

이명 현상의 해석을 위한 와우의 전기적 모델

이영주 · 이낙범 · 임재중 · 강희용*

전북대학교 공과대학 전자정보공학부, *전북대학교 공과대학 기계설계공학과
(2000년 8월 14일 접수, 2001년 1월 17일 채택)

Cochlear Electrical Model for the Interpretation of Tinnitus Phenomenon

Y.J. Yi, N.B. Lee, J.J. Im, and H.Y. Kang*

Division of Electronics & Information Engineering, Chonbuk National University

*Department of Mechanics, Chonbuk National University

(Received August 14, 2000. Accepted January 17, 2001)

요약: 청각기관에서 소리가 전달되어지는 과정에 대한 이론적인 전기/기계적 모델이 이루어진다면 이명환자의 분류 및 전기자극을 이용한 치료방법의 선택에 크게 기여할 수 있을 것이다. 본 연구에서는 기존 청각기관의 모델에 대한 장단점을 파악하여 이를 보완하는 실제의 시스템에 가장 근접한 모델을 수립하고, 청각시스템의 변화를 객관적으로 관찰할 수 있는 이론적인 배경을 수립하고자 하였다. 즉, 유모세포의 상면을 질량을 가진 성분으로 가정하고 그러한 질량의 경도와 제동을 위한 소자들을 첨가하여 새롭게 청각 모델을 수립하였다. 그리고 수립된 모델을 수학적으로 해석하여 전달함수의 영점이 극점보다 작게 나타남으로써 신경 조율 데이터를 이용한 기존의 연구와 일치함을 확인할 수 있었고, 제동주파수와 극점 주파수의 관계에 대한 가정들이 정당화됨을 확인할 수 있었다.

Abstract: If the model for the auditory system from ear canal to the auditory cortex is established, it would be great contributions to the classification of tinnitus patients and the selection of treatment method using electrical stimulus. In this study, merits and demerits for the existing auditory system models were examined, and a model which can best explain tinnitus phenomena was established. In a new model, reticular lamina, thin fluid layer which transmits energy in a cochlear, was assumed as a mass and the components for the stiffness and control were added to the model. Mathematical interpretation was performed to compare the zeros and poles of a transfer function between existing model and newly designed model. The results showed that the values of zeros were lower than that of the poles which coincides with the results obtained from animal neural data. Also, commonly assumed model parameter were consistent with the model suggested through the study.

Key words: Auditory system, Cochlear electrical model, Tinnitus, Electrical stimulation

서 론

청각기관과 관련된 질환 중에서 상당히 많은 사람들이 앓고 있는 증상 중 하나가 이명으로서 이명이란 외부 소리자극이 없이 환자 자신이 느끼는 청각각을 말한다. 이명은 있다가 없어지기도 하고 계속해서 들리는 경우도 있는데 귀뚜라미소리,

매미소리, 시냇물 흐르는 소리, 김새는 소리, 높은 기계음 등 다양한 소리로 나타난다. 우리 나라에서는 총인구의 약 15%에서 이명을 경험하며, 수면에 심한 장애를 주는 중등도 이상의 이명은 약 8%, 일상 생활에 극심한 지장을 주는 경우는 약 1%에 이르며, 심한 경우 우울증의 원인이 될 수도 있다 [1]. 이명은 귀환자의 60%에서 단독 또는 부수적인 증상으로 나타나고 이 중 20%에서 일상적인 생활에 지장을 초래하며, 우울증의 직접적인 원인이 되기도 한다. 특히 최근에 생활 수준의 향상과 노인 인구의 증가로 실제 임상에서 이명 환자의 진단 및 치료에 대한 중요성이 대두되고 있다[2]. 이명은 대개 주관적인 증상으로 나타날 뿐이므로 정확한 원인규명이 되어있

본 논문은 1999년 한국과학재단 특정기초연구(과제번호: 1999-2-314-002-3)의 지원으로 이루어졌음.

통신저자: 이영주, (561-756) 전북대학교 공과대학 전자정보공학부
Tel. 063-273-4064, Fax. 063-270-4064
E-mail. graceyi@bme.chonbuk.ac.kr

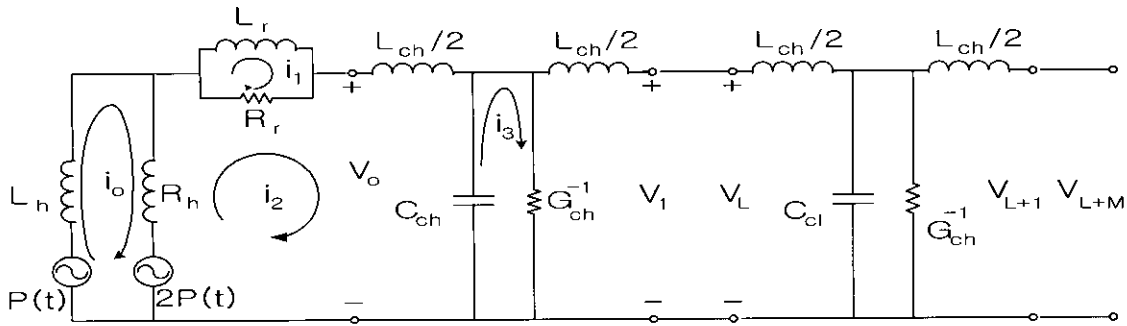


그림 1. 외이의 전기모델
Fig. 1. Electrical model of an external ear

지 않으며, 와우관과 대뇌피질사이의 청각 경로 중 어느 부위의 결함에 의해 일어나는 것으로 추정하고 있는 정도이므로 정확한 병소를 검증하는 것은 물론, 원인병소나 기전을 충분히 이해하지 못하는 상태에서는 효과적인 치료를 시도하기에 어려움이 많이 있다. 이렇듯 많은 방법의 치료 중에서 최근 전기자극을 이용한 이명 치료효과에 대한 여러 유형의 연구가 있어 왔는데, 표준화된 방법이 정립되어 있지 못할 뿐만 아니라 그 결과에 있어서도 많은 차이가 있음을 나타내고 있다[3]. 또한, 이명의 치료에 이용된 전기자극의 특성은 어떠한 기준이나 근거가 없이 수행되어 왔다. 이는 청각기관에서 소리가 전달되어지는 과정에 대한 연구가 미흡하였으므로 그에 따른 치료조건 설정에 통일성이 결여되었다고 볼 수 있는 있는데, 병변이 있는 부위에 대한 이론적이고 정량적인 특성이 이해되었을 때 보다 객관화된 치료 조건의 설정이 가능 할 수 있는 것이다.

청각기관에서 소리가 전달되어지는 과정에 대한 정확한 분석과 각종 질환의 병변에 대한 이론적이고 정량적인 특성을 이해하기 위해서는 보다 객관적인 분석이 필요하다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 제시되고 있는 것이 생명체를 하나의 전기적 혹은 기계적인 모델링을 통하여 이해하는 방법이며 이러한 생체시스템의 모델링에 대한 많은 연구들이 이루어지고 있다. 즉, 소리가 귓바퀴에서 고막을 통하여 청신경과 뇌로 전달되어지는 과정에 대한 이론적인 전기/기계적 모델이 이루어진다면 이명환자의 분류 및 전기자극을 이용한 치료방법의 선택에 크게 기여할 수 있을 것이다.

본 연구에서는 인체의 청각기관의 구조를 분석한 후, 기존의 청각기관의 모델에 대한 장단점을 파악하여 이를 보완하는 실제의 시스템에 가장 근접한 모델을 수립하고, 청각시스템의 객관적 변화를 관찰 할 수 있는 근거를 확립하는 이론적인 배경을 수립하고자 한다. 해부학적으로 보면 유모세포의 상면은 두꺼운 한 층의 막에 불과하지만 소리의 전달에 대한 내이의 메카니즘적인 관점으로 보면 힘의 변형이 일어나고 유모세포의 움직임을 조절하여 청신경까지 영향을 미치는 중요한 역할을 담당하고 있다. 그리고 본 연구의 목적인 이명을 해석하기 위하여서 유모세포들의 움직임들과 구조적인 특징을 회로로 나타내어야 하는데, 유모세포의 상면을 메스로 가정하면 이명이 일

어날 수 있는 많은 가능성들을 고려하여 에너지 전달을 해석할 수 있게 된다. 즉, 지금까지 이루어졌던 외부의 소리 입력에 대한 청각 계통의 응답 특성에 관한 연구 결과를 토대로 하여 이명이라는 청각 질환을 해석할 수 있는 모델을 새롭게 수립하고자 한다. 이로부터 이명과 관련되어 나타나는 현상들에 대하여 아직 밝혀지지 않은 발생원인과 치료의 기준을 설정할 수 있는 기반을 구축할 수 있을 것이다.

청각 시스템 모델링

외이 모델

그림 1는 Giguère 등[4]으로부터 제안된 외이의 전기 음향적인 회로 모델로서 감개의 처음 부분(V1)과 청각의 전달관(canal transmission line)의 처음 부분(V1+1)이 나타나 있다. 임의의 소리에 반응하는 외이의 청각구조를 반경 a_s 를 가지고 있는 구의 형태로 가정하였을 때, L_h , R_h 과 같이 원론적인 장애물을 비롯하여 여기에 사용된 변수들은 다음과 같다.

$$L_h = \frac{0.5\rho_a}{\pi a_s}, \quad L_r = \frac{0.7\rho_a}{\pi a_{ch}},$$

$$L_{ch} = \frac{\rho_a}{\pi a_{ch}^2} \Delta x, \quad L_{cl} = \frac{\rho_a}{\pi a_{cl}^2} \Delta x \tag{1}$$

$$R_h = \frac{\rho_a c}{\pi a_s^2}, \quad R_r = \frac{\rho_a c}{\pi a_{ch}^2},$$

$$C_{ch} = \frac{\pi a_{ch}^2}{\rho_a c^2} \Delta x, \quad C_{cl} = \frac{\pi a_{cl}^2}{\rho_a c^2} \Delta x \tag{2}$$

ρ_a 는 공기의 밀도이고 c 는 소리의 속도이다. 병렬로 연결된 L_r 과 R_r 은 귀가 열렸을 때 음향방사 임피던스에 대한 등가 회로를 형성한다. 외이강은 원통형으로 표현할 수 있고 a_{ch} 의 반경을 가지는 음향 공진기와 같으며, l_{ch} 의 길이를 가지고 있

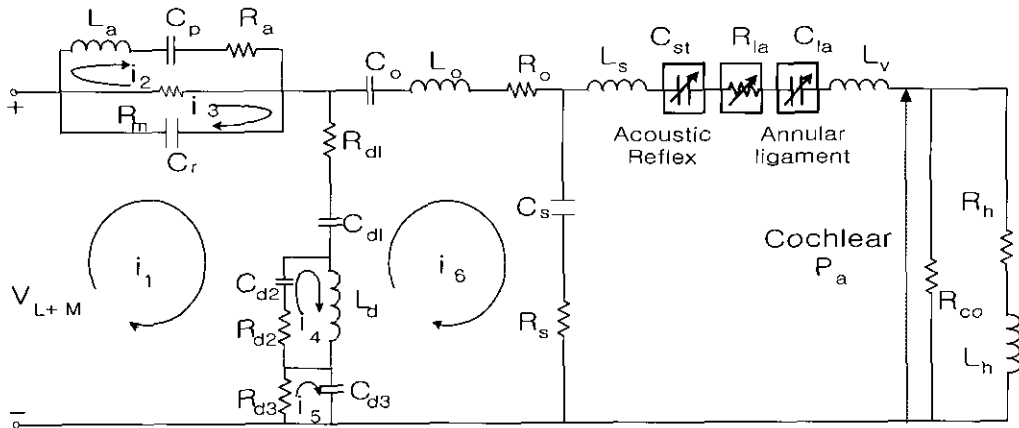


그림 2. 중이의 전기모델
Fig. 2. Electrical model of a middle ear

다. 회로망 성분 \$L_{ch}\$와 \$C_{ch}\$는 음향질량과 탄성성분을 나타내고 하나의 동일한 분로 전도성 \$G_{ch}\$에 효과적인 모든 요소를 총괄화 시킴으로써 모형화 되었다. Flanagan에 의해 이러한 회로망 요소들이 식(3)과 같이 표현되었다[4-5].

$$G_{ch} = \frac{2\alpha_{ch}}{Z_{ch}} \Delta x, \quad G_{cl} = \frac{2\alpha_{cl}}{Z_{cl}} \Delta x \quad (3)$$

\$\Delta x = l_{ch}/L\$가 각 분절의 길이일 때, \$\alpha_{cl}\$은 각 단위 길이당 청각로의 효과적인 감쇠상수이다. \$Z_{ch} = \sqrt{L_{ch}/C_{ch}}\$은 이 선에서 특성화된 임피던스이며, 이도(acoustic meatus)의 끝에 나타난 전압 \$V_{L+M}\$은 고막에 들어가는 음압과 동일하다[4-5].

중이 모델

선형적이거나 비선형적인 특성을 설명하고자 여러 가지 중이의 모델이 제안되었다. 1962년에 Flanagan과 1963년 Moller가 중이의 전달을 평가하기 위해 수학적 모델을 제안하였으나 낮은 주파수 부분으로 제한되어 있었고, 각 청각 기관의 음

직임을 설명할 수 없었으며 단지 일반적인 관점만을 제공하였다[6-7]. 그 후 Zwislocki에 의해 음향 반사와 등골의 움직임을 적용한 새로운 모델이 주장되었는데, 중이강, 고막 손실, 고막-추골-침골과 등골의 움직임, 침동골 접합부, 그리고 등골과 와우 임피던스의 다섯 블록으로 나누었으며 그 모델이 그림 2에 나타나 있다[8].

중이의 비선형성을 설명하기 위해서 음향반사는 가변 컨덴서인 \$C_{st}\$로 표현하였고, 인대에 의한 특징은 \$R_{la}\$과 \$C_{la}\$로 표현하였다. 중이의 비선형적인 특징은 음향 반사로 인한 비선형성과 등골의 변이로 인한 비선형성으로 설명할 수 있는데, 등골 근육의 수축은 고막에서 측정된 중이의 경도를 변화시키고 음향반사는 저주파수를 감소시킨다. 이와 같은 근육 수축의 효과는 비선형 컨덴서인 \$C_{st}\$에 의해 설명될 수 있다. 등골의 변이로 인한 비선형성을 살펴보면 등골저는 인대의 존재에 의해 제한된다. 이 동작은 \$R_{la}\$과 \$C_{la}\$로 설명될 수 있는데 고막의 음압에 따라 변화하는 소자 값들이다. 최대 등골 변이는 인대의 최대 신장(stretch)과 연관된다[9].

내이 모델

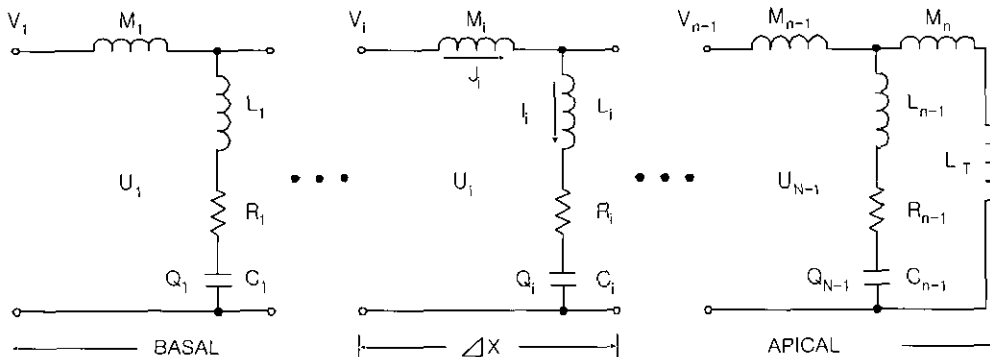


그림 3. 내이의 전기 모델
Fig. 3. Electrical model of an inner ear

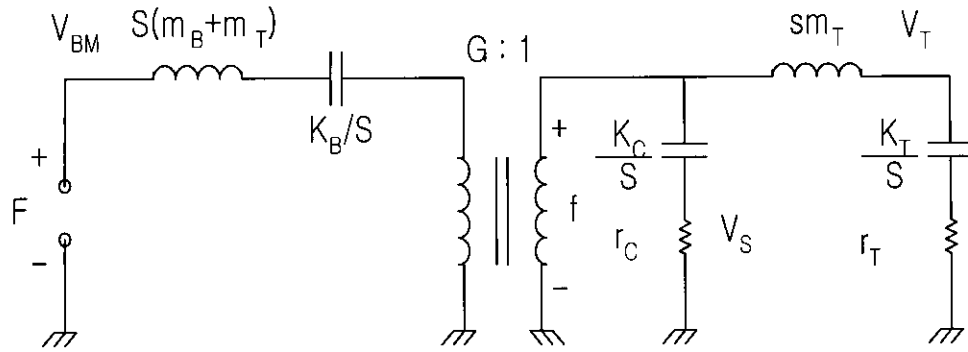


그림 4. Allen이 제시한 내이의 2차원 모델

V_{BM} : 기저막의 전압, m_B : 기저막의 질량, m_T : 개막의 질량, K_B : 기저막의 경도, G : 수직운동이 전단운동으로 변형된 이득, K_C : 섬모의 경도, r_C : 섬모의 제동성분, K_T : 와우벽과 연결된 탄성성분, r_T : K_T 를 가로질러 나타난 제동성분

Fig. 4. Two-dimensional Electrical model of an inner ear suggested by Allen

V_{BM} : voltage of basilar membrane, m_B : mass of basilar membrane, m_T : mass of reticular lamina, K_B : stiffness of basilar membrane, G : gain which transforms vertical motion to radial shear motion, K_C : stiffness of cilia, r_C : damping of cilia, K_T : elastic connection to the scala wall, r_T : damping loss across KT

그림 3은 기저막을 펼쳐진 상태로 보고 Δx 의 길이로 N 개 만큼 나누어 표현한 것이다. 내이를 채우고 있는 유체 성분을 인덕턴스 M 으로 보고 기저막의 탄성성분을 C , 소리가 전달될 때 각 부위의 압력 변화는 V 로 나타낼 수 있으며 이때 각 부위에서의 전류의 흐름(I)은 시스템내의 유체의 흐름과 기저막을 따라서 소리가 전달되는 속도를 나타낸다고 할 수 있다. 각 분절의 위치는 와우의 기저부에서부터 측정된 것이다[7]. l_{bn} 은 기저부의 전체 길이라고 가정하고 끝점 x_i 과 x_n 은 원하는 청각 필터 특성 주파수의 최대값 f_i 과 최소값 f_n 에 대한 부분이라고 가정하면 사용된 변수들의 값을 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\Delta x = \frac{(1/0.6cm^{-1}) \log[(f_i + 175.4Hz)/(f_n + 165.4Hz)]}{N-1} \quad (4)$$

$$L_n = \frac{M_n}{b(x_n)\Delta x}, \quad C_n = \frac{1}{4\rho_i^2 f_n^2 L_n},$$

$$R_n = Q_n^{-1} \sqrt{\frac{L_n}{C_n}}, \quad L_T = \int_{xN+\Delta x}^L \frac{2\rho_\omega}{A(x)} dx \quad (5)$$

여기서 M_n 은 기저부의 횡단질량이고 $b(x)$ 는 위치의 기능으로써 기저막 두께를 나타낸다. Q_n 은 분포 공진회로의 특성인자이다. 이 선의 첨부 말단 인덕턴스 L_T 는 Guiguère는 유체 밀도 ρ_ω 와 전정계의 횡단면 평균값인 $A(x)$ 를 이용해서 식 (5)와 같이 표현했다.

내이의 복잡한 청각 현상을 이해하기 위해서는 와우관에 대한 2차원적인 분석이 필요하다. 지금까지의 모델링 과정에서 아직까지 해결되지 않은 두 가지 문제는 청신경에서 특정 주파수 소리만을 선별하는 능력과 비선형 신호처리 과정에 대한 이해이다. 이러한 관점에서 만들어진 2차원 모델로는 개막의

공명현상을 설명하는 모델이 있으며 그림 4에 나타나있다 [11-12]. 이 모델에서는 개막이 기저막과 독립적으로 움직이는데, 음압이 기저막으로 들어오면 기저막의 진동이 생기고 이때 K_B 가 이러한 진동을 제어해준다. 질량을 가진 성분으로 표현된 기저막의 진동은 바로 유모세포의 상면으로 전달되고 다시 섬모에서 힘의 변형이 생성된다. 개막의 움직임을 제어하는 K_T 와 K_C 성분은 수평의 움직임을, 유모세포는 수직 움직임을 형성함으로써 인해 개막과 섬모에 의해 연결된 유모세포 상면에서는 벡터 방향의 힘이 형성된다. 특히, 이 모델에서는 K_T+K_C , 그리고 M_T 에 의한 공진주파수를 나타낼 수 있다.

내이의 메카니즘 분석

와우의 펼친 상황 및 실제의 형상을 가지고 와우에서의 에너지의 흐름을 살펴보면 라이즈너막(Reissner's membrane)에서 가진된 음향압(acoustic pressure)은 기저막의 움직임을 유발시키는데, 이 때의 힘은 사인과 함수 형태로 작용하게 된다. 기저막, 유모세포의 상면, 그리고 개막이 각기 독립적으로 움직일 수 있으며, 외측 유모세포와 내측 유모세포에서의 힘의 생성, 그리고 섬모에서의 비틀림과 구부러짐의 영향, 그리고 전정계에서 고실제로 흐르면서 와우의 기저막을 움직이고 섬모를 움직이는 액체에 의한 영향, 각 개체간의 비선형적인 관계 등의 매우 복잡한 메카니즘을 고려해야 정확한 데이터를 얻을 수 있다.

외측 유모세포의 수축이 기저막의 상하운동에 대해 동위상인 경우 유모세포의 상면과 개막 사이에 매우 작은 전단 변위가 발생하고 반대로 위상이 반대인 경우는 유모세포의 상면과 개막 사이에서 매우 큰 전단 변위가 발생하게 되는데 위상에서는 순수한 기저막 변형에 의한 증폭보다 크게된다. 이러한 내이의 비선형적인 특성을 수학적으로 해석한 연구를 살펴보면

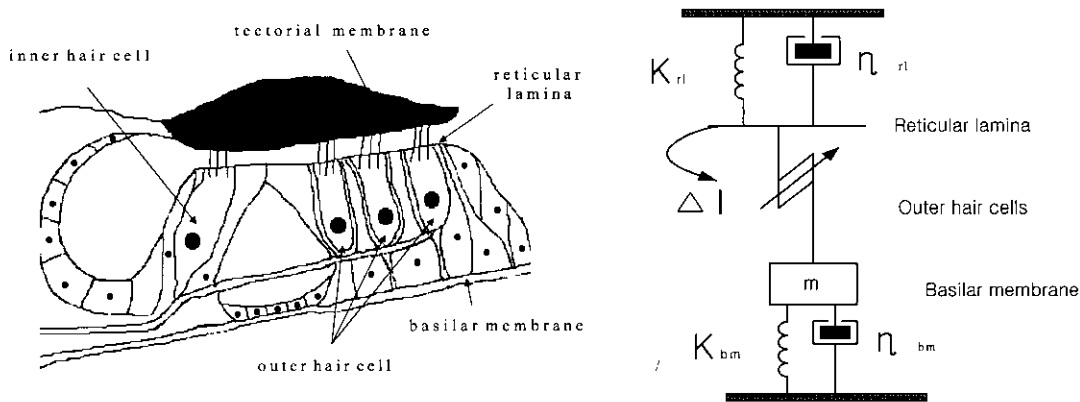


그림 5. Two mass 모델의 역학적인 표현
 Fig. 5. Mechanical representation of the two-mass model

기존의 모델과는 달리, 유모세포의 상면을 단순한 층으로 보는 것이 아니라 양을 가지고 있는 것으로 가정하여 유모세포에 대한 전단 응력을 형성하고 개막으로의 위상의 전달에 있어서 감쇠 시키는 것이 아니라 증폭하는 성질을 나타낼 수 있도록 모델링해서 분석하였다[13]. 즉, 질량의 이동 $X = a \sin(\omega t)$ 에서 a 는 진동의 크기이고, ω 는 각속도이므로, 식 (6)과 같이 표현할 수 있는데, 이때 K 는 스프링 상수이다.

$$v = a\omega \cos(\omega t) = a\omega \sin(\omega t + \pi/2)$$

$$F = -KX = aK \sin(\omega t) = aK \sin(\omega t + \pi) \quad (6)$$

즉, 속도는 $\pi/2$ 에 의한 변위를 생성하고 힘은 π 에 의한 변위를 생성한다. 그러면 결론적으로 $\pi/2$ 이상에서 힘은 음수 값을 가지므로 진동 에너지가 오히려 감소한다고 할 수 있다. 즉, 유모세포의 상면을 하나의 두꺼운 층으로 보았을 때, 유모세포 다발이 반대방면에서 움직이거나 외측 유모세포의 전압 응답이 역방향이 되어야만 증폭이 일어날 것이다. 만약 외측 유모세포의 수축이 와우에서 증폭의 원인을 제공한다면 근본적으로 기저막과 유모세포의 상면, 그리고 외측 유모세포 사이에서 위상 관계를 바꿀 수 있는 과정이 있음에 틀림없다.

그림 5에서 표현된 K_{rl} 는 유모세포 상면의 경도를 의미하고, η_{rl} 는 유모세포 상면의 제동성분, K_{bm} 는 기저막의 경도를 나타내며 η_{bm} 는 기저막의 제동성분이고, K_{in} 는 내측 유모세포의 경도이다. 그리고 2개의 감쇠기(dashspot)는 점성 매개체에서 기저막과 유모세포 상면의 움직임으로 인해 생기는 에너지를 분산하는데, 활성인자인 외측 유모세포는 기저막과 유모세포 상면 사이에 포함된다. 즉, 유모세포의 움직임은 두 개의 탄성 구조물 사이의 움직임을 일으키도록 존재한다. 왜냐하면 유모세포의 상면과 개막은 탄성 결합으로 인해 기저막으로 이동되기 때문이다[13].

본 연구에서 수립된 모델은 기존의 연구에서와는 달리 유모세포의 상면을 단순한 층으로 보는 것이 아니라, 하나의 질량을 가지고 있는 매스로 가정하였다. 즉, 유모세포에 대한 전단 응력을 형성하고 개막으로의 위상의 전달에 있어서 감쇠 시키는 것이 아니라 증폭하는 성질을 나타낼 수 있도록 모델링 하였다.

모델의 수학적 해석

본 연구에서는 내이의 2차원 모델로 널리 알려진 Allen의 모델을 기반으로 하여 지금까지 얇은 막, 또는 등으로만 인식했던 유모세포의 상면을 질량을 가지고 있는 성분으로 가정하고 그러한 매스의 경도와 제동을 위한 소자들을 첨가하여 새롭게 청각 모델을 수립하였다. 그리고 수립된 모델에서 음압에 대한 전달함수의 특성을 수학적으로 해석하고, 특성 주파수의 분포를 살펴서 이미 연구된 모델에서 나타나는 특징과 비교하여 본 모델의 타당성을 증명하고자 하였다. 특히, 기저막으로 들어오는 힘에 대한 개막과 유모세포 상면 사이의 전단 속력을 구하여 내측 유모세포 섬모의 움직임을 유도하는 특성을 구하였다. 내측 유모세포의 섬모가 개막에 직접적으로 연결되어 있지 않다는 연구도 있으나 확실히 밝혀진 것을 보면 섬모는 그 사이를 흐르는 유체에 의해서 변위가 일어난다는 것이다[15]. Kiang과 Moxon에 의해서 측정되어진 고양이 청신경의 신경 조율 테이터와 모델의 조율 곡선을 비교해 보면 3.5 kHz 정도의 특성 주파수에 대하여 그림 6과 같은 특징을 보이는데, 이러한 테이터를 통하여 스펙트럼 영점(spectral zero)의 특성을 발견하게 된다. 즉, 기저막의 변위와 신경 반응 사이의 전달 함수의 특성을 보면 2차 다항식의 함수로 나타낼 수 있으며, 그림 7과 같이 특성 주파수를 기준으로 영점 주파수는 특성 주파수 아래에 존재하고 극점 주파수는 특성 주파수보다 위에 존재하는 형태는 보여주고 있다[12,17].

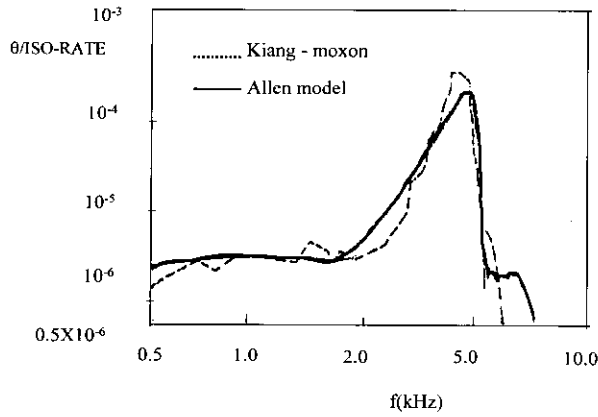


그림 6. 3.5 kHz의 특성 주파수에 대한 신경 조율 데이터와 Allen 모델의 주파수 특성 비교
 Fig. 6. A specific comparison between the model and a neural tuning curve at a CF of 3.5kHz

본 연구에서는 이러한 기존의 연구를 토대로 하여 두 가지 형태로 새로운 모델을 수학적으로 해석하였다. 먼저 기저막에서 들어오는 전압에 대하여 섬모에서 특정되는 전압값을 출력으로 하는 전달함수를 구하여 영점과 극점의 주파수의 분포를 기존의 신경 데이터와 비교하였다. 두 번째로는 기저막 임피던스인데, 먼저 계산되었던 전달함수에서 얻은 결과들을 이용해서 기저막의 임피던스 성분 Z_{bm} 을 간략화하고, 수식을 정당화하기 위하여 가정들을 세우고, 계산된 결과에 재료의 물성치를 대입하여 확인함으로써 가정의 정당성을 입증하였다.

전달함수 특성

본 연구에서 새롭게 수립된 전기적 모델이 그림 7에 나타나 있다. 그리고 이 모델의 타당성을 증명하기 위하여 전달함수 $H_T(x, s)$ 의 특성을 구하였다.

$$H_T(x, s) \triangleq \frac{V_s}{V_{bm}} = G \frac{s(m_T + m_{RL}) + r_T + (k_T + k_{IH})/s}{s(m_T + m_{RL}) + (r_c + r_T) + (k_{IH} + k_c + k_T)/s} \quad (7)$$

여기에서 V_{bm} 은 기저막의 전압, V_s 는 섬모의 전압을 나타내며 식 (7)로 부터 다음과 같은 식들을 구할 수 있다.

$$\omega_z^2(x) = (k_T + k_{IH}) / (m_T + m_{RL}) \quad (8)$$

$$\omega_p^2(x) = (k_c + k_T + k_{IH}) / (m_T + m_{RL}) \quad (9)$$

$$\xi_z(x) = \frac{1}{2} r_T / \sqrt{[(k_T + k_{IH})(m_T + m_{RL})]} \quad (10)$$

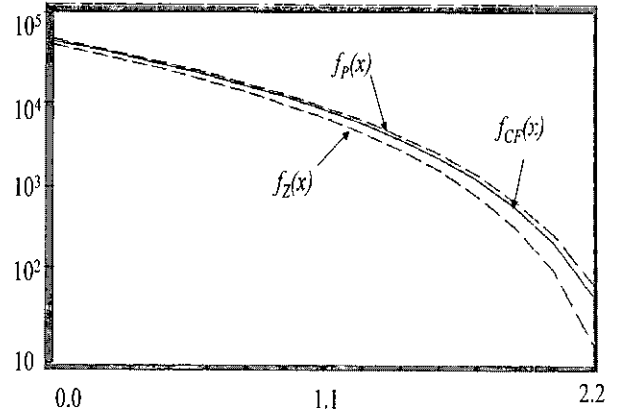


그림 7. 기저막의 위치에 따른 극점과 영점 주파수의 분포
 Fig. 7. the distribution of zero and pole frequencies along the basilar membrane

$$\xi_p(x) = \frac{1}{2} (r_c + r_T) / \sqrt{[(k_c + k_T + k_{IH})(m_T + m_{RL})]} \quad (11)$$

$$\gamma = \frac{\omega_p}{\omega_z} \quad (12)$$

라디안 주파수 ω_p 와 ω_z 는 식 (7)으로부터 계산된 영점과 극점의 값이고 ξ 은 제동비(damping ratio)이다. 라디안 주파수 ω_z 와 ω_p 도 스펙트럼 상에서 영점과 최고 주파수로부터 나온 값들이고 ξ_z 와 ξ_p 도 영점과 극점 주파수 대역에서 구한 값들이다. 극점 주파수 ω_p 는 일반적인 신경 조율 실험에서는 구할 수 없지만, 특성 주파수보다는 높게 나타난다. 즉,

$$\omega_p > \omega_{CF} \quad (13)$$

와 같이 된다.

기저막 임피던스

기저막의 역학적인 움직임의 중요성은 기저막의 임피던스 성분에 있는데 순수한 음압에 대한 기저막을 통과하는 압력과 정상상태 일반적인 속력(또는 힘을 대한 부피와 속력의 곱으로 나눈 값)에 대한 비로써 나타낼 수 있다.

$$Z_{bm}(x, s) \triangleq -2P / V_{bm} = F / (WV_{bm}) \quad (14)$$

임피던스 값은 일반적으로 다음과 같은 형식으로 가정할 수 있다.

$$Z_{BM} = K_B(x) / s + R(x) + sM_0 \quad (15)$$

이 논문에서는 모든 기저막의 임피던스는 이러한 형태로 계산하였다. 이렇게 그림 8에 있는 기저막 임피던스를 계산하면

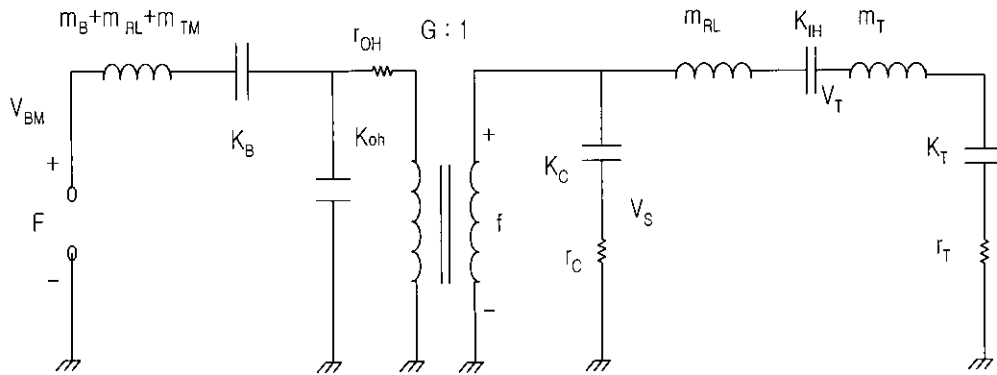


그림 8. Reticular lamina를 mass로 가정한 내이의 2차원 전기모델

V_{bm} : 기저막의 전압, m_B : 기저막의 질량, m_{RL} : 유모세포 상면의 질량, m_T : 개막의 질량, K_B : 기저막의 경도, K_{OH} : 외측 유모세포의 경도, r_{OH} : 외측 유모세포의 제동성분, G : 수직움직임이 전단움직임으로 변형한 이득, K_C : 섬모의 경도, r_C : 섬모의 제동성분, K_{IH} : 내측 유모세포의 경도, K_T : 와우벽과 연결된 탄성 성분, r_T : K_T 를 가로질러 나타낸 제동성분

Fig. 8. Two-dimensional electrical model assuming reticular lamina as a mass

V_{bm} : voltage of basilar membrane, m_B : mass of basilar membrane, m_{RL} : mass of reticular lamina, m_T : mass of tectorial membrane, K_B : stiffness of basilar membrane, K_{OH} : stiffness of outer hair cell, r_{OH} : damping of outer hair cell, G : gain which transforms vertical motion to radial shear motion, K_C : stiffness of cilia, r_C : damping of cilia, K_{IH} : stiffness of inner hair cell, K_T : elastic connection to the scala wall, r_T : damping loss across K_T

다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$Z_{bm} = K_B(x)/s + s(m_B + m_{RL} + m_T) + \frac{k_{OH} \cdot r_{OH}}{k_{OH} + r_{OH} \cdot s} + R(x) \quad (16)$$

즉, 기저막의 임피던스 성분을 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$Z_{bm}(x, s) = s(m_T + m_B + m_{RL}) + K_B/s + \frac{k_{OH} \cdot r_{OH}}{k_{OH} + r_{OH} \cdot s} + G^2(x) \times \frac{(r_c + k_c/s)[(k_T + k_{IH})/s + r_T + s(m_T + m_{RL})]}{(k_c + k_T + k_{IH})/s + (r_c + r_T) + s(m_T + m_{RL})} \quad (17)$$

그러므로 기저막의 움직임에 대한 정밀한 분석을 하려면 먼저 언급된 기저막의 거시적인 역학적 움직임보다는 훨씬 더 복잡해지고 미분방정식도 4차에 이른다. 또한 일반적인 전단응력 f 에 대한 저항 r 을 계산해 보면 다음과 같이 나타낼 수 있는데

$$r \triangleq f/V_s \quad (18)$$

이것은 유체역학적인 관점에서 점성 η , 상위면의 가로 너비 l , 상위면과 하위면 사이의 거리 ε 이라는 변수를 이용해서

$$r = l\eta / \varepsilon \quad (19)$$

와 같게 되며, 이는 $r_c = r/W$ 로 나타낼 수 있다.

지금까지 모든 식들과 변환필터(transduction filter) $H_T(x, s)$ 이용해서 기저막의 임피던스를 단순화시키면

$$Z_{bm}(x, s) = s(m_T + m_B + m_{RL}) + K_B/s + \frac{k_{OH} \cdot r_{OH}}{k_{OH} + r_{OH} \cdot s} + \frac{k_c}{s} \left(1 + \frac{s r_c}{k_c}\right) G(x) H_T(x, s) \quad (20)$$

섬모의 제동 주파수 ω_c 는 식 (21)과 같이 정의할 수 있다.

$$\omega_c = k_c / r_c \quad (21)$$

$\omega_c \gg \omega_p$ 인 경우 $\omega < \omega_p \ll \omega_c$ 가 되고 이러한 관계식을 이용하면 $|sr_c/k_c| = \omega/\omega_c$ 값이 1보다 많이 작은 값이기 때문에 무시할 수 있다. 그러면 이러한 과정을 통해 기저막의 임피던스는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$Z_{bm} = s(m_T + m_B + m_{RL}) + \frac{k_c G^2(x)}{(k_c + k_T + k_{IH})}$$

$$\times \left[s(m_T + m_{RL}) + r_T + \frac{(k_T + k_H)}{s} \right] \quad (22)$$

이와 같은 식으로 기저막의 임피던스도 2차 다항식으로 표현할 수 있으며 이 임피던스 결과에 미세 기계/역학적인 구조 특성을 이용하면 각 값들을 변형할 수 있다.

$$k_c = (m_T + m_{RL}) \omega_p^2 (1 - 1/\gamma^2) \quad (23)$$

$$\omega_c / \omega_p = \varepsilon (m_T + m_{RL}) \omega_p (1 - 1/\gamma^2) / \eta l \quad (24)$$

식 (23)과 (24)에서 각 재료의 물성치의 값들을 대입하면 ω_c / ω_p 의 범위를 가늠할 수 있고, 그 결과와 선행되었던 가정과 비교하면 본 연구에서 제안한 모델의 타당성을 확인할 수 있다.

결과 및 고찰

본 연구에서는 유모세포 상면을 질량을 가진 매스 성분으로 가정으로 하고 그러한 매스의 경도와 제동을 위한 소자들을 첨가하여 새로운 내이의 전기 모델을 그림 6에 표현하였다. 그리고 새롭게 수립된 모델을 기반으로 하여 기존의 내이의 2차원 모델로 유명한 Allen의 모델 해석 방법을 따라서 수학적으로 해석하였다. 즉, 본 연구에서는 이명을 해석하기 용이한 새로운 관점에서의 청각 모델을 수립하고 수학적으로 전달함수를 통하여 영점과 극점 주파수의 특징 및 주파수의 분포를 파악하고 계산을 하기 위해서 제시했던 가정과 일치하는지를 비교하였다.

식 (7)에서 나타난 전달함수 H_T 는 영점과 극점을 갖는데 그 값들을 주파수로 나타내면 다음과 같다.

$$f_z = (1/2\pi) \sqrt{(k_T + k_H)/(m_T + m_{RL})} \quad (25)$$

$$f_p = (1/2\pi) \sqrt{(k_c + k_H + k_T)/(m_T + m_{RL})} \quad (26)$$

여기서 $(k_c + k_T + k_H)$ 가 $k_T + k_H$ 보다 큰 값을 가지기 때문에 f_z 보다 f_p 가 더 크다는 사실을 알 수 있다. 이 결과의 유의성은 기계적인 반응과 신경적인 반응 사이에서 나타나는 차이를 설명하는데 필요하다. Allen과 sondhi[12]의 연구에 의하면 신경 조율 데이터에 대한 실험에서 특성 주파수를 기준으로 영점 주파수가 극점 주파수 보다 낮은 형태를 보여주었다.

식 (24)에서 계산된 식을 이용해서 다음과 같은 유사 값들을 적용하면 ω_c / ω_p 에 대한 대략적인 값들을 알아낼 수 있다.

$$l \approx 0.015(\text{cm}),$$

$$\eta \approx 0.015(\text{g/cm} \cdot \text{s}),$$

$$\varepsilon \approx 4.0 \times 10^{-4}(\text{cm}), \quad \gamma \approx 3.0$$

$$m_T > 0.2m_B \approx 0.008(\text{g/cm}^2)$$

여기서, m_{RL} 의 변수에 대한 값은 상당히 작기 때문에 무시할 수 있다.

이와 같은 식을 통해서

$$\omega_c / \omega_p > 0.0124 \omega_p$$

임을 알아낼 수 있다. 그러므로 ω_c / ω_p 또는 $\omega < \omega_p$ 일 때 이와 같은 식이 정당화된다.

위와 같은 계산은 기저막의 임피던스에 대해 가정을 했던 모델의 변수들이 본 연구에서 제안한 모델과 일치한다는 것을 보여준다. 그리고 개막과 유모세포의 상면에서 나타나는 전단 신호에서 스펙트럼 영점과 극점의 특성을 보여준다.

본 연구에서 유모세포의 상면을 매스로 가정하고 에너지 흐름에 따라 그 매스를 제어할 수 있는 내측 유모세포와 외측 유모세포를 고려한 수학적 해석에서도 ω_Z 보다 ω_F 가 더 크게 나타남을 확인할 수 있었다. 그리고 섬모의 제동 주파수와 극점 주파수의 상관관계를 재료의 물성치를 대입하여 계산해 보면 본 계산이 수행되기 전에 선행되었던 가정들이 정당화됨을 알 수 있다. 그러나 물성치 값들을 대입할 때에는 원래 유모세포의 상면의 질량에 대해 아직 연구된 바가 없고, 해부학적으로 상당히 작은 값을 가지기 때문에 계산시 무시하여도 수학적으로 해석을 하는 과정에서는 유모세포 상면의 질량을 고려한 회로의 새로운 특성을 발견하지 못했다. 비록 회로 상에서는 첨가가 되었지만 해부학적으로 아주 작은 값을 가져서 실질적인 물성치의 값을 대입하는 과정에서는 무시가 되어서 새로운 특징을 발견할 수는 없었지만, 이명이 있는 경우를 생각해 볼때 이명이 유발되면 유모세포의 상면의 값이 변화가 나타나서 물성치의 값에도 차이를 보이므로 전체적인 값에도 차이가 나타나서 의미가 있으리라 사료된다. 그리고 전체적인 에너지 전달 과정을 입력 전압에 대한 회로의 특성으로 해석해 보면 유모세포 상면을 질량을 가지고 있는 인덕턴스로 첨가하였고, 그러한 인덕턴스를 제어해줄 수 있는 유모세포의 기능까지를 고려하였기 때문에 이명을 적용해서 해석하기에는 용이하다고 생각한다.

앞으로 동물실험을 통하여 신경 조율 데이터를 수집하고 본 연구에서 수립한 모델을 컴퓨터로 재현하여 서로의 일치성을 확인해서 회로의 검증이 된 다음, 이명을 유발시킨 동물의 신경 조율 데이터와 이명을 적용시킨 회로를 비교 분석하면 지금까지 밝혀지지 못한 이명의 발생 기전 및 치료방법에 대한 새로운 관점을 제시해줄 수 있을 것이다.

결론

본 연구를 통하여 소리의 전달과정에 있어서 내이에서의 복잡하고 비선형적인 특성을 가진 기능들을 설명할 수 있었으며, 지금까지는 설명할 수 없었던 이명을 적용시킬 수 있는 새로운 모델을 제안하였으며 다음의 결론을 도출하였다. 본 연구의 결과는 향후 동물 실험을 통한 모델의 유효성 검증에 활용될 것이고, 이를 통하여 이명과 관련되어 나타나는 현상들에 대하여 아직 밝혀지지 않은 발생 원인과 치료의 기준을 설정할 수 있는 기반을 구축하는데 크게 기여할 수 있을 것이다.

1. 이명이 발생하면 유모세포들의 변화에 의해 유모세포의 상면도 변화하는 특성을 설명하고자 유모세포의 상면을 질량을 가진 매트로 가정을 하고 그 질량 성분을 제어하는 유모세포와 관련된 소자들을 첨가한 새로운 청각 시스템의 모델링 하였고, 이를 통하여 이명 현상의 해석을 용이하게 하였다.

2. 기존의 동물 실험을 통한 신경 조율 데이터로부터 제로 주파수가 극점 주파수보다 크다는 것을 알 수 있는데, 본 연구에서 새롭게 제시된 모델의 수학적 해석을 통해 검증된 청각 모델과 유사한 주파수 분포를 보였다.

3. 기저막의 임피던스를 구하기 위하여 수립된 섬모의 제동 주파수가 극점 주파수보다 크다는 가정을 확인하기 위해서 재료의 물성치를 대입하여서 구한 결과로부터 가정의 정당성을 확인함으로써 본 연구에서 제시된 모델의 타당성을 증명할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. 정인교, 유홍균, "이명환자에 있어서 Lidocaine 정맥주사와 Dilantin 복용효과에 관한 임상적 고찰", 한이인지, 30권, pp. 677-684, 1987
2. 김경식, "ABR과 ECOCHG의 상관관계 분석을 통한 전기자극이 명치료에 미치는 영향에 관한 연구", 석사 논문, 인제대학교, 1998
3. A. Shulman, Electrical Stimulation in Tinnitus, London, Wiley Publishers, pp. 514-531, 1991

of the auditory periphery for speech and hearing research. I. Ascending path", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 95, No. 1, pp. 331-342, 1994

5. K. Maki, "A Functional Model of the Auditory Peripheral System", master thesis, JAIST, 1997
6. J.L. Flanagan, "Model for approximating basilar membrane displacement", Bell Syst. Tech. J., Vol. 41, pp. 959-1009, 1962
7. A. R. Møller, "Transfer function of the middle ear", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 35, pp. 1526-1534, 1963
8. J.J. Zwislöki, "Analysis of the middle-ear function. Part I: Input impedance", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 34, pp. 1514-1523, 1962
9. P. Jérôme, B. Antoine, L. Michel and L. Claude, "Linear and nonlinear model of the human middle ear", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 104, No. 3, pp. 1509-1515, 1998
10. D.D. Greenwood, "A Cochlear frequency-position function for several species - 29 years later", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 87, pp. 2592-2605, 1990
11. J.B. Allen, "Cochlear modeling", IEEE ASSP MAGAZINE, pp. 3-29, 1985
12. J.B. Allen, "Cochlear micromechanics - A physical model of transduction", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 68, No. 6, pp. 1660-1670, 1980
13. P. Dallos, "The Cochlea", Springer handbook of auditory research, 1996
14. V. S. Markin, A. J. Hudspeth, "Modeling the Active Process of the Cochlea: Phase Relations, Amplification, and Spontaneous Oscillation," Biophysical Journal, Vol. 69, pp. 138-147, 1995.
15. D.J. Lim, "Cochlear anatomy related to cochlear micromechanics. a review", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 67, pp. 1686-1695, 1980
16. N. Y. S. Kiang and E. C. Moxon, "Tails of tuning curves of auditory - nerve fibers", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 55, No. 3, pp. 620-630, 1974