

달팽이관 기저막의 전기 전달선 모델링

장 순 석

= Abstract =

Electrical Transmission Line Modelling of the Cochlear Basilar Membrane

Soon Suck Jarng

The study of Cochlear biomechanics is to clearly define three biomechanical principles of the Cochlea: Activity, Nonlinearity and Feedback. In this article, the Cochlea is linearly and actively modelled in one dimensional time domain. The sharp tuning of the Basilar Membrane displacement is shown when the amplifying activity of hair cells is added to the model. The amplified energy of the travelling displacement wave is emitted throughout the Cochlear fluid, so that the model becomes unstable. A new technique is introduced to reduce strong echos from the Helicotrema. It makes the model less unstable. Both pure and click tones are used as input stimuli onto the ear drum. When the model is normal, the click response of the model shows that the backward emission of the amplified fluid pressure has mainly the echos from the Helicotrema. However, when the linear and active model is assumed to be abnormal, that is, some of hair cells are damaged not to produce the active process, the effect of the hair cell damage is resulted in the Oto-acoustic emission. The frequency response of the abnormally emitted sound pressure shows that the Oto-acoustic emission has the information about the characteristic frequency of the damaged hair cell.

The main aim of this paper is to demonstrate the active biomechanics of the Cochlea in the time domain.

1. 서 론

1938년 von Békésy [1]가 처음으로 달팽이관의 기능을 정량적으로 실험, 분석한 이래로, 달팽이관에 관한 많은 생리학적 그리고 형태학적 연구가

〈접수 : 1993년 2월 19일〉

조선대공과대학, 제어계측공학과

Dept. of Control & Instrumentation, Cho-Sun University

진행되어 왔다. 음성이라는 일련의 압력 변화를 청각 신경펄스로 변환시키는 데 있어서, 그 음성 정보의 차별적인 정량화를 위한 중추적인 기능이 달팽이관 내부에 있는 기저막에 의해 이루어지고 있음은 잘 알려져 있다 [2]. 그러면서도 아직까지 확실하게 규명되지 못한 것은 정상적인 청각 기관이 보여주는 매우 높은 정도의 주파수 선별도(Frequency Selectivity)와 자극 감지도(Stimulus Sensi-

tivity)가 어떻게 가능할 수 있는가? 라는 것이다. 1970년대에는 이러한 선별도와 감지도가 달팽이관 다음으로 연결되는 청각 신경들의 상호 복합적인 필터링에 의해 이루어진다고 믿어 왔다[3]. 1978년, Kemp [4]에 의해 이음향 방사가 측정되어지면서, 달팽이관 자체의 기능에 대한 의문이 커지고, 따라서 그 기능에 대한 실험적 연구가 더욱 활발해졌다. 1980년대 이후로, 순음 그리고 복합음 자극에 반응하는 기저막 변위에 관한 실험은 선별도와 감지도가 청각신경 전달 이전에 수행되는 기저막의 변위에서 이미 이루어지고 있음을 발견하였다[5,6,7,8,9]. 즉, OdB SPL의 낮은 음성 자극에 대응해서 기저막의 변위는 매우 예민한 동조 특성(Sharp Tuning)을 가진다. 이는 달팽이관 내에 있는 기저막의 생역학적 주기능이, 등골을 통해 들어오는 음성 압력이 신경 펄스로 변환되기 이전에, 그 음성 정보를 최대한으로 차별화하는 데 있음을 보여준다. 그러한 발견 이후로, 최근까지 알려진 것은 기저막 변위에 직접적으로 반응하는 외유모세포가 원심성 신경 섬유를 경유하여 귀환(Feedback)된 뇌의 자율적인 명령을 따라 기저막 변위를 능동적으로 증폭시키어 좀더 분명한 음성 정보가 내유모세포의 구심성 신경 섬유를 경유하여 뇌에 전달된다는 것이다[10]. 이는 앞서 Kemp[4]가 측정한 이음향 방사가 달팽이관의 능동성(Active Process)에 기인한다는 것을 증명한다.

컴퓨터를 사용한 달팽이관 모델링 연구는 1980년대 이후로 더욱 활발해졌다. 이와 같은 시뮬레이션은 달팽이관의 기능을 생역학적으로 이해하는데 많은 도움을 준다. 초기의 달팽이관 모델들은 수동적 선형 주파수 모델들이었다[11,12,13,14]. 그같은 단순한 모델들은 계산하는 부담은 적으나, 앞서 언급한 예민한 동조 특성의 FTC(Frequency Threshold Curve)를 출력시키기가 어려웠다. 1971년 Rhode[15]에 의해 기저막 변위의 비선형성이 발견되고, 또 이음향 방사가 달팽이관의 능동성에 기인한다는 사실이 밝혀지면서[21], 1980년대의 달팽이관 모델들은 능동적 비선형 시간 모델들이 주로 연구, 발표되고 있다[16,17,18,19,20]. 달팽이관 기능의 비선형성도 달팽이관의 능동성으로 말미암기 때문에, 결국은 어떠한 생역학적 원리에 의해 기저막의 변위에 에너지 증폭 요소가 더해지는가를 규명해야, 달팽이관의 능동성에 대한 전체적인 설명

이 가능해진다.

이 논문의 연구 내용은 달팽이관의 일차원적 시간 모델링에 관한 것이며, 연구 목적은 달팽이관의 생역학적 능동성으로 인하여 기저막의 변위가 매우 예민하게 진동하는 것을 이해하고자 함이다

2. 방 법

달팽이관 모델링의 궁극적인 목표는 그 시뮬레이션의 결과가 달팽이관에 대한 생리학적 실험 결과와 일치하도록 하는데 있다. 이상적인 달팽이관 모델링은 다음 몇가지 조건을 모두 갖추어야 한다:

- (1) 주파수 선별도: 정상적인 달팽이관이 보여주는 예민한 동조 특성을 출력시키도록 한다.
- (2) 비선형 감지도: 비선형성과 능동성이 쉽게 포함되도록 한다.
- (3) 실시간 처리: 실제 시간 응답 처리가 되도록 한다.

위의 3가지 조건을 모두 수용할 수 있는 달팽이관 모델로써, 일차원적 전기 회로 모델을 채택하였다. 달팽이관의 일차원적 전기 회로 모델에 관한 구체적인 구성과 설명은 다른 논문들[13,22,23,24]에 잘 서술되어 있기 때문에, 여기서는 간단하게 정리하겠다. 여기서는 고양이의 달팽이관을 연구 대상으로 하였다[20].

나선형의 달팽이관의 구조를 직사각형 상자와 같은 구조로 단순화시켰다(그림 1), 이 상자의 바깥 전체 벽은 난원창과 정원창만 제외하고 다른 모든 부분은 고정되어 있다고 가정한다. 이는 달팽이관이 외부 압력에 따라 움직이지 않도록 하기 위해서이다. 외부 음성 압력이 고막을 진동시키면

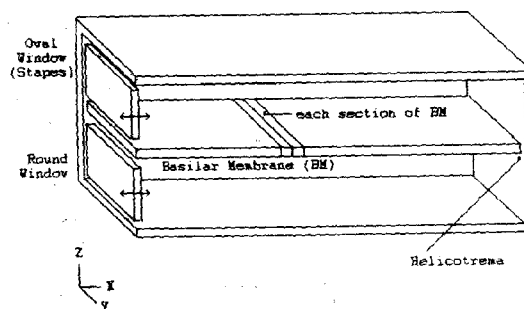


그림 1 간략화된 달팽이관 모델
Fig. 1 Simplified Cochlear Model

이소골과 난원창을 경유하여 달팽이관에 전달된다. 난원창은 압력이 가해짐에 따라 균일한 변위로 진동한다고 가정하고 정원창은 난원창과 상호 반대 방향으로 변위를 가진다고 하자. 그림 1에서 보는 것처럼 상자 내부는 난원창과 정원창의 가운데를 기저막으로 양분하여 두개의 터널로 만들고 이 두 터널은 와우공에 해당하는 구멍을 통하여 서로 연결된다. 이 상자 안은 不壓縮性(Incompressible)과 非粘質性(Inviscid)을 가지는 달팽이관 유체로 차 있다. 달팽이관 모델링이 일차원적이란 의미는 다음과 같다.

- (1) 상자 안에서의 유체의 흐름이 기저막의 길이를 따라 일차원적으로 흐른다. 따라서 縱방향(X)에 수직하는 유체의 운동은 무시하도록 한다.
- (2) 기저막의 縱적 결합은 무시하도록 한다(그림 2 참조). 따라서 기저막의 변위는 橫방향(Z)으로만 일어난다.

는 등골에서 와우공까지의 길이를 변수로 하는 절편 임피던스로써 기저막의 특성을 전기 소자 형태로 표현한 것이다. 각각의 절편 임피던스는 수동적 임피던스와 능동적 임피던스를 모두 포함시킨다고 하자(그림 3 참조). $Z_i(x)$ 에 흐르는 전류, $Vel(t) (=I_{i-1}(t) - I_i(t))$,는 기저막의 변위 속도를 의미하며, $Vel(t)$ 을 적분한 값은 기저막의 변위, $Dis(t)$,이다. 각각의 절편 임피던스, $Z_i(x)$,를 연결하는 인덕터 L_i 는 달팽이관 유체의 질량에 비례하는 상수이다. Z_m 은 고막에서 등골까지의 中耳 특성 임피던스로써 저항(R_m), 인덕터(L_m), 캐패시터(C_m)가 직렬로 연결되어 있다. 고막에서 등골까지의 전달이득은 70으로 하였다 [20]. 따라서 0dB SPL의 고막 압력에 대응하는 전압원은 $V_0(t) = 70 * 2\sqrt{2}E - 4 \sin(\omega t)$ 이다. 전기 전달선 모델의 소자 파라미터들은 모두 Neely and kim [20]이 고양이를 대상으로 측정하여 유도해 낸 수치들을 전달선 모델

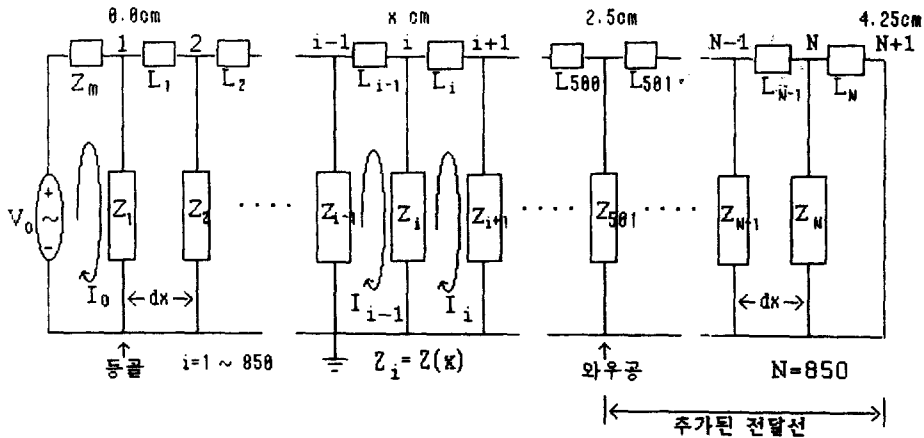


그림 2 일차원적 달팽이관 모델링 (등가 전기 회로 모델)

Fig. 2 One Dimensional Cochlear Modelling (Equivalent Electrical Circuit Model)

Neely and Kim[20]과 Diependaal et al. [25,26]에 의하면 이차원 이상의 모델링의 결과가 일차원 모델링의 결과와 크게 다르지 않다.

일차원적 달팽이관 모델의 전기 회로적 표현은 그림 2에 잘 나타나 있다. 등골($i=1$)에서부터 와우공($i=501$)에 이르는 기저막의 길이를 500개의 절편으로 나누었다. 고양이의 전체 기저막 길이를 2.5cm라고 할 때, 각각의 절편 길이는 $dx=0.005 \text{ cm}(2.5\text{cm} \div 500)$ 이다. 그림 2에서 전압원, $V_0(t)$,은 고막의 압력을 의미하며 0 dB SPL을 기준으로 삼았다. $I_0(t)$ 는 등골의 변위 속도를 의미한다. $Z_i(x)$

에 맞게 변환시켜 사용하였다(부록 A 참조).

그림 3은 그림 2의 각각의 $Z_i(x)$ 를 구체적으로 보여준다. 전기 소자 R_1, L_1, C_1 은 기저막 특성 임피던스이고 R_2, L_2, C_2 는 덮개막(Tectorial Membrane)의 특성 임피던스이다. 또 R_3, C_3 는 덮개막과 망상판(Reticular Lamina) 사이의 결합 특성 임피던스이고 R_4, C_4 는 유모세포의 특성 임피던스이다. 이러한 몇가지 특성 임피던스들은 기저막 주변의 많은 세포 기관들을 그 기능에 알맞게 전기 소자 형태로 표현하고 있다. 단순한 수동적 달팽이관 모델의 경우는 기저막 특성 임피던스만을 (R_1, L_1, C_1) 절

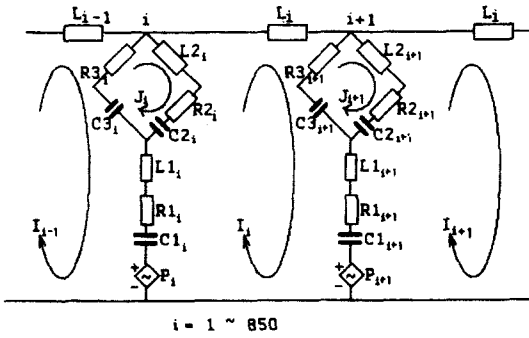


그림 3 절편 임피던스, Z_{ii} , 를 구체적으로 묘사하였다

Fig. 3 Section Impedance, Z_{ii} , is described in detail.

관 임피던스로 사용한다. 기존의 전기 전달선 모델들은 기저막 특성 임피던스만을 고려한 수동적 모델이 대부분이며 최근에 Kim and Neeley[20]가 기저막 이외의 다른 세포 기관의 특성 임피던스도 함께 고려하는 능동적 모델로 발전시키기에 이르렀다. 하지만 달팽이관 내의 여러 종류의 세포 기관들이 어떻게 물리적/화학적 상호 작용을 가지고 달팽이관에 능동성을 더해 주는 지에 대해 아직까지 분명하지 않다. 따라서 고려해 볼 수 있는 여러 가지 특성 임피던스를 여러 다른 전기 회로 형태로 배열하며 그로부터 가장 적합한 능동성 발생의 가능성 여부를 연구 고찰하고 있다. 본 논문은 Kim and Neeley [20]가 그림 3과 같이 제안한 특성 임피던스들의 배열을 가지고 계속해서 시간 영역 응답으로까지 발전시키고자 하였다. 기저막 주위의 세포 기관들의 상호 연관은 다음과 같다. 기저막의 진동에 비례하여 유모세포와 망상판이 변위한다. 망상판을 진동시키는 힘은 Stereocilia를 경유하여 덮개막에 전달되며, 이 때 이들 세포 기관들의 구조적인 특성에 의하여 덮개막과 망상판 사이에는 전단력(Shearing Force)이 발생한다. 이러한 전단력은 망상판 아래 위치하는 유모세포를 변위시킨다. 즉, 유모세포는 기저막의 변위로부터 힘을 받아 수동적인 변위를 가질 뿐만 아니라, 망상판으로부터 간접적으로 전달되는 전단력으로 능동적인 변위를 생산시킨다. 여기서 '능동적'이라 함은 전단력이 유모세포의 변위를 전단력만의 에너지 이상으로 증가시키기 때문이다. 이는 전단력에 의해 Trigger되어 유모세포에 많은 능동적 에너지가 발생함을 의미한다. 유모세포에 어떻게 능동적 에너지가 발생하여 유모세포 내부의 압력을 증가시

키는 지가 아직까지 분명하지 않다. 능동적으로 증가된 유모세포의 내부 압력으로 인해 기저막은 더욱 커다란 진폭을 가지고 진동하게 된다. 달팽이관의 기저막은 입력 신호의 주파수에 따라 예민한 동조 특성을 갖는다. 즉 달팽이관의 능동성은 입력 신호의 주파수와 크기에 모두 종속(Dependent)하는 특성을 가진다. 선형의 달팽이관 모델은 입력 신호의 크기에는 비종속(Independent)함을 의미한다. 덮개막 특성 임피던스와 덮개막-망상판 결합 특성 임피던스가 병렬로 연결된 것은, 기저막이 진동함에 따라 덮개막과 망상판 사이에 전단력이 발생하는 사실에서 착안되었다.

Kim and Neeley는 그림 3과 같은 배열을 가지고 주파수 응답을 구했으며 그 모델링 결과를 실험 결과와 비교하여 그들의 모델링 결과의 적합성 여부를 입증하였기에, 그 이후로 능동적 달팽이관 모델을 연구하는 다른 논문들은 그들의 연구 결과의 적합성 여부를 Kim and Neeley의 결과와의 비교로 검토하고 있다[27]. 일반적으로 달팽이관 모델의 시간 응답 결과는 주파수 응답 결과보다 매우 불안정해지기 쉽다. 예를 들어, 달팽이관의 시간 응답 모델링은 주파수 응답 모델링에서는 나타나지 않는 음향 반사현상이 나타난다. 즉 등골에서 와우공 방향으로(순방향) 진행되는 달팽이관 유체의 이동파는 와우공에서 반사되어 다시 등골 방향으로(역방향) 반사된다. 이렇게 반사되는 달팽이관 유체의 압력은 전기 회로 모델을 매우 불안정하게 만든다. 이와 같은 반사를 줄이기 위해서, 본 논문은 기존의 전기 전달선 모델의 첨부(Apex) 부분을 이전 모델과는 다르게 수정하였다. 즉 와우공에 해당하는 절편 임피던스, Z_{501} ,로부터 연속해서 350개의 절편 임피던스를 그림 2와 같이 추가하였다(결론 참조). 이렇게 추가된 전달선으로 유체파의 에너지가 와우공 이상으로 진행하면서 크게 감소되어, 궁극적으로 마지막 절편으로부터의 반사를 크게 줄일 수 있다.

그림 3에서 $P_i(t)$ 는 종속 전압으로써 유모세포 내부의 압력을 의미하며 선형 모델의 경우 저항 R_3 와 캐패시터 C_3 에 흐르는 전류, $\xi_i(t)$, ($=I_{i-1}(t) - J_i(t)$)에 다음과 같이 비례한다:

$$P_i(t) = r * R_4 * \xi_i(t) - \frac{r}{C_4} \int_{-\infty}^t \xi_i(\tau) d\tau \quad (1)$$

$\xi_i(t)$ 는 유모세포의 변위 속도를 의미한다. r 는

중폭 이득으로써 모든 $Z_i(x)$ 에 대해 일정한 상수 값을 취하였다. 식 (1)은 기저막의 변위에 따라 발생하는 유모세포의 변위 속도에 비례해서 증속전압 $P_i(t)$ 가 달라짐을 보여준다. 앞에서 언급한 데로 덮개막과 망상판 사이의 전단력은 그들 아래 위치하는 유모세포 내부의 압력, $P_i(t)$,을 능동적으로 증폭시키며, 이렇게 해서 발생하는 유모세포의 내부 압력은 기저막을 더욱 진동시키는 결과를 가져온다. 아직까지 전단력과 유모세포 내부 압력 사이의 생역학적인 상호 연관이 충분히 밝혀지지 않았기 때문에, 유모세포 압력을 일종의 증속 전압으로 식 (1)과 같이 따로 독립시켜 표현하였으며 식 (1)의 비례 상수 R_4, C_4 는 유모세포의 특성 임피던스를 사용하였다. 또 $P_i(t)$ 가 증폭 이득에 비례하게 함으로써 $P_i(t)$ 의 크기를 γ 에 따라 조절할 수 있도록 하였다. 식 (1)의 음수 부호는 간접적으로 유모세포의 특성 임피던스가 음수가 되도록 하며, 음수의 특성 임피던스는 에너지가 능동적으로 발생하는 결과를 가져온다. $P_i(t)$ 가 전달선의 각 절편에 더해짐으로써 능동적으로 증폭된 에너지가 기저막에 추가되는 효과를 가져온다.

그림 4는 달팽이관의 생역학적 기능을 전체적으로 묘사하고 있다. 위의 $P_i(t)$ 와 $\xi_i(t)$ 의 관계식은 선형식으로써 Neely and Kim [20]을 참조하였다. 이와 같은 관계식을 비선형화 하기 위해서는 그림 4의 비선형 처리를 거쳐야 하는 데, 이를 위해 달팽이관 모델은 두 가지 조건을 갖추어야 한다. 하

나는 주파수 모델링[20]이 아닌 시간 모델링이어야 하고, 다른 하나는 그림 4에서 $P_i(t-T)$ 와 $Q_i(t-T)$ 의 비선형적인 관계식이 정확하게 규명되어야 한다. 두번째 조건을 만족하는 비선형식이 아직까지 분명하게 밝혀지지 않고 있다. 능동적 비선형 달팽이관 모델의 경우 $P_i(t)$ 대신에 $Q_i(t-T)$ 를 각 절편에 더한다. T 는 구심성 신경 섬유에서 원심성 신경 섬유까지의 귀환 과정에서 걸리는 시간 지연을 보상하기 위한 파라미터이다.

일반적으로 전기 회로망의 시간 응답은 유한 미분/적분 기법(Finite Difference/Integration Method)을 사용하여 결과를 유도하는 것이 보편화되었다. 그런데 그림 2와 같은 전달선 형태의 전기 회로 모델을 SPICE와 같은 범용화된 전기 회로 프로그램 패키지로 시간 응답을 구하는 데는 한가지 문제점이 있다. 위의 전기 회로 모델을 풀기 위해서는 그 모델을 수치적으로 변환하게 되는 데, 이렇게 변환해서 만들어진 Matrix 공식은 달팽이관 모델의 경우 매우 ill-condition한 계수 Matrix를 갖게 된다. 범용화된 프로그램 패키지는 일반적으로 ill-conditioned Matrix 공식에 대한 해답이 지나치게 근사적으로 나온다. 이 논문은 달팽이관 모델과 같이 특별한 경우의 전기 회로 모델에 대한 해답을 구하기 위해 자체적으로 Fortran 프로그램을 개발하였다. 계산은 80486DX II (클럭 속도 50MHz)를 CPU로 하는 PC에서 수행되어졌다.

Nonlinear, Active & Feedback Processes of the Cochlear Biomechanics

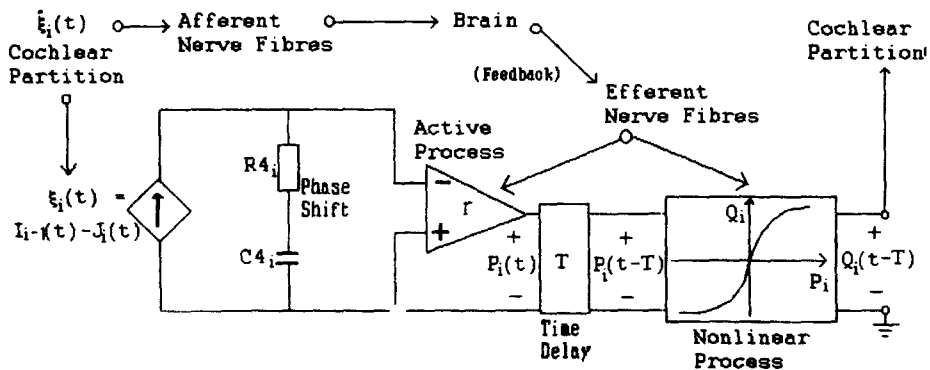


그림 4 능동적 선형 모델의 경우 $P_i(t)$ 가 전달선의 각 절편 임피던스, $Z_i(t)$,에 더해진다.
Fig. 4 In case of active linear models $P_i(t)$ is added to each section impedance, $Z_i(t)$, of the transmission line.

3. 결 과

그림 5는 1KHz와 5KHz의 순음 자극에 대한 각각의 기저막 변위를 나타내었다. 실선은 본 논문의 전달선 모델의 시간(Temporal) 응답 결과이고, 파선은 Neely and Kim [20]이 본 논문과 동일한 조건의 전달선 모델로부터 구한 정상 상태(Steady State) 응답 결과이다. 본 논문은 순음 자극 직후부터 전달선 모델의 시간에 따른 기저막 변위의 변화를 계산한 반면에, Neely and Kim은 순음 자극에 대한 정상상태 응답(또는 보통 주파수 응답이라고 함)을 구하였다. 두 다른 영역의(시간 그리고

주파수) 응답결과를 비교하기 위해 시간 응답으로부터 변위의 진폭과 위상을 구하였다. 순음 자극에 대한 시간 응답결과를 주파수 응답의 진폭과 위상으로 분리하는 방법은 부록 B에 서술하였다. 입력 신호의 크기는 고막에서 0 dB SPL를 기준으로 하였고, 입력 신호의 샘플링 시간은 모든 신호에 대해 언제나 $dt=2.0(\mu\text{sec})$ 로 하였다. 시간 모델링의 결과는 음 자극 시작 순간부터 100msec이 지난 후의 결과이다. 즉 1KHz 입력은 100주기, 그리고 5KHz 입력은 500 주기가 지난 후의 결과로써 주파수 모델과 비교하기에 충분한 시간이라 할 수 있다. 증폭 이득, r ,은 1.1로 하였다. 두 개의 모델은 첨부 부분을 제외하고 거의 똑같은 파형을 보여준다. 동일한 r 에 대해 시간 모델링의 진폭이 주파수 모델링의 것보다 10dB정도 더 예민하고, 그에 따라 위상도 특성 주파수(CF)에 해당하는 위치에서 (9.25mm↔5KHz, 15.2mm↔1KHz) 시간 모델링이 주파수 모델링의 것보다 1cycle 정도 더 빨라졌다. 그림 5에서 흥미로운 부분은 진폭의 경우 CF 위치 바로 전 부분에서 패임(Notch) 현상이 발생하는 것이다(0.7cm↔5KHz, 1.3cm↔1KHz). 또 위상의 경우는 CF 위치 바로 전 부분에서 위상이 느려지는 현상이 발생하고 있다. 이러한 결과들이 의미하는 것은 달팽이관 기저막의 변위를 매우 예민하게 증폭시키는 능동적 요인이 입력 신호의 주파수에 따라 그 증폭 위치를 달리한다는 것이다. 그림 5a와 5b는 그러한 증폭의 진원이 CF 위치 바로 전 부분임을 보여준다. CF 위치 바로 전 부분에서 표출된 에너지가 능동적 에너지라는 사실은 위상이 그 위치 주변에서 느려지는 것을 보고 알 수 있다. 등골을 통해 들어오는 입력 신호의 에너지는 와우공 방향으로 이동하면서 달팽이관 내의 임피던스로 말미암아 위상이 빨라지기 때문이다. 이렇게 능동적으로 표출된 에너지는 다시 등골 방향과 와우공 방향으로 방사하게 된다. 그림 5a의 패임 현상은 등골 방향으로 이동하는 능동적 에너지가 입력 신호의 에너지와 충돌하면서 생기는 현상으로 해석할 수 있다. 두 모델링의 두드러진 차이점은 첨부 부분이다. 시간 모델링은 와우공으로부터 역방향으로 반사되는 유체 압력의 영향을 보여준다. 이러한 반사는 주파수 모델에서는 전혀 나타나지 않는다. 와우공으로부터의 반사는 시간이 지날수록 크게 감소하지만 완전히 없어지는 것은

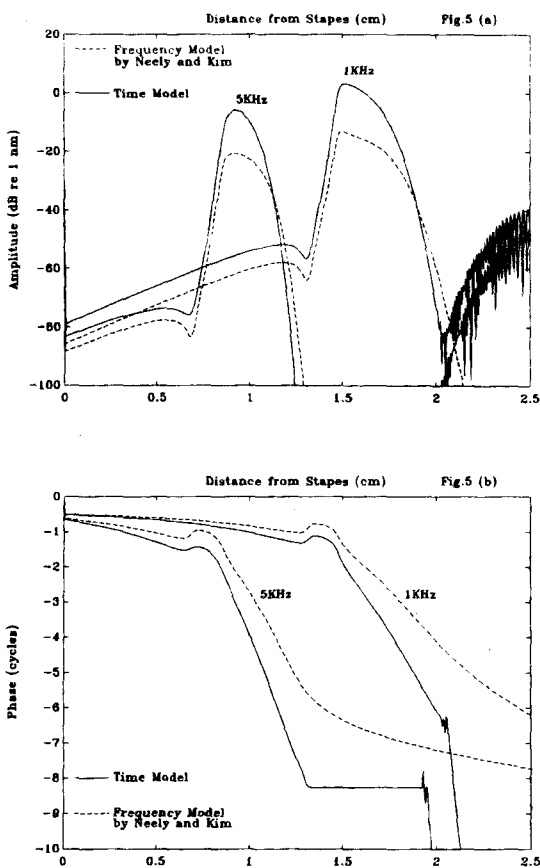


그림 5 순음 (1KHz/5KHz) 자극 시작 후 100msec 지났을 때의 기저막 변위 진폭(a)과 위상(b)

Fig. 5 BM Displacement at 100 msec after Pure Tone Onset

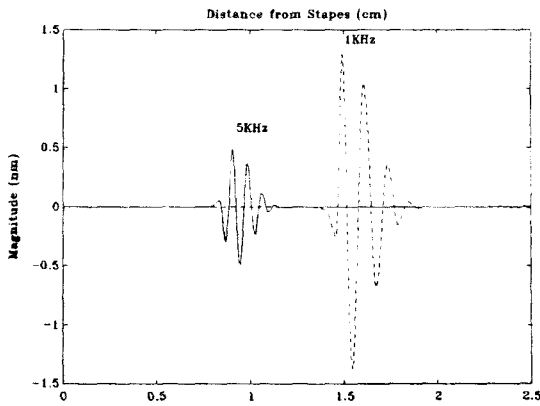


그림 6 순음 자극 (0 dB SPL) 시작 후 100 msec 지났을 때의 기저막 변위의 시간 응답
Fig. 6 BM Displacement at 100 msec after Pure Tone Onset

다. 그림 5의 결과는 본 논문의 시간 응답 결과가 많은 시간이 지난 후에도 여전히 안정되어 있음을 기존의 주파수 응답 결과와의 비교로 증명해 보였다.

그림 6은 5KHz(실선)와 1KHz(일점 쇄선)의 순음 자극에 대한 각각의 기저막 변위를 나타내었다. 그림 5와는 달리 변위 크기를 선형적으로 표현하였으며 양과 음의 Magnitude는 각각 양과 음 방향(+와 -축)으로의 기저막 변위를 나타낸다. 일반적으로 순음 자극에 대한 기저막 변위는 그림 5와 같이 진폭과 위상으로 분리하여 표현하는 것이 그 변위에 대한 이해를 더욱 분명히 해준다. 그림 6에서는 와우공으로부터의 반사의 크기가 상대적으로 매우 작아서 나타나지 않기 때문이다. 그림 6과 같은 표현은 복합음 자극에 대한 시간 응답을 나타내는데 주로 쓰이며, 복합음 자극에 대한 시간 응답으로부터 주파수 응답을 구하고자 할 때는 일반적으로 푸리에 변환을 사용한다.

위에서는 증폭 이득, r ,는 언제나 1.1이었다. 동일한 입력 주파수 (5KHz)에 대해 각기 다른 r 로 모델 파라미터를 바꿔 보았다. 그림 7a와 7b에서 실선은 $r=1.95$, 점선은 $r=1.1$, 그리고 파선은 $r=0$ 을 각각 적용했을 때의 기저막 변위이다. r 가 0인 경우는 달팽이관 모델이 수동적인 것으로서 변위 진폭의 예민한 정도가 두드러지게 줄어들었다. 또 입력 음성 신호 이외에는 다른 에너지가 기저막에 더해지지 않으므로 와우공으로부터의 반사도 상대적으로 매우 작았다. r 가 커짐에 따라 기저막 변위

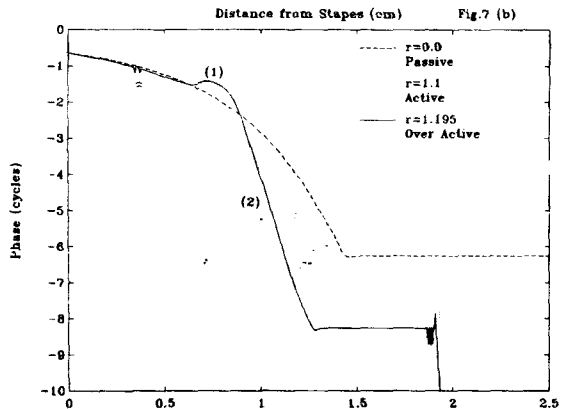
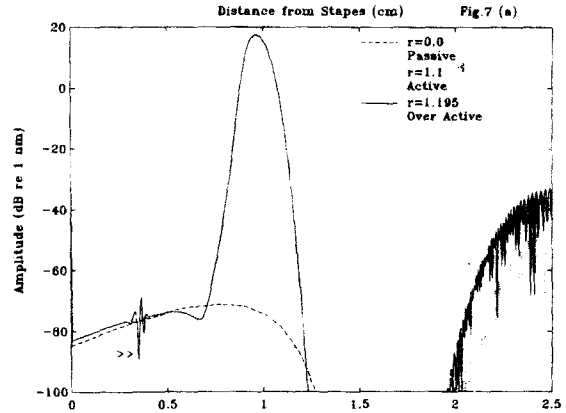


그림 7 5KHz 순음 자극 시작 후 100 msec 지났을 때의 기저막의 변위 진폭(a)과 위상(b) 각각의 선은 각기 다른 증폭 이득에 대한 결과를 나타낸다

Fig. 7 BM Displacement at 100 msec after 5KHz Pure Tone Onset

최대값의 위치가 침부 방향으로 이동하였다($r=1.1 \rightarrow r=1.95$ 에 따라 $9.25\text{mm} \rightarrow 9.65\text{mm}$). 또 r 가 커지면서 특성 주파수에 해당하는 위치 이전 부분(1)의 위상 응답은 상대적으로 느려지고 이후 부분(2)의 위상 응답은 상대적으로 빨라졌다. 이와 같은 결과의 의미는 다음과 같다. 달팽이관의 생역학적 기능에 따라 에너지가 입력 신호의 주파수에 해당하는 특성 주파수(CF) 부분에 능동적으로 더해지면, 이 에너지는 기저막 변위를 예민하게 증가시키고 침부 방향뿐만 아니라 기저부(Base) 방향으로도 방사 하게 된다. 즉, 능동적인 증폭의 정도가 커질수록 표출된 에너지는 기저부 방향으로 더 강하게 방사된다. r 가 1.95 이상으로 커지면 기저부 방향으로 향하는 방사의 영향이 커지면서 전기

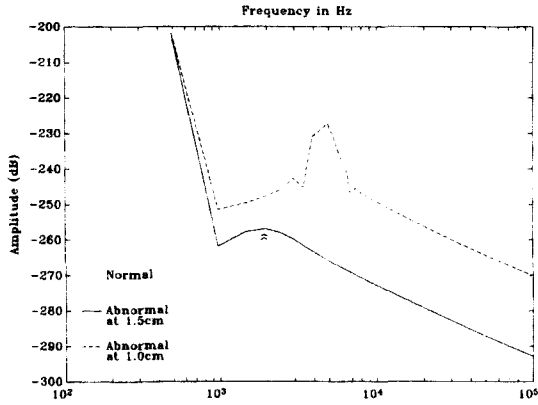


그림 8 Click 음 자극 직후 이음향 방사에 대한 DFFT 응답
 Fig. 8 DFFT Response of Oto-Acoustic Emission to Click Tone Stimuli

회로 모델은 매우 불안정 해진다(화살 머리).

달팽이관의 능동적인 증폭 기능에 따라 표출되는 방사를 분석해 보면 달팽이관의 정상/비정상 여부를 판단해 볼 수 있다. 만약에 전기 회로 모델이 정상이라면, 모델에 Click음을 입력시킨 뒤, 고막의 압력 변화에 대한 주파수 응답을 구했을 때, 정상적인 능동적 선형 모델의 이음향 방사는 와우공으로부터의 반사파 정보를 주로 담고 있어야 한다(그림 8 점선). 그림 8은 Click음 자극 정지 순간부터 고막 압력의 시간 응답 데이터를 프리에 변환(DFFT)의해 주파수 응답으로 변환시킨 것이다. 그런데 만약 전기 회로 모델을 구성하는 500개의 $Z_i(x)$ 중에서 임의의 하나의 절편 임피던스에서 능동성이 일어나지 않도록 하면, 이로 인한 임피던스 불연속의 효과는 고막 압력의 주파수 응답에서 나타난다. 그림 8에서 실선과 파선은 각각 등골로부터 0.5cm와 1.0cm 위치에 해당하는 $Z_i(x)$ 의 증폭 이득을 0으로 했을 때에 나타나는 고막 압력의 주파수 응답이다. 두 선의 최대값은 각각 약 5KHz와 약 2KHz에서 이루어지며 이 주파수들은 등골로부터 각각 약 0.5cm와 약 1.0cm에 해당하는 기저막의 특성 주파수들이다. 여기서 $Z_i(x)$ 의 증폭 이득이 0이라 함은 그 해당 위치의 유모세포의 능동성 기능의 손상을 의미한다. 그림 8에서 1.0cm 유모세포의 능동성 손상에 대한 DFFT 최대값이 0.5cm의 것보다 상대적으로 작은 것은 Click음 자극 정지 직후 1024개의 시간 데이터로 DFFT시켰기

때문이며, 더 많은 시간 데이터를 사용할때 1.0cm에 대응하는 최대값은 커지게 된다(화살 머리).

4. 결 론

이제까지 달팽이관 기저막의 시간 모델링을 위해 일차원적 전기 전달선을 사용하여 모델링하고, 그 결과를 분석해 보았다. 달팽이관 기저막의 변위를 시뮬레이션 하기 위해 이미 오래전부터 전기 전달선 모델이 사용되어 왔으나[13], 그 대부분이 주파수 영역에서의 응답을 계산하였다. 왜냐하면 시간 영역에서의 응답은 전기 전달선 모델의 경우 매우 불안정해지지 때문이다. 전기 전달선 모델을 불안정하게 하는 두 가지 큰 요인으로 첫째는 CF에 해당하는 위치에서 변위의 진폭과 위상이 급격하게 변하는 것과, 둘째는 와우공으로부터의 강한 음향 반사를 들 수 있다. 본 논문에서는 전기 회로 분석에서 보편적으로 사용되는 유한 미분 기법을 전기 전달선 모델에 적용하여 시간 응답을 계산하였으며, 그 결과가 안정함을 보여주었다. Diepen-daal and Viergever[27]는 Laplace 미분 공식으로 표현되는 달팽이관 유체 역학식을 시간에 따라 적분해 가는 방법(일종의 유한 적분 기법)으로, 순음(1KHz) 자극에 대한 기저막 변위의 시간 응답을 구하였으며 그들의 결과에서도 와우공으로부터의 강한 반사가 발생함을 보여준다(참고 문헌 [27]의 그림 3(e) 1번 실선과 3(f) e번 실선 참조).

입력 음성 신호에 대응하여 전기 회로 모델의 각 절편마다 그에 해당하는 기저막 변위의 시간 응답이 출력되었다. 본 논문의 기저막 모델이 능동적 선형 모델이기 때문에 순음 자극에 대한 결과만을 계산하였으며, 기존의 결과와의 비교를 위해 시간 응답 결과에서 변위의 진폭과 위상을 계산하였다. 기저막 변위의 시간 모델 결과는 Neely and Kim[20]의 주파수 모델 결과와 전체적으로 비슷했으나, 주파수 모델에서 볼 수 없는 와우공으로부터의 반사를 보여준다. 이 반사로 인한 모델의 불안정화를, 와우공에 연속해서 전달선을 확대하는 방법으로 감소시켰다. 이러한 새로운 방법은 와우공을 덮고 있는 와우공막이 달팽이관 내부의 진동하는 유체 압력을 흡수하는 역할을 가지고 있음에서 착안되었다. 기존의 전기전달선 모델에 와우공에 해당하는 350개의 절편 임피던스를 추가함으로써 기존의 전달선 모델을 수정하였다. 시간 모델의

기저막 변위의 예민한 정도는 서론에서 언급한 주파수 선별도와 자극 감지도에 있어서 생리학적 결과와 정성적으로 비슷하였다[20]. 모델의 증폭 이득을 조절함으로써 그 예민함의 정도를 생리학적 결과와 정량적으로도 더욱 가깝게 할 수 있다. 기저막의 진동에 비례하여 증폭된 에너지가 귀환되어 다시 기저막에 더해지도록 하는 생역학적 관계가 기저막 변위의 예민성 증가에 직접적으로 영향을 끼치었다. 본 논문에서는 달팽이관의 비선형성을 고려하지 않았다. 따라서 순음 자극의 경우만을 고찰하였다. 그림 4에서 보여준 것처럼 임의의 비선형 함수를 전기 회로 모델에 추가하는 것이 앞으로의 과제이다. 증폭 이득을 거리 X 와 시간 t 의 함수화 하여, 입력 신호의 진폭과 주파수에 따라 비선형적으로 변화하도록 하는 것은 한가지 좋은 방법이다. Click음 입력 시, 고막 압력의 시간에 따른 변화에 대한 정보는 모델의 정상/비정상 여부를 나타내 주었다. 다양한 종류의 이음향 방사나, 복합음자극시 나타나는 왜곡 생성 방사(Distortion Product Emission)등을 연구하기 위해서는 달팽이관 모델의 비선형화가 필수적이다. 임상적으로 측정된 이음향 방사 결과들에 대한 분석은 달팽이관

모델의 결과와의 비교로 더욱 향상될 수 있다.

달팽이관 모델의 개발은 단순히 달팽이관에 대한 생리학적 이해를 증진시키는 데만 머물지 않는다. 달팽이관 모델은 곧바로 음성 인식 장치 개발 등에 응용될 수 있다. 예를 들어 1개의 음성 입력 단자에 대하여 500개의 기저막 변위 출력 단자들로부터 연속적으로 나오는 신호들은 달팽이관에서 뇌로 전달되는 청각 신경 펄스로 비교될 수 있다. 이러한 생리학적 메커니즘을 공학적으로 응용할 수 있다. 즉, 여러 계층의 출력 신호들을 그에 해당하는 각각의 입력 음성을 인식하기 위한 '차별적으로 정량화된 음성정보'들로 활용하는 것이다. 일련의 음성 신호들을 소프트웨어적으로나 하드웨어적으로 달팽이관 필터라고 하는 신호 처리 과정을 거친 후, 그 필터를 거쳐 나오는 다 계층의 신호들로 신경망 전산 처리를 사용하여 음성 인식이 가능토록 할 수 있다. 앞으로 더 새롭게 밝혀질 달팽이관의 생리학적 기능에 따라 기저막 절편의 임피던스를 비선형적으로 변화시켜 준다면, 일차원적 달팽이관 모델은 생리학적 결과에 더 비슷해질뿐 아니라 좀 더 고급화된 음성 인식 장치 개발에 응용될 수 있을 것이다.

부 록 A

A	= 진폭	[dB]
θ	= 위상	[cycles, radian]
f	= 주파수	[Hz]
t	= 시간	[sec]
ω	= 각주파수	(= $2\pi f$)
$I_0(t)$	= 등골 변위 속도	[cm/sec]
Vel(t)	= 기저막 변위 속도	[cm/sec]
Dis(t)	= 기저막 변위	[nm]
Pi(t)	= 선형 종속 전압원	[volt]
Qi(t)	= 비선형 종속 전압원	[volt]
$\dot{\xi}_i(t)$	= 유모세포 변위 속도	[cm/sec]
Zm	= 中耳 특성 임피던스	
Z(x)	= 전기 전달선의 절편 임피던스	= Zi
N	= 전달선 모델의 전체 절편 개수	= 850

r	= 중폭 이득	= 1.1	
dx	= 각 절편 사이의 거리	= $5E-3$	[cm]
dt	= 입력 신호의 샘플링 시간	= $2E-6$	[sec]
$Vo(t)$	= 고막 압력에 대응하는 전압원	= $-1.98E-2 \sin(\omega t)$	[V]
Rm	= 中耳 특성 저항	= 400	[ohm]
Lm	= 中耳 특성 인덕턴스	= $4.5E-2$	[H]
Cm	= 中耳 특성 캐파시턴스	= $4.76E-6$	[F]
$L1$	= 달팽이관 유체 인덕턴스	= 0.01	[H]
Li	= 달팽이관 유체 인덕턴스	= $5E-4 (i=2-849)$	[H]
$L850$	= 달팽이관 유체 인덕턴스	= 0.01	[H]
$R1(x)$	= 기저막 특성 저항	= $20.0 + 1500.0 * (-2.0 * x)$	[ohm]
$L1(x)$	= 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	= $10.0 * \exp(-2.2 * x)$	[ohm]
$L2(x)$	= 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	= $2.0 * \exp(-0.8 * x)$	[ohm]
$C3(x)$	= 덮개막-망상판 결합 특성 캐파시턴스	= $1.0E-7 * \exp(4.0 * x)$	[F]
$R4(x)$	= 유모세포 특성 저항	= $1040.0 * \exp(-2.0 * x)$	[ohm]
$C4(x)$	= 유모세포 특성 캐파시턴스	= $1.63E-9 * \exp(4.0 * x)$	[F]
CF	= Characteristic Frequency (특성 주파수)		
DFFT	= Discrete Fast Fourier Transformation (푸리에 변환)		
DPE	= Distortion Product Emission (왜곡 생성 방식)		
FDM	= Finite Difference Method (유한 미분 기법)		
FIM	= Finite Integration Method (유한 적분 기법)		
FTC	= Frequency Threshold Curve		

부 록 B

전기 전달선의 각 절편에 흐르는 전류를 $Vel(t)$ 라 하고, 이를 적분한 값을 $Dis(t)$ 라고 하면, $Vel(t)$ 와 $Dis(t) = \int_{-\infty}^t Vel(\tau) d\tau$ (A1), 한 관계를 갖는다. $Vel(t)$ 는 기저막 변위 속도에 그리고 적분된 값, $Dis(t)$ 는 기저막 변위에 등가한다. 삼각함수의 형태로 입력된 신호에 따라 구해진 $Vel(t)$ 와 $Dis(t)$ 에 대해, 구하고자 하는 각 절편의 기저막 변위 속도의 진폭을 A 라 하고 위상을 θ 라 하면 $Vel(t) = A * \cos(\omega t + \theta)$ (A2)로 표현할 수 있다. ω 는 입력 신호의 각주파수이다. 식 (A2)는 식 (A1)으로부터 $Dis(t) = \frac{1}{\omega} * A * \sin(\omega t + \theta)$ (A3)와 같이 적분된다. $Vel(t)$, $Dis(t)$ 그리고 ω 와 t 를 알 때, 식 (A2)와 식 (A3)으로부터 구하고자 하는 A 와 θ 를 구할 수 있다.

$$A = \sqrt{Vel(t)^2 + \omega^2 * Dis(t)^2} \quad (A4)$$

$$\theta = -\omega t + \tan^{-1} \left(\frac{\omega * Dis(t)}{Vel(t)} \right) \quad (A5)$$

참 고 문 헌

- 1) von Békésy G., "Experiments in Hearing", Wiley, New York. 1960.
- 2) Pickles J.O., "An Introduction to the Physiology of Hearing", Academic Press, London and New York, 1982.
- 3) Evans E.F., Wilson J.P., "Psychophysics and Physiology of Hearing", Academic Press, London and New York, 1977.
- 4) Kemp D.T., "Stimulated Acoustic Emissions from within the Human Auditory System", J.

- Neurophysiol., Vol. 34, PP:802-816, 1978.
- 5) Sellick P.M., Patuzzi R., Johnstone B.M., "Measurement of Basilar Membrane Motion in the Guinea Pig using the Mössbauer Technique", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 72, PP:131-141, 1982.
 - 6) Khanna S.M., Leonard D.G.B., "Basilar Membrane Tuning in the cat Cochlea, Science, Vol. 215, PP:305-306, 1982.
 - 7) Sellick P.M., Patuzzi R., Johnstone B.M., "Comparison between the Tuning Properties of Inner Hair Cells and Basilar Membrane Motion", Hear. Res., Vol. 10, pp:93-100, 1983.
 - 8) Sellick P.M., Yates G.K., Patuzzi R., "The Influence of Mössbauer Source Size and Position on Phase and Amplitude Measurements of the Guinea Pig Basilar Membrane, Hear. Res., Vol. 10, PP:101-108, 1983.
 - 9) Robles L., Ruggero M.A., Rich N.C., "Mössbauer Measurements of the Mechanical Response to Single-Tone and Two-Tone Stimuli at the Base of the Chinchilla Cochlea", in Peripheral Auditory Mechanisms, Edited by J.B. Allen, J.L.Hall, A. Hubbard, S.T.Neely, A.Tubis, Springer Munich, PP:121-128.
 - 10) Kim D.O., "Active and Nonlinear Cochlear Biomechanics and the Role of Outer-Hair-Cell Subsystem in the Mammalian Auditory System, Hear. Res., Vol. 22, PP:105-114, 1986.
 - 11) Zwislocki J.J., "Review of Recent Mathematical Theories of Cochlea Mechanics", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 25, PP:743-751, 1953.
 - 12) Lesser M.B., Berkley D.A., "Fluid Mechanics of the Cochlea, Part I", J. Fluid Mech., Vol. 51, Parts 3, PP:497-512, 1972.
 - 13) Schroeder M.R., "An Integrable Model for the Basilar Membrane", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 53(1), PP:429-434, 1973.
 - 14) Boer E. de, "Auditory Physics I, Physical Principles in Hearing Theory. Part 1", Phys. Rep., Vol. 62, PP:87-174, 1980.
 - 15) Rhode W.S., "Observations of the Vibration of the Basilar Membrane in Squirrel Monkeys using the Mössbauer Technique", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 49, PP:1218-1231, 1971.
 - 16) Kim D.O., Neely S.T., Molnar C.E., Matthews J. W., "An Active Cochlear Model with Negative Damping in the Partition: Comparison with Rhode's Ante-and Post-Mortem Observations". Psychophysical, Physiological and Behavioural Studies in Hearing, Edited by G. van den Brink and F.A. Bilsen, Delft University Press, PP:7-14, 1980.
 - 17) Neely S.T., Kim D.O., "An Active Cochlear Model Showing Sharp Tuning and High Sensitivity", Hearing Res., Vol. 9, PP:123-130, 1983.
 - 18) Boer E. de, "No Sharpening ? A Challenge for Cochlear Mechanics", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 73, PP:567-573, 1983.
 - 19) Boer E. de, "On Active and Passive Cochlear Models-Towards a Generalized Analysis", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 73, PP:574-576, 1983.
 - 20) Neely S.T., Kim D.O., "A Model for Active Elements in Cochlear Biomechanics", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 79, PP:1472-1480, 1986.
 - 21) Zwicker E., "A Model Describing Nonlinearities in Hearing by Active Processes with Saturation at 40 dB", Biol. Cybernetics, Vol. 35, PP:243-250, 1979.
 - 22) Zwicker E., "A Hardware Cochlear Nonlinear Preprocessing Model with Active Feedback", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 80(1), PP:146-153, 1986.
 - 23) Zwicker E., "Otoacoustic Emissions in a Nonlinear Cochlear Hardware Model with Feedback", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 80(1), PP:154-162, 1986.
 - 24) Kolston P.J., "Sharp Mechanical Tuning in a Cochlear Model without Negative Damping", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 83(4), PP:1481-1487, 1988.
 - 25) Diependaal R.J., Viergever M.A., Boer E.de, "Are Active Elements Necessary in the Basilar Membrane Impedance?", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 80, PP:124-132, 1986.
 - 26) Diependaal R.J., Boer E.de, Viergever M.A., "Cochlear Power Flux as an Indicator of Me-

chanical Activity”, J. Acoust. Soc. Am., Vol. 82
(3), PP:917-926, 1987.
27) 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.