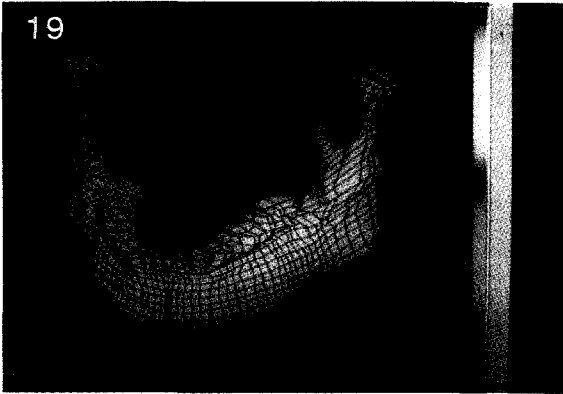
논문 사진부도 ③



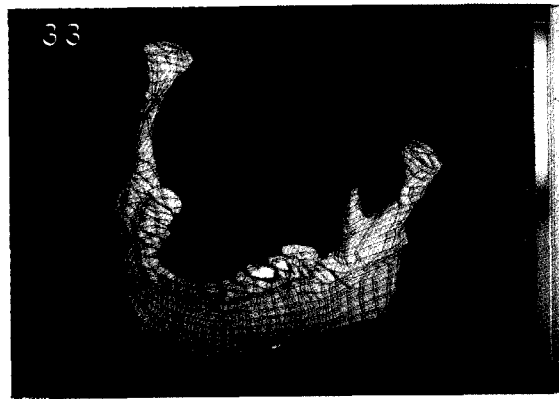
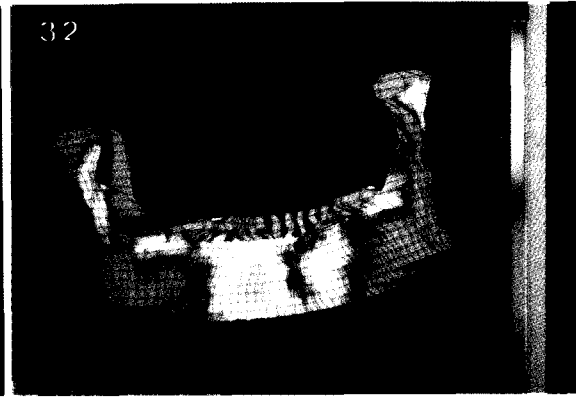
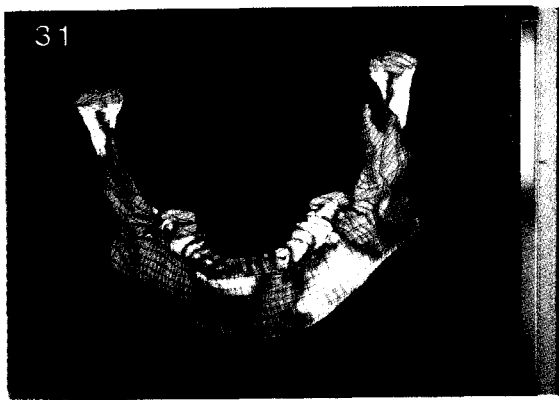
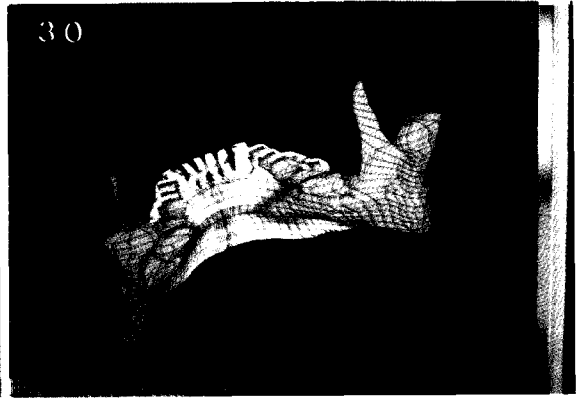
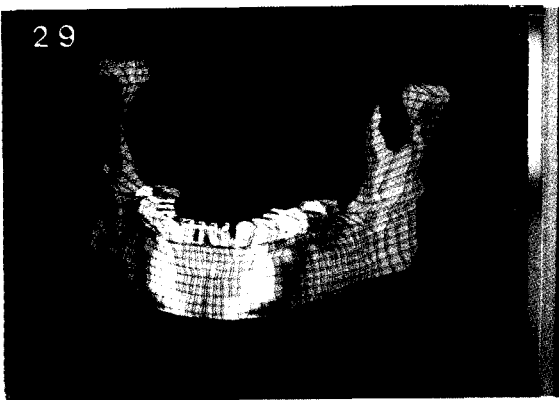
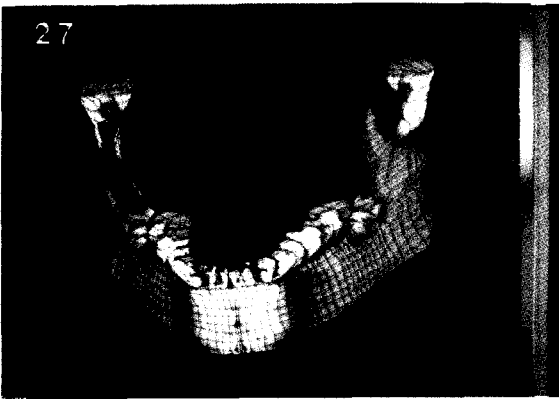
논문 사진부도 ④



논문 사진부도 ③



논문 사진부도 ④



논문 사진부도 ⑤

