

달팽이관 기저막의 이차원적 모델링¹⁾

장순석

=Abstract=

Two-Dimensional Modelling of the Cochlear Basilar Membrane

Soon Suck Jarng

Two-Dimensional modelling of the Cochlear biomechanics is presented in this paper. The Laplace partial differential equation which represents the fluid mechanics of the Cochlea has been transformed into two-dimensional electrical transmission line. The procedure of this transformation is explained in detail. The comparison between one and two dimensional models is also presented. This electrical modelling of the basilar membrane(BM) is clearly useful for the next approach to the further development of active elements which are essential in the producing of the sharp tuning of the BM. This paper shows that two-dimension model is qualitatively better than one-dimensional model both in amplitude and phase responses of the BM displacement. The present model is only for frequency response. However because the model is electrical, the two-dimensional transmission line model can be extended to time response without any difficult.

Key words : Cochlea, Active, Basilar membrane, Modelling

서 론

달팽이관 기저막의 수치 해석적 모델링은 대부분 일차원적 모델링이다. 따라서 전정계 및 중간계 그리고 고실계 내부에 있는 유체의 흐름은 기저막의 길이(縱방향)를 따라 일차원적으로만 흐르도록 제한되었다¹⁾. 최근에 Diepenhaal et al^{2, 3)}은 기저막의 비선형적 모델링에 대한 시간 응답을 각각 일차원적 그리고 이차원적으로 계산하였다. 그들의 모델링에 대한 프로그램 알고리즘은 안정화된 시간 응답을 구하기 위해 매우 복잡하게 구성되어 있어서 쉽게 활용하기가 어렵다. 달팽이관의 생리 역학을 쉽게 이해하고 또 아직까지 밝혀지지 않은 기저막의 예민한 동조 특성을 규명하는 데 기저막의 모델링이 필수적이라 할 수 있

다. 최근까지 달팽이관 기저막의 모델링은 일차원적 모델링만으로도 충분하다고 인식되어 왔으나, 이는 지금까지 대부분의 일차원적 그리고 이차원적 모델들이 수동적 소자들만으로 구성되어 있어서 그 차이가 두드러지지 않았기 때문이다. 하지만 기저막의 동조 특성을 예민화하기 위해 달팽이관 자체에서 에너지가 발생하는 능동적 소자들을 사용할 경우, 일차원적 그리고 이차원적 모델들의 결과는 다를 수 있다. 또 달팽이관 내부에서 국지적으로 발생하는 능동적 에너지가 기저막 전체로 확산되지 않는 이유로서 달팽이관 유체의 橫적 운동을 고려할 수 있다. 이러한 유체의 橫적 운동은 이차원적 모델에서만 가능하다. 본 논문은 라플라스 미분 방정식으로 표현되는 달팽이관 유체의 이차원적 역학식을 이차원적 전기 전달선으로 변환시킨

조선대학교 공과대학 제어계측 공학과

Dept. of Control & Instrumentation, Cho-Sun Universtiy

† 이 논문은 1994년도 조선대학교 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음.

통신저자: 장순석, (501-140) 광주시 동구 서석동 375번지 조선대학교 제어계측공학과, Tel. (062) 230-7107, Fax. (062) 232-9218

후, 그에 대한 주파수 응답을 구하였다. Diependaal et al^{2,3)}의 유한 적분 기법과는 반대로 유한 미분 기법을 사용한 것이 특징이다. 이차원적 전기 회로 모델이기 때문에 프로그램화하기가 용이하고 각각의 회로 소자들이 의미하는 물리적 해석도 쉽다.

방 법

나선형의 달팽이관은 <그림 1>과같이 간략하게 묘사될 수 있다. 달팽이관만의 주파수 응답을 구하기 위해 외이와 중이로부터의 연결을 제외시켰다. 난원창의 변위 ($\mu(t)$)에 따라 전정계 (SV) 내부의 유체는 등골에서 와우공으로 전달된다. 기저막도 그 유체의 횡적 운동으로부터 Loading 되어 횡적으로 변위 ($\eta(x, t)$)한다. $\mu(t)$ 의 입력 주파수에 공진 되는 부위의 기저막은 더욱 크게 변위 한다. 이와 같은 모델링은 유체 흐름의 역학을 라플라스 방정식으로 수식화함으로써 가능해진다. 달팽이관 유체의 밀도(ρ)가 1.0 g/cm³이며 불압축성 (Incompressible)과 비점질성 (Inviscid)을 가진다고 할 때, 그 유체가 외부로 출입하지 않기 때문에 그림 1의 갇혀진 공간 내에서 유체의 흐름은 라플라스 미분 방정식으로 표현된다.

$$\nabla^2 \Phi_1(x, y, t) = \nabla^2 \Phi_2(x, -y, t) = 0 \quad (1)$$

Φ_1 과 Φ_2 는 각각 전정계와 고실계에서의 유체의 속도 전위 (Velocity Potential)이다. 유체의 속도 전위와 똑같은 위치에서의 압력과는 다음과 같은 관계를 가진다.

$$\begin{aligned} P_1(x, y, t) + \rho \frac{\partial \Phi_1(x, y, t)}{\partial t} \\ = P_2(x, -y, t) + \rho \frac{\partial \Phi_2(x, -y, t)}{\partial t} = 0 \end{aligned} \quad (2)$$

여기서 $P_2 = -P_1$ 의 관계를 가진다. 즉 전정계와 고실계의 압력은 크기가 같고 위상이 반대이다. 이와 같이 전정계와 고실계는 기저막을 사이에 두고 상호 대칭 하기 때문에 이차원적 모델링은 전정계와 기저막으로만 구성하고, 구하고자 하는 압력 변수의 크기를 -2배 증가시켜 준다.

위의 라플라스 미분 방정식을 풀기 위해 필요한 경계 조건은 다음과 같다.

$$\frac{\partial \eta(x, t)}{\partial t} = \frac{\partial \Phi_1(x, y, t)}{\partial y} = \frac{\partial \Phi_2(x, -y, t)}{\partial y} \quad (3)$$

for $y=0$ and $0 \leq x \leq L$

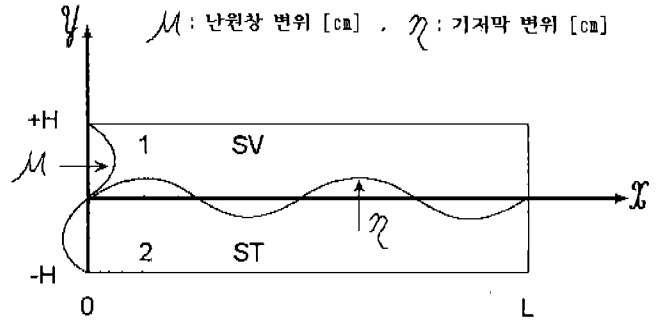


그림 1. 간략화된 달팽이관 모델. SV: 전정계, ST: 고실계
Fig. 1. Simplified Cochlear Model. SV: Scala Vestibuli, ST: Scala Tympani

기저막의 임피던스를 수동적으로 질량과 저항 그리고 탄성으로만 구성한다면,

$$\begin{aligned} m(x) \frac{\partial^2 \eta(x, t)}{\partial t^2} + r(x) \frac{\partial \eta(x, t)}{\partial t} + k(x) \eta(x, t) \\ = P_2(x, -y, t) - P_1(x, y, t) = -2P_1(x, y, t) \end{aligned} \quad (4)$$

for $y=0$ and $0 \leq x \leq L$

$$\frac{\partial \mu(t)}{\partial t} = \frac{\partial \Phi_1(x, y, t)}{\partial x} \quad \text{for } x=0 \text{ and } 0 \leq y \leq H \quad (5)$$

$$\frac{\partial \Phi_1(x, y, t)}{\partial x} = 0 \quad \text{for } x=L \text{ and } 0 \leq y \leq H \quad (6)$$

$$\frac{\partial \Phi_1(x, y, t)}{\partial y} = 0 \quad \text{for } y=H \text{ and } 0 \leq x \leq L \quad (7)$$

본 논문에서는 정상 상태의 주파수 응답만을 구하고자 하기 때문에, 시간 변수, t에 대한 미분은 $j\omega$ 로 치환시킬 수 있다. Subscript 1을 무시하면, 식 (2)는

$$P(x, y) + j\omega \rho \Phi(x, y) = 0 \quad (8)$$

와 같으며 식 (8)을 식 (1)에 치환시키면

$$\nabla^2 P(x, y) = 0 \quad (9)$$

와 같이된다. 또, 식 (8)을 경계 조건식 (3)에 치환시키면

$$j\omega \eta(x) = \frac{-1}{j\omega \rho} \frac{\partial P(x, y)}{\partial x} \quad (10)$$

와 같이되고 이 식 (10)을 경계 조건식 (4)에 넣으면,

$$\frac{\partial P(x, y)}{\partial y} = \frac{2\rho i\omega P(x, y)}{Z(x)} \quad \text{for } y=0 \text{ and } 0 \leq x \leq L \quad (11)$$

여기서 $Z(x) = j\omega m(x) + r(x) + \frac{1}{j\omega} k(x)$ 이다.

식 (10)과 식 (11)로부터

$$\eta(x) = \frac{-2P(x, y)}{j\omega Z(x)} \quad \text{for } y=0 \text{ and } 0 \leq x \leq L \quad (12)$$

을 얻을 수 있다. 마찬가지로 경계 조건식 (5), (6), (7)도 다음과 같이 치환될 수 있다.

$$\frac{\partial P(x, y)}{\partial x} = -j\omega\rho\mu \quad \text{for } x=0 \text{ and } 0 \leq y \leq H \quad (13)$$

μ 는 난원창의 진동 속도이다.

$$\frac{\partial P(x, y)}{\partial x} = 0 \quad \text{for } x=L \text{ and } 0 \leq y \leq H \quad (14)$$

$$\frac{\partial P(x, y)}{\partial y} = 0 \quad \text{for } x=0 \text{ and } 0 \leq x \leq L \quad (15)$$

이제 식 (9)를 경계 조건(식 (11), 식 (13), 식 (14), 식 (15))을 가지고 풀기 위해 일종의 수치 해석 기법으로 유한 요소-미분 기법을 사용하고자 한다. (그림 1)의 직사각형 면적을 X방향으로 (N-1)개 그리고 Y방향으로 (M-1)개의 각각 유한한 갯수의 小面적(요소)으로 나누고, 각각의 소면적의 네모서리를 동그라미(Node)로 표시한 것이 그림2이다. 기저막 전체 길이, L을 N으로 나눈 값을 δ 라하고, 높이, H를 M으로 나눈 값을 ε 라 하자. 주어진 각각의 Node에 식 (9)를 대입시키고 특별히 가장 외각에 있는 Node에는 경계 조건을 함께 대입시키는 유한 요소 기법은 편미분 방정식을 푸는데 가장 많이 쓰이는 수치 해석 기법 중 하나이다. 식 (9)를 임의의 Node(X축에 대해 j번째, Y축에 대해 i번째)에 대입시키기 위해 유한 미분 기법을 사용하면 다음과 같다.

$$\frac{\partial^2 P}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 P}{\partial y^2} = \frac{R_{i,j+1}2P_{i,j}P_{i,j+1}}{\delta^2} + \frac{P_{i+1,j}2P_{i,j} + P_{i,j+1}}{\varepsilon^2} = 0 \quad (16)$$

라플라스 편미분 방정식 식 (9)는 식 (16)과같이 구해진 유한 요소-미분 기법으로 컴퓨터 프로그래밍 하여 그 해답을 구할 수 있다. 본 논문은 식 (16)을 다시 변환시켜 이차원적 전기 전달선 모델을 만들었다. 그 과정은 다음과 같

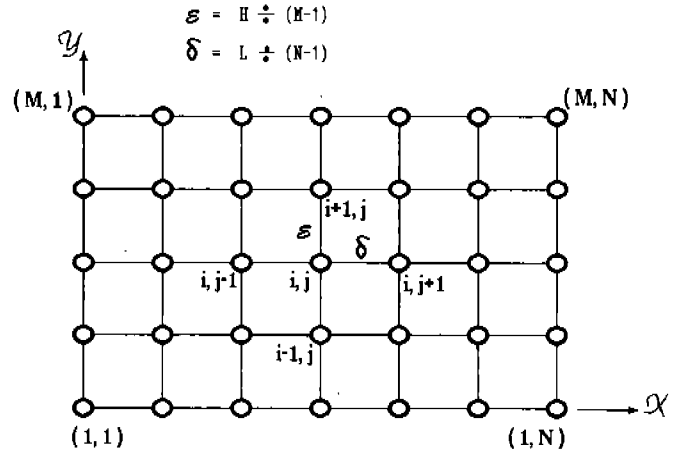


그림 2. 달팽이관 모델의 직사각형의 전정계는 x와 y 방향으로 유한 갯수의 요소들로 나뉘었다.

Fig. 2. The rectangular Scala Vestibuli of the Cochlear model has been divided into finite elements both in the x and the y directions.

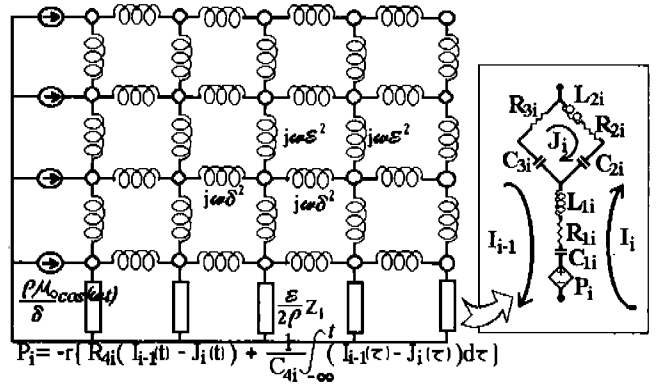


그림 3. 달팽이관 역학의 이차원적 전기 전달선 모델

Fig. 3. Two Dimensional Electrical Transmission Line Model of the Cochlear Mechanics

다.

(그림 2)의 임의의 Node와 Node를 잇는 임피던스를 인덕턴스 $j\omega L_x$ (X방향)와 $j\omega L_y$ (Y방향)라 하면, 어떤 임의의 Node에서 Kirchhoff's Current Law에 따라 식 (17)이 만들어진다(그림 3 참조).

$$\frac{V_{i-1} - V_{ij}}{j\omega L_x} + \frac{V_{ij} - V_{i+1}}{j\omega L_x} + \frac{V_{i-1} - V_{ij}}{j\omega L_y} + \frac{V_{ij} - V_{i+1}}{j\omega L_y} = \quad (17)$$

$$\frac{V_{i-1} - 2V_{ij} + V_{i+1}}{j\omega L_x} - \frac{V_{i-1} - 2V_{ij} + V_{i+1}}{j\omega L_y} = 0$$

기계적 변수 P와 전기적 변수 V가 등가임을 고려할 때, 식(16)과 식(17)이 일치하려면 인덕터 L_x 와 L_y 는 각각 δ^2 과 ϵ^2 으로 치환시킬 수 있다. 이와 같은 변화의 과정을 경계 조건(식(11), 식(13), 식(14), 식(15))에 적용하여 구해지는 달팽이관 기저막의 이차원적 전기 전달선 모델은 <그림 3>으로 요약될 수 있다.

앞에서 기저막의 임피던스를 편의상 수동적 소자들(Z(x))로만 구성하였으나, 기저막 변위의 예민성을 증가시키기 위해 능동적 소자들도 함께 고려해야 한다¹⁾. 이제까지 달팽이관 모델링의 가장 큰 문제점은 이러한 능동적 소자들에 대한 명확한 제안이 없다는 점이다. 달팽이관 모델링에 두드러진 기여를 하고 있는 Diependaal et al²⁾과 Neely et al⁴⁾ 그리고 Kolston⁵⁾ 등이 제안하는 몇가지 능동적 소자들 중에서, 본 논문은 Neely et al⁴⁾의 능동적 소자들을 이차원적 전기 전달선 모델에 적용하였다. Neely⁶⁾의 능동적 소자들이 다른 제안에 비해 실제적 생리 역할에 더 근접해 있기 때문이다. 앞으로 더 향상된 능동적 소자들이 소개되면 지금의 전기 전달선 모델에서 임피던스 상수만 바꾸면 된다. 채택된 기저막의 임피던스는 아래와 같다(부록 참조).

$$\frac{10}{4} [Z_1 + \frac{Z_2}{Z_2 + Z_3} (Z_3 - \gamma Z_4)] \quad (18)$$

여기서 $Z_1 = R_1 + j\omega(L_1 - \frac{1}{C_1})$ 기저막 임피던스

$Z_2 = R_2 + j\omega(L_2 - \frac{1}{C_2})$ 덮개막 임피던스

$Z_3 = R_3 + j\omega(-\frac{1}{C_3})$ 덮개막-망상판 결합 임피던스

$Z_4 = R_4 + j\omega(-\frac{1}{C_4})$ 유모 세포 임피던스

$\gamma(\text{gamma}) =$ 증폭 이득

증폭 이득값이 0이면 능동적 에너지가 더해지지 않는 수동적 모델이다. 달팽이관 기저막의 이차원적 전기 전달선 모델링을 기존의 일차원적 전기 전달선 모델링과 비교하면 유체의 역학적 기능을 쉽게 이해할 수 있을 것이다. <그림 4>는 앞서 연구한 일차원적 전기 전달선 모델이다.

결 과

기저막의 길이(L)을 2.5 cm로 하고 높이(H)를 0.1 cm로

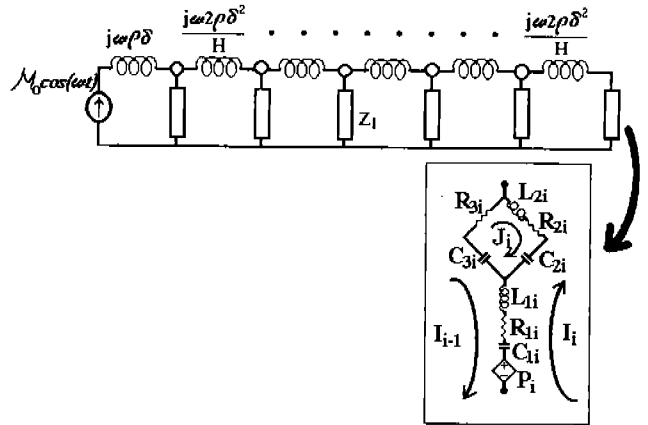


그림 4. 달팽이관 역학의 일차원적 전기 전달선 모델
Fig. 4. One Dimensional Electrical Transmission Line Model of the Cochlear Mechanics

하며 N을 251개, M을 11개로 하여 와 을 동일하게 0.01 cm로 하였다. 난원창의 진동 속도 $\mu(t) = \cos(\omega t)$ 에 해당하는 전류원이 그 진폭을 일정하게 하여 전기 전달선 모델에 입력되도록 하였다. 일차원적 그리고 이차원적 전기 전달선 모델들은 모두 Matlab 프로그램 언어로 프로그래밍화 하여 80486DXII(클럭 속도 50 MHz)를 CPU로 하는 PC에서 계산되어 졌다. MicroSoft™Window에서 수행되는 Matlab 패키지로 일차원적 그리고 이차원적 모델들은 각각 CPU time 6.09초와 779.28초가 소요되었다.

<그림 5>는 정상 상태에서의 기저막 변위의 주파수 응답으로써 기저부에서 첨부에 이르는 진폭(a, c)과 위상(b, d)을 보여 주고 있다. 입력 주파수는 5 KHz로 하였다. 달팽이관 모델을 구동시키기 위한 난원창 진동 속도의 진폭은 편의상 1.0 cm/sec로 고정시키었다. 그림에서 점선은 일차원적 모델의 결과이고, 실선은 이차원적 모델의 결과이다. <그림 5>(a)와 (b)는 능동 소자들의 증폭 이득이 0.0으로써 사실상 수동적 모델의 결과이고 <그림 5>(c)와 (d)는 증폭 이득이 0.8으로써 능동적 모델의 결과이다. 증폭 이득에 상관없이, 이차원적 모델의 위상은 일차원적 모델의 위상보다 특성 주파수(CF: <그림 5>의 경우 5 KHz)에 해당하는 부위 이상의 첨부에서 거의 변화가 없다(高平部: Plateau). 즉 <그림 5>(b)와 (d)의 실선에서 위상은 각각 약 -5.7 cycles와 -7.7 cycles 정도로 일정해 진다. 이와 같은 위상 응답의 결과는 Chinchilla 기저막의 변위에 대한 실험치(< Fig. 12, 13>의 약 -4.75 cycles에 비해 많이 낮지만, Plateau를 가진다는 면에서 이차원적 모델이 오히려 일차원

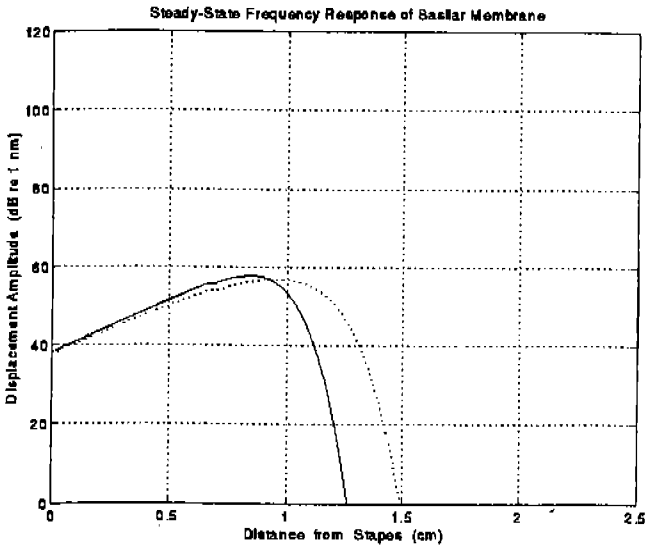


그림 5. (a) 기저막의 정상 상태에서의 변위 진폭 응답
입력 주파수; 5KHz, 점선; 일차원적 모델, 실선; 이차원적 모델, 감마(증폭 이득); 0.0

Fig. 5. (a) Steady-State Displacement Response of Basilar Membrane. Input Frequency is 5KHz.

Dotted Line; One-Dimensional Model, Continuous Line; Two-Dimensional Model Gamma is 0.0

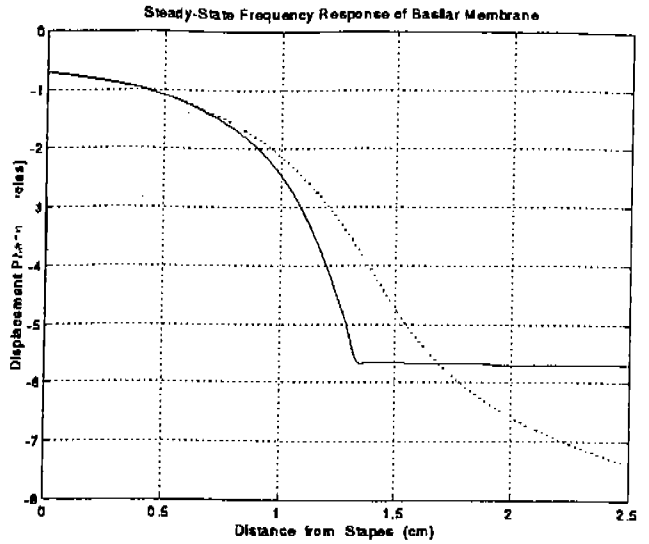


그림 5. (b) 기저막의 정상 상태에서의 변위 위상 응답
입력 주파수; 5KHz, 점선; 일차원적 모델, 실선; 이차원적 모델, 감마(증폭 이득); 0.0

Fig. 5. (b) Steady-State Phase Response of Basilar Membrane. Input Frequency is 5 KHz.

Dotted Line; One-Dimensional Model, Continuous Line; Two-Dimensional Model, Gamma is 0.0

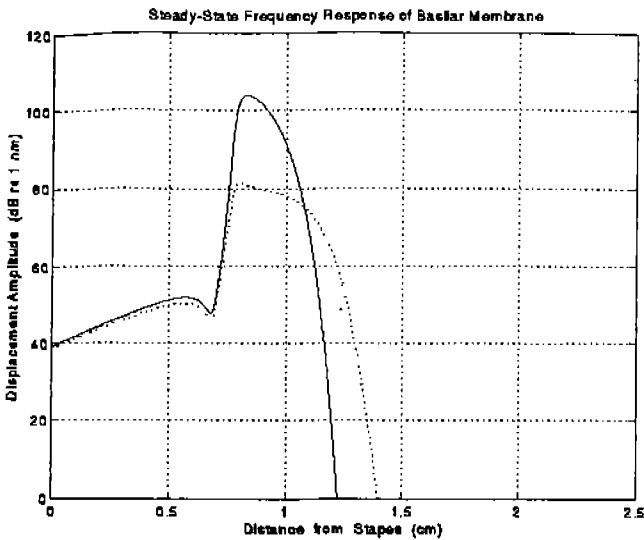


그림 5. (c) 기저막의 정상 상태에서의 변위 진폭 응답
입력 주파수; 5KHz, 점선; 일차원적 모델, 실선; 이차원적 모델, 감마(증폭 이득); 0.8

Fig. 5. (c) Steady-State Displacement Response of Basilar Membrane. Input Frequency is 5 KHz.

Dotted Line; One-Dimensional Model, Continuous Line; Two-Dimensional Model, Gamma is 0.8

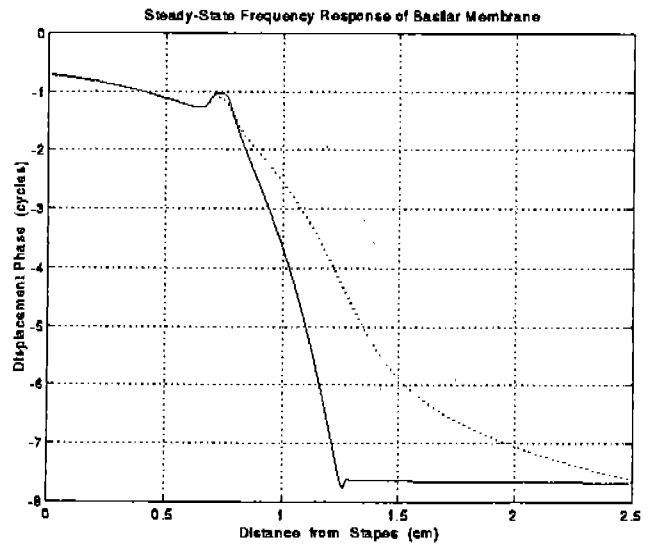


그림 5. (d) 기저막의 정상 상태에서의 변위 위상 응답
입력 주파수; 5KHz, 점선; 일차원적 모델, 실선; 이차원적 모델, 감마(증폭 이득); 0.8

Fig. 5. (d) Steady-State Phase Response of Basilar Membrane. Input Frequency is 5 KHz.

Dotted Line; One-Dimensional Model, Continuous Line; Two-Dimensional Model, Gamma is 0.8

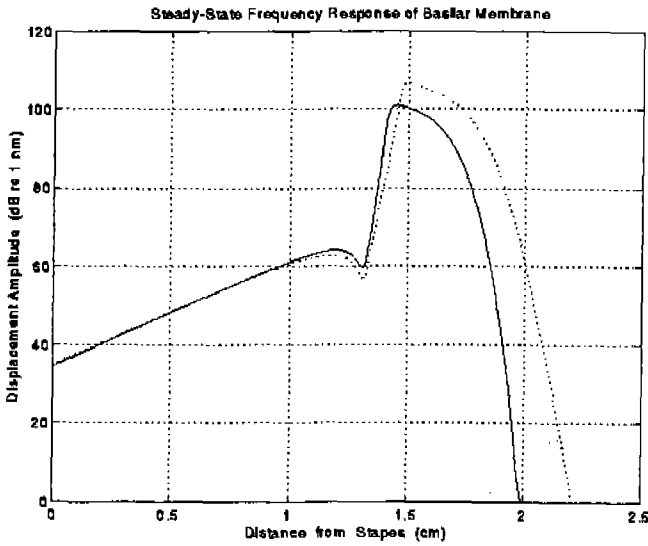


그림 6. (a) 기저막의 정상 상태에서의 변위 진폭 응답
입력 주파수;1 KHz, 점선;일차원적 모델 감마(중폭 이득):1.09, 실선:이차원적 모델 감마(중폭 이득);0.8

Fig. 6. (a) Steady-State Displacement Response of Basilar Membrane. Input Frequency is 1 KHz.

Dotted Line; One-Dimensional Model Gamma is 1.09, Continuous Line; Two-Dimensional Model, Gamma is 0.8

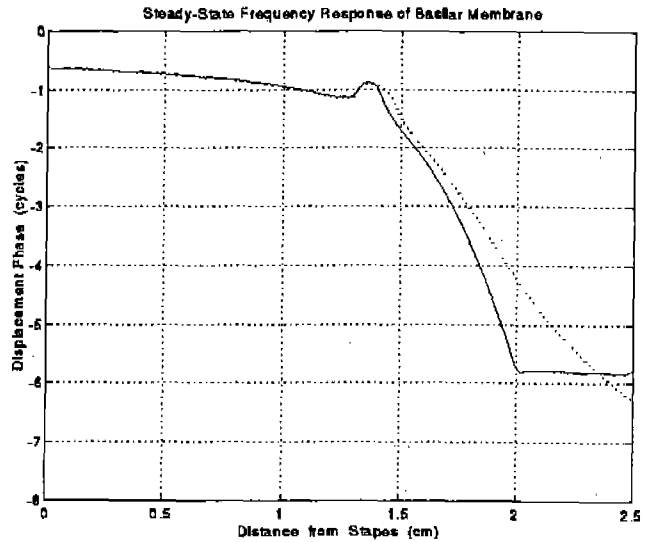


그림 6. (b) 기저막의 정상 상태에서의 변위 위상 응답
입력 주파수;1 KHz, 점선;일차원적 모델 감마(중폭 이득):1.09, 실선:이차원적 모델 감마(중폭 이득);0.8

Fig. 6. (b) Steady-State Phase Response of Basilar Membrane. Input Frequency is 1 KHz.

Dotted Line; One-Dimensional Model Gamma is 1.09, Continuous Line; Two-Dimensional Model, Gamma is 0.8

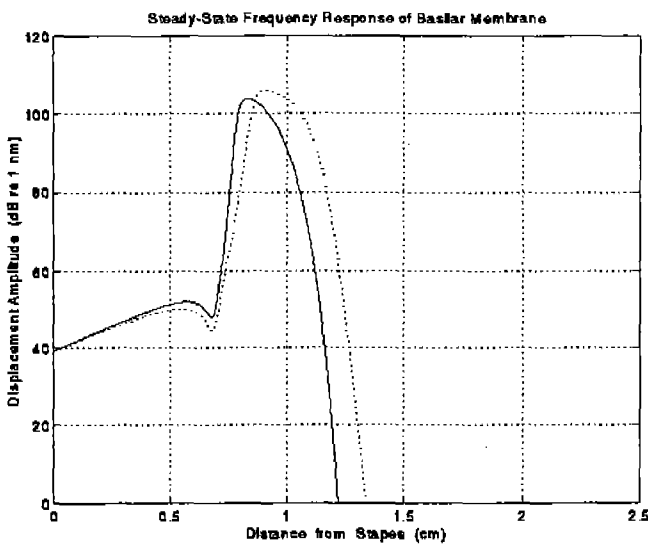


그림 6. (c) 기저막의 정상 상태에서의 변위 진폭 응답
입력 주파수;5 KHz, 점선;일차원적 모델 감마(중폭 이득):1.09, 실선:이차원적 모델 감마(중폭 이득);0.8

Fig. 6. (c) Steady-State Displacement Response of Basilar Membrane. Input Frequency is 5 KHz.

Dotted Line; One-Dimensional Model Gamma is 1.09, Continuous Line; Two-Dimensional Model, Gamma is 0.8

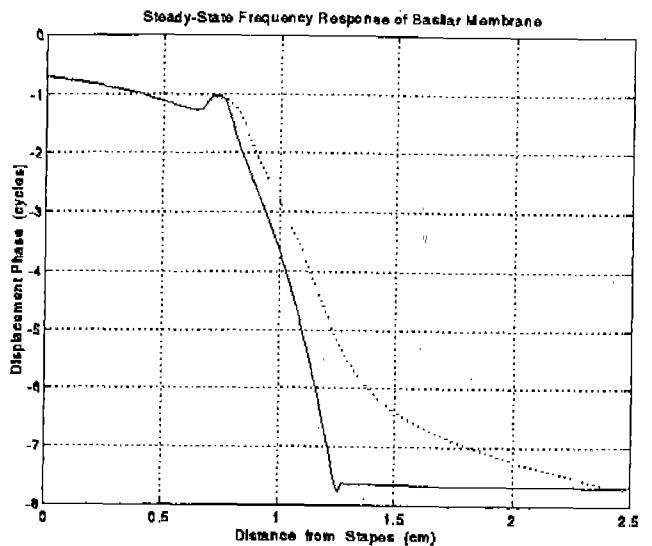


그림 6. (d) 기저막의 정상 상태에서의 변위 위상 응답
입력 주파수;5 KHz, 점선;일차원적 모델 감마(중폭 이득):1.09, 실선:이차원적 모델 감마(중폭 이득);0.8

Fig. 6. (d) Steady-State Phase Response of Basilar Membrane. Input Frequency is 5 KHz.

Dotted Line; One-Dimensional Model Gamma is 1.09, Continuous Line; Two-Dimensional Model, Gamma is 0.8

적 모델보다 더 실험 결과에 가깝다. CF 부근에서 이차원적 모델이 일차원적 모델보다 위상의 변화가 현저하다. 이는 이차원적 모델이 일차원적 모델보다 상대적으로 작은 증폭 이득에 대해 더 예민한 진폭을 가져오기 때문이다 (<그림 5> (c)와 <그림 6> 참조). <그림 5>의 진폭과 위상에 대한 결과들은 이차원적 모델이 일차원적 모델보다 定性적인 면에서 더 실험 결과에 가까움을 보여 준다. 하지만 이차원적 모델의 위상이 보여주는 Plateau는 이차원적 모델이 일차원적 모델보다 시간 응답에서는 더 불안정할 것을 예상케 해준다. 왜냐하면 Plateau의 존재는 이음향 반사를 유발시킬 수 있는 요인이 되기 때문이다^{1, 8)}.

<그림 6>도 <그림 5>와 같은 조건에서 계산되었다. 다만 차이점은 <그림 6> (a), (b)는 입력 주파수 1KHz에 대한 기저막 변위 진폭과 위상 결과이고 <그림 6> (c), (d)는 입력 주파수 5KHz에 대한 결과이다. 증폭 이득은 이차원적 모델(실선)에 대해 0.8을 대입하였고, 일차원적 모델(점선)에 대해서는 0.8대신에 1.09를 대입하였다. 즉 진폭의 크기를 일차원과 이차원 모델들의 결과에서 거의 비슷해지도록 조정하였다. 앞에서 언급한 대로 진폭뿐만 아니라 위상의 변화도 Plateau만 제외하고 거의 비슷해졌다. <그림 6>에서 비교해 볼 수 있듯이, 이차원적 모델은 상대적으로 작은 크기의 증폭 이득으로도 일차원적 모델의 결과만큼의 예민한 진폭을 가져왔다. Neely et. al⁹⁾의 일차원적 능동적 모델의 문제점은 기저막 변위 진폭의 예민성을 높이기 위해 더해지는 증폭 이득을 통한 에너지 발생이 지나치게 크다는 지적을 받고 있었다. 증폭 이득을 낮추면서도 여전히 예민한 진폭을 유지하기 위해서 기저막 모델의 이차원화가 필요함을 <그림 6>은 보여 준다. 실험적으로 관찰되는 능동적 에너지의 국지화, 즉 CF 부위에서 발생하는 능동적 에너지가 기저부와 침부 방향으로 확산되지 않으면서도 오히려 적은 양의 능동적 에너지로도 매우 예민한 변위를 가지는 이유로서 달팽이관의 유체의 역할을 무시할 수 없다. 달팽이관의 유체는 유모 세포의 신경 변환(Transduction)을 위한 이온의 흐름을 위해서 뿐만 아니라, 기저막의 물리적 변위의 예민화에도 어떤 기능을 하는 것 같다. 이 기능에 대한 자세한 분석은 계속 연구 중인 유체 역학의 시간 응답의 결과에서 다루고자 한다.

결 론

달팽이관 기저막의 이차원적 모델이 일차원적 모델보다 기저막 변위의 定性적인 형태에 있어서 실험 결과에 더 가깝다. 하지만 아직도 현저한 모델 결과와 실험 결과의 정

량적 차이가 좁혀져야 할 과제를 안고 있다. 이 차이는 기저막의 능동적 역학을 담당하는 능동적 소자들의 변화에 의해서만 가능하다. 이 논문에서 채택한 Neely et. al⁹⁾의 능동적 소자들은 앞으로 실험 결과와의 비교를 통해서 그 소자들의 변수를 바꿔 봐야 하고, 필요에 따라선 그 구조도 새롭게 바뀌어 져야 한다. 기존의 기저막 모델들이 편미분 방정식을 수치 해석적으로 계산한 반면에, 본 논문의 기저막 모델은 전기 회로적 모델이기 때문에 비교적 쉽게 프로그래밍화 할 수 있고 각각의 회로 소자들에 대한 그 물리적 의미를 파악하기도 어렵지 않다. 또 기저막 모델의 시간 응답을 구하는 프로그램도 비교적 쉽게 작성할 수 있다. 능동적 소자들의 변화에 따른 기저막 진폭과 위상의 변화를 주파수 응답 모델로 계산하면서 실험 결과에 가까운 최적 변수를 찾도록 한다. 본 논문은 달팽이관 기저막의 모델링을 유체 역학까지 포함한 이차원적 전기 전달선 모델로 치환하는 과정을 보여 주고, 일차원적 모델과의 비교를 통해 달팽이관 유체의 역할이 능동적 에너지의 국지화에 필요한 기능을 하고 있음을 보여 주고자 하였다.

부 록

R1(x)=기저막 특성 저항	= 20.0+1500.0*exp(-2.0*x) [Ω]
L1(x)=기저막 특성 인덕턴스	= 3.0E-3 [H]
C1(x)=기저막 특성 캐파시턴스	= 0.9E-9*exp(4.0*x) [F]
R2(x)=덮개막 특성 저항	= 10.0*exp(-2.2*x) [Ω]
L2(x)=덮개막 특성 인덕턴스	= 0.5E-3*exp(x) [H]
C2(x)=덮개막 특성 캐파시턴스	= 1.43E-7*exp(4.4*x) [F]
R3(x)=덮개막-망상판 결합 특성 저항	= 2.0*exp(-0.8*x) [Ω]
C3(x)=덮개막-망상판 결합 특성 캐파시턴스	= 1.0E-7*exp(4.0*x) [F]
R4(x)=유모세포 특성 저항	= 1040.0*exp(-2.0*x) [Ω]
C4(x)=유모세포 특성 캐파시턴스	= 1.63E-9*exp(4.0*x) [F]
CF= Characteristic Frequency(특성 주파수)	

참 고 문 헌

1. 장순석, "달팽이관 기저막의 전기 전달선 모델링", 대한공학회지, Vol. 14, No. 2, pp. 125-136, 1993
2. Diependaal R. J., Duijfhuis H., Hoogstraten H. W. and Viergever M. A., "Numerical Methods for Solving one-dimensional Cochlear models in the Time Domain", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 82 (5), pp. 1655-1666, 1987
3. Diependaal R. J., Viergever M. A., "Nonlinear and Active two-dimensional Cochlear models: Time domain solution", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 85 (2), pp 803-812, 1989
4. Neely S. T., Kim D. O., "A Model for Active Elements in Cochlear Biomechanics", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 79, pp. 1472-1480, 1986

5. Kolston P. J., "Sharp Mechanical Tuning in a Cochlear Model without Negative Damping", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 83(4), pp. 1481-1487, 1988
6. Neely S. T., "A model of Cochlear mechanics with outer hair cell motility", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 94(1), pp. 137-146, 1993
7. Robles L., Ruggero M. A., Rich N. C., "Basilar membrane mechanics at the base of the chinchilla cochlea. I. Input-output functions, tuning curves, and response phases", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 80(5), pp. 1364-1374, 1986
8. Pickles J. O., "An Introduction to the Physiology of Hearing", Academic Press, London and New York, 1982