

## 기네아피그 달팽이관의 N1-N2 오디오그램<sup>1)</sup>

잠순석

=Abstract=

### N1-N2 Audiograms of the Guinea Pig Cochlea

Soon Suck Jarng

N1 and N2 gross neural action potentials were measured from the round window of the guinea pig cochlea at the onset of the acoustic stimuli. N1-N2 audiograms were made by means of regulating stimulant intensities in order to produce constant N1-N2 potentials as criteria for different input tone pip frequencies. The lowest threshold was measured with an input tone pip 15 dB SPL in intensity and 12 KHz in frequency when the animal was in normal physiological condition. The procedure of experimental measurements is explained in detail. This experimental approach is very useful for the investigation of the Cochlear function. Both nonlinear and active functions of the Cochlea can be monitored by N1-N2 audiograms.

**Key words :** Guinea Pig, Cochlea, N1 and N2 Gross Neural Action Potential, N1-N2 Audiogram

### 서론

달팽이관의 가장 관심 있는 기능들 중에서 아직까지 그 세부적인 원리가 밝혀지지 않은 것이 많이 있다. 그 중에서도 달팽이관의 능동적 생체 역학(Active Biomechanics)과 비선형성(Nonlinearity)을 꼽을 수 있다<sup>1)</sup>. 능동적 생체 역학이란 달팽이관을 하나의 시스템이라 할 때, 입력 신호에 대한 출력 응답이 나오는 과정에서 입력 신호가 가지는 외적인 에너지 이외에 시스템 자체의 내적인 에너지가 추가된다는 것이다. 이는 마치 전기 소자인 트랜지스터나, OP 앰프가 입력 신호를 증폭하기 위해 DC 공급 전원으로 부터 에너지가 추가되는 것과 같은 이치이다. 그리고 달팽이관에서의 비선형성이란 입력 신호 증폭의 정도가 입력 신호의 크기에 비선형적으로 반비례하여 감소한다는 것이

다. 이 두 기능들이 달팽이수도관 내부에 있는 코르티기관의 미시적 생체 역학에 의해 발생한다는 사실이 기저막의 변위에 관한 실험으로 증명된 지<sup>2, 3)</sup> 10년이 지난 현재까지도 이 사실에 대한 세부적인 원리가 체계적으로 설명되지 못하고 있다. 특히 달팽이관의 비선형적이며 능동적인 생체 역학이 구체적으로 코르티기관 어디서 어떻게 발생하는가를 밝히는 데 많은 연구가 수행되고 있다. 이 문제의 해결을 위해 생체 실험 결과에 근접하는 생체 역학 시뮬레이션을 개발하고 그 시뮬레이션으로부터 생체 역학의 원리를 역추적하는 방법이 시도되어 왔다<sup>4, 5, 6)</sup>. 다른 방법으로는 약물 주입이나 격음 노출에 의해 음향 손상을 주고 그에 따른 기능 변화를 측정하여 이를 토대로 생체 역학의 원리를 밝혀 내는 방법이 있다<sup>7, 8)</sup>. 이러한 접근 방법들이 만족할 만한 결과를 가져오지 못하는 이유는 무엇보다도

조선대학교 공과대학 제어계측 공학과

Dept. of Control & Instrumentation, Cho-Sun University

† 이 논문은 1995년도 조선대학교 학수연구비 및 조선대학교 우수연구센터 지원연구비에 의하여 연구되었음.

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

코르티기관의 미시적 구조체들의 상호 복합적인 연관성 때문이다. 따라서 코르티기관의 미시적 기능을 연계적으로 포함시키는 완벽한 달팽이관 모델링을 구현해야 한다. 또는 음향 손상으로 발생하는 미시적 구조체들의 파괴가 어디까지 파급되는 지 알아야 한다. 이를 위해 전자 현미경을 사용한 형태학적 연구도 함께 수행되어지고 있다.<sup>9, 10)</sup>

등자골을 통해 입력되는 외부 압력은 전정계의 유체를 지나게 된다. 이 과정에서 기저막은 유체 압력이 가지는 신호의 특성에 따라 공진하여 변위하는 반응을 한다. 기저막의 변위는 기저막 위에 있는 유모세포의 안팎으로  $K^+$ ,  $Na^+$ ,  $Ca^{2+}$ ,  $Cl^-$ 와 같은 이온들이 전위 경사도에 의해 흐르도록 한다. 이 같은 이온들은 유모세포내의 전위를 바꿔주는 변환(Transduction)을 야기시킨다. 이러한 세포내의 전위 변환은 유모세포 하단부에 위치한 많은 구심성 신경 섬유들의 활동 전위를 개별적으로 유발시킨다. 개별적으로 발생하는 각각의 신경 활동 전위는 약 1msec의 간격으로 계속해서 흥분(Impulse)된다. 이러한 개별적인 신경 활동 전위를 총체적으로 측정하게 되면 (N1, N2) 달팽이수도관의 어떤 특정 부위에 대한 응답이 아닌 전체적인 응답이 되어버린다. N1 그리고 N2의 약자는 총체적으로 유발되는 신경 활동 전위이며, N1과 N2의 차이점은 음향 자극 후에 측정되는 첫 번째 (N1: Initial Negative Neural Potential) 그리고 계속해서(약 1msec 이후) 두 번째(N2: Secondary Negative Neural Potential)의 총 신경 활동 전위이다. 이 두 총 신경 활동 전위가 유발된 뒤에도 계속해서 신경 활동 전위는 유발되지만 위상의 차이로 인해 서로 상쇄되는 까닭에 거의 측정이 되지 않는다. 개별적인 청신경 섬유로부터 얻어지는 FTC(Frequency Threshold Curve)와는 달리 정원창에서의 총 신경 활동 전위(Gross Neural Action Potential)만으로 N1-N2 오디오그램을 만들었다. 이는 비파괴 검사로써 측정 과정에도 동물의 생리 상태를 장시간 정상으로 유지할 수 있는 장점과, 그리고 FTC는 달팽이관의 한 위치에서의 조음을 보여주는 반면에 N1-N2 오디오그램은 달팽이관의 전체적인 응답을 보여주는 때문이다. 총 신경 활동 전위를 정원창으로부터 측정한 것은 이 부위가 언제나 측정하기 때문이다. 달팽이관 유체를 매개체로 고실계를 경유하여 정원창으로 활동 전위가 전달되기 때문에, 총 신경 활동 전위에 대한 측정 위치로는 정원창이 가장 전위원에 근접한 장점이 있다. 달팽이관을 손상시키지 않으면서도 미약한 총 신경 활동 전위의 전류를 최대한 입력시키기 위해 정원창을 측정 부위로 택하였다. 다만 구리 전극선이 정원창에 놓여질 경우 정원창이 파괴돼 유체가 밖으로 흐를 가능성이 있다. 따라서 전극선

을 정원창의 가장자리에 놓여지도록 한다. 이 같은 파열을 방지하고 자 정원창 가까이 달팽이관 외벽 뼈에서 측정하기도 한다.<sup>11)</sup>

이 논문은 기네아피그 달팽이관에 관한 생체 실험의 보편적 방법과 결과를 다루고 있다. 결과에서 보여주는 N1-N2 오디오그램은 달팽이관 기능의 정상적인 동작 여부를 감시(Monitoring)하는 데 매우 유용하다. 기네아피그 달팽이관의 기능 분석을 실험적으로 계속하기 위해 실험 도중에 동물의 청각 생리가 정상적으로 유지되는 지 빠른 시간에 측정할 필요가 있다. 이 연구는 단기적으로 실험 도중에 필요한 청각 기능의 감시를 위한 목적이 있고, 계속해서 장기적으로 산업 현장에서의 급성적 격음 노출로 인해 청각 기능이 얼마나 달라지는 가를 연구하려는 궁극적 목적을 위해 수행되어 졌다.

## 방 법

365g에서 750g사이의 기네아피그를 25% 우레탄(5.5ml/kg)의 복강내주사로 마취시켰다. 5분 후에 기관 절개술을 하고 계속되는 실험 도중에 마취 상태와 기관절개류브의 차단 여부를 확인하였다. 머리 윗 부분의 피부를 절피하고 후두부를 둘러싸는 근육과 조직을 스캘펠로 분리시켰다. 양쪽의 이개를 가위로 절단한 뒤, 외이도 주위의 근육과 조직을 가능하면 많이 조심스럽게 제거하였다. 외이도 가장자리에 있는 뼈와 조직을 겸자를 사용하여 부서뜨리며 그 구멍을 넓혔다. 이러한 수술은 음향 결합기가 고막 가까이 접근되게 하기 위하여 었다. 외이도로부터 후측으로 5mm 떨어진 얇은 측두골을 광학 현미경으로 관찰하며 용수의적으로 천공하였다. 이 구멍을 통하여 구리 전극선이 정원창 가장자리에 놓여지도록 하였다. 전극선은 음향 결합기와 더불어 머리 위치를 고정시켜 주는 머리 받침대에 부착시켰다(그림 1). 왜냐하면 전극선이 정원창의 얇은 막에 손상을 주지 못하도록 머리의 회전에 따라 같은 방향으로 움직여야 하기 때문이다. 온도 측정용 프로브를 직장 안으로 삽입시키고 동물의 체온에 따라 전열판이 자동으로 조절되도록 하여 기네아피그의 체온을 언제나 38°C로 유지시켰다.

그림 2는 입력 자극과 출력 응답 측정의 실험 절차에 대한 블록 도표이며 각각의 블록에 대한 설명은 다음과 같다.

1. 디지털 신호 발생기: 10KHz 주파수에서 2.69V(peak-to-peak) 전압의 연속 정현파를 기준 출력 신호로 정하였다. 신호 발생기는 컴퓨터에 접속되고 컴퓨터 프로

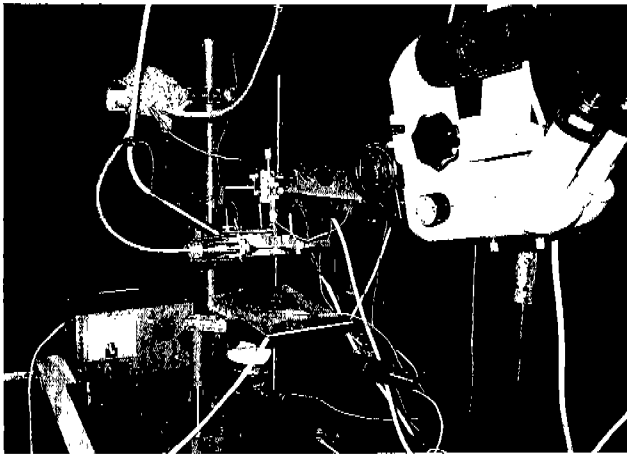
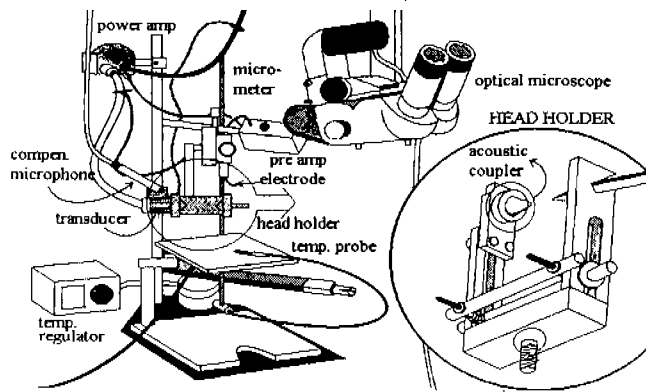


그림 1의 모식도



**Fig. 1.** Acoustic Coupler: An animal holder, shaped like 'c', is suspended to a thick iron bar (in the middle). A coupler in the animal holder is inserted into the left external auditory meatus to form a closed acoustic system. A Transducer is interfaced to the ear drum through the acoustic coupler.

그림 1. 음향 결합기: 가운데 'c' 자형으로 생기고, 굵은 쇠봉에 부착돼 있는 것이 머리 받침대이다.

머리 받침대 안에 있는 결합기는 봉합된 음향 시스템을 구현하고 자 왼쪽 외이도 안으로 삽입 된다. 변환기는 결합기를 통해 고막으로 연결된다.

그림에 의해 자기 다른 주파수의 정현파가 Trigger되어 자동으로 발생하도록 하였다.

2. 게이트: 신호 발생기로부터 입력된 연속 정현파는 0.2msec ramp를 가지면서 0.6msec로 gate되었다. 이에 따른 출력 게이트 신호의 대역폭은 약 1.8KHz였다. 게이트는 10dB의 전압 감쇠를 가지기 때문에 게이트된 정현파는 0.85V의 전압을 나타낸다.
3. 감쇠기: 게이트와 감쇠기를 컴퓨터에 접속시켜 프로그램에 의해 자동으로 게이트를 개폐시키거나 감쇠기의 감쇠 정도를 조절할 수 있도록 하였다.

4. Anti-Squaring 기기: 다이오드를 사용한 비선형 전기 회로로써 변환기의 비선형성을 보정하기 위해서 사용하였다. 이 기기로 인해 변환기에서 발생하는 2차와 3차 화성 왜곡이 1차 화성에 비해 50dB정도 줄일 수 있었다.
5. 파워 앰프: AC 입력 신호를 증폭하고 200V의 DC offset를 더하여 변환기로 출력시키도록 하였다.
6. 변환기: Bruel & Kjaer 1/2" 콘덴서 마이크로폰 (type 4134)을 사용하여 전기적 신호가 음향 압력으로 변환되도록 하였다.
7. 결합기: 변환기에서 발전하는 음향 압력은 외이도에 삽입시킨 머리 받침대 안에 있는 결합기를 통해 고막에 전달되도록 하였다. 이는 봉합된 음향 시스템을 구현시키기 위하여 었다<sup>12)</sup>.
8. 프리 앰프: 고막에 전달된 음향 압력은 달팽이관으로 그 신호가 전달되고 그 자극에 대한 응답으로 발생하는 총 신경 활동 전위는 정원창에 놓여진 전극선을 통해 프리 앰프로 입력되어 1000배로 증폭된다.
9. 증폭기: 입력 전위는 AC뿐만 아니라 DC까지 동시에 25배 증폭되었다. 그 이상 증폭시키기 어려운 것은 50Hz의 전기적 잡음 간섭으로 잡음이 심해지기 때문이었다. 필터를 거치지 않아서 DC전위가 없어지지 않음으로 총 신경 활동 전위에 내포돼 있는 가중 전위 (Summating Potential)를 측정할 때 필요하다.
10. 컴퓨터: 음향 압력이라는 입력 자극에 대한 출력 반응이 총 신경 활동 전위이며 이 출력 전위 신호는 게이트된 입력 정현파 신호에 대해 위상이 고정되는 까닭에, 그 출력 전위를 컴퓨터로 입력시켜 반복되는 자극에 대한 평균값을 구하였다. 즉 매번 얻어지는 입력 자극-출력 반응에 대한 실험 측정을 여러 번 반복하고 그에 따른 평균 응답을 구하였다. 이는 잡음을 최소화하는데 매우 유용하다. A/D-D/A 변환을 위한 샘플링 타임은 25sec였고 256개의 데이터를 입/출력시켰다.
11. 프로브관: 머리 받침대 안에 만들어진 작은 구멍을 통해 길이 5cm의 가느다란 스테인레스 프로브관을 집어 넣어 고막 가까이 접근되도록 조정하였다. 프로브관은 주파수 보정을 가진 것으로 구입하였다.
12. 보정 마이크로폰: Bruel & Kjaer 1/2" 콘덴서 마이크로폰 (type 4134)에 nose cone (UA0386)을 씌우고 그 입구로 프로브관을 투입시켰다.
13. dB SPL 미터 (Bruel & Kjaer type 2606): 실험 도중에는 음향 압력의 음강도가 상대적인 dB 단위로만 측정되고 최종적인 절댓값은 보정 프로브관과 보정 마이크로

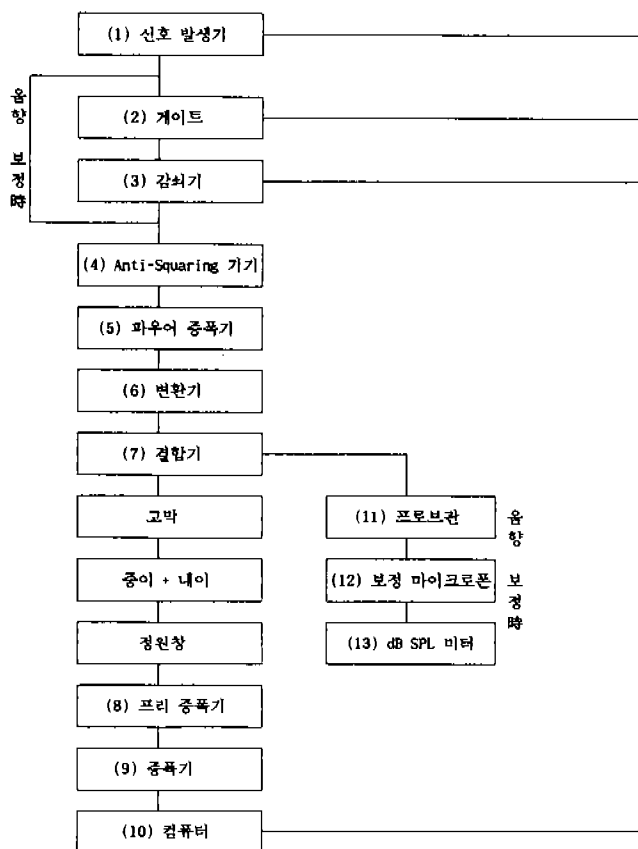


Fig. 2. Block diagram of the experimental procedure  
 그림 2. 실험 과정에 관한 블록 도표

폰 그리고 dB SPL (Sound Pressure Level) 미터로 구성된 보정 시스템으로 dB SPL 단위로 하였다.

음향 자극을 위해 입력되는 게이트된 정현파는 감쇠기로 그 크기가 조절되기 때문에, 실험 측정에서 얻어지는 결과는 상대적인 dB 감쇠기 단위로 우선 측정된다. 이는 음향 보정을 거쳐 dB SPL 단위로 변환되어야 한다. 변환기에서 발진하는 음향 압력은 변환기 자체의 불안정성, 결합기의 공진 현상 그리고 변환기에서 고막까지의 거리 등의 여러 가지 환경 변수 때문에, 매번의 생체 실험 때마다 그 음향 압력의 크기가 주파수에 따라 많이 달라진다. 따라서 각기 다른 동물에 대한 실험 때마다 각각의 음향 주파수에 대해서 고막 바깥쪽 near field에서의 dB SPL을 측정해 주는 음향 보정이 필요하다. 그 보정 과정은 역시 그림 2에서 보여준다. 0dB의 감쇠 크기에 해당하는 0.85V 보다 -13dB만큼 커진 3.8V의 연속 정현파를 신호 발생기에서 바로 Anti-Squaring기기로 보낸다. 앞에서 언급한 보정 시스템에서 dB SPL 미터는 각각의 음향 발진 주파수에

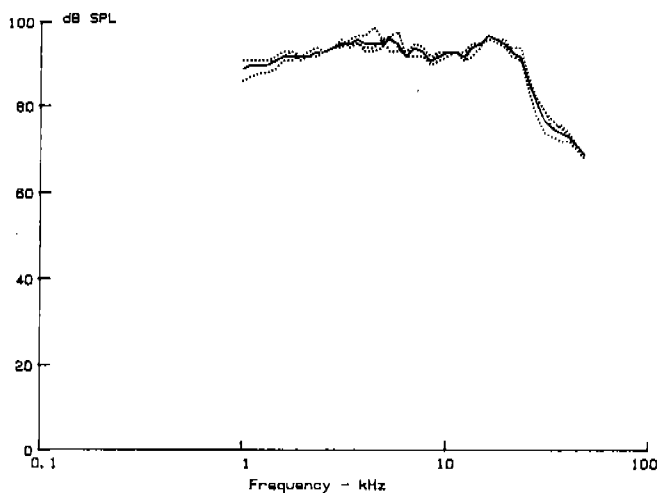


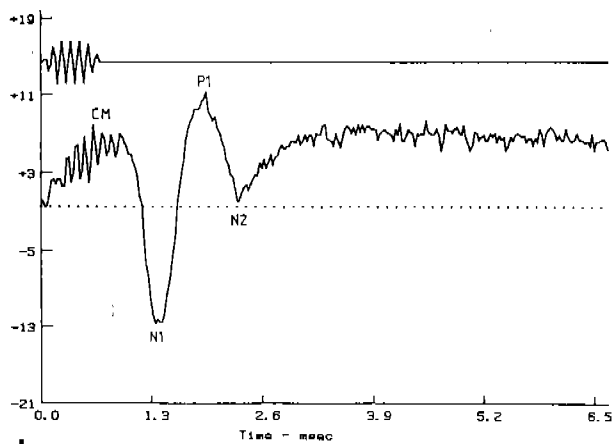
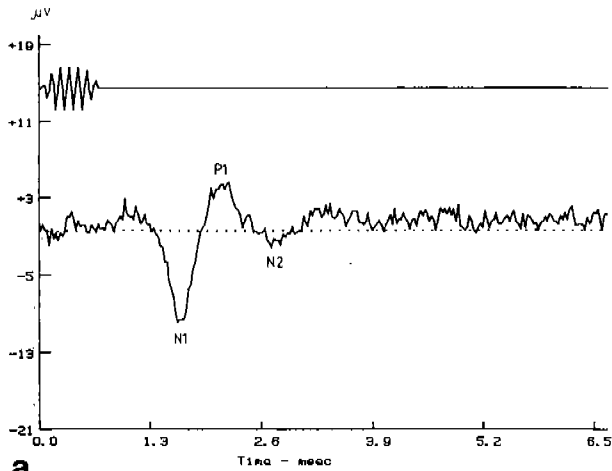
Fig. 3. The compensated dB SPL responses at the tympanic membrane (dotted lines) with a 0 dB input attenuation for three different guinea pigs plotted against frequency. The continuous line is the averaged value of the 3 frequency responses

그림 3. 세 마리의 다른 기네아피그들의 고막에서의 0dB 감쇠에 대한 보정 dB SPL 주파수 응답(점선) 실선은 3개의 주파수 응답들의 평균값이다.

따라 -13dB의 음향 압력을 측정한다. 이렇게 해서 만들어진 ①-13dB SPL 주파수 응답으로부터 ② 13dB와 ③ 프로브관의 주파수 응답 그리고 ④ 보정 마이크로폰의 주파수 응답을 빼면 (①-②-③-④=⑤) ⑤ 0dB 감쇠에 대한 보정 dB SPL 주파수 응답이 구해진다. 실험 측정으로 얻어지는 ⑥ 상대적인 dB 감쇠 주파수 응답을 ⑤로부터 빼면 (⑤-⑥=⑦) ⑦ 절대적인 dB SPL 주파수 응답이 구해진다. 그림 3은 동물 상태가 양호했을 때 3개의 각기 다른 동물에 대한 ⑤ 0dB 감쇠에 대한 보정 dB SPL 주파수 응답(점선)을 구하여 그에 대한 평균(실선)을 계산한 것이다. 0dB 감쇠에서 10KHz의 입력 음향 압력의 크기는 93dB SPL이었다.

### 결 과

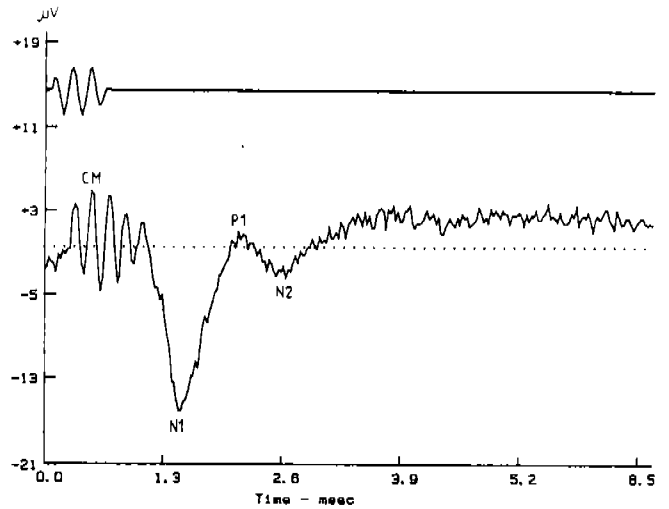
10KHz의 주파수 그리고 46dB SPL의 음향 입력에 대해 정원창으로부터 나오는 총 신경 활동 전위를 그림 4(a)에 나타냈다. 그림 4(b)는 68 dB SPL의 입력에 대한 결과이다. 이 두 결과는 전국선에서 출력되는 전위를 25×1000배 증폭만 시킨 것이다. 음의 강도가 커짐에 따라 CM (Cochlear Microphonic)과 가중 전위 SP(Summating Potential)가 두드러지게 발생하였다. N1과 N2는 음향 자극에 대한



**Fig. 4.** The gross potentials measured from an electrode on the round window (CM, N1, P1, N2) with a 10KHz input tone pip frequency for different input intensities: (a) 46 dB SPL, (b) 68 dB SPL plotted against time. The input tone pips (upper lines) are also plotted. Dotted lines: 0V

**그림 4.** 10KHz 주파수의 tone pip을 서로 다른 음강도로 입력시켰을 때, 정원창에 놓여진 전극선에서 측정된 총 신경 활동 전위들을 나타냈다. (a) 46 dB SPL, (b) 68 dB SPL 위쪽 실선들은 입력 tone pip이며 점선은 0 Volt 전위이다.

청신경의 반응이 총체적 활동 전위로 발생한 것이며 N1과 N2사이에는 0.83msec에서 1.25msec의 시간이 소요된다. 전기적 방전에 해당하는 N1과 N2사이에 이온 전하 충전 (P1)이 필요하며 P1은 양의 전위인 반면에 N1과 N2는 음의 전위를 가진다. N1의 방전이후에 P1의 충전이 뒤따르듯이 N2의 방전이후에도 그림에는 나타나지 않는 P2의 충전이 계속된다. 하지만 서론에서 언급한대로 약 1msec의 간격으로 흥분되는 개별적인 구심성 활동 전위들이 달팽이관 유체를 지나면서 서로간의 위상이 다름으로 그 크기



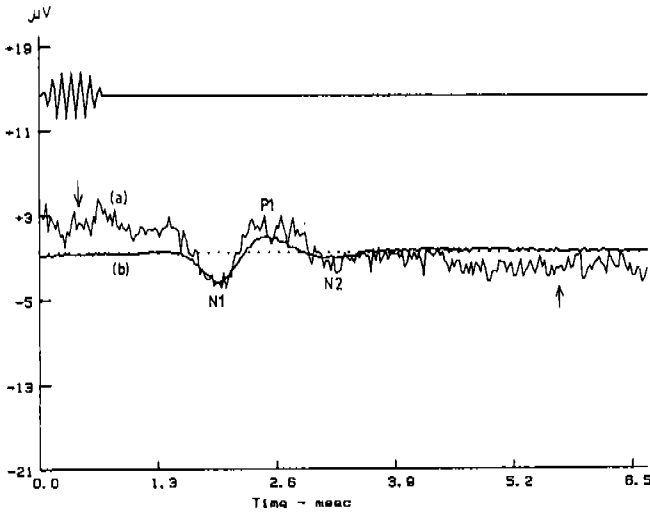
**Fig. 5.** The gross potentials with an input tone pip 76 dB SPL in intensity and 5KHz in frequency

**그림 5.** 76 dB SPL 음강도와 5KHz 주파수의 tone pip을 입력시켰을 때에 측정된 총 신경 활동 전위들을 나타냈다.

가 상쇄된다. 따라서 정원창에서 총체적으로 측정하는 총 신경 활동 전위 P2는 상대적으로 매우 미약하다. 그림 4에서 입력 자극 음의 강도가 커짐에 따라 N1-P1-N2 전위도 커질 뿐 아니라 전위 잠복기(Latency)도 빨라짐을 알 수 있다. 이 같은 변화는 입력 음향 소스의 주파수와 강도가 달라짐에 따라 비선형적으로 발생한다. 예를 들어 같은 동물 실험에서 입력 주파수가 5KHz이고 음의 강도가 76 dB SPL일 때의 N1-P1-N2 전위 크기가 그림 4(b)의 것보다 오히려 작게 나왔다(그림 5 참조).

또 실험 도중의 동물 생리 상태에 따라서도 N1-P1-N2 전위 크기는 많이 달라진다. 따라서 N1-P1-N2 전위 측정의 안정성을 높이기 위해 여러 번의 반복 측정 후의 평균을 구하였다. 그림 6에서 (a)와 (b)는 각각 10KHz의 주파수 그리고 43 dB SPL의 음향 자극에 대한 N1-P1-N2 전위를 1번 (a) 그리고 128번 (b) 반복하고서 평균을 구한 결과이다. 반복되는 입력 자극-출력 응답의 시간 간격은 100msec였으며 이는 달팽이관이 매 번의 음향 자극으로부터 정상적 기능을 회복하기에 충분한 시간이다. 그림 6이 보여주는 것처럼 반복 측정의 경우 50Hz의 간섭 잡음(화살표)이 현저하게 없어진다.

반복 측정과 평균화 과정을 통하여 안정된 N1-P1-N2 전위를 측정하고 이를 바탕으로 N1-N2 오디오그램을 만들었다. 즉 각각의 입력 주파수에 대해서 P1에서 N1을 뺀 값이 2.4µV로 일정하게 나오도록 입력 자극 음의 강도를 자



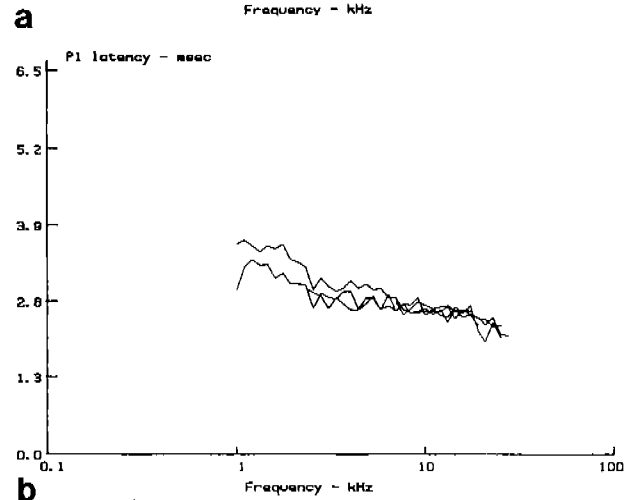
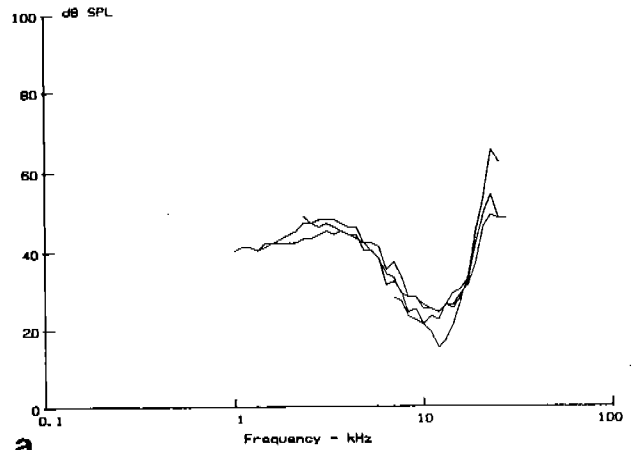
**Fig. 6.** The experiments of the input-stimulation & output-record for the grossly amplified output potentials (25x1000 times) were (a) either not repeated (b) or repeated 128 times and averaged. Input tone pip frequency: 10 KHz & Intensity: 43 dB SPL

**그림 6.** 총 신경 활동 전위를 25×1000배 증폭만 하는 입력 자극-출력응답의 실험을 (a) 반복하지 않거나 (b) 128회 반복한 뒤 평균을 구하였다. 43 dB SPL 음강도와 10 KHz tone pip

동적으로 조절하였다. 이렇게 해서 만들어지는 한계치 곡선을 N1-N2 오디오그램이라 부른다. 그림 7은 정상 상태의 4마리의 기네아피그로부터 얻어진 (a) N1-N2 오디오그램과 (b) P1 잠복기를 보여준다. 가장 낮은 한계 음강도로 12KHz의 주파수에서 15dB SPL까지 측정이 가능했다. U자형 굴곡이 4KHz에서 20.9KHz까지 넓게 분포되어 있다. 4KHz이하에 대한 N1-N2 오디오그램에 대한 분석은 입력 음향 신호가 1.8KHz의 대역폭을 가지기 때문에 어렵다. P1의 잠복기는 4KHz 주파수에서 2.69msec를 그리고 20.9KHz 주파수에서 2.1msec까지 빨라졌다. 로그 단위의 주파수에 대해 선형적인 P1 잠복기의 결과는 달팽이관의 공진 주파수 특성이 로그 단위로 분포됨을 보여준다.

**결 론**

그림 7은 정상적인 달팽이관의 총 신경 활동 전위의 한계 곡선을 보여주며, 달팽이관의 비정상적인 동작 여부는 정상적인 N1-N2 오디오그램과의 비교 분석함으로써 가능해진다. 신속한 N1-N2 오디오그램의 측정은 이를 바탕으로 달팽이관에 관한 전기 생리적 실험을 계속해서 수행하는 데 매우 유용하다. 산업 현장에서의 급성적 또는 만성



**Fig. 7.** The N1-N2 audiograms (a) and the P1 latency responses (b) from four different cochleas in good condition plotted against frequency. 0 msec in the P1 latency corresponds to the onset of the input tone pip.

**그림 7.** 정상적인 네 개의 달팽이관의 N1-N2 오디오그램 (a)과 P1 잠복기 주파수 응답을 구하였다. P1 잠복기에서의 0 msec는 입력 tone pip의 시작을 의미한다.

적 소음 공해는 달팽이관의 청각 기능 저하의 원인이 된다. N1-N2 오디오그램은 청각 기능 감퇴의 구조적 이유를 알아보기 위해, 격음 노출과 같은 음향 손상 전후의 달팽이관 기능의 전체적인 정량 측정을 위해 유용하다. 그리고 격음 노출 전후의 N1-N2 오디오그램과 달팽이수도판에서의 손상을 형태학적으로 비교 분석하는 데 매우 필요하다<sup>10)</sup>. 개별적인 청각 신경 활동 전위에서 측정되는 한계치 곡선보다는 총체적인 청각 신경 활동 전위에서 측정되는 한계치 곡선은 달팽이관의 전체 길이에 대한 응답으로 나타나기 때문이다. 이 실험 과정은 컴퓨터를 중심으로 하여 자동화하도록 하여 동물의 생리 상태가 악화되기 전에 신속히 생체 측정이 가능하도록 하였다. 음향 자극 실험은

음향적으로 외부와 철저히 고립된 방음실에서 수행되었으나 생체 반응의 전위가 수 마이크로 볼트 단위의 전압이기에 전기적 잡음은 불가피하였다. 앞으로 계속해서 격음 노출과 같은 음향 손상에 따른 기능 저하와 시간에 따른 회복 과정을 살펴보고자 한다. 마취 방법을 좀 더 개선하여 정상적인 생리 상태가 오래 지속되도록 하며, 음향 압력 자극의 방법과 그에 따른 dB SPL 보정 방법의 개선이 앞으로의 중요한 과제이다. 외이도에서의 음향 변화가 동물에 따라 매우 다르기 때문에 획기적인 dB SPL 보정 기술이 개발되어야 한다. 이는 실험 측정의 정확한 평가를 위해 매우 중요하기 때문이다.

### 참 고 문 헌

1. Pickles J. O., "An Introduction to the Physiology of Hearing", Academic Press, London and New York, 1982.
2. Sellick P. M., Patuzzi R., Johnstone B. M., "Measurement of Basilar Membrane Motion in the Guinea Pig using the Mossbauer Technique", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 72, pp 131-141, 1982.
3. Khanna S. M., Leonard D. G. B., "Basilar Membrane Tuning in the Cat Cochlea, Science," Vol. 215, pp 305-306, 1982.
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. 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.
7. Thorne P. R. and Gavin J. B., "Changing relationships between structure and function in the cochlea during recovery from intense sound exposure", Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., Vol. 94 (1 part 1), pp 81-86, 1985.
8. Liberman M. C. and Dodds L. W., "Chronic ultrastructural changes in acoustic trauma: Serial-section reconstruction of stereocilia and cuticular plates", Hearing Res., Vol. 26, pp 65-88, 1987.
9. Robertson D., "Combined electrophysiology and ultrastructure of acoustic trauma in the guinea pig cochlea", Arch. Otorhinolaryngol., Vol. 230, pp 257-263, 1981.
10. Robertson D. and Johnstone B. M., "Acoustic trauma in the guinea pig cochlea: early changes in ultrastructure and neural threshold", Hearing Res., Vol. 3, pp 167-179, 1980.
11. Cody A. R. and Robertson D., "Variability of noise-induced damage in the guinea pig cochlea: electrophysiological and morphological correlates after strictly controlled exposure", Hearing Res., Vol. 9(1), pp 55-70, 1983.
12. Evans E. F., "Single unit studies of mammalian cochlear nerve. In Auditory investigation. The Scientific and Technological Basis. Editor: H. A. Beagley, Clarendon Press, Oxford, pp 324-367, 1979.