

衝擊荷重과 下顎骨 骨折發生 機轉의 有限要素法的 研究

慶熙大學校 齒科大學 口腔顎顏面外科學教室

吳承煥 · 金麗甲

DYNAMIC 3-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF MANDIBULAR FRACTURE MECHANISM

Seung-Hwan Oh, D.M.D., M.S.D., Yeo-Gab Kim, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

Dept. of Oral & Maxillofacial Surgery, College of Dentistry, Kyung-Hee Univerity

The purpose of this study was to investigate the dynamic response of the mandible to impact and provide insight into the fracture mechanism of the mandible, by 3-dimensional finite element method.

The finite element model of the mandible was developed and calculated using NASTRAN/XL (MSC co. U.S.A.) and the linear dynamic transient analysis was performed according to the impulsive force direction, force type and impulse time to the mandible.

At first, the load was applied on the mandibular symphysis, body, angle and subcondylar area in the horizontal mandibular plane and the computed stress-time histories at 14 locations of the mandible were obtained.

Secondly, the impulsive force was directed to the symphyseal area with changing the force magnitude and impulse time, and calculated the node displacement at 8 locations of mandible.

The conclusions from from this study were as follows.

- 1. The appearance of impulsive energy transmission was different to the direction of impulse to the mandible.*
- 2. The impulsive stress and deformation were larger in lingual or medial side than buccal or lateral in the mandible.*
- 3. The velocity, appearance of energy transmission and the fracture pattern in mandible were affected rather impulse time than force.*
- 4. The horizontal impact to the one side of mandible did not have effect on the stress and displacement of contralateral mandible.*

From the above results, fracture pattern in symphysis can be showed as simple or comminuted, multiple or associated in body and angle and solitary in subcondyle area.

I. 서 론

현대사회의 복잡성과 생활 활동의 다양화로 인하여 교통사고, 폭력, 추락, 스포츠 및 산업재해등에 의한 외상이 점차 증가되고 있는 추세이다. 특히 최근 빈발하는 교통사고에 의한 頭頸部外傷은 광범위한 複雜骨折과 높은 사망률을 보이며 심각한 후유장애를 남김으로써 自動車 衝突 分析, 安全裝置 研究 등과 더불어 頭頸部 外傷에 대한 보다 과학적인 연구가 필요하게 되었다^{1,2)}.

그러나 현재까지 頭頸部에 가해지는 실제 외력의 크기, 形態, 衝擊速度 및 荷重의 分散 등의 다양한 衝擊環境 때문에 頭頸部 外傷에 대한 연구는 임상결과에 대한 統計的 研究³⁻⁵⁾와 제한된 實驗的 資料⁶⁻¹¹⁾만으로 추정할 수 밖에 없는 상태이다. 특히 顏面骨中 下顎骨은 외부로 돌출되어 있고, 懸垂狀態의 顎關節에 의해서만 頭頸部에 연결되어 있기 때문에 衝擊의 分散이 어려워 외상에 의한 骨折 發生率이 매우 높은 부위로 인식되고 있으나³⁻⁵⁾, 下顎骨 骨折 發生 機轉에 대한 實驗的 및 解析的 研究는 매우 미흡한 편이다.

下顎骨 骨折의 機轉을 밝히려는 연구는 1880년 Messerer¹²⁾가 처음 시도하여 약 200Kg의 荷重을 死體의 下顎骨 頤部에 가하였을 때 骨折되는 양상을 보고하였으며 Wassmund¹³⁾는 下顎骨 骨折은 주로 引張力에 의하여 衝擊받는 부위의 반대편에서 發生된다고 하였다. 이후 Dufourmental¹⁴⁾, Kunstcher¹⁵⁾, Siepel¹⁶⁾ 및 Yeno등¹⁷⁾ 등이 下顎骨에 대한 機械的 破折實驗이나 strain-gauge法을 이용하여 下顎骨 骨折 形態를 보고하였으며, 보다 집중적인 연구로 Huelke등⁶⁾, Huelke^{7,18)} 및 Huelke와 Harger¹⁹⁾ 등이 下顎骨의 각 부위에 衝擊을 가하였을 때 骨折되는 형태를 strain-gauge法과 high-speed cinematography法을 이용하여 下顎骨은 壓縮

應力보다는 引張應力에 약하기 때문에 引張應力이 집중되는 부위부터 骨折이 시작된다고 하였다. 또 Ralph와 Caputo²⁰⁾는 光彈性 模型을 이용하여 下顎骨에 발생되는 應力의 樣相을 연구하였다.

顏面骨 骨折機轉과 人體 耐性에 대한 연구가 機械工學的으로 활발히 진행되어 Nahum¹¹⁾, Schneider와 Nahum²¹⁾등은 機械的 破折實驗으로 骨折耐性を 연구하여 顏面骨의 降伏強度가 下顎骨 頤部에서는 1890-4120N, 下顎骨 骨體部 820-3400N, 上顎骨 625-1980N, 觀骨 911-3470N 및 觀骨弓은 930-2120N이라 보고하고 이를 顏面骨 破壞強度의 상대적 기준으로 사용하였으며, Yoganandan등²²⁾은 顏面骨 骨折을 일으키는 自動車 操向裝置의 最大衝擊量은 1499-2571N이며, 瞬間衝擊速度는 2.24-3.13m/sec라 하였다. 또 Nyquist등²³⁾은 衝擊量에 따른 顏面骨의 變形量을 각 부위에서 조사하였다.

그러나 死體 下顎骨을 이용한 機械的 破折實驗이나 strain-gauge法등은 骨折時 骨折이 갖는 고유의 物性和 衝擊의 의미를 정확히 파악할 수 없으며 Schneider와 Nahum²¹⁾, Nyquist등²³⁾ 등의 機械工學的 破壞實驗이나 耐性實驗은 다양한 衝擊環境을 정확히 재현할 수 없다는 단점을 가지고 있다. 이와 같은 단점을 해결하기 위하여 3次元 有限要素法(finite element method, FEM)을 이용하여 다양한 衝擊環境을 재현하면서 외력에 대한 下顎骨의 反應을 物性에 따라 數值的으로 解釋할 수 있게 되었다. 3次元 有限要素法은 연소계가 유한개의 要素로 연결되었다고 가정하여, 각 要素의 特性을 묘사하는 支配方程式에 의해 수치적으로 각 위치의 應력과 變形率을 구하는 방법으로 모든 構造物의 衝擊設計 分野²⁴⁾나 運動力學 分野에 널리 쓰이고 있으며 生體力學分野에서 기초적인 構造解釋方法으로 응용되고 있다.^{10,25-}

有限要素法을 이용한 下顎骨에 대한 生體力學的 研究로는 Wood와 Maeda³¹⁾가 壓縮應力에 의해 야기된 下顎顙頭形態의 變化를 2次元 有限要素法을 이용하여 관찰한 바 있으며 Petzel과 Büllens³²⁾은 下顎顙頭骨折과 應力의 方向과의 關係를 보고하였다. 또한 김성래와 박태원³³⁾은 下顎骨의 3次元 有限要素 모델에서 각 부위별 靜的荷重을 가하였을 때 應力의 形態를 조사한 바 있다. 그러나 현재까지 下顎骨에 대한 有限要素法의 研究는 2次元 有限要素法을 사용하거나 靜的荷重時의 應力의 分布만을 파악하는 상태이었으며, 실제 하악모델의 분석에서와 같이 關節圓板에서 吸收되는 應力의 양상을 고려하지 않은 상태이다.

이에 본 연구에서는 下顎骨 모델의 형상화 작업에서 有限要素의 數를 늘리고, 關節圓板部의 應力 吸收 形態를 재현함으로써 실제적인 모델을 만들고 下顎骨에 가해지는 외력의 형태, 즉 動的인 荷重을 方向 및 크기, 衝擊時間 등에 따라 다양하게 부여하여 외력에 대한 下顎骨의 應力分布를 파악하고 變形樣相을 조사함으로써 下顎骨 각 부위의 骨折特性과 單折特性과 單純骨折과 複雜骨折의 역학적 차이등 骨折의 發生機轉을 규명하려 하였다.

II. 研究 材料 및 方法

1. 研究 材料

정상적인 顎骨 形態를 가지고 제3 大臼齒를 포함하여 모든 齒牙가 손상받지 않은 한국인 성인 남자의 下顎骨中 최근에 적출한 標準 形態의 死體 下顎骨을 연구 재료로 선택하였다.

有限要素 모델을 만들기 위하여 下顎骨이 線形彈性舉動(linear elastic activity)을 하는

緻密骨, 海綿骨, 齒牙 및 纖維性 軟骨로 구성 된다고 가정하였고, 각 構成材料의 물리적 특성인 Young率과 Poisson比는 Iwata등³⁴⁾이 연구한 수치를 사용하였으며 纖維性 軟骨의 物性值는 Wong과 Carter³⁵⁾의 연구결과를 적용하였다(Table 1).

2. 研究 方法

(1) 下顎骨 有限要素 모델 형성

下顎骨의 복잡한 構造 및 内部 材質의 특성을 컴퓨터로 시뮬레이션하기 위하여 Sectography (Quint Co. U.S.A.)를 이용하여 下顎骨의 활모양 중심점에서 1.5mm 간격으로 斷層撮影하고 斷面의 영상을 얻었다. 각각의 斷面은 緻密骨, 海綿骨 및 齒牙의 형태에 따라 추적묘사하였으며 이를 映像人力裝置로 읽어 CAD화면에 입력하였고, 이때 下顎骨의 外形을 정확히 재현하기 위하여 3次元 測定器를 같이 사용하여 전체적인 下顎骨 形狀을 얻었다. 또한 양측 下顎顙頭 上部에는 Hanson등³⁶⁾의 보고와 같이 纖維性 軟骨層의 모양을 입력하고 그 주위를 側頭骨 下顎窩의 緻密骨로써 둘러싸서 顎關節部를 완성하였다. 다음으로 有限要素模型을 형성하기 위하여 前後處理器인 MSC社의 XL과 ALTAIR社의 HYPERMESH(HP7550)를 이용하여 下顎骨 形狀에서 下顎骨의 構造마다 材料의 物性值를 입력하였으며 節點 및 要素를 구성하고 境界條件 및 荷重條件을 有限要素 下顎骨 모델에 가하여 有限要素 構造 解釋用 프로그램인 NASTRAN과 슈퍼컴퓨터(CRAY2 S)에서 이를 해석하여 그 결과를 XL과 HYPERMESH에서 출력하였다^{37,38)}. 有限要素의 總節點數는 9400個였으며 TETRA, PENTA 및 HEXA 要素로 나누어 總 7250個의 要素를 설정하여 下顎骨의 모델을 만들었으며(Table 1,

Table 1. Mechanical Properties of Each Component of the Mandible

| | Young's modulus(MPa) | Poisson's ratio | Node No.(9400) | Element No.(7250) |
|-----------------|----------------------|-----------------|----------------|-------------------|
| Compact bone | 11,760 | 0.33 | 5500 | 4100 |
| Cancellous bone | 176 | 0.45 | 1550 | 1200 |
| Teeth | 13,720 | 0.28 | 1700 | 1400 |
| Fibrocartilage | 6 | 0.47 | 650 | 550 |

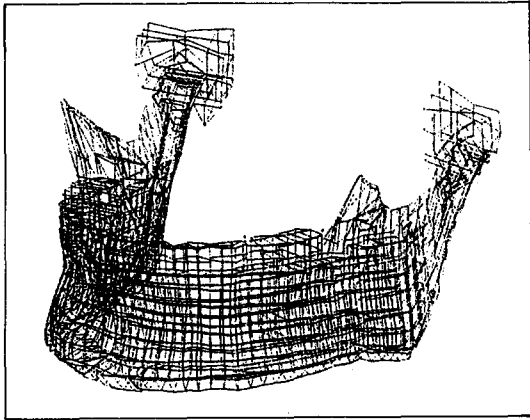


Fig. 1. FE model of human dentate mandible

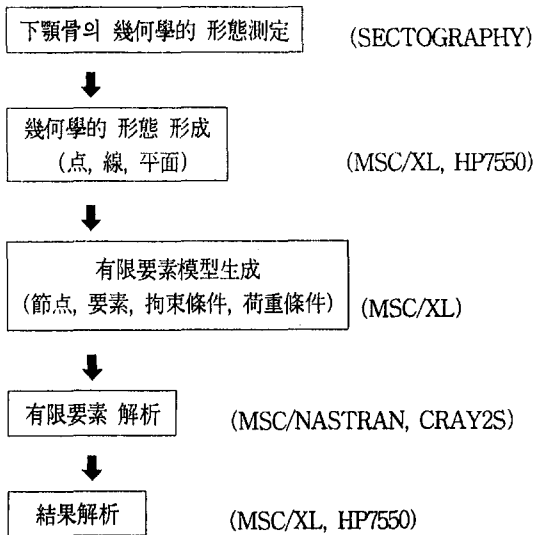


Fig. 2. Flow chart of mandibular finite element model

Fig. 1), 위 과정에 대한 전체 흐름도는 Fig. 2와 같다.

(2) 境界條件

본 연구에서는 양측 顎關節 上部, 즉 側頭骨의 下顎窩 緻密骨 上部를 X, Y 및 Z 방향으로 고정하여 실제 下顎骨과 유사하게 구성하였으며 下顎骨이 自然狀態에 있음을 가정하여 齒牙咬合面上部에서 境界條件을 설정하지는 않았다.

(3) 減衰係數의 設定

일반적으로 物質의 減衰는 이론적으로 설정

할수 없으며 단지 實驗的 方法으로 결정할 수 있다. 본 연구에서는 工學的으로 보편적으로 받아들여지고 있는 解析對象物質 剛性的 0.2%를 減衰係數는 설정하였다.

(4) 研究項目

下顎骨에 가해지는 動的 荷重에 대한 下顎骨의 應力分布와 變形을 관찰하기 위하여 다음과 같은 研究項目에 따라 각각 荷重條件을 달리 하였다.

1) 動的 荷重 方向에 따른 下顎骨의 應力分布

動的 荷重의 作用位置에 따른 下顎骨의 應力分布를 조사하기 위하여 交通事故 衝擊³⁹⁾時 平均荷重 形態를 기준면인 下顎平面에 대하여 平行인 方向으로 下顎骨 頤宸, 骨體部, 下顎角部 및 顎頭下部에 衝擊을 가하였으며 각각의 荷重方向에 따른 von-Mises 應力-時間關係를 下顎骨의 14개 기준점에서 측정하였다(Table 2, Fig. 3). 衝擊荷重의 특성상 각 荷重에 대하여 時間經過에 따른 應力變化를 관찰하고 最大應力이 발생하는 부위를 파악하였다. 관찰시간의 범위는 變形의 樣相이 調和函數의 週期성이 나타나지 않는 시간, 즉 衝擊이 가해지는 순간으로부터 變形이 수렴되지 않는 시간까지로 하였다.

2) 衝擊荷重時 時間經過에 따른 下顎骨의 變形 樣相

실제 衝突時 가해지는 荷重은 일정한 載荷範圍를 가지고 下顎骨에 전달되며 시간 경과에 따라 초기 접촉단계로 부터 載荷範圍는 점점 확대되는 양상으로 나타난다. 따라서 본 연구

Table 2. Impulsive Force Area and Stress Output Point(Impulse : 83kgf*)

| | Direction to mandibular plane | Load case |
|------------|-------------------------------|-----------|
| Mentum | Parallel | 1 |
| Body | Parallel | 2 |
| Angle | Parallel | 3 |
| Subcondyle | Parallel | 4 |

* : Impulse of traffic accident³⁹⁾

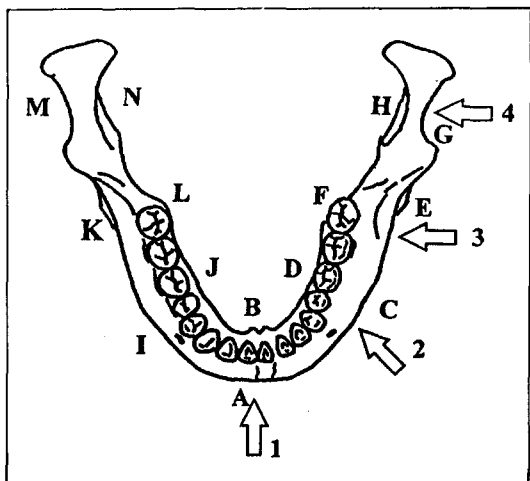


Fig. 3. Impulsive force direction and stress output points

- A : Mandibular symphysis buccal cortical midpoint
- B : Opposite lingual site to the point A
- C, I : Mandibular body buccal cortical midpoint
- D, J : Opposite lingual site to the point C, I
- E, K : Mandibular angle lateral cortical midpoint
- F, L : Opposite medial site to the point E, K
- G, M : Mandibular subcondyle lateral cortical midpoint
- H, N : Opposite medial site to the point G, M

에서는 交通事故 衝擊量³⁰⁾으로 일정한 크기를 갖는 블록형태의 衝突物體를 下顎骨 頤部에 가하고 時間經過에 따라 전체 下顎骨의 變形樣相을 관찰함으로써 실제 下顎骨의 骨折課程을 조사하고자 하였다. 이때 블록형태의 충돌 문제는 下顎骨에 비하여 매우 높은 剛性을 부여하여 전혀 變形이 발생하지 않는 것으로 가정하였다.

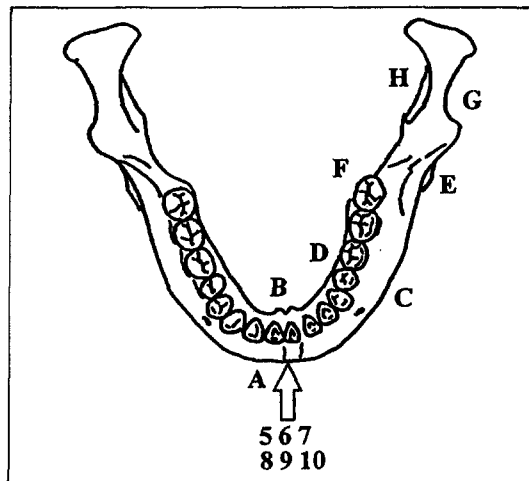


Fig. 4. Displacement output points according to the impulsive force type

- A : Mandibular symphysis buccal cortical midpoint
- B : Opposite lingual site to the point A
- C : Mandibular body buccal cortical midpoint
- D : Opposite lingual site to the point C
- E : Mandibular angle lateral cortical midpoint
- F : Opposite medial site to the point E
- G : Mandibular subcondyle lateral cortical midpoint
- H : Opposite medial site to the point G

3) 衝擊形態에 따른 下顎骨의 變形樣相
 骨折은 荷重이 직접 가해지는 부위에서 發生되거나 혹은 상대적으로 취약한 지역에서 骨折이 초래되거나 또는 두가지 형태가 동시에 일어나게 된다. 이것은 衝擊量의 形態와 下顎骨의 解剖學的 形態 및 下顎骨의 부위별 物性에 따라 달라지는데 본 연구에서는 衝擊量의 形態에 따라 骨折 發生 차이를 파악하려 하였다.

Table 3. Impulsive Force Type According to the Impulse Time and Impulse Force

| | Direction to mandibular plane | Constrant | Variation | Load case |
|--------|-------------------------------|----------------|-----------|-----------|
| Mentum | Parallel | Time (0.02sec) | 200N | 5 |
| | | | 400N | 6 |
| | | | 800N | 7 |
| | | Force (800N) | 0.01sec | 8 |
| | | | 0.1sec | 9 |
| | | | 0.5sec | 10 |

衝擊量(impulse, E)은 衝擊力(F)×衝擊時間(Δt)이므로 각각 다른 衝擊時間 Δt 를 下顎骨頤部에서 下顎下線에 대하여 수평방향으로 적용하고 下顎骨頤部, 骨體部 및 顆頭下部的 8개 기준점에서 變形를 산출하고 상대적 變形量을 時間經過에 따라 조사함으로써 下顎骨頤部 衝擊時 骨折이 일어나는 순서와 複雜骨折이 일어나는 과정, 그리고 單純骨折과 複雜骨折이 일어나는 衝擊形態의 차이를 분석하려 하였으며 骨折機轉의 주된 요인이 衝擊荷重인지 또는 衝擊時間에 따라 변화하는지를 규명하려 하였다 (Table 3, Fig. 4).

III. 研究成績

1. 動的荷重 方向에 따른 下顎骨의 應力分布

(1) 下顎骨頤部에 대한 水平方向 荷重의 경우 下顎骨頤部에 수평방향으로 荷重을 가하였을 때(하중례1), 時間經過에 따른 von-Mises 應力分布를 나타내는 각 부위의 應力-時間 波形圖는 전형적인 sine波의 형태를 보였으며, 衝擊을 받은 직후 下顎骨頤部 外側面에서 0.4 초후 最高應力을 보였다. 그 후 下顎骨頤部 內側面에서 應力の 집중이 이렇나 이 두 부위에서 대부분 應力이 집중되었으며 그 후 점차 양측 骨體部쪽으로 미약한 應力の 증가를 보이며 衝擊에너지가 균일하게 양측으로 전달되었다(Fig. 5).

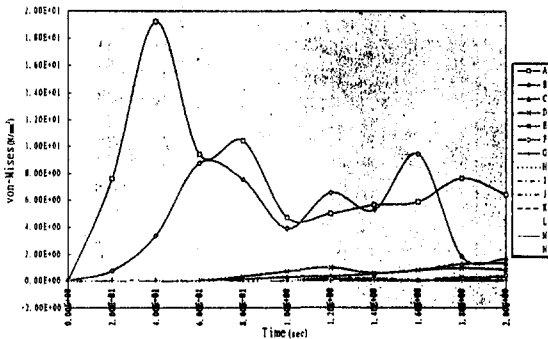


Fig. 5. Stress-time histories for mandibular symphyseal impact at 14-measuring point

(2) 下顎骨 骨體部에 대한 수평방향 荷重의 경우

下顎骨 骨體部에 수평방향으로 荷重을 가하였을 때(하중례2), 時間經過에 따른 von-Mises 應力分布는 sine 波形을 나타내었으며 衝擊받은 부위에 應力 集中이 가장 크게 그리고 지속적으로 나타났다. 하중례 1에서와 마찬가지로 곧이어 骨體部 內側面에서 應力の 집중이 나타났으나 이때는 頤部 內側面, 下顎角部 內側面, 頤部 外側面, 下顎角部 外側面的 순서로 에너지 전파가 일어났으며, 특히 下顎角部 外側面に 뒤늦은 應力集中을 보였다. 그러나 반대측 顎骨이나 顆頭下部에서는 應力 集中이 미약하였다(Fig. 6).

(3) 下顎骨 下顎角部에 대한 수평방향 荷重의 경우

下顎骨 下顎角部에 수평방향으로 荷重을 가하였을 때(하중례 3), 應力の 초기 집중은 荷重이 가해진 부위에서 가장 먼저 나타났으나 짧은 시간내에 最高應力이 顆頭下部 外側に 나타났으며 거의 동시에 下顎角部 外側, 顆頭下部 內側, 下顎角部 內側に 집중되어 나타나서 이 부위의 높은 應力이 지속적으로 유지되었다. 그러나, 전체적으로 반대측의 應力集中은 미약하였다(Fig. 7).

(4) 下顎骨 顆頭下部에 대한 수평방향 荷重의 경우 下顎顆頭下部에 수평방향으로 動的荷重을 가하였을 때(하중례 4), 時間經過에 따른 von-Mises 應力の 分布는 荷重이 가해진 顆頭下部

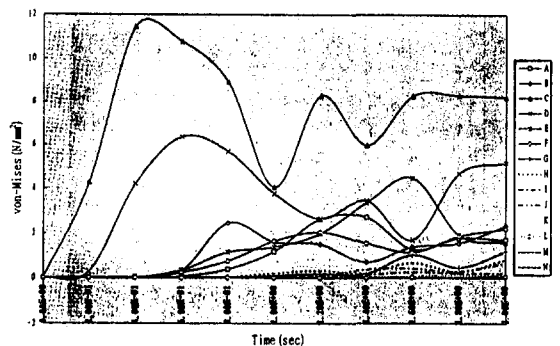


Fig. 6. Stress-time histories for mandibular body impact at 14-measuring point

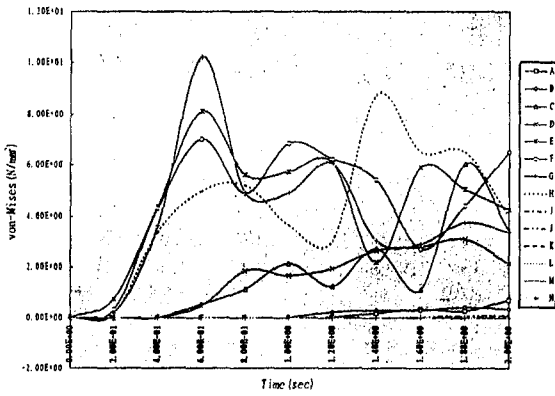


Fig. 7. Stress-time histories for mandibular angle impact at 14-measuring point

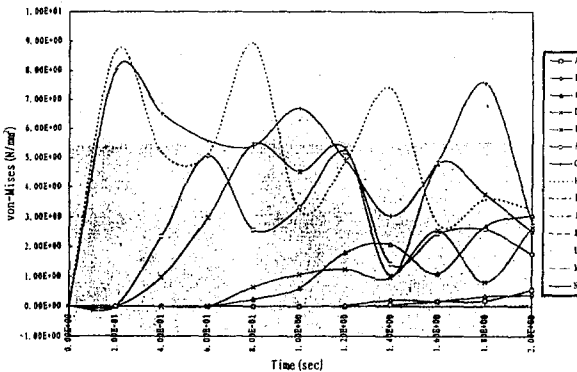


Fig. 8. Stress-time histories for mandibular subcondylar impact at 14-measuring point

外側과 內側에 初期 應力이 集中이 나타났고 이후 下顎角部 內側, 下顎角部 外側, 骨體部 內側, 그리고 骨體部 外側의 순으로 衝擊波가 전달되는 형태였다. 應力은 주로 同側 顎頭下部 및 下顎角部에 집중되어 일어났으며 반대측 顎骨에서 應力의 집중은 보이지 않았다(Fig. 8).

2. 衝擊荷重時 時間經過에 따른 下顎骨의 變形 樣相

交通事故 衝擊의 한 형태로 일정한 載荷範圍를 가진 衝擊量을 下顎骨 頤部 下緣部에 가하였을 때 時間經過에 따른 下顎骨形態의 변형을 100배 확대하여 그림으로 나타냈었다. 衝擊後 初期 0.4에는 衝擊部位인 下顎骨 頤部 下緣 外

側面에서 變形이 시작되어 각 節點들이 양측으로 밀려 들어가는 형태를 띠었으며 0.8초 經過時엔 衝擊 部位의 變形이 더욱 확대되고 각 節點들의 중첩이 骨體部의 上緣에서 관찰되었으나 下緣에서는 보이지 않았다. 1.2초후에는 骨體部 上緣과 中央部에 節點들의 중첩이 더욱 심화되어 1.6초후엔 骨體部 上緣部가 벌어지기 시작하였다. 2초후엔 下顎角部 및 顎頭下部까지 節點들이 중첩되면서 骨體部 上緣은 더욱 벌어졌다(Photo. A 1-6).

3. 衝擊形態에 따른 下顎骨의 變形樣相

(1) 衝擊力에 따른 變形樣相

衝擊時間을 0.02sec로 일정하게 하고 衝擊力을 200N, 400N, 800N으로 증가시켜 下顎骨 頤部에 수평방향으로 衝擊荷重을 가하였을 때 (하중례 5, 6 & 7), 下顎骨 각 부위의 變形量은 衝擊部位에서 일률적으로 초기 0.4초 시간대에 가장 크게 나타났으며 전형적인 sine波의 형태를 보였다. 또, 變形을 일으키는 부위는 骨體部, 下顎角部 및 顎頭下部 順이었으며 變形量 또한 衝擊部位에 가까울수록 컸다(Fig. 9, 10 & 11).

또, 相對的 變形量을 측정하기 위해 衝擊部位 變形量에 대한 각 부위의 變形量의 比率을 時間經過에 따른 관찰하였을 때 모든 시간대에서 變形量의 크기는 骨體部-下顎角部-顎頭下部의 순으로 일정하였다. 또한 동일부위

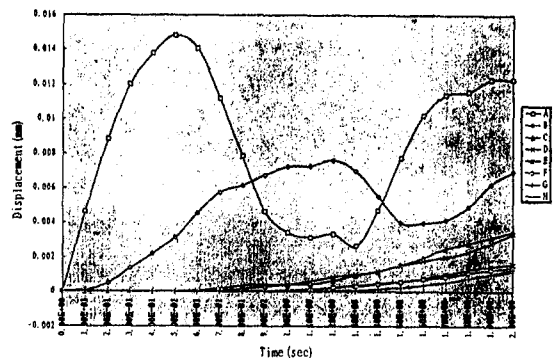


Fig. 9. Displacement-time histories for mandibular symphyseal impact in time constant(0.02 sec. 200N)

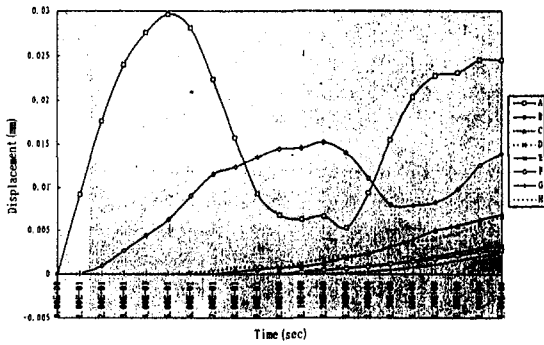


Fig. 10. Displacement-time histories for mandibular symphyseal impact in time constant(0.02 sec. 400N)

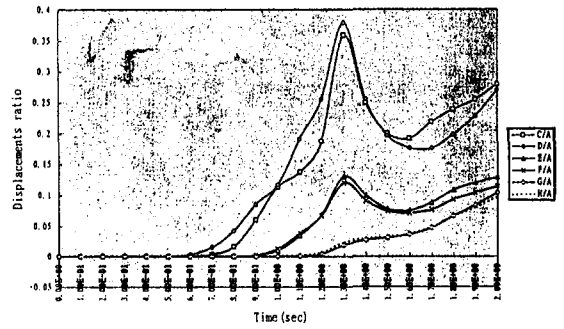


Fig. 12. Displacement ratio-time curve for mandibular symphyseal impact in time constant(0.02 sec. 200N)

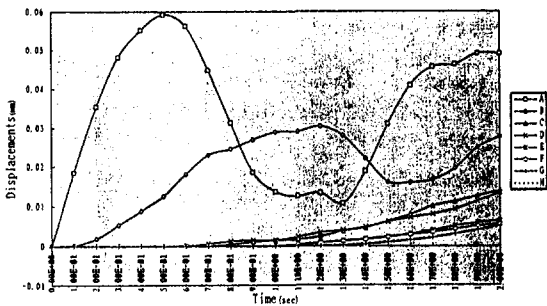


Fig. 11. Displacement-time histories for mandibular symphyseal impact in time constant(0.02 sec. 800N)

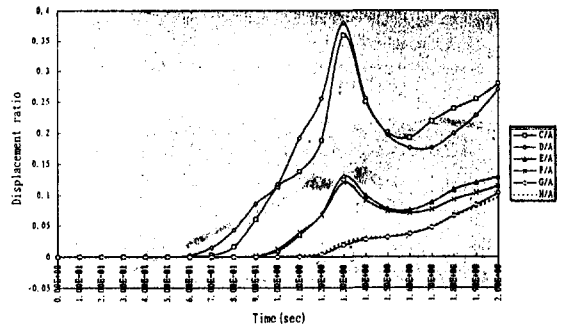


Fig. 13. Displacement ratio-time curve for mandibular symphyseal impact in time constant(0.02 sec. 400N)

에서는 外側보다 内側에서 먼저 變形이 일어났으며 衝擊量を 증가시키에 따라 각 부위에서 變形量의 크기만 비례적으로 증가할 뿐 下顎骨 각 부위의 變形模樣에는 변화가 없었다(Fig. 12, 13 & 14).

(2) 衝擊時間에 따른 變形樣相

衝擊力を 800N으로 일정하게 하고 衝擊時間을 0.01sec, 0.1sec 및 0.5sec로 증가시켰을 때 (하중례 8, 9 & 10), 먼저 衝擊時間이 0.01초로 극히 짧을 때에는 미약한 最大變形이 0.5초만에 衝擊部位에서 일어났으며 타 부위의 變形量은 매우 미미하였다. 그러나 衝擊時間이 0.1초로 증가하였을 때에는 最大變形 應答時間은 0.5초로 비슷하였으나 變形量은 약 8배이상 증가하였고 타부위의 變形量도 時間經過에 따라 증가하여 衝擊後 약 2.8초후에는 衝激部位인 下顎骨 頤部の 變形量보다 骨體部變形量이 일

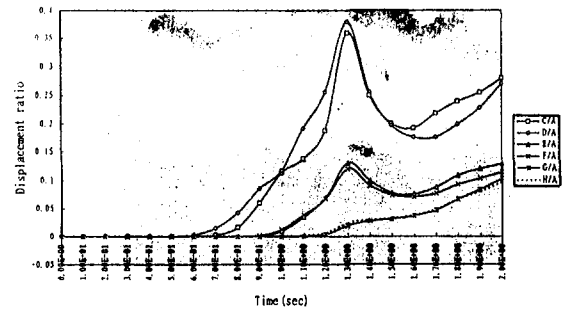


Fig. 14. Displacement ratio-time curve for mandibular symphyseal impact in time constant(0.02 sec. 800N)

시적으로 더커졌으며 시간경과에 따른 變形量의 크기는 下顎骨 頤部—骨體部—下顎角部—顎頭下部的 순으로써 衝擊時間 0.01초와 비슷하였다. 또 衝擊時間이 0.5초로 증가하였을 때에는

初期 最大變形應答時間은 1초로 연장되었으며 衝擊部位의 變形量의 크기도 상대적으로 0.01 초에 비해 약 30배, 0.1초에 비하여 약 4.5배

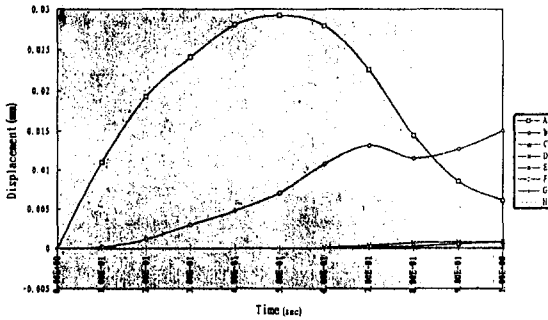


Fig. 15. Displacement-time histories for mandibular symphyseal impact in force constant(0.01 sec. 800N)

증가하였다. 衝擊後 3초, 7초 시간대에서 骨體部 및 下顎角部の 變形量이 衝擊部位보다 일시적으로 더 커졌으며 시간경과에 따라 타 부위 變形量이 급격히 증가하였고 變形이 일어난 순서는 下顎骨 頤部-骨體部-下顎角部-顆頭下部 順이었다(Fig. 15, 16 & 17).

또, 相對的 變形量을 측정하기위해 衝擊部位變形量에 대한 각 부위의 變形量의 比率를 時間經過에 따라 관찰하였을 때 衝擊時間이 짧은 0.01초에서는 타 부위에서의 變形量이 衝擊部位의 變形量에 비하여 매우 작았고, 變形量의 크기는 骨體部內側-骨體部外側-下顎角部內側-下顎 解剖外側의 순이었으나 0.1초때에는 應答 後半部(2.8초)에서 骨體部の 變形量이 衝擊部位의 變形量보다 일시적으로 컸으며 衝擊時間을 0.5초로 연장하였을 때에는 衝擊 2.8

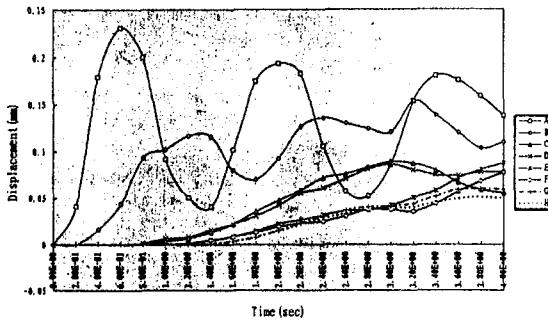


Fig. 16. Displacement-time histories for mandibular symphyseal impact in force constant(0.1 sec. 800N)

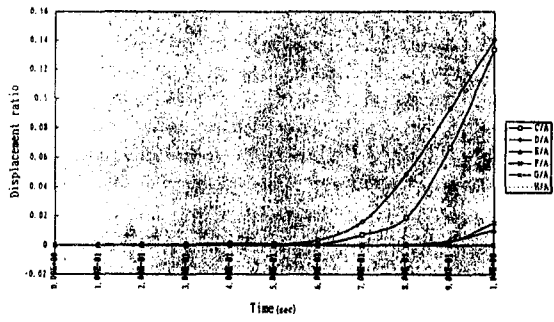


Fig. 18. Displacement ratio-time curve for mandibular symphyseal impact in force constant(0.01 sec. 800N)

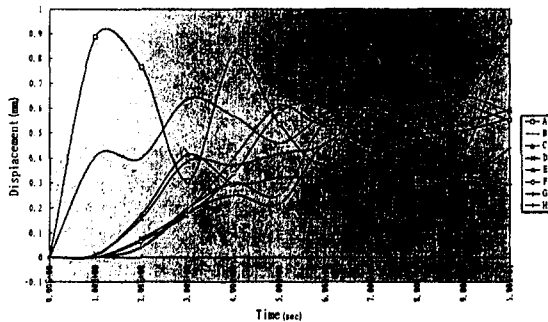


Fig. 17. Displacement-time histories for mandibular symphyseal impact in force constant(0.5 sec. 800N)

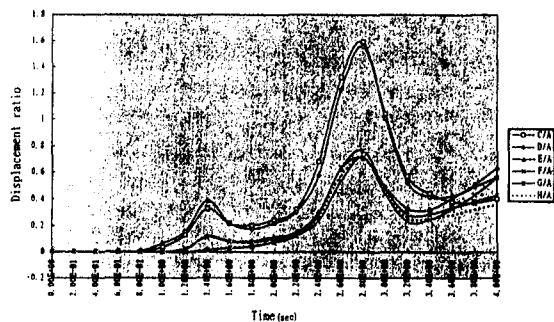


Fig. 19. Displacement ratio-time curve for mandibular symphyseal impact in force constant(0.1 sec. 800N)

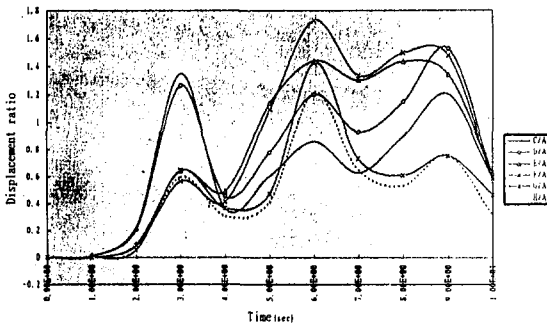


Fig. 20. Displacement ratio-time curve for mandibular symphyseal impact in force constant(0.5 sec. 800N)

초후엔 骨體部 變形量이, 6초후에는 下顎角部 및 顎頭下部的 變形量이 더 커졌고 衝擊時間이 길어질수록 變形量도 근비례적으로 증가하였다 (Fig. 18, 19 & 20).

V. 總括 및 考察

下顎骨은 安眠骨中 유일하게 頭蓋骨에서 분리되어 있으며, 2個의 關節과 關節圓板, 齒牙 및 다양한 두께의 緻密骨과 海面骨등으로 이루어져 있고 두터운 연조직과 피부에 의하여 둘러싸여 있기 때문에 외력을 받았을 때 힘이 분포되는 양상을 연구하기에는 매우 어려운 구조물이다. 특히 咀嚼筋에서 발생하는 강력한 힘과 齒牙로 부터 받는 咬合力을 흡수해야 되는 독립된 골이기 때문에 下顎骨은 解剖學的으로 咬合力이나 筋肉의 힘에 대하여 잘 견디기 위해 적절한 緻密骨의 형태를 가지고 있으며 應力吸收構造가 잘 발달되어 기능에 알맞게 이루어져 있다.^{16, 20)}

그러나 下顎骨이 筋肉의 힘이나 咬合力이 아닌 외부로부터 다양한 方向과 힘을 가진 衝擊을 받았을 때 얼마나 효과적으로 應力을 分散하고 吸收하여 외력을 견딜 수 있는가에 대하여는 여러가지 면에서 의문시 된다. 이것은 下顎骨이 顔面骨中에서 緻密骨이 가장 잘 발달되어 있고, 또한 Schneider와 Nahum²¹⁾의 보고에서 나타난 것처럼 下顎骨의 破壞 耐性이 上顎骨이나 觀骨에 비하여 약 2배 이상 되지만

骨折의 發生率이 相對的으로 높다는 것으로 추측할 수 있다. 또 下顎骨이 上顎骨이나 觀骨처럼 인접 구조물들과 縫合등으로 직접 연결되지 않고 약간의 緩衝能力을 가지나 독립적인 2個의 顎關節로 연결되어 있어 외부의 힘을 下顎骨이 흡수해야 하는 구조이며, 下顎骨 자체가 외력의 分散을 위하여 構造的 및 形跡的으로 결함을 가지고 있는 것도 사실이다. 특히 下顎骨의 顎頭下部는 단단한 緻密骨만으로 이루어진 가늘고 긴 형태로서 쉽게 應力이 집중되는 構造的 缺陷이 있음을 임상적으로 알 수 있다.^{6, 9, 32)}

下顎骨 骨折 形態는 衝擊받은 부위뿐만 아니라 타부위와 연관되어 나타날 수 있다. Randal등⁴⁰⁾은 下顎骨 頤部の 骨折이 타부위와 가장 많이 연관되어 나타났으며 주로 顎頭下部 및 下顎角部와 함께 발생되는 경우가 가장 많았고, 下顎角部 骨折은 주로 반대측 下顎角部와 骨體部 骨折과 연관되어 있다고 하였다. 또 오승환등³⁾은 下顎骨에서는 頤部 骨折의 發生率이 가장 높았으며 주로 下顎角部와 연관되어 骨折이 발생하였고, 이러한 연관된 複雜骨折이 점차 증가되어 간다고 하였다.

그러나, 위와 같은 複雜骨折 形態는 衝擊量의 크기, 衝擊方向 및 下顎骨의 形態와 下顎骨 物性에 따라 달라진다고 생각되나 현재까지 다양한 衝擊荷重과 실제 荷重形態를 가하여 연구된 것이 드물며, 부분적으로 1960년대 Huelke^{7, 19)}가 strain-gauge法을 이용하여 下顎骨 頤部 衝擊時應力의 分布를 조사하였고 Huelke등⁶⁾과 Huelke와 Hrger¹⁹⁾등은 high speed cinematography法을 이용하여 下顎骨이 다양한 方向에서 衝擊을 받았을 때 應力이 어느 부위에 집중되어 骨折이 어떻게 시작되는가를 설명하였다. 그러나, 이와 같은 機械的 破折實驗은 骨折時 骨質이 갖는 고유의 物性和 衝擊의 의미를 파악할 수 없고 실제적인 衝擊環境을 충실히 재현할 수 없다는 단점을 가지고 있다. 즉, 下顎骨 表面에서의 應力形態와 變形樣相만을 제공할 수 있어 下顎骨 内部 應力 環境에 대한 정보를 줄 수 없으며, 顎關節部의 衝擊 緩衝能力을 실제적으로 표현할 수 없었다. 또

김성래와 박태원³³⁾은 下顎骨 각 부위에 靜的 荷重을 가하였을 때 應力의 분포를 3次元 有限要素法을 이용하여 관찰하였는데 주로 下顎 顎頭下部에서 應力集中이 일어났다고 하였다. 그러나 정적인 하중은 실제 衝激時 衝激에너지의 전과양상이나 衝激部位의 應力分布를 정확히 표현할 수 없을 뿐만 아니라 骨折이 일어나는 과정을 설명할 수 없다.

이에 저자는 有限要素法에 의한 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 다양한 衝激環境 내에서 下顎骨의 외력에 대한 반응을 살피고 임상적으로 중요한 몇가지 사실을 工學的, 解析的으로 증명하려 하였으며 기존의 2次元 有限要素 모델이 가지는 각종 형태적 제약을 줄이기 위하여 실제 형태와 거의 동일한 2次元 모델을 형성함으로써 전반적인 해석결과의 正確性을 얻고자 하였다. 또한 과거의 연구들이 대부분 靜的인 荷重을 이용하였으나 실제 下顎骨에 작용하는 荷重은 動的인 荷重이며 荷重이 작용됨에 따라 下顎骨의 剛性行列(stiffness matrix)은 作用時間의 변화와 함께 변하게 된다. 따라서 線形動的遷移解析(linear dynamic transient analysis)을 행하여 適用荷重의 位置, 方向, 크기 및 作用時間 등을 다양하게 변화시킴으로써 먼저 荷重方向에 따른 下顎骨의 應力分布를 조사하고 荷重形態에 따른 下顎骨의 變形樣相을 조사하여 荷重方向에 따른 骨折發生位置, 骨折發生順序, 單純骨折과 複雜骨折의 發生機轉의 차이 등을 밝히고자 하였다.

물체에 외력이 작용되면 그것에 비례하여 變形이 생기고 물체 내부에서는 이에 저항하는 힘, 즉 內力이 발생되며 단위면적당 발생하는 힘을 應力이라 한다. 또 물체가 힘을 받아 變形이 일어날 때 물체 내부 특정점의 이동을 變位라 한다⁴¹⁾. 물체에 외력이 가해졌을 때 應力이 재질의 強度를 초과할 때 降伏이 발생되며, 물체가 線形彈性學動을 한다고 가정하면 應力이 가장 집중되는 부위, 혹은 初期 形態가 가장 큰 지점에서 降伏이 시작된다⁴²⁾. 그러므로 下顎骨에 대한 衝激荷重時 應力과 變形을 파악함으로써 실제 下顎骨의 骨折形態를 유추할 수 있다. 有限要素法이란 連續體를 구간별 連續

函數, 즉 形狀函數를 이용하여 분할하고 수치 모델화한 후 그 분할된 小區域(要素)内部에 가정한 變數(應力 또는 變形)에 따라 行列方程式의 解를 구하여 構造體의 각지점에서 應力과 變形을 산출하는 방법이다. 현재 有限要素法은 수학적으로 正解를 얻을 수 없는 모든 분야에서 이용되고 있으며 보다 정밀한 해석이 요구될 때에는 要素의 수를 늘려 줌으로써 용이하게 正解에 근접한 解를 얻을 수 있으므로 가장 편리하고 理論 또한 잘 정립되어 있다. 또한 이 방법은 복잡한 境界模樣과 材質을 가진 構造體의 모든 부위에서 應力 計測이 가능하고 모델을 형성한 후 다양한 境界條件과 荷重條件의 변화에 따라 應力과 變形의 해석이 가능하여 실제 實驗的으로 構造 解析을 시행하는 것보다 편리하고 간단하여 반복적으로 시뮬레이션할 수 있어 실험상 불가능한 여러 제약조건들을 충분히 표현할 수 있는 장점이 있다^{42,43)}.

構造體 내에서 발생하는 應力成分은 基準座標系에 따라 다양하게 표현이 가능하나 공간상의 한 지점에서는 일반적인 直交座標系상 X, Y, Z 方向의 垂直成分, 즉 主應力과 X, Y, Z 方向의 剪斷應力 成分의 6가지 應力으로 표현할 수 있으며 이들은 構造體에 작용된 外部荷重이 경계지점으로 전달되는 과정에서 해당점에 작용하는 應力의 方向과 크기를 나타낸다. 構造體에 應力이 집중되었을 때 각 應力成分사이의 어떤 관계가 3次元 應力상태하에서 降伏應力으로 표현할 수 있는가에 대한 正確한 이론은 아직 정립되어 있지 못하지만 일반적으로 특정 지점에서 각 主應力差의 差의 供給치의 供給 差의 供給치가 實驗상의 降伏應力에 가장 근사하다고 알려져 있으며 이를 von-Mises 應力이라 한다⁴¹⁾.

본 연구에서는 下顎骨의 骨折 發生機轉을 규명하기 위해 먼저 下顎骨의 각 부위에 動的인 荷重을 가하였을 때 von-Mises 應力의 분포를 파악하여 最大應力이 발생하는 부위를 조사하고 衝激방향에 따른 下顎骨의 降伏部位 및 關聯城骨折의 추이를 밝히고자 하였다. 또 衝激力의 形態를 다양하게 작용한 후 下顎骨 각 부위의 變形을 파악하고 變形量의 相對的 차이를 조

사함으로써 骨折의 形態, 즉 單純骨折과 複雜骨折이 일어나는 機轉을 유추하려 하였다.

4. 荷重方向에 따른 下顎骨의 應力分布

본 연구에서 動的荷重의 衝擊에너지는 대체적으로 衝擊받은 부위에서 衝擊直後 가장 높게 나타나서 시간에 따라 振動의 形態(sine波)로 가장 오랫동안 유지 되었다. 그러나 타부위의 에너지 傳達은 下顎骨의 形態와 緻密骨과 海面骨등의 内部構造의 物性 差異로 인하여 荷重方向에 따라 다른 樣相을 나타내었다. 즉 下顎骨 頤部 衝擊時에는 頤部 外側面에서 最高應力이 發生한 直後 內側으로 전달되고 이후 骨體部 內側-骨體部 外側順으로 균일하게 전달되었으나, 下顎骨 骨體部 衝擊時에는 骨體部 外側-內側-頤部內側-外側-下顎角部 內側-外側의 순으로 전파 되었으며 下顎角部 衝擊時에는 下顎角部 外側-內側-顆頭下部 外側-內側에서 거의 동시에 最高應力이 발생하여 에너지가 주로 顆頭下部쪽으로 전파되었다.

Huelk등¹⁾은 high speed cinematography를 이용한 下顎骨 骨折 研究에서 下顎骨의 각 부위 衝擊時 壓縮力을 받는 衝擊部位보다는 引張力을 받는 衝擊部位의 內側面에서 骨折이 먼저 시작된다고 하였는데 본 研究結果와 비교하여 보면 衝擊部位는 壓縮力을 받아 顎骨内部의 微細骨折이 발생하면서 內側으로 변위되고 內側面은 引張力을 받아 顎骨이 서로 분리되어 骨折이 發生하는 것으로 사료된다.

衝擊에너지의 傳播速度는 衝擊部位의 初期 最大應力 sine波가 나타나는 시간과 타부위의 初期最大應力 sine波가 나타나는 시간을 비교함으로써 파악할 수 있다. 하중례 1과 4에서 衝擊部位의 外側과 內側에 빠르게 應力이 집중되고 衝擊部位의 應力波形이 調和運動의 양상을 나타낸 이후에 타부위에서 應力의 集中이 뒤늦게 나타나고 있는데 이는 衝擊部位의 降伏強度가 最大點을 지나쳐서 다시 收斂하는 시점에서 타부위의 應力이 初期 最大應力에 도달하기 때문에 이때는 衝擊部位에서 單純骨折의 可能性이 높다고 할 수 있다. 이에 반하여 하중례 2와 3에서는 衝擊部位의 應力 集中과

동시에 타부위에 應力이 전달되어 매우 빠른 에너지 傳播 速度를 보이고 이%。 이것은 衝擊部位와 타부위에서 동시에 骨折이 일어날 可能性이 높음을 의미하며 이상에서와 같이 下顎骨 下緣에 대하여 수평방향으로 骨體部 衝擊時에는 下顎角部와 關聯되어 骨折이 많이 발생하며 下顎角部 衝擊時는 顆頭下部와 동시에 骨折이 많이 발생할 수 있음을 시사하고 있다. 또 下顎骨 頤部과 顆頭下部 衝擊時에는 單純骨折의 可能性이 높음을 알 수 있다.

衝擊 에너지의 吸收形態는 衝擊 部位에서 발생하는 應力과 타부위에서 발생하는 應力의 量을 서로 비교함으로써 파악할 수 있다. 이것은 衝擊部位의 物性和 下顎骨의 彈力性에 따라 달라진다. 하중례 1에서는 거의 모든 衝擊에너지가 衝擊部位의 外側面과 內側面에 집중되고 흡수되었으나 하중례 2, 3 및 4에서는 衝擊部位 이외로 에너지 전달이 잘 이루어져서 下顎骨 頤部에서는 單純骨折 또는 分碎骨折이 발생할 可能性이 높음을 시사해 주고 있다.

衝擊으로부터 初期 最大應力이 나타나는 時間을 衝擊應答時間이라고 한다. 하중례 4에서는 衝擊部位에서의 衝擊應答時間이 0.2초만에 最高應力值에 도달하여 다른 하중례에서의 약 0.4초에 비하여 應力波의 收斂時間이 매우 빠르게 나타나고 있는데 이는 이 부위의 剛性(stiffness)이 매우 취약함을 의미한다. 이것은 形態의 下顎骨의 顆頭下部가 주로 두께가 얇고 波節되기 쉬운 緻密骨로만 이루어져 있기 때문인 것으로 사료되며 이 부위에서 單純骨折의 可能性이 매우 높음을 시사하고 있다.

2. 衝擊荷重時 時間經過에 따른 下顎骨의 變形樣相

본 연구에서는 下顎骨이 衝擊荷重을 받았을 때 下顎骨 骨折이 어떠한 과정으로 진행되는지를 파악하기 위하여 時間經過에 따른 變形樣相을 관찰하였다(Photo. A1-6)。 그 결과 衝擊部位에서부터 變形이 시작되어 점차 後方部位로 파급되어 節點들이 후방으로 밀리면서 증첩되었는데 下顎骨의 上緣部에서 變形의 速度와 크기가 下緣部에 비하여 매우 커서 衝擊

1.6초후에는 骨體部 相緣이 벌어지기 시작하였다. 이는 下顎骨의 下緣과 下顎枝部位의 골질의 양이 많고 緻密하기 때문이라 사료된다.

3. 衝擊形態에 따른 下顎骨의 變形樣相

下顎骨이 외부로부터 動的荷重은 받을 때 衝擊形態에 따라 下顎骨 骨折形態가 어떻게 변화하는 지를 알아보기 위하여 下顎骨 頤部에 衝擊時間과 衝擊량을 달리하여 下顎骨 각 부위의 變形樣相을 파악하였다.

일반적으로 물체가 動的荷重 즉 運動量이 갑자기 변화하는 衝擊을 받을 때 衝擊力 F는 뉴우톤의 第 2法則에 의하여 다음과 같이 정의된다⁴⁾.

$$F=ma(m: 質量, a: 加速度) \dots\dots\dots ①$$

만일 質量의 m의 물체가 時間 Δt동안 初期速度 V_i 에서 V_f 로 변화하면서 다른 물체에 衝突하였을 경우, 衝突받은 물체가 모든 에너지를 吸收한다고 가정하면 ①의 식을 재정리 하여 衝擊力을 풀이할 수 있다.

즉

$$\text{가속도는 } a = \frac{V_f - V_i}{t_f - t_i} = \frac{\Delta V}{\Delta t} \text{ 와 같으므로}$$

$$F = \frac{m\Delta v}{\Delta t} = \frac{m(V_f - V_i)}{t_f - t_i}$$

$$\therefore F\Delta t = mv_f - mv_i$$

衝擊直後の 물체의 속도는 0이므로

$$F \Delta t = mv_i \dots\dots\dots ②$$

②를 통해서 볼 때 運動量 mv_i , 즉 衝擊 에너지(E)는 衝擊力이 크고 衝擊時間이 길수록 증가하게 되며 만일 衝擊量(=운동량, mv_i)이 일정할 경우에 衝擊時間(Δt)을 짧게할 수록 衝擊力은 커지며, Δt의 연장은 衝擊力을 감소시키는 결과가 된다. 이처럼 下顎骨에 가해지는 衝擊量($E = F \Delta t$)은 충돌하는 물체의 質量과

速度에 따라 달라지므로 衝擊力과 衝擊接續時間이 중요한 인자가 된다. 본 연구에서는 下顎骨에 가해지는 衝擊量의 形態에 따른 下顎骨 骨折發生機轉을 파악하기 위하여 衝擊力과 衝擊接續時間을 각각 다르게 하여 下顎骨 變形樣相을 조사하였다.

먼저 衝擊時間을 일정하게 하고 衝擊力을 변화시켜 衝擊力의 크기가 下顎骨의 變形樣相 즉 骨折의 양상에 미치는 영향을 조사하였을 때 衝擊力이 증가할 수록 衝擊부위의 初期 變形量은 근-비례적으로 커졌으나 初期 最大變形 應答時間이나 타부위의 變形量의 상대적 크기는 변화가 없었다. 또 時間經過에 따라 變形을 일으키는 부위도 下顎骨 頤部 外側-內側-骨體部 內側-外側-下顎角部 內側-下顎角部 外側의 순으로 일정하였다.

위와 같은 사실로 미루어 衝擊力의 변화는 衝擊에너지의 傳播速度나 傳播樣相에는 영향을 끼치지 않으며 주로 衝擊받는 부위의 變形量의 크기만을 변화시킴으로써 下顎骨 頤部 衝擊時 衝擊力이 미약할 때에는 變形量이 작은 單純骨折이, 衝擊力이 증가하면 變形量이 매우 큰 單純骨折이 발생될 것으로 예상되며 衝擊의 형태가 일정한 載荷範圍를 가지고 있다면 分碎骨折이 일어날 것으로 사료된다.

다음으로 衝擊力을 일정하게 하고 衝擊時間을 변화시킴으로써 衝擊時間이 下顎骨의 變形樣相 즉 骨折의 形態에 미치는 영향을 조사하였을 때 衝擊時間이 짧을 때에는 衝擊部位에서만 주로 變形이 일어나고 初期 最大變形應答도 빠른 시간내에 일어났으나, 衝擊時間이 증가함에 따라 衝擊後 타부위의 變形量이 衝擊部位의 變形量보다 오히려 증가하여 이 부위에 2차 骨折(複雜骨折)이 일어날 가능성이 매우 높다. 또한 衝擊에 따른 變形량도 근-비례적으로 증가하였고 初期最大變形應答時間도 매우 연장되었다.

위와 같은 사실로 미루어 衝擊時間의 변화는 衝擊에너지의 傳播速度나 傳播樣相을 변화시켜 타부위의 骨折 즉 複雜骨折을 일으키고 더불어 骨折의 크기도 변화시키는 것을 알 수 있다. 즉 둔탁한 衝擊일수록 複雜骨折의 가능성이

매우 높을 수 있다.

본 연구에서는 下顎骨에 대한 衝擊荷重時 下顎骨 下緣에 대해 수평방향으로만 가함으로써 垂直 혹은 다양한 傾斜角度를 가진 衝擊에 대한 下顎骨의 반응을 살펴지는 못하였다. 또 본 연구의 결과는 여러 임상적 연구¹⁻⁵⁾에서 나타난 下顎顚頭下部의 높은 骨折 發生率이나 반대측 顎骨의 關聯性 骨折等, 下顎骨의 骨折樣相을 충분히 설명하지 못하는 점도 있다고 사료된다. 향후 下顎骨 骨折發生機轉에 관한 FEM을 이용한 연구에서는 下顎骨 材料 物性에 대한 實驗的 研究를 보완함으로써 緻密骨과 海面骨 및 纖維性 軟骨의 非線形的 要素와 異方性 要素를 포함하여 정확히 有限要素法의으로 해석하며, 下顎骨에 부착되어 있는 筋肉과 韌帶 등을 충분히 有限要素모델화함으로써 보다 완전한 骨折發生機轉을 밝힐수 있을 것으로 사료된다.

IV. 결 론

저자는 3次元 有限要素法에 의한 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 다양한 衝擊環境내에서 下顎骨의 外力에 대한 反應樣相을 분석하고 下顎骨 骨折 發生機轉에 관한 사실을 工學的 및 解析的 方法으로 규명할 목적으로 下顎骨과 유사한 材料物性値와 정확한 3次元 形態를 가진 하악골 유한요소모델을 완성하여 線形 動的 遷移解析을 행하고, 適用荷重의 위치, 크기 및 作用時間등을 변화시킴으로써 動的荷重方向에 따른 下顎骨의 應力分布를 조사하고 荷重 形態에 따른 下顎骨의 變形樣相을 관찰하여, 다음과 같은 下顎骨 骨折 發生機轉에 관한 生力學的 기초 자료를 얻을 수 있었다.

1. 下顎骨 각 부위에 衝擊荷重時 衝擊에너지의 傳播形態와 傳播速度는 衝擊部位에 따라 다르게 나타났다.
2. 下顎骨 각 부위에 대한 衝擊荷重時 應力과 變形量은 下顎骨의 外側보다는 內側에서 더 컸다.
3. 下顎骨 각 부위에 대한 衝擊荷重時 衝擊에너지의 傳播速度, 傳播樣相 및 複雜骨折의

發生은 衝擊力의 크기보다는 衝擊時間에 의하여 더 많은 영향을 받았다.

4. 下顎骨 下緣에 대해 수평방향의 衝擊은 반대측 顎骨의 應力과 變形에 큰 영향을 끼치지 않았다.

이상과 같은 결과로 미루어 下顎骨의 각 부위에 대한 衝擊荷重時 下顎骨 頤部는 單純 또는 粉碎折, 顚頭下部는 單純 또는 單一骨折, 그리고 骨折部와 下顎角部는 複雜骨折의 可能性이 높다고 생각된다.

參 考 文 獻

1. Fonseca, R. J. and Walker, R. V. : Oral and Maxillofacial Trauma. W.B. Saunders Co. Philadelphia, p359-417, 1991.
2. Schultze, R.C. : Facial Injuries. Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago, 2nd ed. p10-40. 1977.
3. 오승환, 이상철, 류동목, 김여갑 : 최근 5년간 안면골 골절환자에 대한 임상적 연구, 대한구강악안면외과학회지, 17 : 40-45, 1991.
4. Abiose, B.O. : Maxillofacial skeleton injuries in the western states of Nigeria. Br. J. Oral Maxillofac. Surg. 24 : 31-39, 1986.
5. Fridrich, K.L., Pena, V. G. and Olson, R. A. : Changing trends with mandibular fractures : a review of 1067 cases. J. Oral Maxillofac. Surg. 50 : 586-589, 1992.
6. Huelke, D.F., Harger, J. H. and Mich, A.A. : Maxillofacial injuries : Their nature and mechanisms of production. J. Oral Surg. 27 : 451-461, 1969.
7. Huelke, D.F. : Mechanics in the production of mandibular fractures : strain-gauge measurements of impacts to the chin. J. Dent. Res. 43 : 437-446, 1964.
8. Hodgson, V.R. : Tolerance of the facial bones to impact. Am. J. Anat. 120 : 113-122, 1966.

9. Fonseca, G.D. : Experimental study on fractures of the mandibular condylar process. *Int. J. Oral Surg.* 3 : 89-101, 1974.
10. Ruan, J.S., Khalil, T.B. and King, A. I. : Human head dynamic response to slide impact by finite element modeling : *J. Biomechanical Engineering.* 113 : 276-283, 1991.
11. Nahum, A.M. : The biomechanics of maxillofacial trauma. *Clin. Plast. Surg.* 2 : 59-64, 1975.
12. Messerer, O. : Über Elasticität und Festigkeit der Menschlicher Knochen. Stuttgart Cotta, p 1-100, 1880. (Cited from 6)
13. Wassmund, M. : Fracturen und Luxationen des Gesichtsschädels unter Berücksichtigung der Komplikationen des hirn-schädels. Berlin Meusser. p 1384, 1927. (cited from 6)
14. Dufourmental, M. L. : Fractures of the mandible. *Brit. Dent. J.* 30 : 620-621, 1929.
15. Kuntscher, G. : Die Darstellung des Kraft-Husses in Knochen, *Zentral Bl. Chir.* 61 : 2130-2136, 1934.
16. Seipel, C.M. : Trajectories of the jaws, *Acta. Odont. Scand.* 8 : 81-91, 1948.
17. Ueno, T., Oka, T., Migagawa, Y. and Kobayashi, Y. : Clinical and experimental studies of the location and lines of mandibular fractures. *Bull. Tokyo. Med. Dent. Univ.* 4 : 245-251, 1957.
18. Huelke, D.F. : Mechanics in the production of mandibular fractures : a study with the "stresscoat technique" I. Symphyseal impacts. *J. Dent. Res.* 40 : 1042-1056, 1961.
19. Huelke, D.F. and Harger, J.H. : mechanisms in the production of mandibular fractures : an experimental study. *J. Oral Surg.* 26 : 86-91, 1968.
20. Ralph, J. P. and Caputo, A.A. : Analysis of stress patterns in the human mandible. *J. Dent. Res.* 54 : 814-821, 1977.
21. Schneider, D.C. and Nahum, A.H. : Impact studies of facial bones and skull. *Proceedings of the 16th Stapp Car Crash Conference, Warrendale, Pennsylvania, Society of Automotive Engineers,* p186-203, 1972.
22. Yognandan, N., Pintar, F. and Saucos, A. : Steering wheel induced facial trauma. *Proceedings of the 32nd Stapp Car Crash Conference. Warrendale, Pennsylvania, Society of Automotive Engineers,* p45-59, 1988.
23. Nyquist, G.W., Cavumaugh, J.M. and Goldberg, S.J. : Facial impact tolerance and response. *Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference. Warrendale, Pennsylvania, Society of Automotive Engineers,* p379-400, 1986.
24. 정완진, 부성운, 전삼표, 김동철 : 전자제품의 충격설계. *대한기계학회지* 35 : 8, 679-690, 1995.
25. Cheal, E. J., Mansmann, K. A., Digioia III, A.M., Hayes, W.C. and Perren, S.M. : Role of interfragmentary strain in fracture healing : Ovine model of a healing osteotomy. *J. Orthopaedic Research,* 9 : 131-142, 1991.
26. Orr, T.E., Carter, D.R. and Schurman, D. J. : Stress analysis of glenoid component designs. *Clinical Orthopaedics and related research,* 23 : 217-224, 1988.
27. Koriath, T.W.P. and Hannam, A.G. : Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J. Dent. Res.* 73 : 56-66, 1994.
28. Sakahuchi, R.L. and Borgersen, S.E. : Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 8 : 655-661, 1993.
29. 신현우와, 西本 哲也 : 충격하중에 의한 두

- 부외상의 유한요소해석. 대한기계학회지 35 : 8, 691-697, 1995.
30. Ruan, J. S., Khalil, T. and King, A. I. : Dynamic response of the human head to impact by threedimensional finite element analysis. J. Biomechanical Engineering, 116 : 44-50, 1994.
 31. Wood, W.W. and Maeda, Y. : Changes in shape induced by compressiv eloading of a simulated mandibular condyle. J. Dent. Res. 68 : 294, 1989.
 32. Petzel, J. R. and Bülles, G. : Experimental studies of the fracture behavior of the mandiblar condylar process. J. Maxillfoac. Surg. 9 : 211-215, 1981.
 33. 김성래와 박태원 : 하악골의 부위별 충격시 발생되는 응력에 대한 유한요소법적 연구. 서울치대논문집 16 : 1 : 255-267, 1992.
 34. Iwata, T., Watase, J., Kuroda, T., Tsutsumi, S. and Maruyama, T. : Studies of mechanical effect of occlusal force on mandible and temporomandibular joint. J. Osaka Univ. Sch. 21 : 207-215, 1981.
 35. Wong, M. and Carter, D.R. : Mechanical stress and morphogenetic endochondral ossification of the sternum. J. Bone Joint Surg. 70 : 992-1000, 1988.
 36. Hanson, T., Öberg, T., Carlsson, G.E. and Kopp, S. : The thickness of soft tissue layers and the articular disk of the temporomandibular joint. Acta. Odontol. Scand. 35 : 77-83, 1977.
 37. MSC/NASTRAN theoretical manual. Ver 6.8, 1995.
 38. MSC/NASTRAN application. Ver 6.8, 1995.
 39. 경희대학교 산학협력 기술원 : 자동차용 Buffer stay 균형 개발에 관한 연구. 연구 보고서, 1, 1994.
 40. Randal, B.T., Fredrickson, C. and Kent, J. N. : Prospective study of mandibular fractres. J. Oral Surg. 39 : 275-281, 1981.
 41. 엄기원 : 고체역학. 회중당 p283-289, 1994.
 42. 이병태 : 기초유한요소법. 경문사 p107-117, 1992.
 43. Lotz J. C. Cheal, E. J. and Hayes, W.C. : Fracture perdition for the proximal femur using finite element model. J. Biomechanical Engineering, 113 : 353-365, 1991.
 44. 박노길, 박성태, 손 권, 이진명, 이시복, 정의봉, 한상보 : 기계진동학. 반도출판사 p68-77, 1992.

EXPLANATION OF PHOTOGRAPHS

- Photo. A1. Mandibular dynamic displacement at 0.0 sec after impact ($\times 100$)
- Photo. A2. Mandibular dynamic displacement at 0.4 sec after impact ($\times 100$)
- Photo. A3. Mandibular dynamic displacement at 0.8 sec after impact ($\times 100$)
- Photo. A4. Mandibular dynamic displacement at 1.2 sec after impact ($\times 100$)
- Photo. A5. Mandibular dynamic displacement at 1.6 sec after impact ($\times 100$)
- Photo. A6. Mandibular dynamic displacement at 2.0 sec after impact ($\times 100$)

사진부도

