

## 능동적 요소를 고려한 코클리어 모델 해석

최두일 · 윤태성 · 박상희 · 백승화\*

= Abstract =

### Cochlear Model Analysis for Active Element

Doo-Il Choi, Tae-Sung Yoon, Sang-Hui Park, Seung-Hwa Beack\*

In this study, basilar membrane motions and neural tuning responses are analyzed with I-dimensional equations for cochlear fluid mechanics and an active cochlear model.

The results are as follows.

- (1) The differences between basilar membrane motions in an active cochlear model and in a passive cochlear model are explained.
- (2) The basilar membrane motion curves and the neural tuning curves which are in accordance with physiological measurements are obtained.
- (3) It is proved that the active mechanism makes cochlear highly frequency sensitive.

### 1. 서 론

코클리어 메카니즘은 크게 매크로 메카니즘과 마이크로 메카니즘으로 구별된다. 매크로 메카니즘은 코클리어 내의 유체역학 및 기저막의 운동 특성을 다루고 마이크로 메카니즘은 코르티기관(organ of corti)내의 피개막(tectorial membrane), 헤어셀(hair cell)등의 역학 및 신경 동조 메카니즘을 다루고 있다.

1960년 Bekesy<sup>1)</sup>는 광현미경 기법을 이용하여 사체 실험으로부터 코클리어 기저막의 운동 특성을 연구하였고 그후 Rhode<sup>2)</sup>, Johnstone과 Yates<sup>3)</sup>등 여러 학자들이 사체 실험으로부터 기저막 변위와 속도를 측정하였다. 1974년 Kiang과 Moxon<sup>4)</sup>은 기

저막의 기계적 신호를 신경 신호로 변환하는 신경 동조 응답을 측정할 결과 사체 실험으로부터 측정된 기저막 변위에 비해 특성 주파수 근처에서 보다 급격하게 동조하는 특성을 얻었다.

그러나 최근 Khanna와 Leonard<sup>5)</sup>, Sellick, Patuzzi와 Johnstone<sup>6)</sup>, Roble<sup>7)</sup>등이 생체 실험으로부터 기저막 변위와 속도를 측정할 결과 기저막 운동도 특성 주파수 근처에서 급격하게 동조하는 형태이며 신경 동조 응답과 거의 유사하다는 것을 밝혔다.

이러한 발견들은 지금까지의 코클리어 모델 해석에 문제점을 야기시켰으며 살아있는 동물의 코클리어 내에는 능동적인 소자가 있음을 나타내고 있다. 이는 외부 헤어 셀(outer hair cell)의 피이드백 효과에 기인된 것으로 추정되고 있다. 따라서 이러한 현상을 고려한 모델이 필요하게 되었으며 1986년 Neely와 Kim<sup>8)</sup>은 기저막, 피개막, 헤어 셀등의 역학과 능동 메카니즘(active mechanism)을 고려한 기계적 모델을 제시하였다.

본 연구에서는 코클리어의 능동적요소를 고려하여 기저막의 변위, 속도 및 압력 특성과 헤어 셀에서

<접수 : 1987년 12월 15일>

연세대학교 전기공학과  
Dept. of Electrical Eng., Yonsei University

\* 명지대학교 전기공학과

\* Dept. of Electrical Eng., Myong ji University

의 신경 동조 응답을 구하고 이 응답들과 기저막 운동 특성 및 신경 동조 응답에 대한 Sellick의 실측 데이터를 비교하여 코클리어 메카니즘에 능동 메카니즘이 존재함을 살펴보고자 한다.

이를 위하여 매크로 메카니즘은 코클리어 유체 역학에 대한 1차원 근사식을 사용하여 해석하였고 마이크로 메카니즘은 능동 메카니즘을 고려한 기계적 모델을 사용하여 해석하였다.

## 2. 코클리어와 능동 메카니즘

Fig. 1은 청각 경로를 나타내고 있다. 내이로 들어온 신호는 코클리어 액체에 압력을 가하게 되며 기저막이 진동하게 된다. 기저막은 위치에 따라 탄성과 질량이 변화하므로 각 신경 섬유는 잘 반응하는 고유 주파수를 갖게 된다. 기저막의 진동은 OHC(outer hair cell)의 스테레오실리아(stereocilia)를 자극하며 이때 OHC에서 발생한 압력원이 피이드백되어 기저막에 압력을 가하게 된다.

최종 신호는 신경신호로 변조되어 IHC(inner hair cell)를 거쳐 뇌로 가게된다.

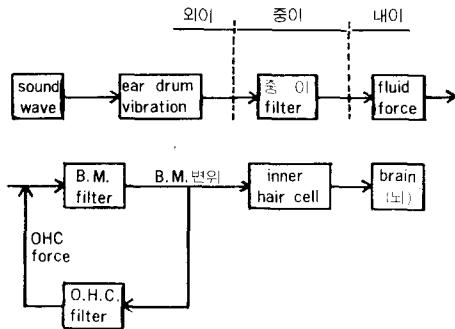


Fig. 1. Auditory pathway

OHC는 기계적 변위를 수용기 전위로 변환시킬 뿐만 아니라 수용기 전위를 기계적 변위로 변환시키는 양방향 변환기<sup>10)</sup>이다. 따라서 능동 메카니즘은 OHC에 의해서 일어나며 기저막 변위와 OHC전위 사이의 피이드백 루프<sup>8)</sup>에 의하여 실현되는 것으로 추정되고 있다.

## 3. 수학적 모델

코클리어 매크로 메카니즘은 Fig. 2의 코클리어

각형상자 모델<sup>11)</sup>에 대한 다음의 1차원 근사식을 사용하여 해석하였다.

$$\frac{d^2}{dx^2} Pd(x) = \frac{2\rho}{H} \ddot{D}_p(x) \quad (1)$$

여기서, Pd는 코클리어 경계에 가해지는 액체 압력, Dp는 코클리어 경계의 평균 변위, ρ는 액체 밀도, 점은 시간에 대한 미분을 나타낸다.

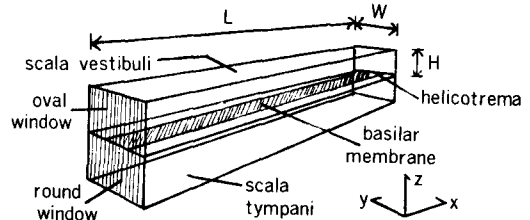


Fig. 2. Block box model of the cochlea

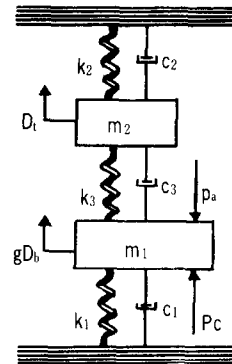


Fig. 3. Physical model of cross-section of the organ of corti<sup>3)</sup>

Fig. 3은 코르티 기관의 단면을 질량 탄성 그리고 손실을 가진 병진 운동계로 나타낸 것이다.

코클리어 경계는 x축에 관계없이 항상 같은 형태로 움직인다고 할수 있다. b를 기저막 최대 변위에 대한 코클리어 경계 평균 변위의 비율이라 하면,

$$D_p(x) = b D_b(x) \quad (2)$$

이다. 여기서 Dp는 코클리어 경계의 평균 변위이고 Db는 기저막의 최대 변위이다.

헤어 셀의 변위는 TM(tectorial membrane)과 RL(recticular lamina)사이의 전단 변위(shearing displacement)에 의한 것이다. Dc를 헤어 셀의 변위

라 하면 다음과 같다.

$$Dc(x) = g(x) Db(x) - Dt(x) \quad (3)$$

여기서,  $g(x)$ 는 코르티 기관의 변위와 RL의 호전 변위(radial displacement)간의 이득이고,  $Dt$ 는 피개막의 회전 변위이다.

OHC에서  $Dc$ 는 능동적인 힘(active force)을 발생시키고 IHC에서  $Dc$ 는 신경신호를 발생시킨다.

Fig. 3에서 보면 코르티 기관과 TM은 기계적으로 결합되어 있으며 액체압력과 OHC에서 발생된 압력( $P_a$ )에 의하여 움직인다.

$$Pd(x) - Pa(x) - g Z_1(x) \hat{\theta}_b(x) + Z_2(x) \dot{D}c(x) \quad (4)$$

$$0 = Z_2(x) \dot{D}t(x) - Z_3(x) \dot{D}c(x) \quad (5)$$

여기서,  $Z_1 = K_1/i\omega + C_1 + i\omega M_1$ 은 코르티 기관의 임피던스,  $Z_2 = K_2/i\omega + C_2 + i\omega M_2$ 는 피개막의 임피던스이고,  $Z_3 = K_3/i\omega - C_3$ 는 코르티 기관과 TM과의 상호 임피던스이다.

$P_a$ 는 헤어 셀 변위  $Dc$ 에 의해 제어된다. 헤어 셀의 스테레오실리아가 가장 큰 스테레오실리아 방향으로 휘어지면 헤어 셀에서 분극이 일어난다. 모델에서는  $Dc$ 가 증가하면 스테레오실리아는 분극되는 방향으로 휘어진다. 또 주파수가 낮아질수록 OHC의 압력이 줄어든다. 따라서  $P_a$ 와  $Dc$ 의 관계식은 다음과 같다.

$$Pa(x) = -r Z_4(x) \dot{D}c(x) \quad (6)$$

여기서  $r$ 는 능동소자 이득이고  $Z_4 = K_4/i\omega + C_4$ 는  $P_a$ 와  $Dc$ 간의 임피던스로서 주파수에 따라 변한다. 식(2)~식(6)을 풀면 합성 임피던스  $Z_p$ 는 다음과 같다.

$$Z_p = (g/b) [Z_1 - Z_2(Z_1 - r Z_4)/(Z_2 + Z_3)] \quad (7)$$

또 기저막 변위  $Db$ 와 헤어 셀 변위  $Dc$ 는 다음과 같다.

$$Db = Pd/i\omega + b Z_p \quad (8)$$

$$Dc = [g Z_2/(Z_2 + Z_3)] Db \quad (9)$$

#### 4. 컴퓨터 시뮬레이션

코클리어 길이에 따른 액체 압력( $P_d$ ), 기저막 변위( $D_b$ ), 헤어셀 변위( $D_c$ )를 계산하는 알고리즘은 Fig. 4와 같고 기저막과 헤어셀의 등변위 특성을 구하는 알고리즘은 Fig. 5와 같다. 코클리어 경계의 임피던스는 코클리어 길이를 250등분하여 식(7)에 의해 계산하였으며 액체압력은 식(1)을 유한 차분

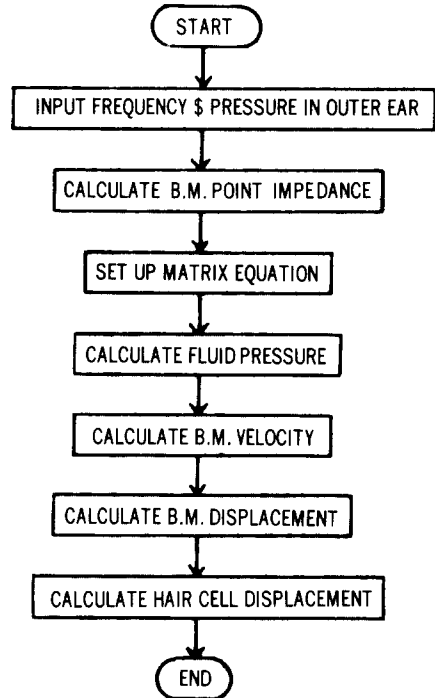


Fig. 4. Algorithm for computing response to cochlear position

방법을 이용하여 행렬 방정식을 유도한 후 crout 소거법으로 계산하였다.

기저막 변위와 헤어셀 변위는 각각 식(8)과 식(9)에 의해서 구했으며 속도는 변위를 미분하여 얻을 수 있었다.

이때 사용한 매개변수의 값은 Table 1과 같다. 사용된 컴퓨터는 IBM AT이며, 언어는 FORTRAN 77을 사용하였다.

#### 5. 결 과 고 찰

Fig. 6(a), 6(b), 6(c)는 입력 음압을 고막에서 0db SPL로 하고, 입력 주파수를 각각 0.4, 1.6, 6.4, 25.6KHz로 하였을 때의 코클리어 각 위치에 대한 기저막 압력특성, 기저막 변위특성, 헤어 셀 변위특성(신경동조 특성)이다. x축은 기저막의 길이를 250등분한 것을 나타내며, 1은 스테이피즈, 250은 헬리코트레마의 위치이다. 고주파는 스테이피즈 근처에서, 저주파는 헬리코트레마 근처에서 공진하고 있다.

Table 1. Parameters Values<sup>9</sup>

$K_1(x)$ ; $1.1 \times 10^8 e^{-4x}$ dyn · cm <sup>3</sup>	$b$ ; 0.4
$C_1(x)$ ; $20 + 1500e^{-2x}$ dyn · s · cm <sup>3</sup>	$L$ ; 2.5cm
$M_1(x)$ ; $3 \times 10^{-3}$ g · cm <sup>-2</sup>	$H$ ; 0.1cm
$K_2(x)$ ; $7 \times 10^{-6} e^{-4x}$ dyn · cm <sup>3</sup>	$W$ ; 0.1cm
$C_2(x)$ ; $10e^{-2x}$ dyn · s · cm <sup>3</sup>	$K_m$ ; $2.1 \times 10^5$ dyn · cm <sup>3</sup>
$M_2(x)$ ; $0.5 \times 10^{-3} e^x$ g · cm <sup>-2</sup>	$C_m$ ; 400 dyn · s · cm <sup>3</sup>
$K_3(x)$ ; $10^7 e^{-4x}$ dyn · cm <sup>3</sup>	$M_m$ ; $45 \times 10^3$ g · cm <sup>-2</sup>
$C_3(x)$ ; $2e^{-0.8x}$ dyn · s · cm <sup>-3</sup>	$A_s$ ; 0.01cm <sup>2</sup>
$K_4(x)$ ; $6.15 \times 10^8 e^{-4x}$ dyn · cm <sup>-3</sup>	$A_m$ ; 0.35cm <sup>2</sup>
$C_4(x)$ ; $1040e^{-2x}$ dyn · s · cm <sup>-3</sup>	$G_m$ ; 0.5
$r$ ; 1 dyn · cm <sup>3</sup>	$N$ ; 251
$g$ ; 1	$\rho$ ; 1 dyn · cm <sup>-3</sup>

Fig. 7은 Fig. 6과 같은 조건하에서 능동 메카니즘을 고려한 경우(a)와 이를 고려치 않은 경우(b)의 기저막 변위특성이다. 능동 메카니즘을 고려한 경우

가 보다 급격하게 동조하는 특성을 나타내고 있다.

Fig. 8(a)의 곡선 a, b, c는 각각 주파수 변화에 따른 기저막의 한위치에 있어서의 기저막의 등변위

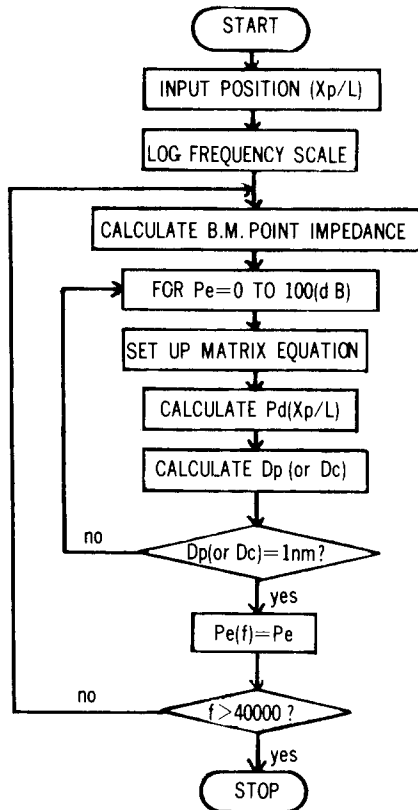
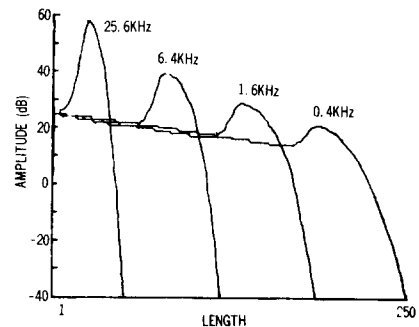
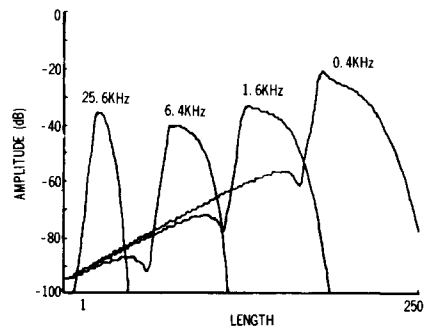


Fig. 5. Algorithm for computing response to frequency



(a)



(b)

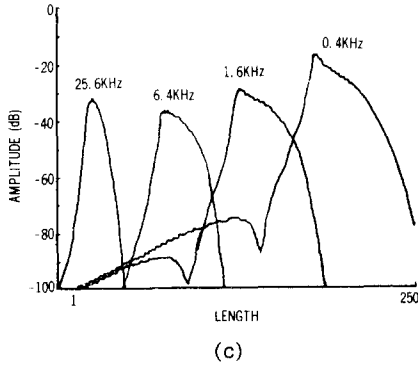


Fig. 6. Cochlear position responses with various frequency

- (a) The magnitude characteristic of B. M. pressure
- (b) The magnitude characteristic of B. M. displacement
- (c) The magnitude characteristic of hair cell displacement(neural tuning)

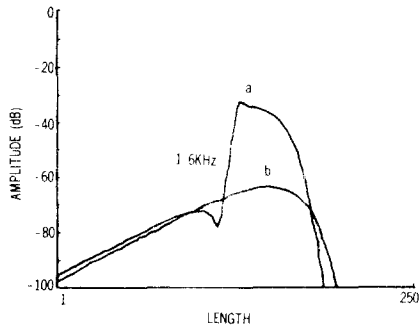


Fig. 7. Comparison of B. M. displacement in active and passive model

(1nm)특성, 기저막의 등속도(0.04mm/s)특성 및 헤어셀의 등변위(1nm) 특성을 나타낸다. x축은 주파수의 대수 스케일이고 y축은 고막에서의 음압(dB)이다. 모든 곡선은 능동 메카니즘을 고려한 경우이며 Fig. 8(b)의 Sellick<sup>6)</sup>의 생리학적인 측정치와 일치하고 있음을 보여준다.

Fig. 9(a)는 기저막의 등속도 곡선으로 곡선 a는 능동 메카니즘을 고려한 경우이고, 곡선 b는 이를 고려하지 않은 경우이다. Fig. 9(b)는 Sellick<sup>6)</sup>이 생리학적으로 측정된 기저막의 등속도 특성으로 곡선 a는 생체실험으로, 곡선 b는 사체실험으로 각각

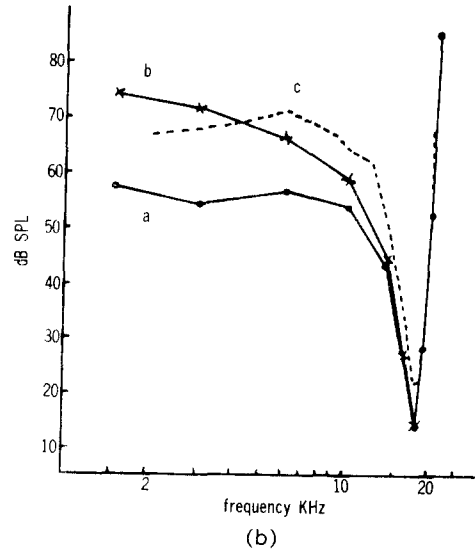
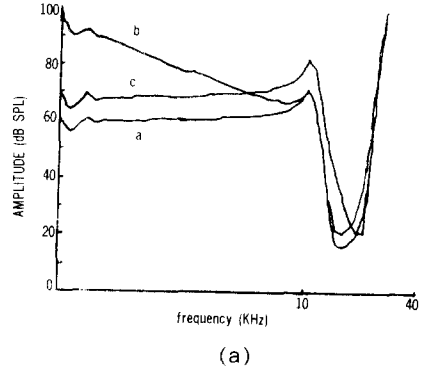
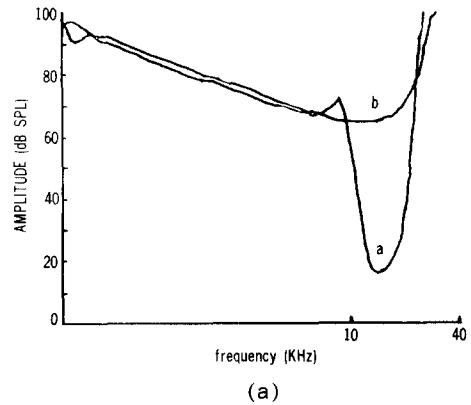


Fig. 8. Cochlear frequency response curves

- (a) Model responses
- (b) Physiological measurements by Sellick



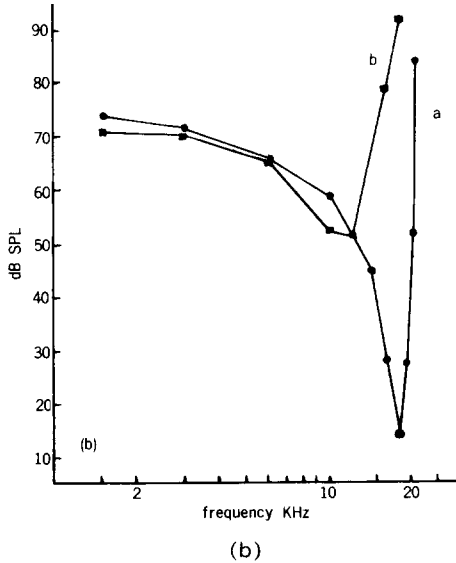


Fig. 9. A comparison of B. M. iso-velocity characteristics  
 (a) between in active model and in passive model  
 (b) between in vivo and in post mortem measurement by Sellick

얻은 것이다. 능동 메카니즘을 고려한 경우는 생체 특성과 일치하고 능동 메카니즘을 고려치 않은 경우는 사체 특성과 일치하고 있음을 보여 준다. 즉 능동 메카니즘은 청각기관이 음의 주파수를 민감하게 해석할 수 있도록 도와주고 있음을 알 수 있다.

### 6. 결 론

본 논문에서는 코클리어 매크로 메카니즘을 1차원 근사식으로 풀고 마이크로 메카니즘을 능동 소자 이론으로 풀어 기저막 변위, 속도, 압력특성과 신경 동조 응답을 해석하였다. 얻어진 결과는 다음과 같다.

1. 능동 메카니즘을 고려한 모델에서는 기저막이 급격히 동조하고 이를 고려하지 않은 모델에서는 완만히 동조하는 특성을 해석할 수 있었다.
2. 저주파는 헬리코트레마 근처에서 고주파는 스테이피즈 근처에서 최대 공진이 일어나는 이동파 특성을 해석할 수 있었다.
3. 능동 메카니즘을 고려한 모델에서 기저막의 기계적 특성과 헤어셀 자극에 대한 신경 동조 응답은 매우 비슷함을 해석할 수 있었다.

4. 최근의 생리학적 데이터와 일치하는 기저막의 등변위 특성, 등속도 특성과 헤어셀의 등변위 특성을 얻을 수 있었다.

5. 능동 메카니즘은 청각 기관이 음의 주파수에 대해서 민감하게 반응하도록 도와 주고 있음을 알 수 있었다.

### 참 고 문 헌

- 1) Békésy, G.V., "Experiments in hearing" McGraw-Hill, New York, pp. 403~429, 1960.
- 2) Rhode, W.S., "Observations of the vibrations of the basilar membrane in squirrel monkeys using the Mössbauer technique" J. Acoust. Soc. Am. 49, pp. 1218~1231, 1970.
- 3) Johnstone, B.M., Yates, G.K., "Basilar membrane tuning curves in the guinea pig" J. Acoust. Soc. Am. 55, pp. 584~587, 1974.
- 4) Kiang, N.Y.S., Moxon, E.C., "Tails of tuning curves of auditory nerve fibers" J. Acoust. Soc. Am. 55, pp. 620~630, 1974.
- 5) Khanna, S.M. and Leonard, D.G.B., "Basilar membrane tuning in the cat cochlea," Science 215, pp. 305~306, 1982.
- 6) Sellick, P.M. and Patuzzi, R. and Johnstone, B.M., "Measurement of basilar membrane motion in the guinea pig using the Mössbauer technique," J. Acoust. Soc. Am. 72, pp. 131~141, 1982.
- 7) Roble, 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" Peripheral Auditory Mechanism, pp. 121~128.
- 8) Brownell, W.E., "Observation on a motile response in isolated outer hair cell" Mechanisms on Hearing, pp. 5~10, 1983.
- 9) Neely, S.T. and Kim, D.O., "A model for active elements in cochlear biomechanics," J. Acoust. Soc. Am. 79, pp. 1472~1480, 1986.
- 10) Weiss, T.F., "Bidirectional transduction in vertebrate hair cells: A mechanism for coupling mechanical and electrical processes" Hearing research, pp. 353~360, 1982.
- 11) 강세호 "코클리어 기저막 속도 특성에 관한 연구" 연세대학교 대학원, 1983.