

고막의 유한요소 모델링 및 해석 Modeling and Analysis of Eardrum using FEM

강희용, 김봉철 *, 이동현(전북대학교/기계공학부)
임재중(전북대학교/전자정보공학부), 전병훈(인제대 백병원)

Abstract

Auditory system is separated to Outer Ear, Middle Ear and Inner Ear. Middle Ear plays an important role as the sound transfer on amplitude. With analysing of Middle Ear, we can understand disease and compare unformal auditory systems. However, the investigation of mechanical modeling and analysis have been reported in a few paper. In this paper, a three dimensional Eardrum model of human ear was developed and analysed applying the general purpose Finite-Element program (Nastran). Vibration patterns of the eardrum obtained from FEM analysis are in agreements with the experimental results using stroboscope.

1. 서론

인간의 청각시스템은 크게 소리를 모으는 역할을 하는 외이, 소리에너지를 기계적 에너지로 전환하는 중이, 기계적 에너지를 전기, 생체적 에너지로 전환하는 내이로 나눌수 있다. 이중 중이는 음의 증폭과 변환에 관여하고, 일정수준 이상의 음에 대해서 EARDRUM을 보호하며 운동에너지를 전달하는 중요한 기능을 담당하고 있다.

생체구조의 특성을 해석하는데 있어서 유한요소 방법(Finite Element Method)을 적용하는 이유는 불규칙적인 형상과 특성을 쉽게 모델링 하여 해석을 수행할 수 있기 때문이다.

그러나 지금까지 FEM을 적용하여 중이와 고막을 해석하고자 하는 연구는 거의 보고되어 지지 않고 있다. FEM을 이용한 최초의 중이 해석은 Funnell and Laszlo에 의해 발표되었으며(1978) 이후 관성의 영향과 고유진동수, Mode Shape 등이 추가되어 연구가 진행 되었다(1983). 이후 Lesser and Williams(1988)은 고막 및 추골의 2차원 단면을 FEM 모델링 하여 고막과 추골의 정적변위를 해석해 냈으며, Wada(1990,1992)는 sweep frequency middle ear analyzer를 통해 측정된 결과와 FEM 모델링 및 해석결과를 상호 검토하였다.

이 논문에서는 상용 유한요소 해석프로그램(PATRAN/NASTRAN)을 사용하여 인간의 고막을 3차원 FEM 모델로 생성하여 해석하였으며, 사용된 고막의 물성치, 경계조건, 모델형상등과, 비교 검토된 해석결과들은 이러한 기존의 자료들을 참조로 하였다. 기계적 물성치와 경계조건을 부여한 후 해석한 FEM 결과와 실제 실험 결과를 비교하였다, 또한 이 해석결과 데이터를 이용하여 Dynamic 해석프로그램에서 세부적인 동특성을 해석하여 기존의 데이터들과 비교 검토 하였다.

2. 중이의 운동특성

중이의 동특성은 청각 임피던스 방법을 이용한 Zwislocki(1962), multiple frequency tympanometry를 이용한 Colletti(1977), sweep frequency tympanometry를 이용한 Funasaka(1984), Wada and Kobayashi(1989,1990,1992) 등에 의해 측정되어 왔다.

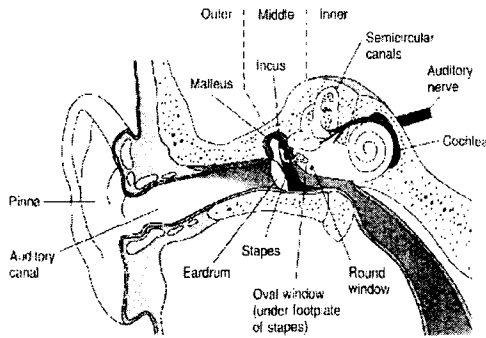


Fig. 1 Anatomy of the ear

고막에 가해진 압력 P_E 와 고막 진동진폭의 평균값 Δ_M 의 관계는 다음과 같이 운동 방정식으로 나타낼 수 있다

$$m_{all} \frac{d^2 \Delta_M}{dt^2} + c_{all} \frac{d \Delta_M}{dt} + k_{all} \Delta_M = S_E P_E \sin \omega t$$

여기에서

$$m_{all} = m_c m_E m_0$$

$$c_{all} = c_c c_E c_0$$

$$k_{all} = k_c k_E k_0$$

위 식으로부터 다음을 구할수 있다.

$$\Delta_M = q / [(\hat{p}^2 - \omega^2)^2 + 4 \mu^2 \omega^2]^{1/2} \sin(\omega t - \beta)$$

$$\tan \beta = 2\mu\omega / (\hat{p}^2 - \omega^2)$$

여기에서

$$\mu = c_{all} / 2 m_{all}$$

$$\hat{p}^2 = k_{all} / m_{all}$$

$$q = S_E P_E / m_{all}$$

여기에서 소문자 m, c, k, ω 는 각각 질량, 댐핑,

스프링상수, Angular Frequency를 나타내며, 대문자 C, E, O, S 는 각각 Cavities, Eardrum, Ossicular Chain, 단면적을 나타낸다.

1차원 방정식에서 얻어지는 튜브의 임피던스 이론을 외이도에 적용하면, 고막에 가해진 압력 P_E 를 구할수 있다.

$$P_E = \frac{(j\omega V / S_M^2) Z_{all}}{[\cos \gamma l_M + j Z_{all} (1 / S_M \rho_a v_a) \sin \gamma l_M]}$$

여기에서 $j = (-1)^{1/2}$, V 는 체적변위를 나타내며, Z_{all} 은 고막의 외이도측의 기계적 임피던스를, S_M , l_M 은 각각 외이도의 단면적과 길이를 $v_a = (K_a^* / \rho_a)^{1/2}$ 는 음속, ρ_a 는 공기의 밀도, $K_a^* = K_a(1 + j\eta\omega)$ 는 공기의 Complex Bulk Modulus, η 는 공기 댐핑상수, $\gamma = \frac{\omega}{v_a}$ 는 파동수를 나타낸다.

3. 고막의 해석

고막의 FEM 모델은 Kirikae(1960), Uebo(1988)와 Wada(1990)의 측정결과를 바탕으로 생성하였다. 모델의 형상과 경계조건, 물성치등을 검증하고 해석결과를 유추해보기 위해 우선 탄성을 가진 얇은 평판을 모델링 하여 해석을 수행하였다. 고막이 윤상인대에 완전히 고정되고 이체골이 제거된 상태의 모델을 2차원 Shell을 이용하여 모델링 하였으며 총 Element의 수는 342개로 Quad8 Element가 적용되었다. 이 해석에서 고막의 1차 고유주파수는 2170Hz로 나왔다. 같은 경우의 실제 실험에서의 공진 주파수는 550Hz 근처이다(wada, 1992). 고막의 Shape을 Conical 하게 조정함으로써 모델의 1차 고유진동수를 1871Hz까지 낮출수 있었다(그림1). 3차원 FEM Model 은 Conical Shape으로 생성하였으며 윤상인대와의 접촉면이 완전 구속됐다고 가정하였다. 균일밀도 $1.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, 두께는 최대 0.232mm, 최소 0.097mm로 평균두께 0.132mm를 적용하였다. 면적 75.4mm^2 , 고막제부로부터 깊이

는 1.52mm를 적용하였다. 고막의 영모들은 긴장 부에서 3.2×10^7 N/m²을 취했으며, 포아송의 비는 0.3을 적용했다(Wada, 1990). 이완부(Pars Flaccida)의 영모들은 긴장부(Pars Tensa)의 1/3을 취했다.(Lesser and Williams, 1988). 사용된 영모들 값은 이쇄골이 견고하게 연결된 경우의 환자들로부터 수치적으로 계산된 값을 사용하였다. 실제 고막은 경계층 구조와 반경반향의 원형 섬유 배열로 이루어 졌지만, 이 논문에서는 균일하다고 가정하였다. 총 Element의 수는 876개로 solid element인 Hex8 Element를 사용하였다. 그림2는 고막의 FEM 모델이며, 그림3은 Clamped 된 상태에서의 1차모드(1871Hz), 그림4는 Unclamped된 상태에서의 1차모드(266Hz), 그림 5,6,7은 각각 400,1000,2000Hz 가진에서의 응력분포를 나타내고 있다.

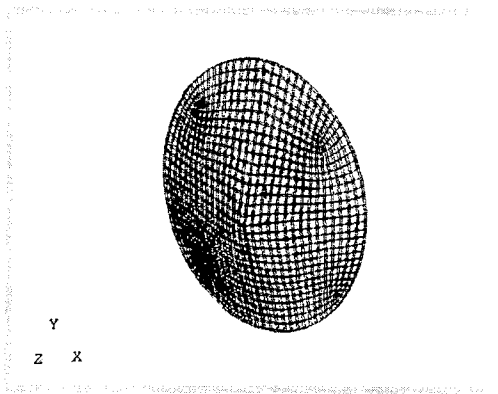


Fig. 2 Eardrum Model

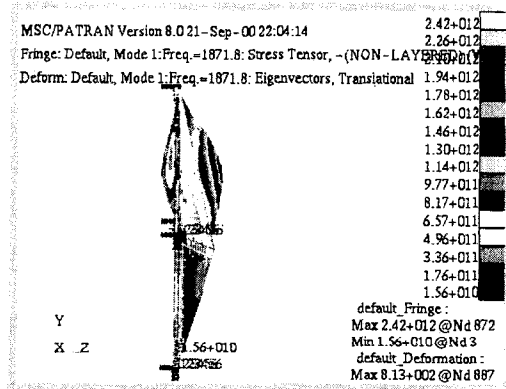


그림. 3 First Mode(Clamped)

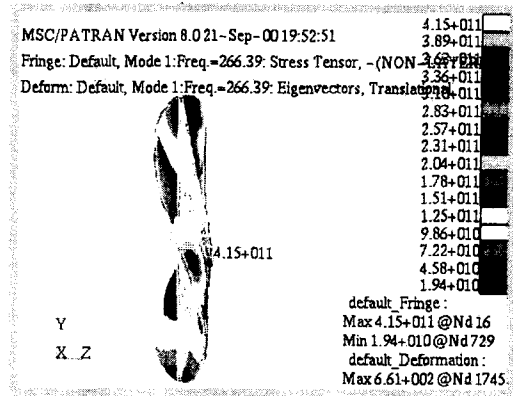


Fig. 4 First Mode(Unclamped)

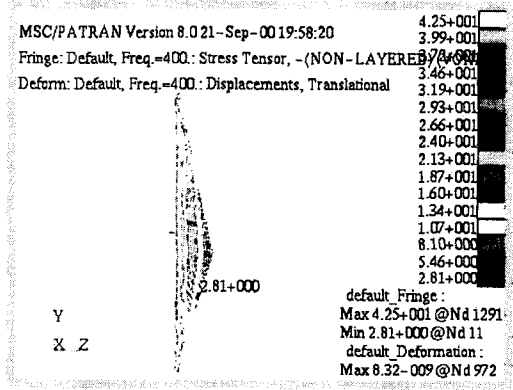


Fig. 5 Stress Distribution in 400Hz

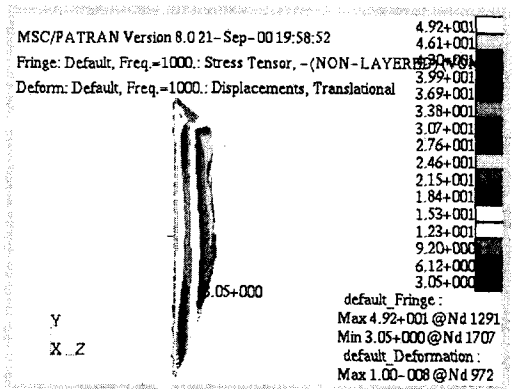


Fig. 6 Stress Distribution in 1000Hz

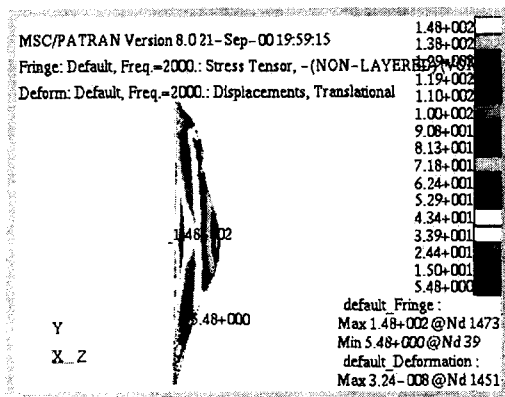


Fig. 7 Stress Distribution in 2000Hz

주파수 응답을 구하기 위해 80dB의 SPL을 고막에 균일하게 가진 하여 0Hz에서 3000Hz까지의 주파수 응답을 구한후, 각 element들의 Phase와 변위 데이터들로부터 얻어진 고막모델의 체적변위의 주파수 응답결과와 기존의 측정결과를 비교하였다. 최대변위는 1800Hz 근처에서 8.94×10^{-5} mm 로 posterior portion에서 발생하였다. 윤상인대에 부착된 고막의 경계조건을 결정하기 위해 2가지의 가정이 고려되었다. 첫 번째 가정은 이췌골이 완전히 제거되어 고막과 윤상인대로만 구성된 경우이며, 두 번째 경우는 이췌골이 고막에 견고하게 고정된 경우이다. 후자의 경우 불필요한 해석의 복잡성을 피하기 위해 이췌골의 회전은 없는 것으로 간주하였다. 고막과 윤상인대로만 구성된 경우의 가정에서 영모들의 값은 $1.4 \times 10^7 \text{N/m}^2 \sim 6.8 \times 10^7 \text{N/m}^2$ 사이의 여러값들을 취하여 값을 재평가하였다. 그러나 이 경우 고막의 체적변위에 대해 영모들이 미치는 영향은 작으므로 이췌골이 견고하게 고정된 경우의 영모들값을 재평가 해야한다. 후자의 가정에서 영모들을 재평가하여 $3.2 \times 10^7 \text{N/m}^2$ 을 취하였다. 탄성경계조건을 주고 고막의 보다 자세한 동적 거동을 알아보기 위해 상용 Dynamic 해석프로그램인 Adams를 이용하였으며, Nastran에서 해석된 결과 데이터(Unclamped)를 사용하였다. Adams와 Nastran에서의 고유진동수와 모드 shape등의 해석결과는 일치하였다. Adams에서 선형스프링을 이용하여 탄성경계조

건을 부여하였으며 80dB의 SPL을 고막의 한 측면에 가진 하였다. 해석은 200Hz에서 2000Hz까지 수행하였다.

스프링 상수 $K = 8.0 \times 10^2 \text{ dyne/mm}$, 댐핑비 $\xi = 0.126$ 를 적용하였다. 이췌골이 견고하게 고정된 경우는 고막의 체적변위에 대한 스프링값의 영향이 작으므로 이췌골이 제거되고 고막이 윤상인대에 부착된 경우의 재평가된 경우의 K값을 사용하였다.

탄성경계조건에서의 공진 주파수는 250Hz 근처에서 발생하였으며 80dB의 가진 압력에서 최대 진폭은 $5.3 \times 10^{-4} \text{ mm}$ 로 Posterior Portion에서 발생하였다. 또한 큰 변위 진폭들이 Pars Flaccida에서 발생하는 것을 확인할수 있었으며, 동적거동을 해석하는데 있어서 Nastran에서 해석한 Fully Clamped된 모델보다 실제 실험결과에 근접한 결과를 얻을수 있었다.



Fig. 8 Side View of Eardrum(Elastic Model)

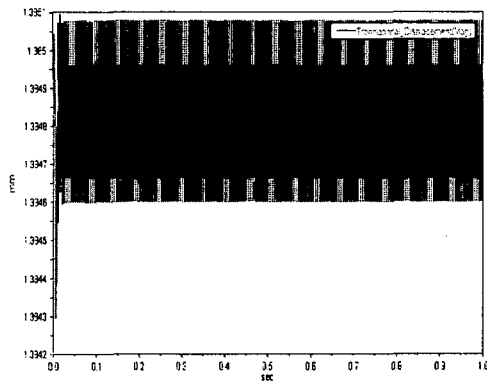


Fig. 9 Eardrum Displacement

4. 결론 및 고찰

이 해석을 통해 실제 실험 데이터들과 비교하여, 적용된 고막의 영모듈, 댐핑비, 선형스프링상수 값들을 재평가 할 수 있었으며 고막의 동적 거동을 파악 할수 있었다. 비록 이 논문에서는 고막에 균일한 경계조건이 가정되고 이쇄골등의 영향이 배제되었지만 비균일한 탄성경계조건이 가능하며, 이후에 이쇄골과 Oval Window를 통한 Cochlear Load 등을 고려하여 시스템을 구성한다면 중이에 대한 정확한 해석이 가능할 것이다.

참고문헌

Carrick L. Talmadge and Arnold Tubis(1998), "Modeling otoacoustic emission and hearing threshold fine structures," J. Acoust. Soc. Am, vol.104(3), 1517-1543.

Hiroshi Wada Tetsuro Metoki(1992), " Analysis of dynamic behavior middle ear using a finite-element method," J. Acoust. Soc. Am, 92(6), 3157-3168.

Funnell, W.R.J.,and Laszleo,C.A(1978), "Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-elemnet method," J. Ascout. Soc. Am, 68, 1461-1467.

Wada, H., and Kobayashi, T., and Tachizaki, H., and Tachizaki, H.(1990), "Analysis of dynamic characteristics of eardrum: Young's

module, thickness, and damping ratio of homan eardrum," Trans JSME, 1431-1434.

Zwislocki, J.(1962), "Analysis of the middle-ear function. Part I: Impedance," J. Acoust. Soc. Am, 34, 1514-1523.

Hanif M, Ladak and W. Robert J. Funnell(1996), "Finite-element Modeling of the normal and surgically repaired cat middle ear," J. Acoust. Soc. Am, 100(2), Part,1, 933-944.

H, Taschke., Ch, Weistenhofer., H, Hudde(1999), " A full-size physical model of the human middle ear," Acustica, Vol.86(2000), 103-116.

Wada, H., and Kobayashi, T., and Tachizaki, H., and Tachizaki, H(1998),

"Measurement of guinea pig basilar membrane using computer-aided three -dimensional reconstruction system," Hearing Research, 120, 1-8.

Wada, H., and Kobayashi, T., and Tetsuro Metoki(1990), "Modeling of the human Middle ear using the finite-element method," JSME(C), Vol.56, 3191-3195.