[UCI]I804:24011-200000233999

2007年 2月

博士學位論文

디지털 보청기 성능 검사 및 피팅과 방향성에 관한 연구

朝 鮮 大 學 校 大 學 院

制御計測工學科

權 裕 貞

디지털 보청기 성능 검사 및 피팅과 방향성에 관한 연구

Research of Digital hearing aids Specification test, Fitting and Directivity

2007 年 2 月　　日

朝 鮮 大 學 校 大 學 院

制御計測工學科

權　　裕　　貞

디지털 보청기 성능 검사 및 피팅과 방향성에 관한 연구

指導敎授　張　淳　哲

이 논문을 工學博士學位申請 論文으로　提出함.

2006 年 12 月　30　日

朝 鮮 大 學 校　大 學 院

制御計測工學科

權　裕　貞

權 裕 貞의 博士學位論文을 認准함

委員長 朝鮮大學校 敎授 강 성 권 印

委 員 朝鮮大學校 敎授 김 준 섭 印

委 員 朝鮮大學校 敎授 고 낙 용 印

委 員 朝鮮大學校 敎授 반 성 범 印

委 員 朝鮮大學校 敎授 장 순 석 印

2006 年 12 月 日

朝鮮大學校 大學院

목 차

표 목차 ·····
그림 목차 ·····
ABSTRACT ·····

I. 서 론 ····· 1

A. 보청기 성능 검사 및 표준화 개요 ····· 1
B. 보청기 성능 검사 표준화의 국내·외 현황 및 동향 ····· 2
C. 디지털 보청기의 인터페이스 문제점 ····· 5
D. 보청기 성능 검사 기술의 연구 목표 ····· 8

II. 연구내용 및 방법 ····· 9

A. 보청기 성능 검사 장치 ····· 9
1. 성능검사 장비의 구성 ····· 9
2. 성능검사 장비의 준비 ····· 10
3. 성능검사 항목별 실행 ····· 13
4. 완제품검사표 출력 ····· 22
5. FONIX 7000에 의한 보청기 시험검사 ····· 24

B. FONIX와의 결과 비교 ····· 30

C. 디지털 보청기 성능검사에 관련한 고려 사항 ····· 31
1. 디지털 보청기 채널 수 성능검사 ····· 31

2. 디지털 보청기 피드백 제어 성능검사 ····· 33
3. 디지털 보청기 잡음 감쇠 성능검사 ····· 34
4. 디지털 보청기 방향성 성능검사 ····· 35

D. 디지털 보청기 피팅 성능검사에 관련한 고려 사항 ····· 36
1. 개요 ····· 36
2. 보청기 성능 검사 장치 구성
a. 완제품 형태의 보청기의 설치 예 ····· 38
b. 디지털 보청기의 설치 ····· 39
c. 보청기 성능 검사 장치 ····· 39
3. 디지털 보청기의 시험 측정 결과
a. 마이크로폰 특성 측정 ····· 41
b. 주파수 응답 ····· 41
c. 전체 배음 왜곡 측정 ····· 43
4. 고찰 및 결론 ····· 45

III. 보청기 피팅 장치 ····· 46

A. 디지털 보청기 DSP 칩 파라미터 적합 최적화
1. 개요 ····· 46
2. DSP 파라미터 피팅 절차와 결과 ····· 48
a. 오디오그램 청력 손실 역치 ····· 49
b. 피팅 포뮬라 ····· 49
c. DSP 칩 파라미터 피팅 ····· 52
d. 마이크로폰과 리시버의 보정 ····· 57
e. 외이도 공진의 보정 ····· 62
3. 결론 ····· 65

B. Gennum FitEx v1.02의 자동피팅 결과 비교 ····· 66

C. 디지털 보청기 외부 인터페이스 소켓 및 통신 규격 ····· 71

IV. 보청기 방향성 검사 장치 ····· 77

A. 수검자의 청각 인지도를 고려한 양이 귓속형 디지털 보청기의 지향성 조절 실험방법 ····· 77

1. 서론 ····· 77

2. 본론 ····· 78

a. 기존의 실험방법 ····· 78

b. 새로운 실험방법 ····· 81

3. 고찰 및 결론 ····· 91

B. 양이 귓속형 디지털 보청기의 지향성 검사 실험 ····· 92

1. 방법 ····· 92

2. 결과 ····· 95

3. 결론 ····· 102

V. 결론 ····· 104

참고문헌 ····· 106

표 목 차

표 1-1 KS C(전기전자) 60118 규격 목록. ····· 4

표 2-1 FONIX 장비와 개발 시험검사 장비 측정 결과 비교. ····· 30

표 3-1 비선형 'FIG6' 공식 [1]. IG_i = 이득. H_i = 청력 역치 입력. ····· 51

표 3-2 Butterworth 디지털 필터 공식. N은 차수를 가리킴 [5]. ····· 54

표 3-3 Gennum 3211 칩의 세 개의 교차 주파수들은 16~19개의 고정 주파수들에 맞춰짐. ····· 55

표 3-4 비선형 압축 고정 파라미터 [dB]. ····· 56

표 3-5 아날로그 biquad 필터의 계수들. $H(s)=\left(\tilde{b}_2 s^2+\tilde{b}_1 s+\tilde{b}_0\right)/\left(\tilde{a}_2 s^2+\tilde{a}_1 s+\tilde{a}_0\right)$ [6]. ····· 60

표 3-6 Gennum 사와 본 논문의 자동 피팅 결과 비교. ····· 67

표 3-7 디지털 보청기 내장 DSP 칩의 인터페이스를 위한 전압과 전류 그리고 저항 규격표. ····· 71

그 림 목 차

그림 1-1 귀걸이형 보청기(BTE)와 귓속형 보청기(ITE, ITC, CIC). ····· 1

그림 1-2 외부 제어 장치 (PC)를 사용한 디지털 보청기 내부 칩 파라미터 조절. ····· 5

그림 1-3 아날로그 보청기와 디지털 보청기의 성능 검사 장치 외형도. ····· 7

그림 2-1 성능검사 장비의 구성. ····· 10

그림 2-2 커플러와 결합. ····· 11

그림 2-3 보청기와 커플러의 결합. ····· 11

그림 2-4 음향 박스 안에 고정. ····· 12

그림 2-5 전류 측정용 모듈의 밝은 청색 버튼을 'OFF'상태로 설정. ····· 13

그림 2-6 보청기와 커플러의 결합. ····· 13

그림 2-7 보청기 성능검사 프로그램 메인 창. ····· 14

그림 2-8 보청기 성능검사 프로그램 출력창. ····· 16

그림 2-9 보청기 성능검사 프로그램 전 고조파 왜곡 결과 그래프창. ····· 18

그림 2-10 보청기 성능검사 프로그램 입출력 곡선 그래프창. ····· 19

그림 2-11 보청기 성능검사 프로그램 자동이득 조절범위 특성. ····· 20

그림 2-12 보청기 성능검사 프로그램 전지의 전류 소모 및 수명 시험. ····· 20

그림 2-13 보청기 성능검사 프로그램 전지의 전류 소모 및 수명 시험. ····· 21

그림 2-14 완제품 검사표 출력표. ····· 23

그림 2-15 검사 결과에 대한 확인이 끝나면, '인쇄' 버튼을 클릭 하여 완제품 검사표를 출력한다. ····· 24

그림 2-16 FONIX 7000의 주요 구성. ····· 25

그림 2-17 FONIX 7000의 기본 조작법. ····· 26

그림 2-18 FONIX 7000 흐름도. ····· 27

그림 2-19 Fonix 7000 성능 검사 결과의 출력. ····· 28
그림 2-20 청력 역치(a)로부터 피팅 포뮬라에 의해 계산된 예상 증폭도 (b). ····· 31
그림 2-21 디지털 보청기(b)와 아날로그 보청기(a)의 피팅 포뮬라에 의한 적용. ····· 31
그림 2-22 채널 수에 따른 피팅 포뮬라 곡선. ····· 32
그림 2-23 교차 주파수. ····· 32
그림 2-24 채널 수. ····· 33
그림 2-25 피드백(되울림)의 경로. ····· 33
그림 2-26 피트백 제어. ····· 34
그림 2-27 디지털 보청기는 IC 칩 내부에서 디지털 신호 처리 알고리즘 구현. ····· 35
그림 2-28 방향성 보청기와 지향성. ····· 35
그림 2-29 보청기 분석기의 음향 소실. ····· 36
그림 2-30 제품화된 보청기 성능 검사 장치 (FONIX 7000). ····· 37
그림 2-31 보청기를 보청기 성능 검사를 위하여 음향소실에 설치하는 과정. ··· 38
그림 2-32 디지털 보청기의 설치. ····· 39
그림 2-33 디지털 보청기 성능 검사 장치의 구성. ····· 40
그림 2-34 마이크로폰과 리시버의 혼합 특성. ····· 41
그림 2-35 주파수 응답 측정. ····· 42
그림 2-36 (a) 500 [Hz], 70 [dB SPL] (b) 800 [Hz], 70 [dB SPL] (c) 1600 [Hz], 65 [dB SPL] 에서의 전체 배음 왜곡 측정. ····· 43
그림 2-37 작동 시간, 해제 시간 측정 표준 규격. ····· 44
그림 2-38 작동 시간 측정 실험 결과. ····· 44
그림 2-39 해제 시간 측정 실험 결과. ····· 44
그림 3-1 GB3211(GB3210) 디지털 보청기 전용 DSP 칩의 회로 구성도 [2]. ····· 48

그림 3-2 디지털 보청기 적합 프로그램의 초기 메뉴창. ····· 49
그림 3-3 파라미터 적합의 흐름도. ····· 50
그림 3-4 기도 청력 손실 역치. x(왼쪽 귀), o(오른쪽 귀). ····· 50
그림 3-5 비선형 "FIG6′ 공식으로부터 유도된 보청기 증폭함수. ····· 52
그림 3-6 적합 공식(가는 실선)과 Gennum 사에서 제공하는 적합 프로그램에 의해 구해진 파라미터 적합(굵은 실선)의 결과. 푸른색: 40dB 입력 레벨, 초록색: 60dB 입력 레벨, 보라색: 80dB 입력 레벨. ····· 53
그림 3-7 네 개의 디지털 필터들로 각각 형성된 네 채널. ····· 54
그림 3-8 입력 레벨과 출력 레벨 사이의 비선형 압축 관계. LTH(저역치), LLGAIN(저증폭), UTH(고역치), HLGAIN(고증폭). ····· 55
그림 3-9 적합 공식(가는 실선)과 본 논문에서 개발된 적합 프로그램에 의해 구해진 파라미터 적합(굵은 실선)의 결과. 푸른색: 40dB 입력 레벨, 초록색: 60dB 입력 레벨, 보라색: 80dB 입력 레벨. ····· 57
그림 3-10 마이크로폰과 리시버의 주파수 응답. 점선은 생략된 응답임. ····· 58
그림 3-11 적합 공식(가는 실선)과 마이크로폰과 리시버의 응답 효과를 가지는 최적 파라미터 적합(굵은 실선)의 결과. 푸른색: 40dB 입력 레벨, 초록색: 60dB 입력 레벨, 보라색: 80dB 입력 레벨. ····· 58
그림 3-12 음향 귀환 응답 효과를 삭감하기 위한 네 개의 biquad 디지털 필터. ····· 59
그림 3-13 디지털 biquad 필터의 구조(a)와 공식(b). $-2 < b_0, b_1, b_2, a_1, a_2 < +2$. ····· 59
그림 3-14 적합 공식(가는 실선)과 네 개의 biquad 필터에 의한 마이크로폰과 리시버의 응답 소거 효과를 가지는 최적 파라미터 적합(굵은 실선)의 결과. 푸른색: 40dB 입력 레벨, 초록색: 60dB 입력 레벨, 보라색: 80dB 입력 레벨. ····· 61
그림 3-15 네 개의 다른 주파수들에 대한 비선형 입/출력 압축 곡선. ····· 62
그림 3-16 입력 음압 레벨에 대한 비선형적인 출력 음압 레벨 (dB SPL)을 주파

수 함수로 표현. ····· 62
그림 3-17 보청기 착용에 따른 음향 손실의 보정 비포함 (a)과 보정 포함(b)된 청력 검사표. x(왼쪽 귀), o(오른쪽 귀). ····· 63
그림 3-18 왼쪽 귀. 적합 공식(가는 실선)과 네 개의 biquad 필터에 의한 마이크로폰과 리시버의 응답 소거 효과 그리고 왼쪽 귀 외이도 보청까지 포함하는 최적 파라미터 적합(굵은 실선)의 결과. 푸른색: 40dB 입력 레벨, 초록색: 60dB 입력 레벨, 보라색: 80dB 입력 레벨. ····· 64
그림 3-19 오른쪽 귀. 적합 공식(가는 실선)과 네 개의 biquad 필터에 의한 마이크로폰과 리시버의 응답 소거 효과 그리고 왼쪽 귀 외이도 보청까지 포함하는 최적 파라미터 적합(굵은 실선)의 결과. 푸른색: 40dB 입력 레벨, 초록색: 60dB 입력 레벨, 보라색: 80dB 입력 레벨. ····· 64
그림 3-20 입출력 곡선 (I/O curve). ····· 66
그림 3-21 오디오그램 예제 1. ····· 68
그림 3-22 오디오 그램 예제 1에 대한 조선대학교 자동 피팅 결과. ····· 68
그림 3-23 오디오 그램 예제 1에 대한 Gennum FitEx v1.02의 자동 피팅 결과 ····· 69
그림 3-24 오디오그램 예제 2. ····· 69
그림 3-25 오디오 그램 예제 2에 대한 조선대학교 자동 피팅 결과. ····· 70
그림 3-26 오디오 그램 예제 2에 대한 Gennum FitEx v1.02의 자동 피팅 결과 ····· 70
그림 3-27 디지털 보청기와 외부 장치(PC)와의 인터페이스를 위한 연결 장치. ····· 71
그림 3-28 Hi-Pro 등 디지털 보청기 인터페이스 소켓에서 소요되는 전원부, 제어부 표시. ····· 71
그림 3-29 I2C디바이스들의 연결. ····· 72
그림 3-30 슬레이브칩의 어드레스 결정. ····· 73
그림 3-31 첫번째 바이트 정보. ····· 73

그림 3-32 3가지 성격의 데이터 및 사용 예. ····· 74
그림 4-1 실제 수검자를 대상으로 실험하는 귓속형 보청기 지향성 실험 방법. ····· 79
그림 4-2 KEMAR 마네킹으로 실험하는 귓속형 보청기 지향성 실험 방법. ···· 80
그림 4-3 양이의 소리 정보 상호 혼합 [3]. ····· 81
그림 4-4 외부에서 인지 하도록 하는 새로운 귓속형 보청기 지향성 실험 사진. ····· 82
그림 4-5 외부에서 인지하도록 하는 새로운 귓속형 보청기 지향성 실험 방법 도식. ····· 83
그림 4-6 마이크로폰 신호를 합계하여 파우어 증폭기로 출력시키는 전자회로도. ····· 83
그림 4-7 보청기 방향성 검사를 위한 마이크로폰 지향성 보정 실험. ····· 85
그림 4-8 원형 도관으로 운행하는 바퀴달린 구동체. ····· 85
그림 4-9 직경 2m의 스피커 회전 원형 레일. ····· 86
그림 4-10 방향성 실험을 위한 전체 실험 구성도. ····· 86
그림 4-11 4-11 Knowles社의 KEMAR 모델 [3]. ····· 87
그림 4-12 (a) 마네킹 인형의 귀 모델및 마네킹 인형의 귓구멍으로 삽입될 귓속형 디지털 보청기 외형 (b) 한쪽 귀에 대한 디지털 보청기 및 연결 회로. ····· 88
그림 4-13 좌우 각 귀에 귓속형 보청기를 착용한 KEMAR 모델. 각 귓속형 보청기는 10mm 간격으로 2개의 마이크로폰이 장착 (a) 오부, (b) 내부. · ····· 89
그림 4-14 (a) 지향성 패턴 계산을 위한 극좌표. 마이크로폰 1과 마이크로폰 3은 기준 마이크로폰. 마이크로폰 1과 마이크로폰 2는 우측 귓속형 보청기에 삽입 위치되고 각각 정방향을 향해 10mm 간격을 가진다. 반면에 마이크로폰 3과 마이크로폰 4는 우측과 같이 좌측에 삽입된 귓속형 보청기에 내장되어 있다. (b) KEMAR 얼굴 및 흉상 표준 모델은 스탭핑

모터에 의해 회전한다. ····· 89
그림 4-15 디지털 보청기 방향성 검사를 위한 Labview 프로그램 실행창. ····· 90
그림 4-16 (a) 흡음실에 설치된 KEMAR 모델과 1m 간격에 설치 된 스피커.
(b) KEMAR 회전 및 음향 발생, 측정을 위한 실험 장비.
····· 92
그림 4-17 NI(National Instrument) 보드를 통해 제어되고 통신되는 LabView 자동 측정 프로그램의 초기 화면. ····· 94
그림 4-18 NI(National Instrument) 보드를 통해 제어되고 통신되는 LabView 프로그램의 초기 화면으로 스테레오 헤드폰 착용자의 반응으로 도표가 그려지고 양이에 의한 지향성 패턴이 형성. ····· 94
그림 4-19 4 kHz에서, ith 채널 (Mic.1 reference) 과 다른 3개의 jth 채널사이의 시간 지연, Tij. ····· 95
그림 4-20 2 kHz에서, ith 채널 (Mic.1 reference) 과 다른 3개의 jth 채널사이의 시간 지연, Tij. ····· 95
그림 4-21 4 kHz 주파수와 시간지연 $2\pi f \cdot \Delta t$ = 0.7π 에서의 두 마이크로폰출력의 합산된 신호의 강도과 지향성 패턴 (a) Mic. 1 & Mic 2, $|Y_{right}(t)|$, (b). Mic. 3 & Mic 4, $|Y_{left}(t)|$, (c) $|Y_{left}(t)|+|Y_{right}(t)|$. ····· 96
그림 4-22 두 개 마이크로폰의 신호에 상대적인 시간 지연을 주고 합산하여 계산된 지향성 패턴. (a) Mic. 1 & Mic 2, $|Y_{right}(t)|$, (b). Mic. 3 & Mic 4, $|Y_{left}(t)|$, (c) $|Y_{left}(t)|+|Y_{right}(t)|$. 주파수 = 2 kHz. 시간(위상) 지연 = $2\pi f \cdot \Delta t$ = 0.7π. ····· 97
그림 4-23 4 kHz에서의 4개 마이크로폰에서 오는 지향성과 합산 신호의 강도, $|Y_{left}(t)|+|Y_{right}(t)|$. 위상 차 ($2\pi f \cdot \Delta t$)는 (a) $\Delta t = 0.0\pi$, (b) $\Delta t = 0.1\pi$, (c) $\Delta t = 0.2\pi$, (d) $\Delta t = 0.3\pi$, (e) $\Delta t = 0.3\pi$, (f) $\Delta t = 0.4\pi$, (g) $\Delta t =$

0.5π, (h) $\Delta t = 0.6\pi$, (i) $\Delta t = 0.7\pi$, (j) $\Delta t = 0.8\pi$, (k) $\Delta t = 0.9\pi$, (l) $\Delta t = 1.0\pi$, (m) $\Delta t = 1.1\pi$, (n) $\Delta t = 1.2\pi$, (o) $\Delta t = 1.3\pi$, (p) $\Delta t = 1.4\pi$, (q) $\Delta t = 1.5\pi$, (r) $\Delta t = 1.6\pi$, (s) $\Delta t = 1.7\pi$, (t) $\Delta t = 1.8\pi$, (u) $\Delta t = 1.9\pi$ 이다. .....

Abstract

Research of Digital hearing aids
Specification test, Fitting and Directivity

Kwon, You Jung
Advisor : Prof. Jarng, Soon-Suck. PhD
Dept of Control and Instrumentation Eng.,
Graduate School of Chosun University

This paper describes two aspects of digital hearing aids specification test. One is fitting and the other is directivity. These two functional features of digital hearing aids specification test were studied in both theoretical and experimental methods. The most recent trend of digital hearing aids specification test is described in chapter 2, and the developed fitting technique of digital hearing aids is explained in chapter 3, and the directional hearing aids are researched in chapter 4. In chapter 3, DSP chip parameters of a digital hearing aid (HA) are to be optimally selected or fitted for hearing impaired persons. The more precise parameter fitting guarantees the better compensation of the hearing loss (HL). Digital HAs adopt DSP chips for more precise fitting of various HL threshold curve patterns. A specific DSP chip such as Gennum GB3211 was designed and manufactured in order to match up to about 4.7 billion different possible HL cases with combination of 7 limited parameters. This chapter deals with a digital HA fitting program which is developed for optimal fitting of GB3211 DSP chip parameters. The fitting program has

completed features from audiogram input to DSP chip interface. The compensation effects of the microphone and the receiver are also included. The paper shows some application examples.

In chapter 4, two twin microphones are used to produce particular patterns of binaural directivity by time delays between the twin microphones. The boundary element method (BEM) is used for the simulation of the sound pressure field around the KEMAR head model in order to quantify the acoustic head effect. The sound pressure onto the microphone is calculated by the BEM to an incident sound pressure. Then a planar directivity pattern is formed by four sound pressure signals from four microphones. The optimal binaural directivity pattern can be achieved by adjusting time delays at each frequency while maintaining the forward beam pattern is relatively bigger than the backward beam pattern. The simulation results are verified by the experimental measurement.

Keywords: Digital Hearing Aid, Specification test, Directivity Pattern, Microphone Array, Fitting, Noise Reduction, Boundary Element.

I. 서 론

A. 보청기 성능 검사 및 표준화 개요

미국 의학협회에서는 고령자에게 가장 보편화된 3번째 순위의 질병으로써 고혈압, 관절염에 이어 난청을 꼽고 있다 (미국 전체 인구의 약 10%로 추정. 2005년도 자료). 청력 장애를 보상하는 데 사용되는 보청기는 크게 마이크로폰, 증폭기 그리고 리시버로 구성된다.

마이크로폰은 공기 중의 음압을 감지해 전기적인 신호로 변환하는 음향센서이고, 증폭기는 전기적 신호를 증폭하여 보청기 착용자의 감쇠된 청력 역치를 보상하는 전자소자이며, 리시버는 전기적 신호를 다시 음압으로 변환하는 음향센서로 정의된다. 이 외에도 보청기의 전원을 공급하는 건전지 및 배터리도어와 전기 신호 증폭을 조절하는 음량(볼륨) 조절기 등이 추가된다. (그림 1-1 참조)

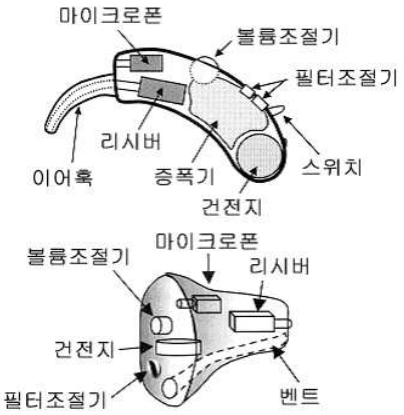


그림 1-1. 귀걸이형 보청기(BTE)와 귓속형 보청기(ITE, ITC, CIC)[1].

외부 소리를 크게 증폭시켜 고막(기도 보청기)이나 측두골(골도 보청기)을 경유

해 내이 달팽이관으로 소리의 진동이 전달되도록 고안 제작되는 보청기의 종류가 다양해지면서 인체에 무해하도록 보청기 전기음향 성능을 규격화하려는 표준화의 필요성이 구체화되어 IEC(International Electrotechnical Commissio) 60118 표준 규격이 만들어지게 되었다. 그 결과 보청기 제조업계는 IEC 60118 표준 규격에 준하여 보청기를 제조, 성능검사 후 소비자에게 공급하고 있다[2]. IEC 60118 규격은 1983년에 제정된 아날로그 보청기 성능검사 표준화 규격을 1997년에 IEC 60000 계열로 체계화된 것일 뿐 크게 달라지지 않았으며, 1998년에 제정된 IEC 60118-14 이후로 거의 아날로그 보청기 성능 검사 표준화 규격만을 명시하거나 부분 개정만 하고 있다.

B. 보청기 성능검사 표준화의 국내·외 현황 및 동향

1953년 네델란드 델프트에서 전기음향에 관한 국제 표준화의 필요성이 대두되어 첫 국제음향회의(ICA)를 가졌다. 그 무렵까지 각기 다른 실험실에서 측정된 보청기 성능검사 결과는 전혀 서로 다르게 나왔다. 그 해에 기술위원회(Technical Committee No 29.)에서 전기음향에 관한 기술적인 문제를 다뤘고 그들 중 실무그룹(Working Group) 13에서 보청기를 집중적으로 다룬 이후 현재까지 이르렀다. 보청기에 관한 IEC 표준화는 청각 기기의 성능 검사를 비교하기 위해 제정되었다. 현재 전 세계에 걸쳐 매년 550만 개의 보청기가 생산되고 있음을 감안할 때 보청기 표준화의 중요성이 날로 커지고 있다. 한편 현재 사용되고 있는 보청기 표준 규격 IEC 60118은 기술위원회(TC) 29에서 만든 규격이며, 전 세계의 6개 주요 보청기 제조회사는 GN Resound, Oticon, Widex, Siemens, Phonak, Starkey 이다.

디지털 측정과 제조 기술의 획기적인 발전은 청력기기나 보청기 기능의 향상을 가속화시키고 있기 때문에 국제 규격의 끊임없는 업데이트가 요구되고 있다. 현재 보청기 성능검사 표준은 선형 보청기에 한정되어 제정되었다. 따라서 최신의 디지털 보청기 검사가 종전의 선형 보청기 규격에 꿰어 맞춰지고 있는 형편이다. 선형

보청기로는 모든 소리가 동일하게 증폭되는 것으로 간주한다. 이러한 선형 보청기에 대한 규격 조건은 매우 조용한 환경에서나 적용가능하다.

그러므로 TC 29 혹은 WG 13에서는 새로운 개념의 보청기에 대한 표준 규격의 필요성을 강조하게 되었다. 예를 들어 Delta Danish 전자의 Gert Ravn 사장은 최신의 디지털 보청기가 가지는 피드백이나 잡음 소거 기능이나 방향성 마이크로폰의 기능들이 현재의 IEC 60118에서는 고려되지 않고 있다고 지적한다. 물론 IEC 60118-8에서는 방향성 마이크로폰에 한해서 기검토가 되었고, 현재 이는 위원회 초고 투표 (Committee Draft for Vote, CDV) 단계이다. 이것은 다양한 디지털 보청기의 성능들이 하나의 규격화된 표준기기를 통해 비교 검증되어져야 함을 직·간접적으로 시사하는 것이다.

TAL 실험실은 IEC의 다른 표준 규격 외에도 IEC 60118에 관여하여 보청기를 검사하는 세계적인 선도 실험실로 알려진다. TAL은 IEC 60645 규격과도 맞물려 IEC 60118 규격을 검증하고 있는 데 청력 기기나 보청기의 전기음향 검사에 전자기 적합성(EMC)도 포함되어야 한다고 지적한다. 예를 들어 휴대폰과 보청기를 함께 사용하는 경우가 대표적인 경우이다. 휴대폰의 강력한 디지털 신호는 보청기의 감도에 치명적인 영향을 줄 수 있음을 보여준다. 그렇게 되면 보청기 착용자는 심한 잡음과 함께 울리는 소리에 노출된다. 따라서 주변 장애에 대해 적절한 대응 기능이 있어야 한다. 그래서 1994년 11월 IEC TC 29/기기에 의한 WG 13 하에 SC 77B/WG 7이 발족되어 보청기의 EMC 생산 표준을 다루게 되었다.

인구의 고령화와 고령화에 따른 난청자의 증가로 인해 보청기 시장은 매년 괄목하게 성장하고 있다. 도로 교통 잡음에 의해 전 인구의 30%가 환경 소음에 시달리고 있음이 보고되었다. 소음성 난청은 가장 빈번한 직업성 유해 요인으로 알려지며 이에 따른 사회적 손실 또한 막대하다. 그럴수록 보청기와 같은 전기음향에 관한 국제 표준화의 제정 보완이 꾸준히 제기되고 있다. IEC 60118 규격의 수정은 그래

서 더욱 불가피해졌고, WG 13에서는 수정을 위해 많은 노력을 기울이고 있다. 그 노력의 일환으로 IEC 60118-7과 ANSI(American National Standards Institutes) S 3.22의 호환성이 많이 진전되었다 (납품 목적 품질 검사를 위한 보청기 성능 특성의 측정 규격). 현재 보청기 제조업체들은 보청기 형태 분류는 IEC 60118-0 규격을 따라, 그리고 성능 평가는 IEC 60118-7에 따라 수행하고 있다. 미국에서 시장 판매가 이뤄지려면 ANSI S 3.22 규격을 따르면 된다.

IEC 60118 규격 수정의 신속화를 위해 WG 13에서는 TC 29에서 새로운 형태의 WG을 만들 것을 건의한 바 있다. 그 결과 유지보수 팀 20이 만들어져 IEC 60118의 4번째 수정을 위한 연구가 진행되고 있고 특히 자기장 유도망 시스템에 많은 시간을 할애하고 있다. 이는 보청기의 인체에 대한 피해를 최소화하기 위한 수단이다. 보청기 산업체의 경쟁과 합작은 계속되고 있으며, 그 결과 청각 장애자에게 더욱 품질 좋은 보청기가 제조, 공급되고 있다.

표 1-1. KS C(전기전자) 60118 규격 목록 [3]

번호	규격번호	제목	재개정일
1	KS60118-0	보청기－제0부 : 전기 음향 특성의 측정	2001-12-13
2	KS60118-1	보청기－제1부 : 유도 픽업 코일입력부 보청기	2001-12-13
3	KS60118-10	보청기 제10부 : 보청기 규격에 대한 안내서	2001-12-13
4	KS60118-11	보청기－제11부 : 보청기 및 관련 기기에 대한 기호 및 기타 표시	2001-12-13
5	KS60118-12	보청기－제12부 : 전기 커넥터 시스템의 치수	2001-12-13
6	KS60118-13	보청기－제13부 : 전기 자기적합성(EMC)	2001-12-13
7	KS60118-14	보청기－제14부 : 디지털 인터페이스 장치의 세부 사항	2001-12-13
8	KS60118-2	보청기 - 제2부 : 자동 이득 제어 회로부 보청기	2001-12-13
9	KS60118-3	보청기－제3부 : 부분 착용 보청 장치	2001-12-13
10	KS60118-4	보청기－제4부 : 보청기용 가청 주파수유도 루프 내의 자장의 세기	2001-12-13
11	KS60118-5	보청기－제5부 : 삽입형 이어폰용 니플	2001-12-13
12	KS60118-6	보청기－제6부 : 보청기용 전기 입력 회로의 특성	2001-12-13
13	KS60118-7	보청기－제7부 : 납품 목적 품질 검사를 위한 보청기 성능 특성의 측정	2001-12-13
14	KS60118-8	보청기－제8부 : 모의 삽입 위치 작동 조건에서의 보청기의 성능 측정	2001-12-13
15	KS60118-9	보청기－제9부 : 골도 진동자 출력이있는 보청기의 특성 측정 방법	2001-12-13

위의 표 1-1은 IEC 60118을 우리나라 상황에 맞도록 한글화하여 2001년도에 제정한 KS C(전기전자) 60118로서 내용은 유럽 표준인 IEC 60118과 동일하다.

C. 디지털 보청기의 인터페이스 문제점

1990년 중반부터 전 세계 보청기 시장에서 판매되는 디지털 보청기들은 종류도 매우 다양해지고 있으며 가격도 아날로그 보청기에 비해 고가로 책정되고 있으나 디지털 보청기의 작동 성능에 대해서는 보청기 제조업체마다 제각기 다른 기준을 홍보하고 있다. 심지어 디지털 보청기 제조업체들마다 사용하는 디지털 보청기 용어들이 서로 다를 뿐만 아니라 상호 호환성이 완전히 결여되어 있음도 발견된다. 디지털 보청기의 표준화에 대해서는 아직 전 세계적으로도 매우 더디게 진행되고 있다. 그래서 디지털 보청기의 용어부터 표준화시킬 필요성이 대두된다. 아날로그-디지털 혼성 반도체 설계 및 제조 기술의 꾸준한 향상으로 보청기 시장은 기존의 아날로그 보청기에서 디지털 보청기로 넘어가는 추세에 있다. 그런데 현재까지 디지털 보청기 성능에 대한 표준 규격이 마련되지 않은 상황에서, 아직까지는 디지털 보청기의 성능 검사를 기존의 아날로그 보청기 성능 검사와 동일하게 취급하고 있다.

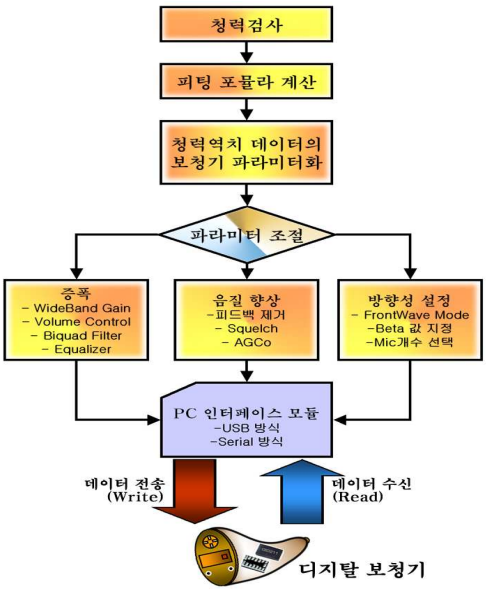


그림 1-2. 외부 제어 장치 (PC)를 사용한 디지털 보청기 내부 칩 파라미터 조절.

그림 1-2 는 디지털 보청기의 운용 방식을 도식화하여 보여준다[4]. 보청기 선정은 먼저 청력 검사부터 시작된다. 청력 역치로부터 피팅 포뮬라를 계산하는데 피팅 포뮬라는 나라와 연구 기관 그리고 보청기 제조사마다 각기 다른 공식을 적용하는데피팅 포뮬라는 표준화가 사실상 불가능하다. 왜냐하면 사람마다 청력 역치를 보상하는 정도가 보청기 착용 후의 민감도에 따라 천차만별이기 때문이다. 그래서 전 세계의 대부분 학계에서도 피팅 포뮬라로서 다양한 공식들을 연구 발표하지만 어떤 특정 포뮬라가 더 좋다고 단정 지을 수 없는 것이다. 피팅 포뮬라는 저하된 청력 역치를 보상하기 위해 주파수 대역 별로 어느 정도의 음압 증폭이 필요한 가를 가늠하는 척도이다. 아날로그 보청기는 계산된 피팅 포뮬라에 가장 근접한 전기 신호 증폭기 IC 칩을 사용하게 된다.

디지털 보청기는 아날로그 보청기보다 더욱 피팅 포뮬라에 근접하도록 칩의 성능 조절이 가능하다. 디지털 보청기 IC 칩에는 아날로그 보청기 IC 칩에 비해 더욱 정교하게 다양한 파라미터들을 조절할 수 있도록 IC 칩 회로 설계가 되어 있으며 최근에는 DSP(디지털 신호 처리) 기술을 칩으로 구현함으로써 신호 처리 알고리즘으로 프로그램을 다변화 시킬 수 있다.

디지털 보청기 IC 칩 내부에 포함된 외부 기기와의 인터페이스 회로 모듈은 PC와 같은 외부 제어 장치와의 신호 교신이 가능하게 하며, 이 같은 인터페이스 경로를 통해 디지털 보청기 IC 칩 내부 파라미터를 조절하게 된다. 그림 1-3은 아날로그 보청기와 디지털 보청기의 성능 검사 장치 외형도를 비교해 보여준다. 아날로그나 디지털 보청기의 전기-음향 성능 시험은 거의 차이가 없지만, 디지털 보청기는 아날로그 보청기와 달리 음량 조절 외에도 다음 장에 서술할 다양한 기능들을 외부 제어 장치로 조절 가능하도록 인터페이스 회선과 연결된다.(그림 1-3 참조)

그림 1-3. 아날로그 보청기와 디지털 보청기의 성능 검사 장치 외형도.

따라서 디지털 보청기의 주요 성능검사 관건은 다양한 디지털 보청기 제조업체와 각기 다른 디지털 보청기용 DSP 칩 그리고 계속 개발되는 피팅 포뮬라와는 상관없이 디지털 보청기의 성능을 객관적으로 검사할 수 있는 표준 규격이 계속 개정되어야 한다는 것이다. 이는 아날로그 보청기의 성능 검사 규격과 크게 다르지 않다. 그런데 디지털 보청기와 외부 기기(PC, Micro PC 등)와의 인터페이스 부분은 꾸준한 표준화 규격 제정을 필요로 한다. 예를 들어 인터페이스 연결 소켓 규격이나 통신 프로토콜 등은 표준 규격을 가질 필요가 있다. 왜냐하면 이 같은 인터페이스 부분의 규격이 표준화됨으로써 향후 디지털 보청기의 다른 부분에서의 규격화를 선도할 수 있기 때문이다. 디지털 보청기 표준 규격화는 궁극적으로 다른 기종간에도 상호 호환성을 갖도록 하여 디지털 보청기의 대중화로 인해 많은 청각장애자들에게 의료기기의 혜택을 주고자 함이다. 또한 디지털 보청기의 정확한 성능검사는 보청기에 관련된 다른 산업 분야를 더욱 진보시키고 촉진시킬 수 있다. 예를 들어 더욱 극소형화 되고 다기능화 되는 디지털 보청기용 DSP 칩의 연구 개발과 상용화뿐만 아니라 관련 피팅 소프트웨어 프로그램의 선진화를 촉진시킬 수 있다. 국외뿐만 아니라 국내에서의 디지털 보청기 성능검사를 위한 연구는 아직까지 미진한 상태이다. 그러므로 우리나라에서 먼저 디지털 보청기 성능검사를 위한

기술 연구를 수행함으로써 향후 국제적인 무대에서 우리나라에서 제안한 디지털 보청기 성능검사 표준화 안이 국제적인 표준안으로 채택될 가능성을 높여야 하겠다.

D. 보청기 성능검사 기술의 연구 목표

디지털 보청기와 외부 기기(PC, Micro PC 등)와의 인터페이스 부분은 향후 꾸준한 성능검사 규격 제정을 필요로 한다고 하였다. 현재까지 디지털 보청기 제조업체마다 각기 다른 보청기 성능을 강조하는 DSP 칩을 연구 개발하여 활용하는 까닭에 디지털 보청기의 인터페이스 분야는 제조회사마다 서로 다른 통신 프로토콜과 인터페이스 소켓 등을 사용하고 있다. 따라서 디지털 보청기 인터페이스 부분의 표준 규격 제정을 위한 노력은 꾸준히 계속되어야 함을 전제로 본 논문에서는 디지털 보청기 인터페이스에 관련된 하드웨어 및 소프트웨어를 일부 소개하고, 디지털 보청기의 다양한 성능들이 디지털 보청기 내부 DSP 칩 파라미터에 의해 달라짐을 실험적으로 검증하며 성능검사를 위한 방법을 설명하고자 한다.

II. 연구 내용 및 방법

A. 보청기 성능 검사 장치

본 연구 논문을 위해 아날로그/디지털 보청기 완제품에 대한 성능검사 실험 장비를 자체 구축하여 보청기 성능을 검사하고 이를 외국 검사장비의 결과와 비교함으로써 자체 개발한 보청기 성능 검사 장치에 대한 신뢰도를 확보한 뒤, 계속해서 성능검사를 위해서는 어떠한 규격이 필요한 가를 살펴보았다. 보청기 성능 검사 기준은 ANSI S3.22-1996으로 하였으나, IEC 표준 규격에도 맞춰지도록 하였다.

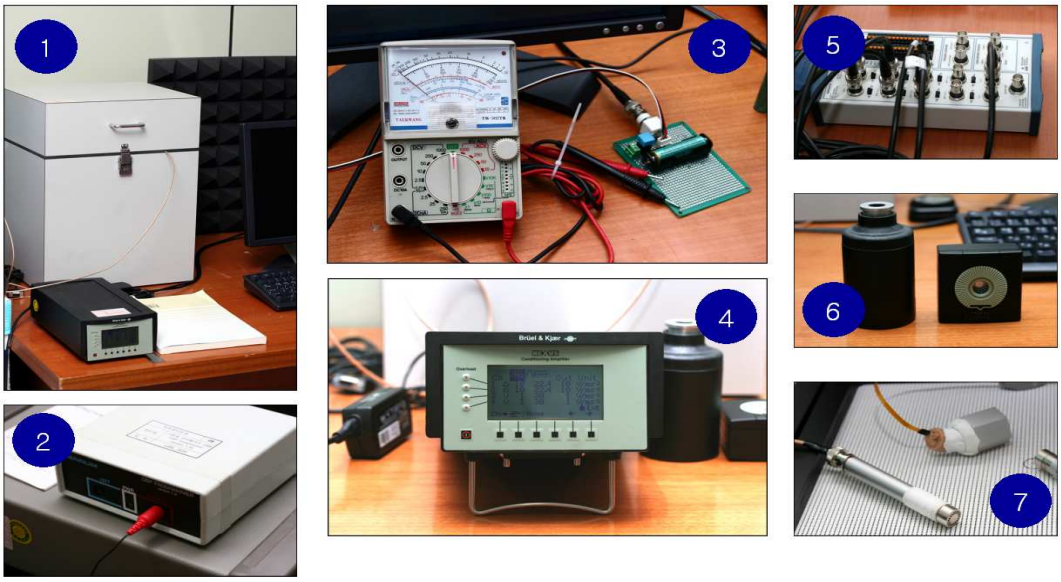
1. 성능검사 장비의 구성

a. PC와 범용 A/D, D/A 변환 보드를 기본으로 구성된다.

- Windows 2000, XP 또는 그에 상응하는 OS
- RAM 512MB 이상
- PCI 슬롯 1개 이상

b. National Instruments PCI-6251

- PCI슬롯용 범용 A/D, D/A DIO 변환 보드
- A/D Conversion : max 1.00MS/s ÷ 채널수
- D/A Conversion : max 1.00MS/s ÷ 채널수
- A/D 2채널, D/A 1채널 사용



① *Acoustic Chamber* 내부에 보청기와 측정용 마이크로폰을 설치, 내장된 스피커에서 음원 발생

② 피팅용 인터페이스 - 성능 검사시 안정적인 전원 공급

③ 아날로그 테스터와 전류 측정 모듈 - 보청기 소모 전류 측정

④ 마이크로폰 파워 앰프 - 마이크로폰 구동 및 측정 신호의 증폭

⑤ *A/D, D/A* 변환기 모듈 - *A/D* 변환 *2*채널, *D/A* 변환 *1*채널

⑥ ½" 마이크로폰 교정기 - 측정용 마이크로폰 교정기

⑦ ½" 마이크로폰 및 보청기 커플러 - *Acoustic Chamber* 내에 장착된 측정용 마이크로폰, 마이크로폰과 보청기를 연결하는 커플러

그림 2-1. 성능검사 장비의 구성.

2. 성능검사 장비의 준비

a. 마이크로폰 파워 앰프

1번 2번 채널의 증폭률이 10배 (20dB)로 설정되었는지 확인

b. 보청기와 커플러의 연결

- 피팅용 인터페이스를 성능검사용 PC의 USB (또는 RS-232C) 포트와 연결
- 피팅 케이블을 피팅용 인터페이스에 연결

c. 보청기 전원 공급을 위해 보청기에 피팅 케이블을 연결한 후 커플러와 결합

- 완제품 검사시 2cc HA1 커플러 사용

- 페이스플레이트 성능 검사시 2cc HA2 커플러 사용

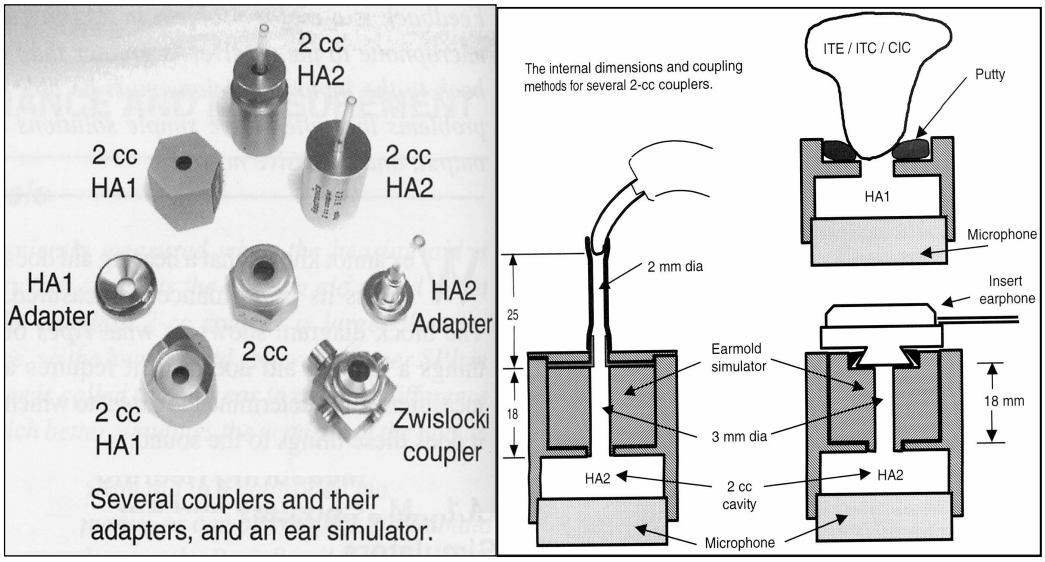


그림 2-2. 커플러와 결합[5].

d. 보청기 전원 공급을 위해, 보청기에 피팅 케이블을 연결한 후 커플러와 결합

- 고무찰흙 또는 퍼티로 보청기와 커플러를 결합
- 결합후 피드백이 발생하지 않도록 주변을 밀폐할 것

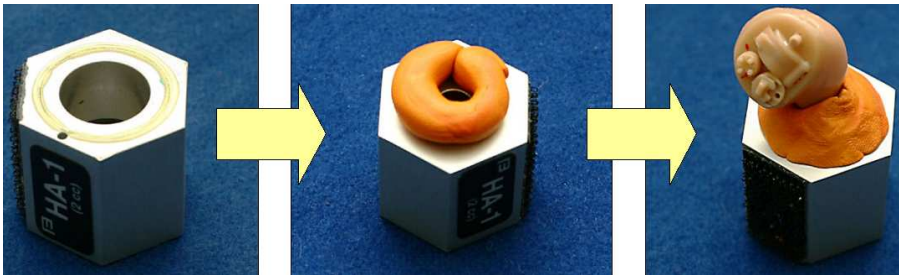
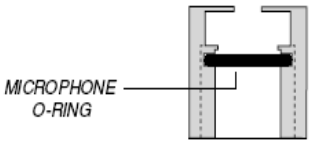


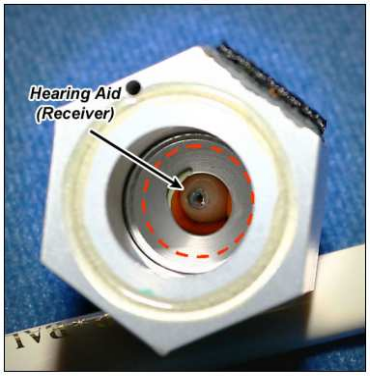
그림 2-3. 보청기와 커플러의 결합.

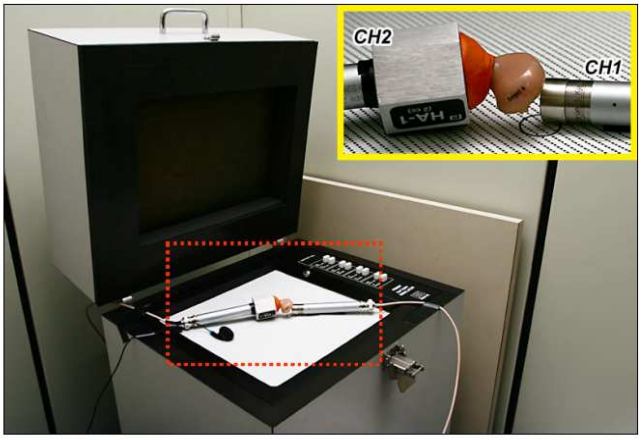
e. 보청기와 마이크로폰을 배치

- 1번 채널 마이크로폰 : 원음 및 Time-Delay 측정용

- 2번 채널 마이크로폰 : 보청기 출력음측정용







커플러 안쪽에 보청기의 리시버 부분이 막히지 않았는지 확인

1) 커플러에 2번 채널 마이크로폰을 연결하고, 2개의 마이크로폰과 보청기를 위와같이 챔버 내에 설치한다.
2) 1번 채널 마이크로폰과, 보청기의 마이크로폰은 챔버 내의 ○ 표시 위에 위치 시킨다.

그림 2-4. 음향 박스 안에 고정.

f. 보청기 준비

- 전원 공급을 위해 피팅 케이블을 연결
- 볼륨 조절기의 소리를 최대로 설정
- 보청기 마이크로폰 위치가 Chamber 내의 원형표시에 놓이도록 보청기 설치

g. 보청기의 전원 공급 방법

시험 검사 시 실제 배터리를 사용할 때 배터리의 잔여량이 거의 남지 않았을 경우, 시험 검사 결과가 달라질 수 있으므로 외부에서 전원을 공급 받도록 한다. 전원 공급 방법은 다음 2가지 방법 중 한 가지를 선택한다.

- 피팅용 인터페이스와 피팅용 케이블을 사용하여 전원을 공급 받는 방법
- Ni-MH AA 건전지와 Battery Pill을 사용하여 전원을 공급 받는 방법

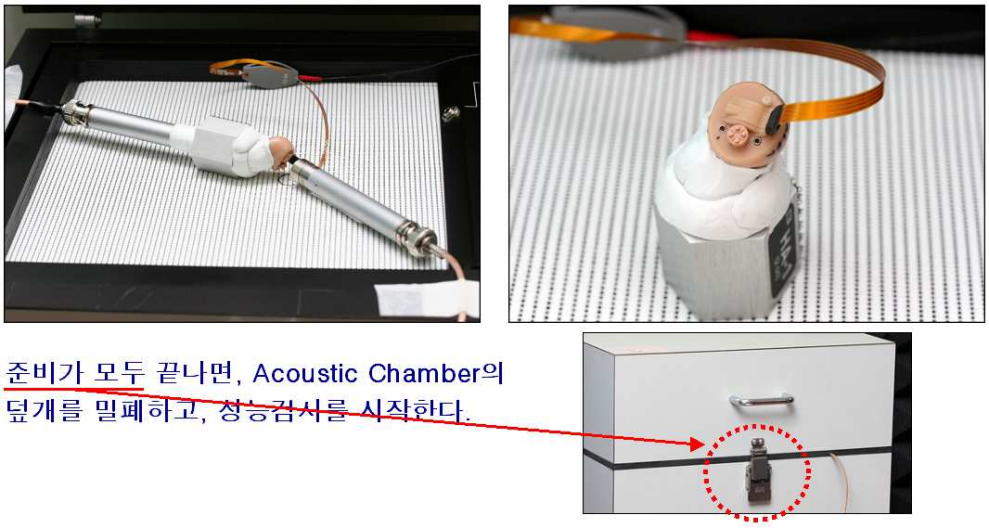


그림 2-5. 전류 측정용 모듈의 밝은 청색 버튼을 'OFF'상태로 설정.

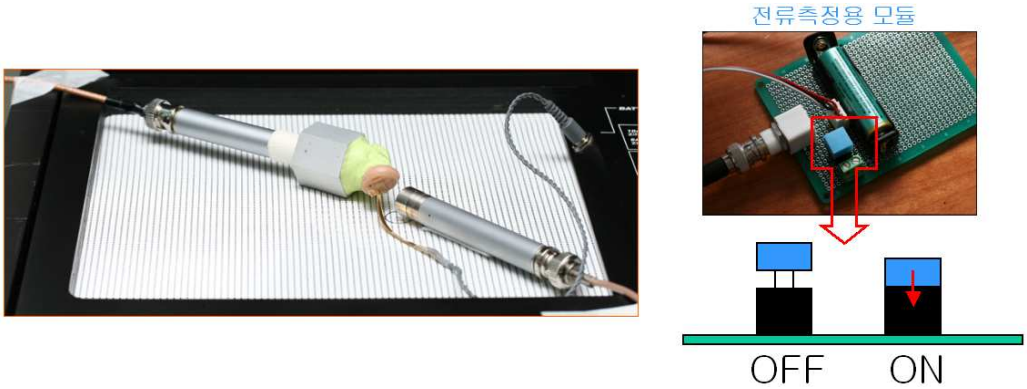


그림 2-6. 보청기와 커플러의 결합.

3. 성능검사 항목별 실행

a. PC에서 보청기 성능검사 프로그램을 실행하고, 본 설명서에 따라 순차적으로 성능 검사를 수행한다. 본 프로그램은 Labview 언어로 작성되었으며 본 연구 본문을 위해 제작되었다.

b. 보청기 성능검사 프로그램 왼쪽 상단의 'Run'버튼을 클릭

c. 기본항목

모델명 : 해당 보청기의 모델명 선택

보청기 형식

- 비선형보청기 또는 AGC지원 보청기 : 디지털 보청기일 경우 선택
- 선형 보청기 : 아날로그 보청기일 경우 선택

검사 수준 : 전수 검사

측정용 2채널 마이크로폰 보정 값 설정

- 보청기 마이크로폰을 새로 교정했을 때, 교정기를 사용하여 측정 후 입력할 것

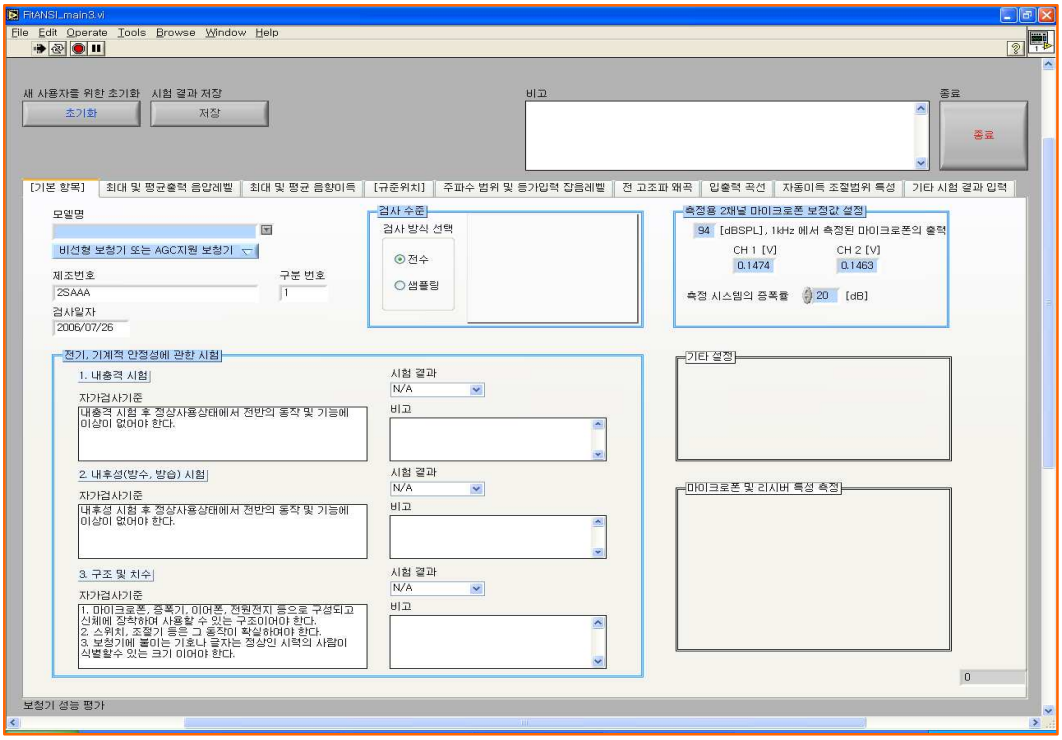


그림 2-7. 보청기 성능검사 프로그램 메인 창.

d. 최대 및 평균출력 음압레벨

목적 : OSPL 90과 HFA-OSPL 90 값을 측정

실행: '실행' 버튼을 클릭하면 측정이 시작되며, 다음 그림 2-8과 같은 그래프와 측정값이 출력되면 측정이 완료

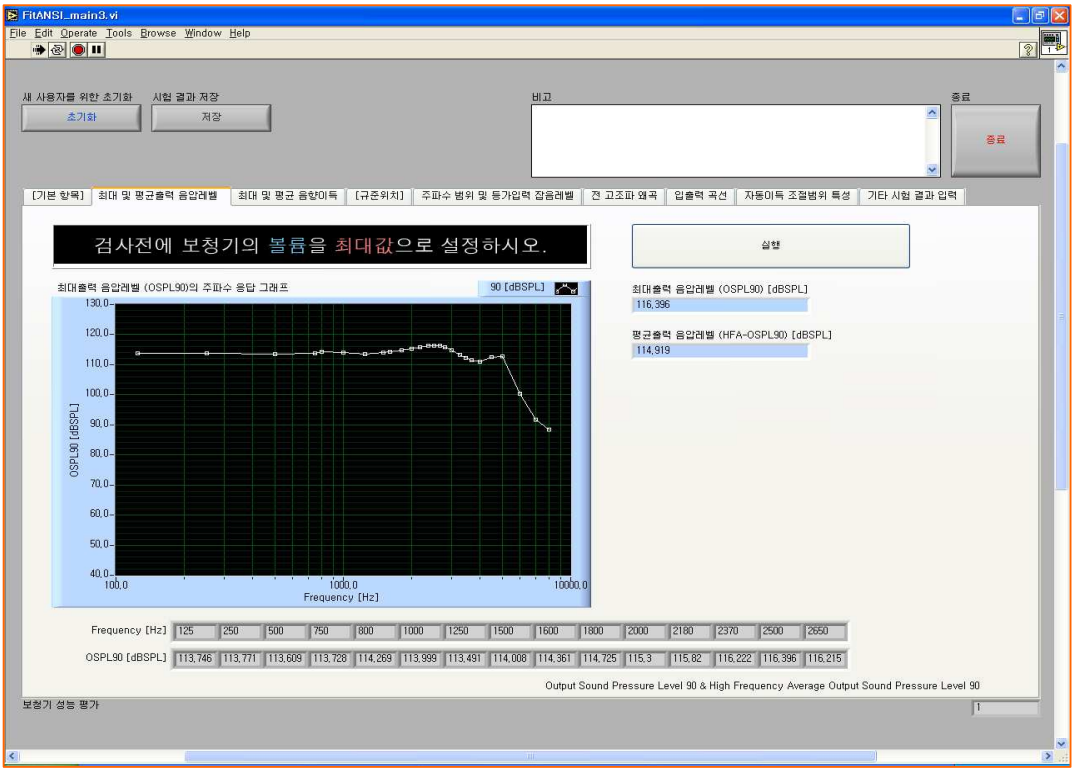


그림 2-8. 보청기 성능검사 프로그램 출력 창.

공통적인 주의사항:

- 측정 완료 후 다음 단계의 탭을 클릭
- 모든 단계는 바로 전 단계의 측정 완료 후, 약 10초가 지난 후 실행할 것

e. 최대 및 평균 음향이득

목적 : Full-On Gain과 HFA Full-On Gain 값을 측정

실행 : '실행' 버튼을 클릭하면 측정이 시작되며, 다음 그림과 같은 그래프와 측정값이 출력되면 측정이 완료

f. 규준위치

- 측정 시작 버튼을 클릭

- 측정 시작 버튼 위의 램프가 밝은 청색으로 변하고, 측정완료 버튼을 클릭할 때까지 '측정시간간격' 마다 현재 보청기의 평균 출력 값을 지속적으로 측정

- '규준위치(RTP)'와 '현재의 평균출력' 값을 비교하여, '현재의 평균 출력'이 '규준위치 (RTP)' 값과 근사하도록 보청기의 볼륨조절기를 조절

- 보청기의 볼륨조절기를 조절한 후에는 Acoustic Chamber를 다시 밀폐한 후, 5~10 초 정도 기다려서 '현재의 평균 출력' 값이 안정된 후에 비교

g. 주파수 범위 및 등가 입력 잡음 레벨

목적 : 주파수 범위의 상한점, 하안점 및 등가 입력 잡음 레벨 값을 측정

실행 : '실행' 버튼을 클릭하면 측정이 시작되며 그래프와 측정값이 출력되면 측정이 완료

h. 전 고조파 왜곡

목적 : 500, 800, 1600 [Hz]의 주파수에서 전고조파 왜곡 값을 측정

실행 : '실행' 버튼을 클릭하면 측정이 시작되며, 그림 2-9와 같은 그래프와 측정값이 출력되면 측정이 완료

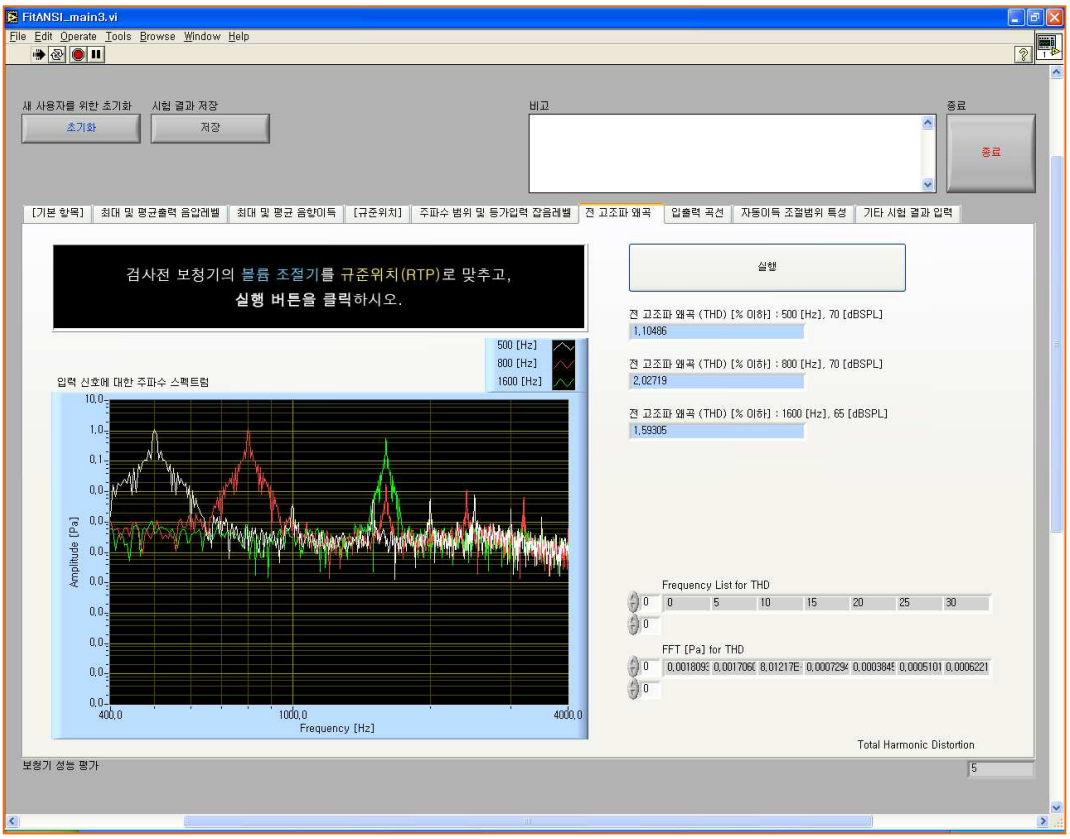


그림 2-9. 보청기 성능검사 프로그램 전 고조파 왜곡 결과 그래프 창.

i. 입출력 곡선

목적 : 50, 60, 70, 80, 90 [dBSPL]의 입력 신호에 대하여 주파수 응답 곡선과 입출력 곡선을 출력

실행 : '실행' 버튼을 클릭하면 측정이 시작되며

표시가 사라지고, 오른쪽 그림과 같은 그래프와 측정값이 출력되면 측정이 완료

- 본 시험검사 항목은 시간이 2~3분 정도 소요

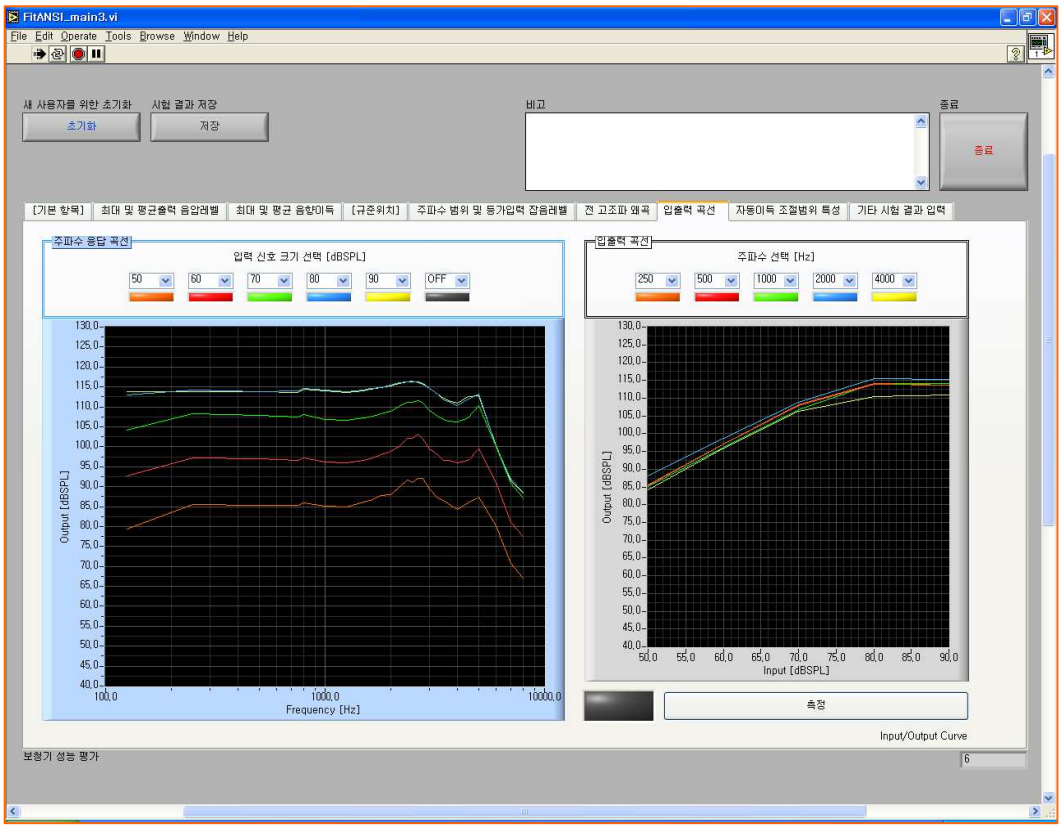


그림 2-10. 보청기 성능검사 프로그램 입출력 곡선 그래프 창.

j. 자동이득 조절범위 특성

목적 : AGC 보청기의 Attack Time과 Release Time을 측정

실행 : '실행' 버튼을 클릭하면 측정이 시작되며, 각 주파수 별 측정값이 출력되면 측정이 완료

아날로그 보청기 (선형 보청기)로 선택된 경우에는 실행하지 않음

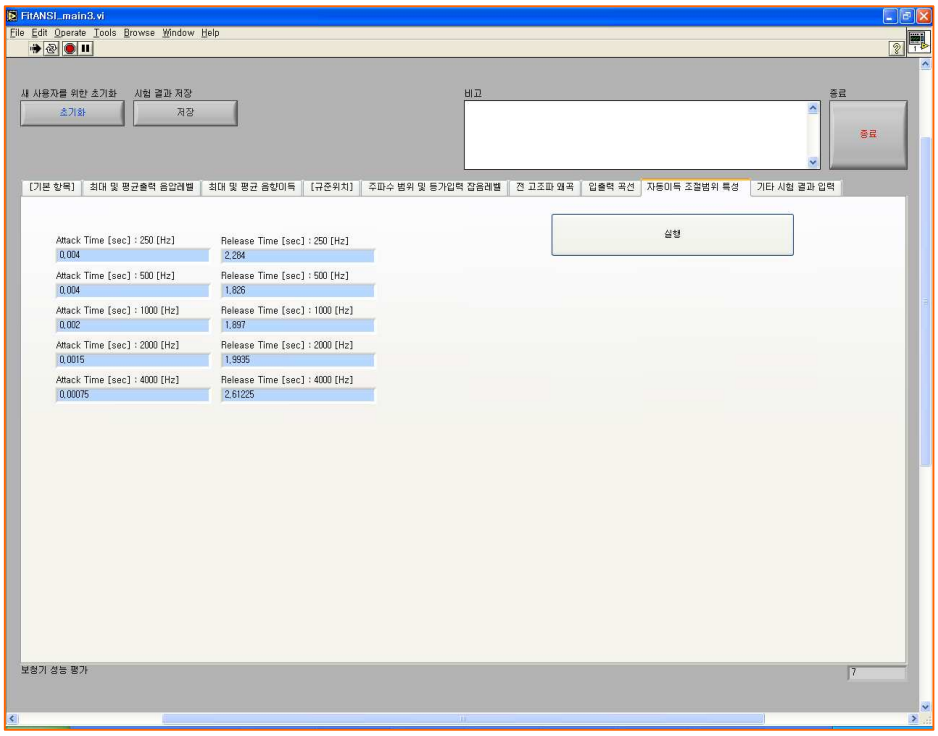


그림 2-11. 보청기 성능검사 프로그램 자동이득 조절범위 특성.

k. 전지의 전류 소모 및 수명 시험

- 배터리의 종류를 선택

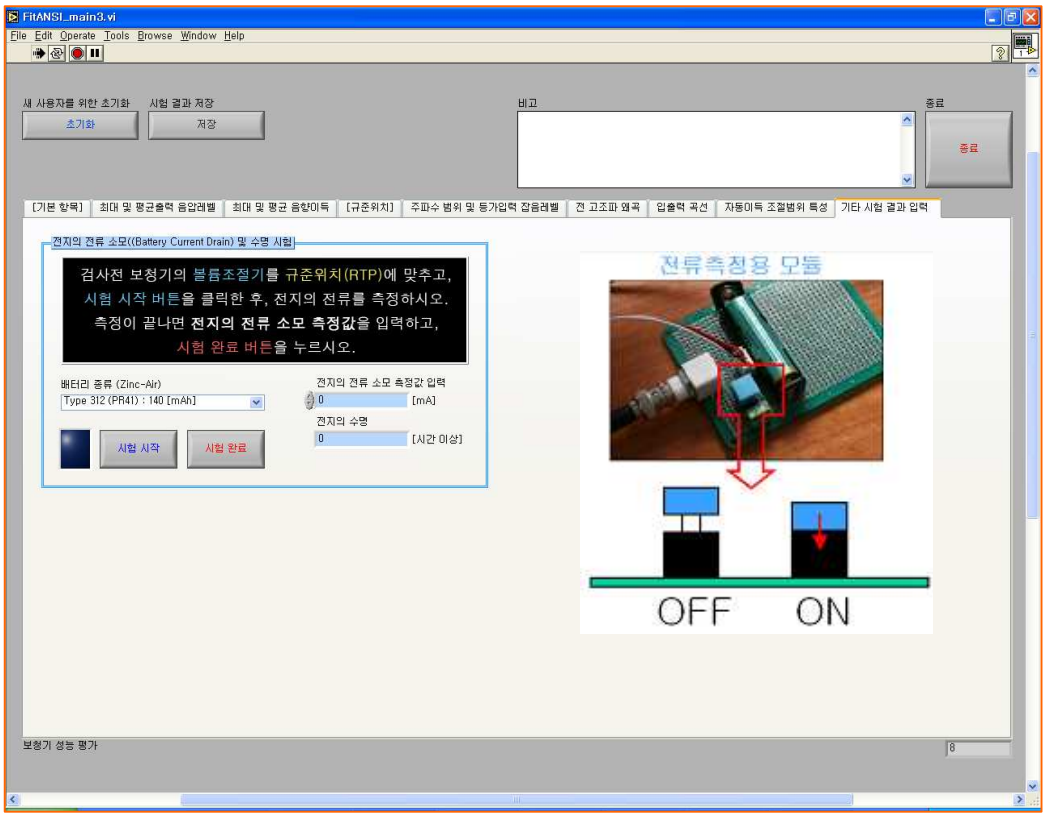


그림 2-12. 보청기 성능검사 프로그램 전지의 전류 소모 및 수명 시험.

- 그림 2-13 1번 그림과 같이 배터리 필(Battery Pill)을 보청기에 삽입
- 그림 2-13 2번 그림과 같이 배터리 필의 반대쪽 단자를 챔버에 접속
- 마이크로폰과 보청기를 원래 위치에 장치하고 챔버를 밀폐

그림 2-13. 보청기 성능검사 프로그램 전지의 전류 소모 및 수명 시험.

① 시험 시작 버튼을 클릭

② 영점 조정이 된 아날로그 멀티테스터의 다이얼을 'DC mA'의 '2.5 mA'영역으

로 조절

③ 왼쪽의 램프가 밝은 청색으로 변하면, ‘전류 측정용 모듈’의 +와 -단자에 아날로그 멀티테스터의 +와 - 단자를 각각 접촉

④ 측정된 전류값을 전지의 전류 소모 측정값 입력란에 [mA]단위로 기입한 후 시험완료 버튼을 클릭

⑤ 전지의 수명은 자동으로 계산

4. 완제품 검사표 출력

a. 보청기 성능에 관한 시험 결과를 출력하는 단계이며, 각 항목에 대한 검사기준 실측치를 보여주고, 자가 검사기준에 따른 Pass/Fail 여부를 판정하여 보여준다.

그림 2-14. 완제품 검사표 출력표.

b. 그래프 출력

- 입력 음압에 따른 주파수 응답과 입출력 곡선을 보여줌
- 완제품 검사표 인쇄시 화면에 나타난 그래프가 출력 되므로, 원하는 입력 신호의 크기와 주파수를 선택

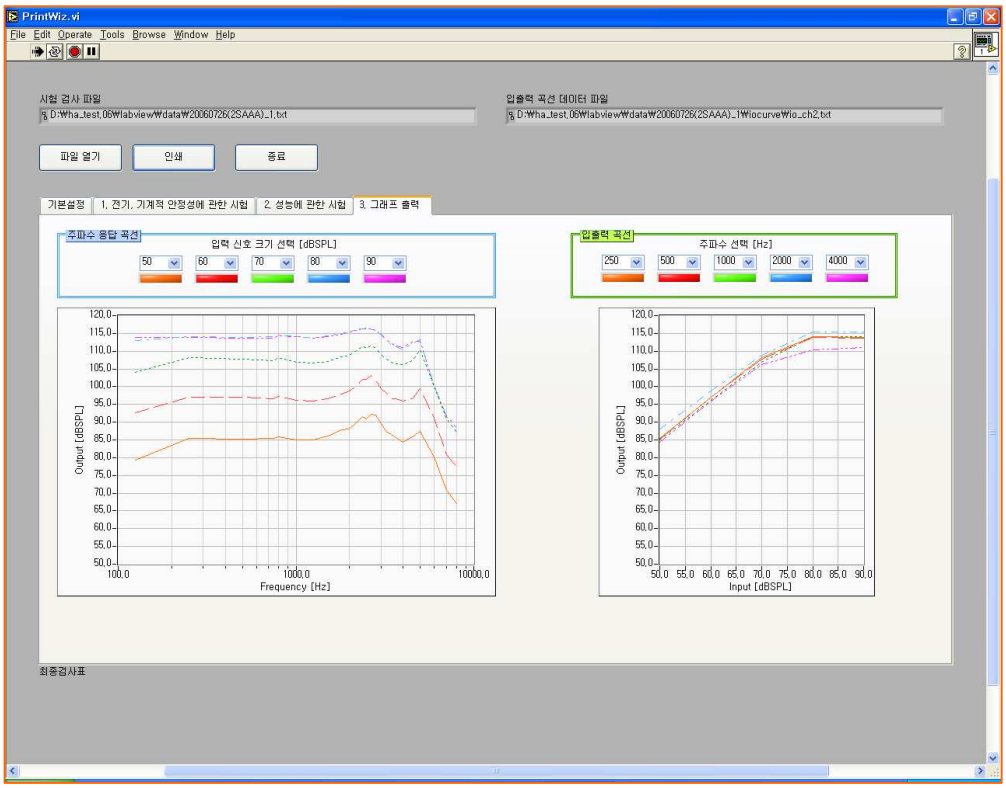


그림 2-15. 검사 결과에 대한 확인이 끝나면, '인쇄' 버튼을 클릭 하여 완제품 검사표를 출력.

5. *FONIX 7000*에 의한 보청기 시험검사

본 연구 논문 결과를 비교하기 위한 방법으로 기존의 보청기 성능 검사 장치를 설치하여 보청기를 시험 검사하였다. 여기서는 FONIX 7000이란 최신형의 보청기 성능 검사 장치에 대해 간략히 설명하고자 한다. FONIX 7000의 주요 구성은 다음 그림 2-16과 같다.

- o Frye FONIX 7000 System
- o FONIX 7000/ANSI, IEC60118-7
- o Microphone : M1950E
- o Acoustic Chamber : FC7020
- o 시험장비번호 : AK-T-06-004
- o 구동 소프트웨어 버전 1.42
- o Coupler : HA-1, HA-2
- o Microphone Calibrator : QC-10

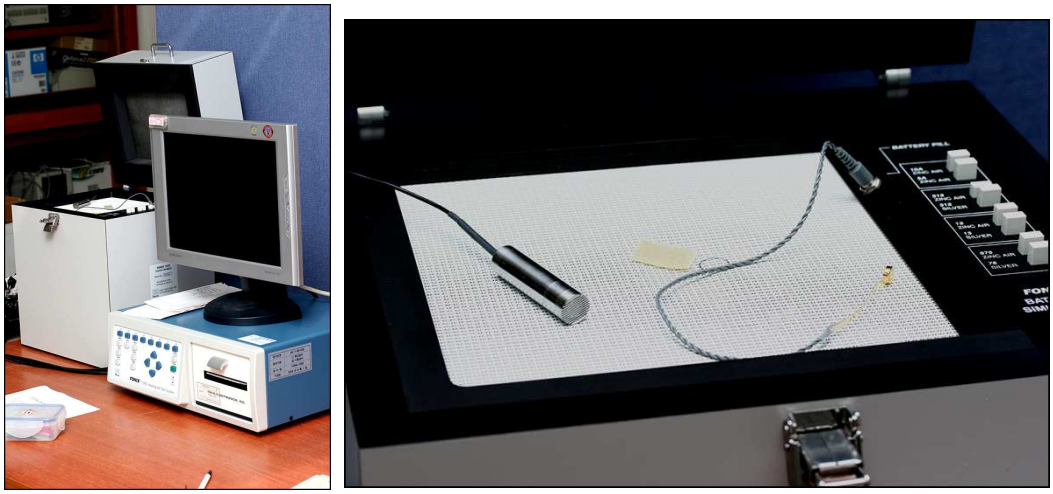


그림 2-16. FONIX 7000의 주요 구성.

a. 보청기를 결합한 커플러에 M1950E 마이크로폰을 연결

b. 보청기에 Battery Pill을 연결

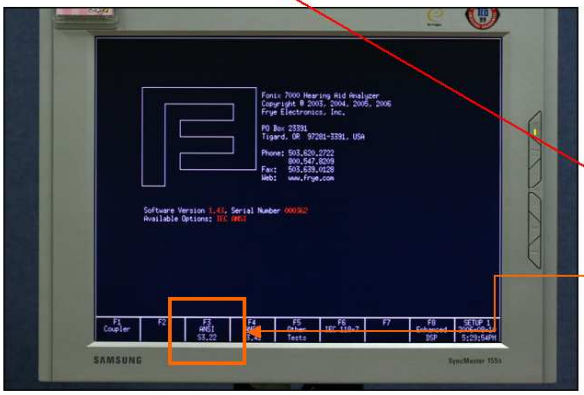
- Battery Pill 장착 전에 반드시 보청기의 전원을 OFF
- 오른쪽의 Battery 선택 버튼 중 '312 Zinc Air' 버튼을 누름

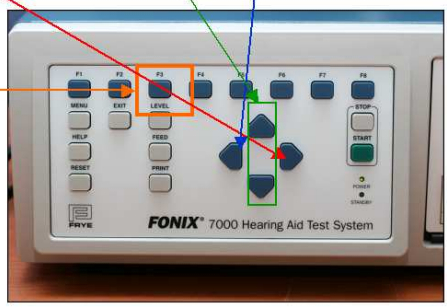
c. 보청기의 전원을 ON시키고, 최대 볼륨으로 조절

d. 보청기의 마이크로폰 위치가 Chamber 내의 원형표시에 놓이도록 보청기를 설치

❑ FONIX 7000의 기본 조작법

- 모니터의 화면을 보면서, 원하는 기능 수행을 위해 본체의 버튼으로만 조작
- [F]키를 눌렀을때 Pop-up 메뉴가 나타나면, 상, 하 방향키로 원하는 항목으로 이동하고, 우측 방향키를 눌러서 선택한다. 만약 기존 설정을 그대로 유지하려면 좌측 방향키를 누른다.





예)
예를 들어 모니터상에서 F3번 항의 'ANSI S3.22'를 실행하기 위해서는 본체의 'F3'버튼을 클릭한다.

그림 2-17. FONIX 7000의 기본 조작법.

e. FONIX 7000 Navigation Flow Chart

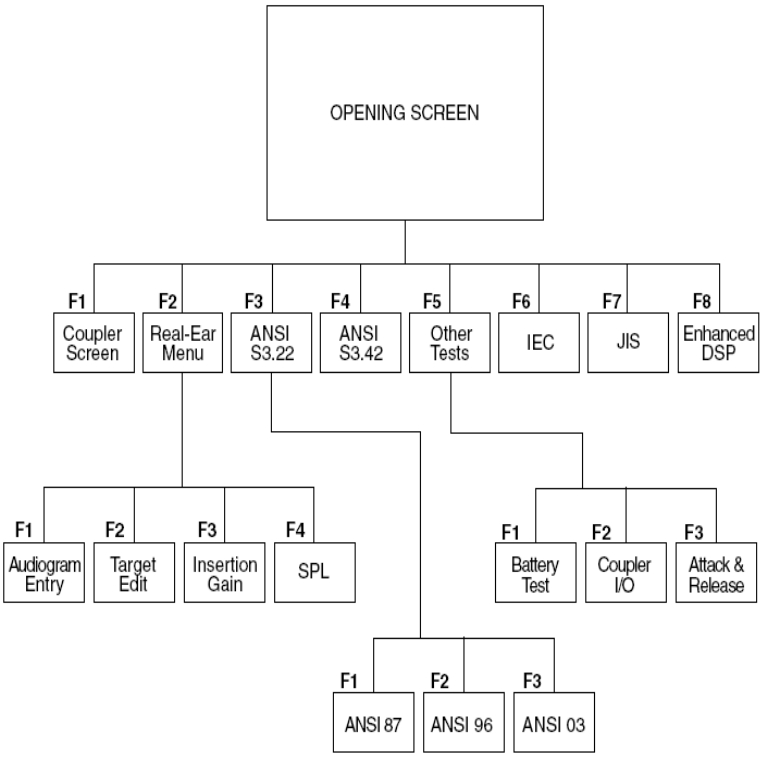


그림 2-18. FONIX 7000 흐름도[6].

f. Full-On Gain 기준 음압 선택 (F3)

- F3을 누른후, Auto로 설정
- Linear는 60 [dBSPL], AGC는 50 [dBSPL]로 자동으로 선택
- ANSI '03규격 부터는 Linear나 AGC 모두 50 [dBSPL]로 고정

g. 평균값 계산 방법 선택 (F4)

- 본 시험 검사에서는 주파수 응답 곡선의 평균값을 계산하는데, High Frequency Average (HFA) 방식을 사용하므로, 'HFA 1000, 1600, 2500'를 선택
- HFA : 1000 [Hz], 1600 [Hz], 2500 [Hz]의 측정 음압의 평균값

h. 시험 검사 1단계

OSPL90, HFA OSPL90 및 HFA FOG을 계산한 후에 왼쪽 하단에 메시지

가 나타나면, 보청기의 볼륨조절기를 볼륨을 낮추는 쪽으로 조절하여, ‘RTG Measure’값을 ‘RTG Target’에 근사하도록 맞춤 (약 2 [dB]이내의 오차)

이때, 볼륨 조절 후 Chamber의 커버를 닫고 밀폐한 후, 2~3초정도 지나서 ‘RTG Measured’ 값이 안정된 후에 비교

i. 2단계

‘RTG Measured’ 값과 ‘RTG Target’ 값이 근사하게 맞춰지면, 챔버를 밀폐시키고 [Start] 버튼을 눌러서 시험 검사를 계속 진행시킨다.

j. 결과 출력

성능검사 종료 후에는 화면의 왼쪽 하단에 ‘Test Completed’라는 메시지가 나타나면 [Print] 버튼을 눌러 현재 화면상의 결과물을 출력

인쇄된 검사 결과는 아래 그림과 같이 나타나며, 각 항목에 대한 설명은 다음과 같음

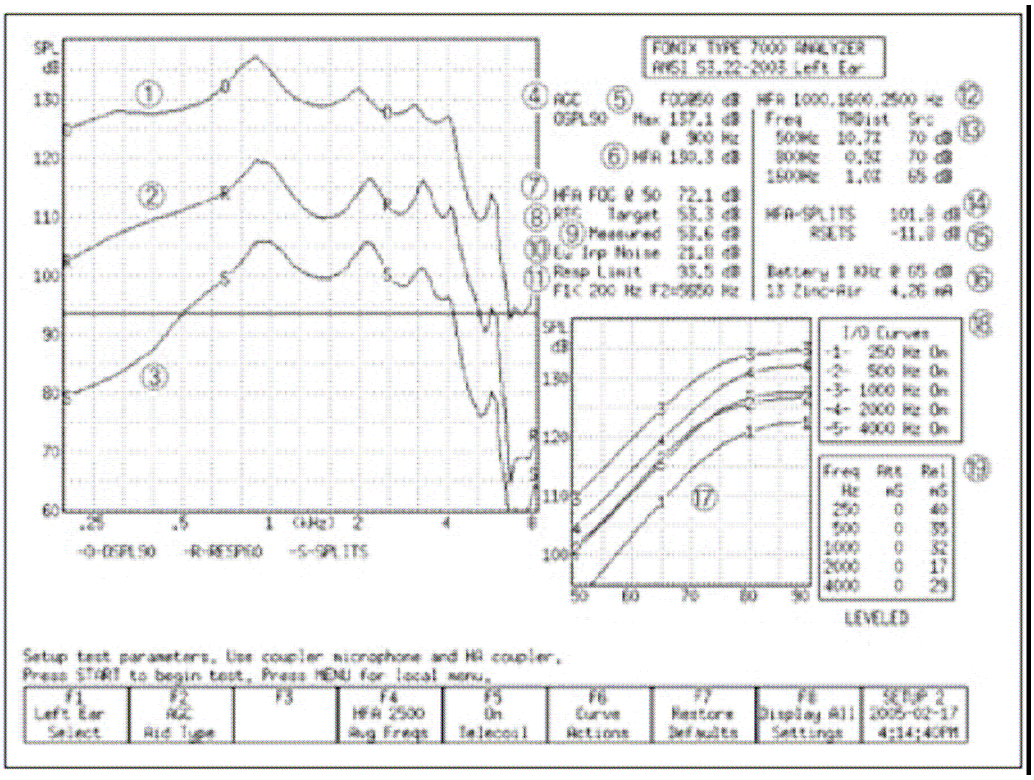


그림 2-19. Fonix 7000 성능 검사 결과의 출력.

1. OSPL 90 curve: Full-on gain frequency sweep taken at 90 dB SPL.
2. RESP 60 curve: Reference test gain frequency sweep taken at 60 dB SPL.
3. SPLITS curve: Frequency response of the telecoil.
4. Aid type (selected with F2)
5. OSPL 90 MAX: Amplitude and frequency of the maximum output of the aid.
6. OSPL 90 HFA/SPA: Three-frequency response of the OSPL 90 curve.
7. HFA/SPA FOG: Full-on gain three frequency average and the amplitude at which it was taken.
8. RTG Target: Target reference test gain
9. RTG Measured: Measured reference test gain
10. EQ Inp Noise: Equivalent input noise measurement
11. Resp Limit: The response limit level is determined by taking the three frequency average of the RESP 50 curve and subtracting 20 dB.

    F1 is where the RESP 50 curve crosses the response limit level on the way up.

    F2 is where the RESP 50 curve crosses the response limit level on the way down.
12. HFA/SPA: Three frequency average chosen in the MENU.
13. TDH: total harmonic distortion measurements and the frequencies and amplitudes at which they are taken.
14. HFA/SPA-SPLITS: Three-frequency average of the telecoil frequency response curve.
15. RSETS: The difference between the HFA/SPA of the microphone response curve and the telecoil response curve.
16. Battery Current measurement
17. I/O curves: the input/output measurements taken of AGC aids. Only selected frequencies are tested.

*B. FONIX*와의 결과 비교

표 2-1은 FONIX 장비와 개발 시험검사 장비 측정 결과를 비교한 표로 보청기 공인 인증 시험기관인 한국산업기술시험원(KTL)과 본 논문에서 개발한 시험검사 장비 그리고 Frye사의 FONIX 7000 보청기 검사 장비 3가지로 4채널 디지털 보청기를 시험 검사 한 결과는 거의 비슷하게 나타난다는 것을 알 수 있다.

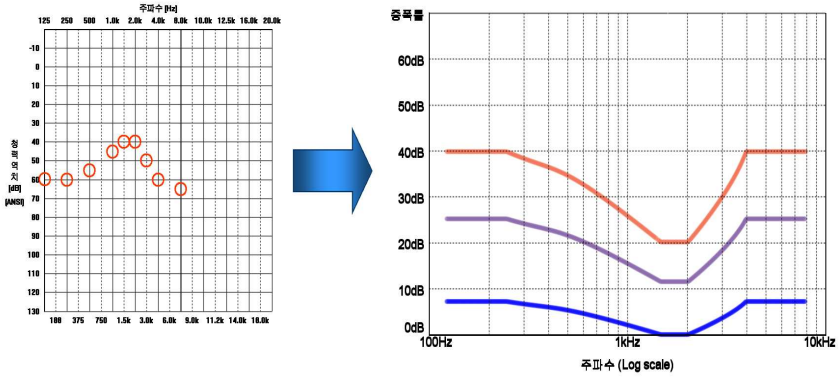
표 2-1. FONIX 장비와 개발 시험검사 장비 측정 결과 비교

4Channel Digital HA (Gennum GB3215)						
성능 시험 항목		단위	오차	KTL 공인시험	개발 시험검사장비	Frye FONIX7000
최대출력 음압레벨 (OSPL90)		dB SPL	+3dB 이하	117.0	114.1	115.7
평균출력 음압레벨 (HFA-OSPL90)		dB SPL	±4dB 이내	114.0	113.4	114.3
최대음향이득 (Full-on Gain)		dB	±5dB 이내	49.0	49	46.3
평균음향이득 (HFA Full-on Gain)		dB	±5dB 이내	45.0	45	46.3
주파수 범위 (Frequency Range)	F1	Hz	+10 % 이하	200	125	200
	F2		-10% 이상	7900	8000	7360
등가입력 잡음레벨 (Equivalent Input Noise Level)		Hz	+3dB 이하	26.0	25.9	24.1
전고조파왜곡 (Total Harmonic Distortion)	500[Hz]	%	+3% 이하	3.0	1.15	1.2
	800[Hz]			3.0	1.32	1.2
	1600[Hz]			3.0	1.95	0.9
전지의전류 (Battery Current)		mA	+20% 이하	1.20	1.20	1.22

C. 디지털 보청기 성능검사에 관련한 고려 사항

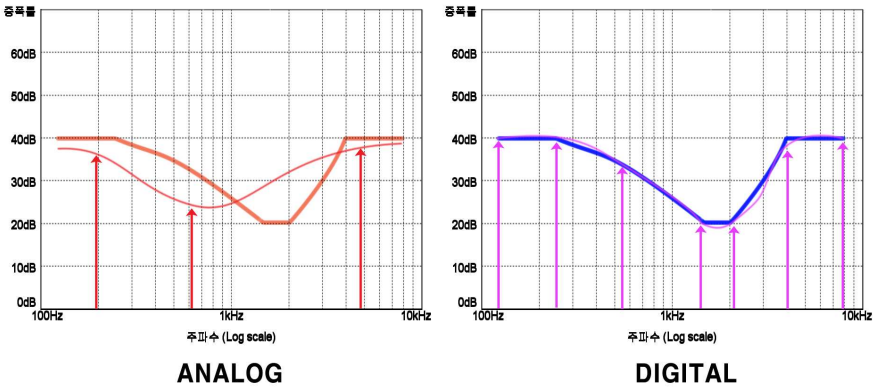
1. 디지털 보청기 채널 수 성능검사

다음 그림들이 보여주듯이 초기에 청력 검사 결과 얻어진 청력 역치 그래프(그림 2-20(a))에 다양한 공식의 피팅 포뮬라를 적용하여 피팅 포뮬라 곡선을 구한다. 피팅 포뮬라 곡선은 주어진 청력 역치를 가장 적절하게 보상해 주는 증폭도를 주파수의 함수로 보여준다.



(a) (b)

그림 2-20. 청력 역치(a)로부터 피팅 포뮬라에 의해 계산된 예상 증폭도(b).



(a) (b)

그림 2-21. 디지털 보청기(b)와 아날로그 보청기(a)의 피팅 포뮬라에 의한 적용.

그림 2-21에서 디지털 보청기(b)는 아날로그 보청기(a)에 비해 피팅 포뮬라에 의해 계산된 예상 증폭도 (피팅 포뮬라 곡선)에 더욱 근접하는 주파수 응답 곡선을 가지도록 증폭기 IC 칩 내부 파라미터를 자유로이 변화가능하다는 것을 알 수 있다.

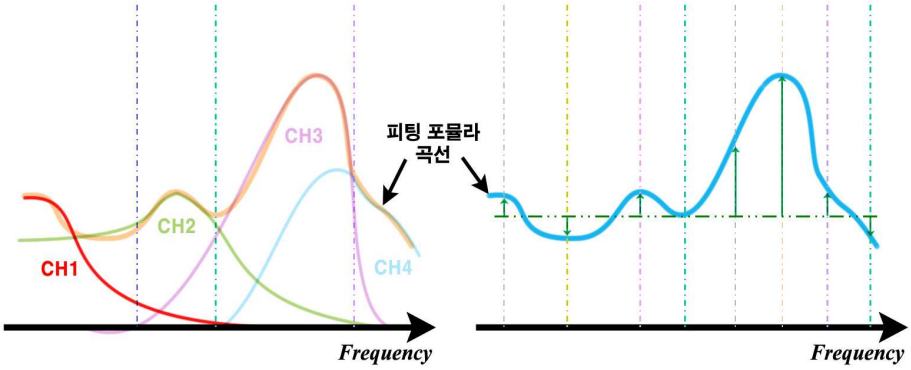


그림 2-22. 채널 수에 따른 피팅 포뮬라 곡선.

그림 2-22와 같이 정교한 증폭도(피팅 포뮬라 곡선)를 가지기 위해 디지털 보청기는 주파수 대역의 1 개 이상의 채널로 분류되어야 한다. 각 채널 별 주파수 응답 곡선들이 중첩되어 원하는 피팅 포뮬라 곡선을 형성하도록 한다. 채널 수가 많을수록 피팅 포뮬라 곡선에 더욱 근접해진다. 그림 2-23과 같이 디지털 보청기의 채널을 구분하는 경계 주파수를 교차 주파수라 부른다.

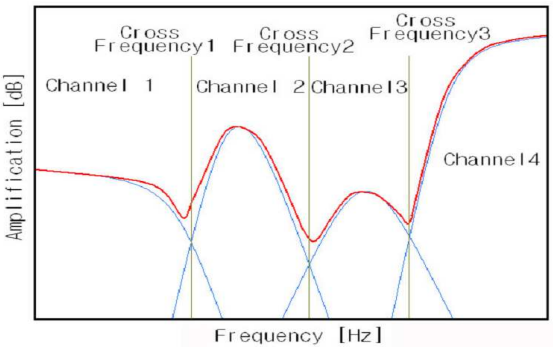


그림 2-23. 교차 주파수.

디지털 보청기 제조업체들은 여러 채널 수를 가진 디지털 보청기를 홍보한다. 그러므로 디지털 보청기의 채널 수를 시험 평가하는 방법을 표준화하여 규격 준수 여부를 확인할 수 있어야 한다. 즉, 디지털 보청기 사양에 표시된 채널 수만큼 주파수 대역에서 같은 수의 Bandpass 필터 형태의 피팅 포뮬라 곡선이 출력되는지 확인하는 평가 방법의 성능검사가 필요하다.

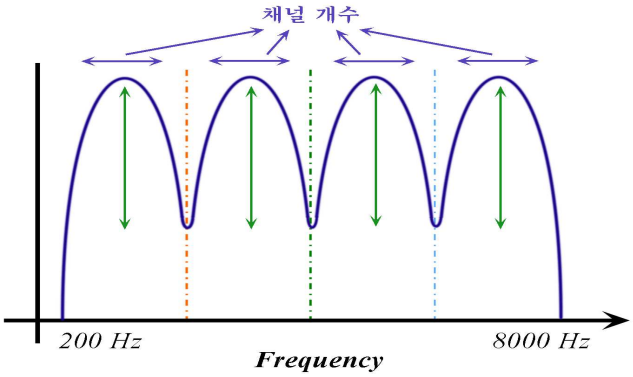


그림 2-24. 채널 개수.

그림 2-24는 디지털 보청기 사양에 표시된 채널 개수를 객관적으로 확인하는 성능 평가 규격으로, 주파수 대역에서 같은 채널 수의 Bandpass(대역통과) 필터 형태의 피팅 포뮬라 곡선이 출력되도록 한다.

2. 디지털 보청기 피드백 제어 성능검사

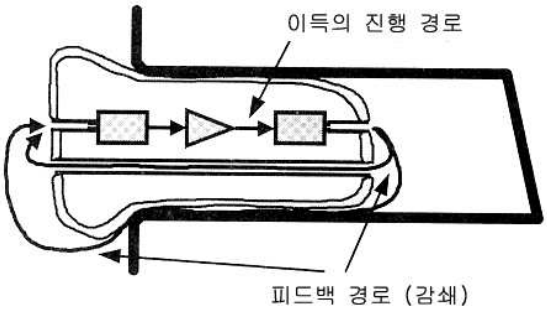


그림 2-25. 피드백(되울림)의 경로.

그림 2-25는 피드백(되울림)의 경로로 리시버의 소리가 다시 마이크로폰으로 귀환되어 삐 하는 소리가 계속 출력되는 것을 나타낸다. 디지털 보청기 표시 성능에 피드백 제어란 항목이 있다.(그림 2-26 참조) 디지털 보청기 전자 IC 칩 내부에 적응 필터나 디지털 신호 처리에 의해 같은 주파수의 소리가 큰 진폭으로 계속되면 외부 소음으로 간주하고 자체적으로 소멸시키는 신호처리 알고리즘을 IC 칩으로 구현한 것이다. 피드백 제어가 명시된 디지털 보청기라면 리시버가 노출된 상태에서 외부 순음에 대해 초기 상태에서 정상 상태로 시간이 지남에 따라 출력 음압의 세기가 현저하게 감쇠되어야 한다. 따라서 디지털 보청기의 피드백 제어를 시험 평가하는 방법의 연구가 필요하다.

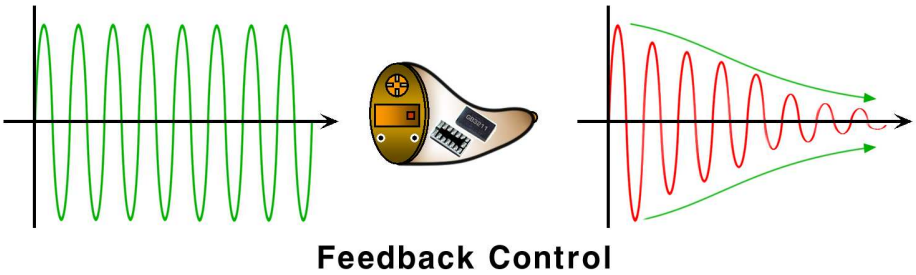


그림 2-26. 피트백 제어.

3. 디지털 보청기 잡음 감쇠 성능검사

디지털 보청기 표시 성능에 잡음 감쇠(Noise Reduction)란 항목이 있다. 잡음 대비 신호음 비율을 상대적으로 높일 수 있다는 표현이다. 마이크로폰에 입사되는 소리에는 말소리(신호음)과 주변 잡음이 함께 섞여 있다. 디지털 보청기는 IC 칩 내부에서 신호 대 잡음 비율을 높일 수 있는 디지털 신호 처리 알고리즘이 구현된다. 그림 2-27의 마이크로폰에 입사되는 소리에는 말소리(신호음)과 주변 잡음이 함께 섞여 있다. 디지털 보청기는 IC 칩 내부에서 신호 대 잡음 비율을 높일 수 있는 디지털 신호 처리 알고리즘이 구현된다. 따라서 디지털 보청기의 잡음 감쇠 성능을 시험 평가하는 방법의 성능검사가 필요하다.

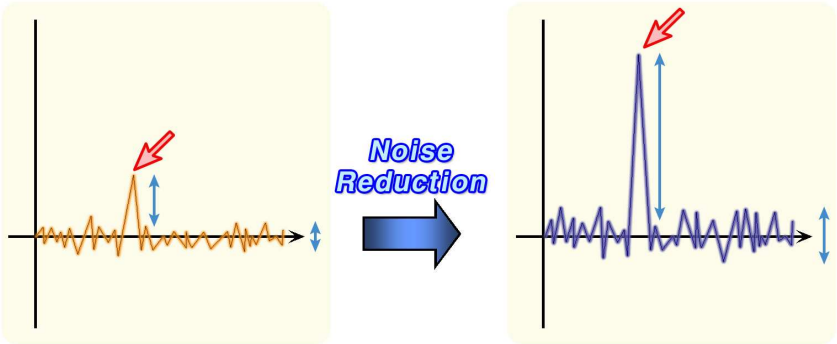


그림 2-27. 디지털 보청기는 IC 칩 내부에서 디지털 신호 처리 알고리즘 구현.

4. 디지털 보청기 방향성 성능검사

아날로그 보청기는 지향성을 조절하는데 필수적인 시간 지연을 조절할 수 없이 일정한 시간 지연만을 가진다. 반면에 디지털 보청기는 IC 칩 내부에서 시간 지연을 임의로 조절할 수 있다. 그렇다면 디지털 보청기 내부 파라미터의 조절로 보청기의 방향성에 따라 실제로 달라지고 있는 성능을 정량적으로 평가 확인하는 방법의 표준화가 필요하다. 그림 2-28과 같이 방향성 보청기는 약 10 mm 간격으로 거리를 둔 두 개 이상의 마이크로폰을 장착하고 있다. 마이크로폰의 출력 전기 신호가 증폭기용 IC 칩에 입력된 뒤 칩 내부에서 시간 지연을 달리 주는 방식으로 지향성을 가지도록 한다.

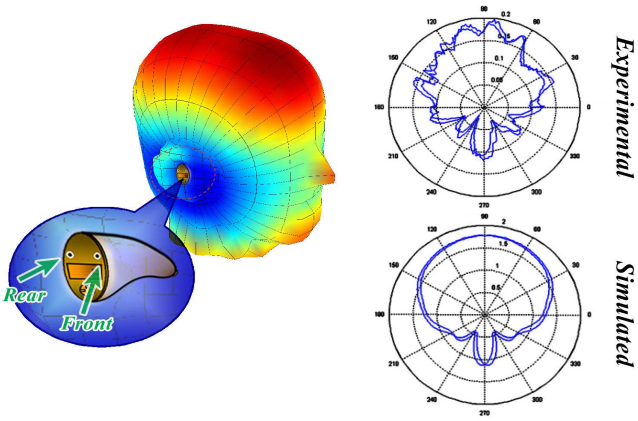


그림 2-28. 방향성 보청기와 지향성.

D. 디지털 보청기 피팅 성능검사에 관련된 고려 사항

기존의 아날로그 보청기에서 디지털 보청기로 성능이 크게 향상되면서 보청기에 관한 새로운 방법의 전기 음향 특성들이 측정되고 있다. 특히 주파수 응답 특성을 기존의 진폭 응답에서 위상 응답으로까지 다양하게 측정하기도 한다. 본 장에서는 디지털 보청기의 성능을 평가하는 고성능 전기 음향 시험 장치를 개발, 제작하여 실제로 제작한 디지털 보청기를 대상으로 시험 및 측정한 결과들을 비교하였다.

1. 개요

보청기는 과거의 아날로그 방식의 보청기에서 디지털 방식으로 그리고 더욱 정교한 청각 보정을 위한 기능들이 소프트웨어적으로 추가된, 보청기로 나날이 발전하고 있다. 그러나 아직까지는 보청기 성능을 검사하는 연구는 보청기 개발 기술 발전에 비해 상대적으로 저조한 실정이다[7,8]. 최근에는 위상차가 보청기 성능에 영향을 미친다는 연구가 보고되면서 보청기의 위상차도 검사 평가 항목으로 필요하다는 의견이 나오고 있다[9].

그림 2-29는 Frye사에서 제작된 FONIX FC 7020 음향 소실(Acoustic Chamber)을 사용하여 본 실험을 위해 직접 구성한 보청기 검사 장치를 보여준다.

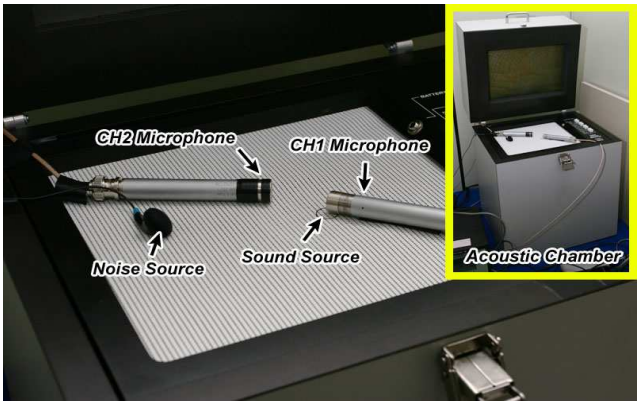


그림 2-29. 보청기 분석기의 음향 소실.

일반적으로 보청기 검사 장치(그림 2-30 참조)는 보청기 증폭기를 거쳐 출력 리시버에서 발생하는 음압을 측정하기 위해 음압 보정된 마이크로폰과 2cc 결합기(Coupler)에 귀 몰드(Ear Mold)를 삽입하는 방식으로 검사 장치가 구성되어 있다[10]. 본 논문에서는 1개의 마이크로폰만을 사용하는 기존 방식과 달리, 2개의 마이크로폰을 사용하여 원음과 보청기 증폭기를 거쳐 리시버에서 발생하는 음압을 동시에 측정할 수 있도록 하였다.

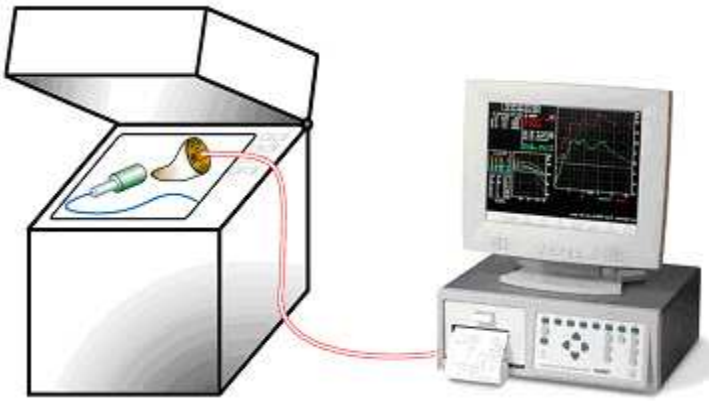


그림 2-30. 제품화된 보청기 성능 검사 장치 (FONIX 7000).

그림 2-29의 음향 소실 안에 형성되는 발생 음압의 진폭과 주파수는 검사기 제조 시, 미리 알려진 값으로 고정되어 있다. 음향 소실 내부의 음압이 위치에 따라 달라질 수 있으므로 측정하고자 하는 보청기와 음향 결합기를 음향 공동 안에 놓을 때 보청기 내부의 마이크로폰에 가까운 (2~8 mm) 주변의 음압을 알고 있어야 한다. 본 논문에서는 보청기 성능 검사에서 주로 사용되는 음향 소실과 음향 소실 내부의 스피커 외에 다른 모든 전기 음향 장치들을 별도로 구성, 제작하여 실험한 결과를 보여준다.

2. 보청기 성능 검사 장치 구성

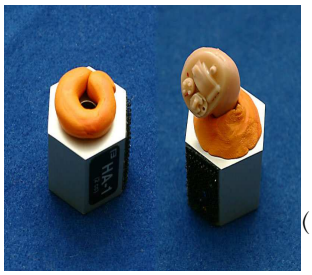
본 논문에서는 Gennum사의 GB3215 보청기용 4채널 DSP칩과 Knowles사의 EK3133 마이크로폰과 FC 6654 리시버를 사용하여 자체 제작한 디지털 보청기를

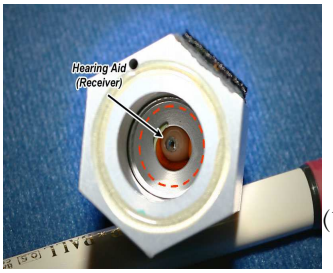
실험에 사용하였다.

a. 완제품 형태의 보청기의 설치 예

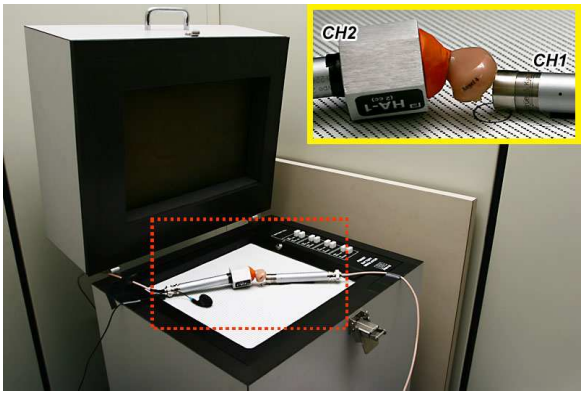
ITE(In The Ear; 귓속형)나 CIC(Complete In the Canal; 고막형) 형태의 보청기 검사를 위해서는 보청기 리시버 출구가 결합기에 연결되도록 접착제(Putty)로 부착시켜서, ITE/CIC 보청기의 리시버에서 발생하는 음압이 결합기 내의 마이크로폰에만 전달되도록 한다[11]. 그림 2-31은 ITE/CIC 형태의 보청기 리시버 출구가 음향 결합기에 부착되도록 하는 과정을 보여준다.

먼저 그림 2-31(a)와 같이 ITE 보청기 리시버 음출구 주변으로 도넛 모양의 접착제(찰흙질)를 구부린 후, 리시버 음출구가 Frye사의 HA1 2cc 음향 결합기의 음입구에 삽입되도록 한다. 그림 2-31(b)는 결합기에 올바르게 부착된 상태의 ITE(귓속형) 보청기 리시버 음출구를 보여준다. 마지막으로 그림 2-31(c)과 같이 귓속형 보청기 음입구가 음향 소실의 음향이 발생하는 기준점에 놓이도록 한다. 이 기준점은 음향 소실 내에 지름 10 mm정도의 검은 원형 테두리로 표시되어 있다.


(a)



(b)



(c)

그림 2-31. 보청기를 보청기 성능 검사를 위하여 음향소실에 설치하는 과정.

b. 디지털 보청기의 설치

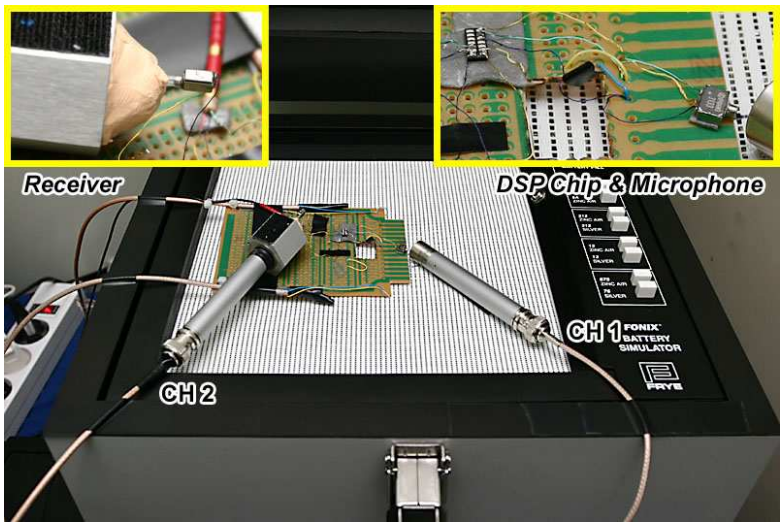


그림 2-32. 디지털 보청기의 설치.

그림 2-32는 음향 소실 내에 디지털 보청기를 설치한 모습을 보여준다. 기본적인 구성은 완제품 형태의 보청기와 동일하며, 리시버의 음출구는 직접 결합기에 접착제를 사용하여 연결하였고, 마이크로폰은 음입구가 음향 소실의 음향이 발생하는 기준점에 놓이도록 하였다. 본 논문에서는 그림 2-32와 같이 쉘이 붙어있지 않은 상태로 보청기를 제작하여 사용하였다.

c. 보청기 성능 검사 장치

음압 측정을 위하여 사용된 두개의 마이크로폰은 모두 동일한 Brüel & Kjær사의 Type 4176 1/2"콘덴서 마이크로폰이며, 마이크로폰의 출력단자는 전용 파워앰프인 Type No. 2693A0F4 를 거쳐서 Agilent사의 54624A 디지털 오실로스코프로 연결된다. 이때 원음을 측정하는 마이크로폰은 1번 채널(Channel)로 설정하고, 보청기를 통해 증폭된 음압을 측정하는 마이크로폰은 1번 채널로 설정하였다. 두 마이크로폰들은 이미 주파수별 음압보정을 마친 상태이며, 전용 파워 앰프를 사용하여 각각 증폭률은 20 dB로 설정하고, 10 Hz ~ 22.4 KHz로 대역이 설정된 BandPass(대역

통과) 필터를 거치게 된다.

본 연구를 위해 제작된 디지털 보청기 성능 검사 장치의 구성에 대한 각 명칭 및 용도는 다음 (그림 2-33 과 같다.

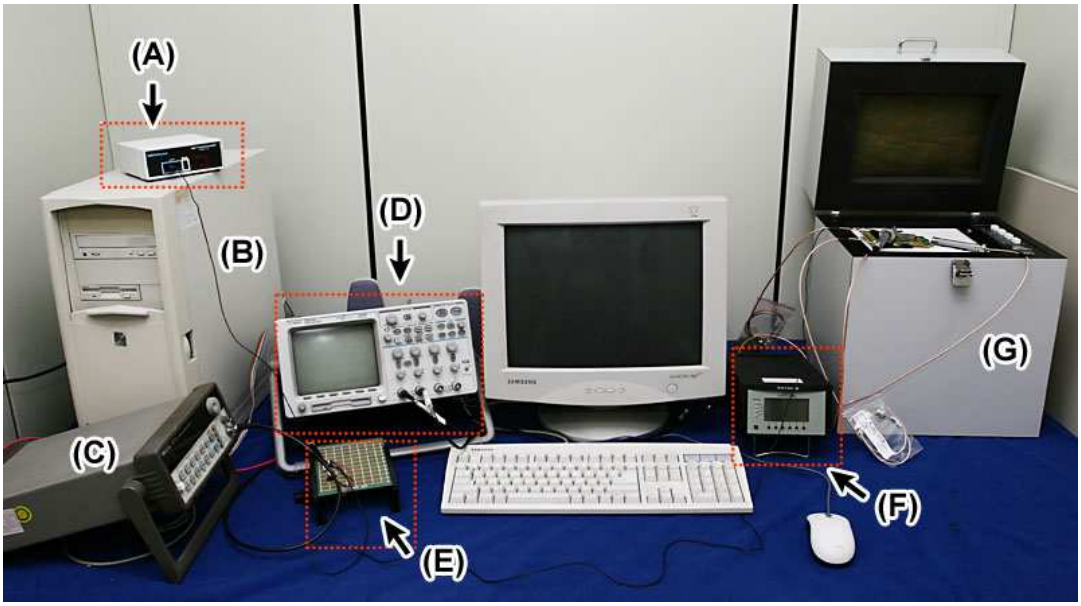


그림 2-33. 디지털 보청기 성능 검사 장치의 구성.

(A)는 Gennum사의 DSP Programmer v1.0이라는 제어기기로서 디지털 보청기의 피팅 및 전원 공급에 사용된다. (B)는 PC로서 2개의 시리얼 포트를 통해 오실로스코프와 함수발생기를 제어하고, 측정데이터를 자동으로 기록하는 자체 제작한 프로그램을 구동하게 된다. (C)는 Agilent사의 33120A 디지털 함수발생기이며, 음향 소실의 내부 스피커에 신호를 공급하여 실험에 필요한 음원을 생성한다. (D)는 디지털 오실로스코프이며, 마이크로폰으로부터 신호를 측정한다. (E)는 직접 구성한 신호 감쇄기이며, 함수발생기에서 한계치보다 저출력을 필요로 할 때 사용된다. (F)는 1/2” 마이크로폰 전용 4채널 파워 앰프이며, 마이크로폰으로부터 감지된 신호를 증폭 및 필터링 하여 오실로스코프로 전달해 주고, 마이크로폰에 구동 전원을 공급해 준다. (G)는 음향 소실이며, 음향 소실의 덮개를 밀봉한 상태로 보청기의 성능 검사 실험을 하게 된다.

3. 디지털 보청기의 시험 측정 결과

다음은 디지털 보청기의 주파수 응답 및 전체 배음 왜곡(Total Harmonic Distortion; THD) 특성을 측정 및 분석한 결과를 보여준다.

a. 마이크로폰 특성 측정

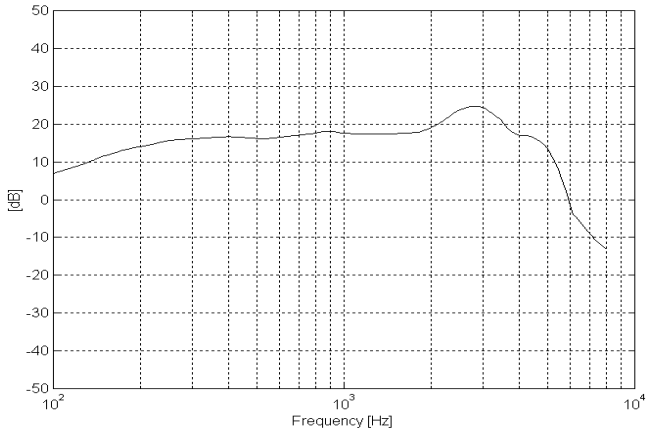


그림 2-34. 마이크로폰과 리시버의 혼합 특성.

선형 증폭이 되도록 피팅된 디지털 보청기의 출력을 70 dB[SPL] 음원을 발생시킨 후 100 Hz에서 8000 Hz 사이의 주파수 응답을 측정하여, 보청기 칩에 입력된 피팅 파라미터로부터 이론적으로 계산된 주파수 응답 값과의 차를 계산하게 되면, 이 값이 보청기의 출력에 영향을 주는 마이크로폰과 리시버의 음향 특성이 된다. 그림 2-34는 본 논문에서 측정한 마이크로폰과 리시버의 혼합 특성을 나타내고 있으며, 실제 카탈로그 상의 특성 곡선과도 유사한 결과를 보여준다.

b. 주파수 응답

다음 그림 2-35는 디지털 보청기의 주파수 응답을 실험한 결과를 보여준다. 그림 2-35의 (a), (b), (c)는 서로 다른 피팅을 적용하였을 때 각각의 보청기 출력에 대한 주파수 응답을 보여준다. 외부 음원은 50 dB[SPL]에서 90 dB[SPL]까지 10 dB 간격으로 발생시킨 후 각각 측정하였고, 기호와 조합된 선들은 측정된 결과를, 선으

로만 구성된 커브는 피팅 파라미터로부터 이론적으로 계산된 주파수 응답 곡선과 그림 2-34와 같이 측정된 마이크로폰과 리시버의 특성을 결합한 값으로서, 이 값은 이상적인 측정 결과 값이 된다.

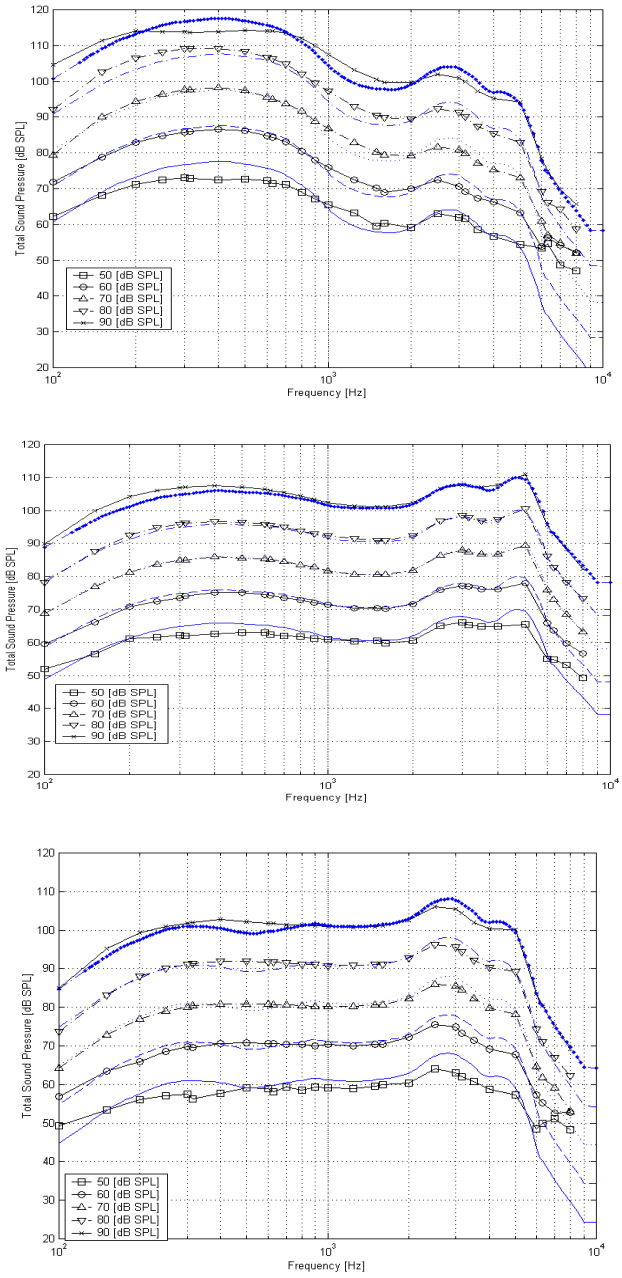


그림 2-35. 주파수 응답 측정.

c. 전체 배음 왜곡 측정

전체 배음 왜곡 측정 시험이란 일정한 주파수의 입력 신호에 의해 새로운 다른 주파수의 신호가 생성된 것이 어느 정도로 원음의 배음인지를 측정하는 것 이며, 500 Hz, 800 Hz에서는 70 dB[SPL], 1600 Hz에서는 65 dB[SPL]의 음원을 발생시킨 후에 보청기 출력을 각각 측정하여 FFT로 신호를 분석한다[12]. 이때 배음은 원음의 주파수의 2 배수와 3 배수에 해당하는 주파수를 말하며, 측정한 데이터를 FFT로 분석한 결과는 그림 2-36과 같다. 여기서 1번 채널은 원음, 2번 채널은 보청기의 출력음을 나타낸다. 그림 2-37 는 작동 및 해제 시간의 측정 표준이고 그림 2-38, 39는 작동 및 해제 시간측정 실험 결과 이다.

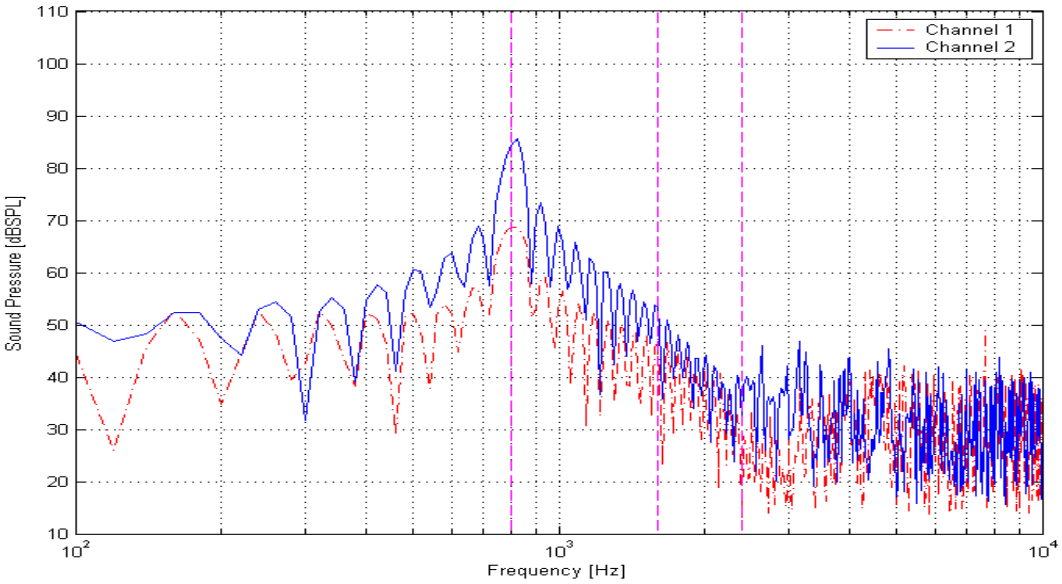


그림 2-36. (a) 500 Hz, 70 dB[SPL] (b) 800 Hz, 70 dB[SPL] (c) 1600 Hz, 65 dB[SPL]에서의 전체 배음 왜곡 측정.

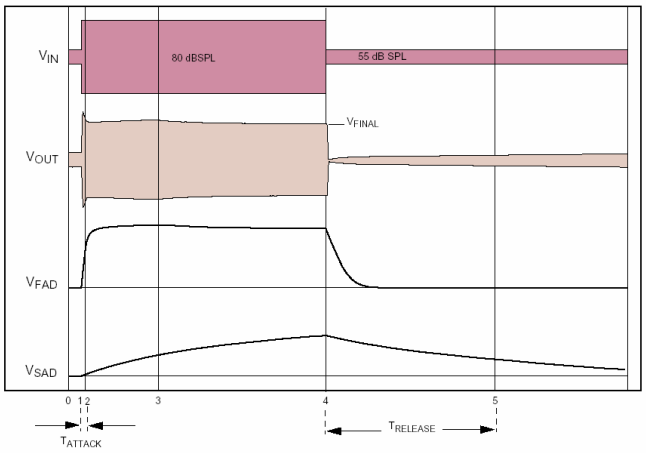


그림 2-37. 작동 시간, 해제 시간 측정 표준 규격.

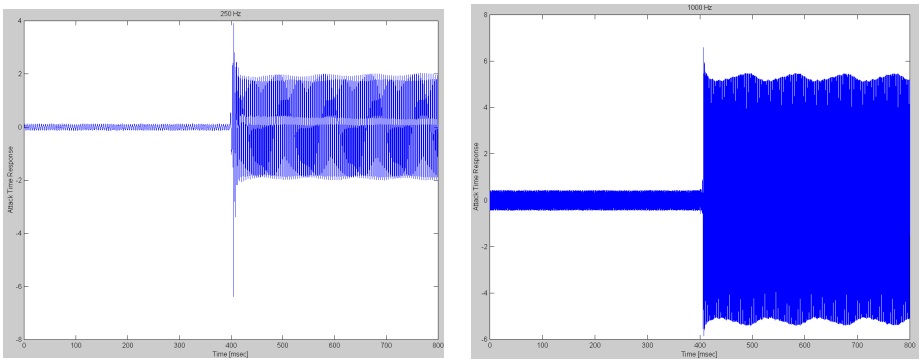


그림 2-38. 작동 시간 측정 실험 결과.

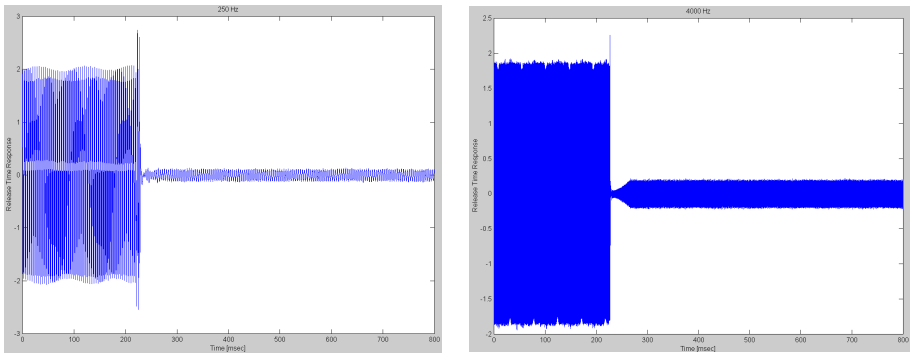


그림 2-39. 해제 시간 측정 실험 결과.

4. 고찰 및 결론

본 논문의 주파수 응답 실험 결과는 보청기의 피팅 형태에 관계없이 이론적으로 예측한 결과와 유사한 결과를 보여주며, 전체 배음 왜곡 측정에서도 미세하게 배음을 관찰할 수 있었으며, 본 실험에 사용된 디지털 보청기의 성능과 보청기 시험장치의 성능이 신뢰성이 있다는 것을 보여 준다.

이 외에도 디지털 보청기의 특성에는 압축률, 작동 시간 해제 시간, 유도 코일, 비선형 왜곡, 방향성, 잡음 감쇄 시험, 피드백 제어 등 많은 부분이 영향을 미치는데 이에 대해서는 계속해서 연구하고자 한다.

III. 보청기 피팅 장치

A. 디지털 보청기 *DSP* 칩 파라미터 적합 최적화

디지털 보청기의 DSP 칩 내부 파라미터는 청각 장애자들을 위한 최적의 상태로 선택 되어야 한다. 더 세밀한 파라미터 조절은 청력 손실에 대해 더 나은 보상을 확보해 줄 수 있다. 디지털 보청기는 다양한 청력 손실 곡선 형태에 대해 더 세밀한 적합이 가능하도록 DSP 칩을 활용하고 있다. Gennum GB3211과 같은 보청기 전용 DSP 칩은 7개의 제한된 파라미터들의 조합으로 47억 개의 각기 다를 수 있는 청력 손실 경우 수에 대응할 수 있도록 설계되고 제조되었다. 본 논문 3장에서는 GB3211 DSP 칩 파라미터들을 최상의 상태로 조절하기 위해 개발된 디지털 보청기의 적합(피팅) 프로그램을 다루고 있다. 적합 프로그램은 청력 검사표 작성부터 시작하여 DSP 칩 인터페이스까지 전 과정에 관여하고 있다. 보청기에 소요되는 마이크로폰과 리시버의 보정 특성까지도 고려하였다.

1. 개요

청각 장애자들의 경우에 정상인에 비해 가청 주파수 대역에서 청력 손실(Hearing Loss)의 역치(문턱, Threshold) 곡선이 상승했기 때문에 보청기에 의해 부분적으로 주파수 곡선에 대한 보상이 필요하다. 1990년 이전에 보청기 시장의 대부분을 잠식했던 아날로그 방식의 보청기는 자체적으로 부분적인 조정이 불가능했기에 청력 역치 곡선의 보상이 제한적일 수밖에 없었다. 예를 들어 아날로그 방식의 귓속형 보청기는 로그 함수적인 음량 조절이 유일한 조정 방안이었다. 따라서 더 나은 증폭과 청력 손실 보상을 위해서 가장 적합한 피팅(적합, Fitting) 포뮬라(Formula) 공식을 유도하여 포뮬라 곡선에 가장 근사한 주파수 응답 특성을 가지는 아날로그 보청기를 사용하여야 했다[13]. 정교하고도 세부화된 반도체 설계 및

공정 기술의 진화 그리고 청각 생리학의 발전과 더불어 지난 10년 동안 디지털 보청기의 두드러진 발전이 계속되었다. 디지털 보청기는 임의 조정이 가능하다. 즉, 각기 다른 상태의 청력 손실을 가지는 다양한 청력 장애자들에게 최적의 청력 손실 보상이 가능해졌다. 다중 기능을 가지는 디지털 보청기는 DSP(Digital Signal Processing, 디지털 신호처리) 기술을 기반으로 하는 IC 칩의 설계와 제조로 가능해졌다. 디지털 보청기의 DSP 칩은 두 개의 카테고리로 분류 된다. 하나는 전용 DSP 칩이고, 다른 하나는 범용 DSP 칩이다. 초기에 개발된 전용 DSP 칩은 칩 사이즈의 소형화와 소모 전력의 절감이라는 요구에 부응하여 설계, 공정, 제작되었다[14]. 최근에 더 향상된 반도체 소형화 및 저 전력화 기술에 힘입어 범용화 된 DSP 칩이 출시되어 극소형화 및 최소 전력 소모를 지향하는 귓속형 디지털 보청기에 응용되고 있다[15, 16]. 디지털 보청기가 아날로그 보청기에 비해 더 많고 다양한 기능과 유연성을 제공하게 되면서 디지털 보청기의 피팅 기술 자체가 보청기 시장의 매우 중요한 이슈로 떠오르게 되었다. 본 3장에서는 캐나다 Gennum 회사가 제조하는 디지털 보청기 전용 DSP 칩 (Gennum GB3211, 그림 3-1)으로 제작되는 디지털 보청기 제작과 디지털 보청기내 DSP 칩 파라미터들의 최적 피팅을 위한 프로그램 개발과 그에 관련한 이론들을 설명하고자 한다.

GB3211 칩의 주요 특색으로는 4채널의 비선형적인 압축이 가능한 디지털 능동 필터들이 내장되어 있고, 기본으로 제공하는 4개의 주파수 밴드와 추가로 제공하는 4개의 선형 Biquad 디지털 필터가 내장되어 있다. 결국 8개의 능동적인 디지털 필터들의 조합으로 인해, 다양한 형태의 청력 손실 경계 곡선들에 대한 증폭 응답 곡선의 조정이 세밀하게 가능해 진다. 보청기 분야에서 밴드(대역)이란 주파수 응답 곡선에서의 주파수 대역을 가리키고, 채널이란 입력 대비 출력 압축이 가능한 주파수 대역 분할로 정의될 수 있다. 이에 대해서는 나중에 더 자세히 설명된다. GB3211 DSP 칩에서만 최소한 47억 개의 DSP 칩 내부 파라미터의 조합과 선택이 가능하다. 결국 다양한 청력 손실 보상을 위해 거의 무한대에 가까운 보상 방법이 제시되며 디지털 보청기 피팅 기술은 이제 누가 더 최적의 파라미터 피팅 알고리

즘을 개발하느냐에 달려있다고 해도 과언이 아니다.

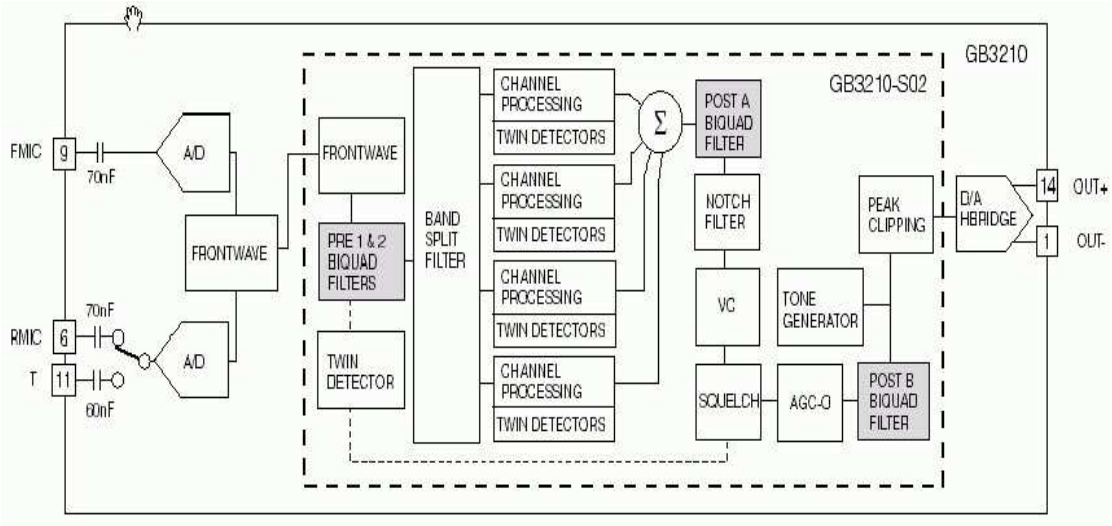


그림 3-1. GB3211(GB3210) 디지털 보청기 전용 DSP 칩의 회로 구성도[14].

그림 3-1에서 보여주듯이 디지털 보청기의 내부 특성을 보여주는 전자회로 기능들은 가능하면 많이 나열되고 집적되어 있으나, 디지털 보청기 사용자들은 DSP 칩 내부의 다양한 기능들을 연계하여 사용하는 파라미터들을 어떻게 더 적절하게 활용하는가 하는 소프트웨어적인 방법을 연구해야 하는 숙제가 남아있다. 즉, 다양한 청각 장애자들에게 가장 편하게 느껴지는 디지털 보청기 DSP 칩 내부 파라미터의 운용이라는 소프트웨어적인 측면이 새롭게 부각되게 된 것이다.

2. DSP 파라미터 피팅 절차와 결과

그림 3-2는 본 논문을 위해 개발된 디지털 보청기 피팅 프로그램의 초기 메뉴창을 보여준다. DSP 칩 내부 파라미터 피팅을 위한 전체적인 절차는 그림 3-3에 차트화 하였다.

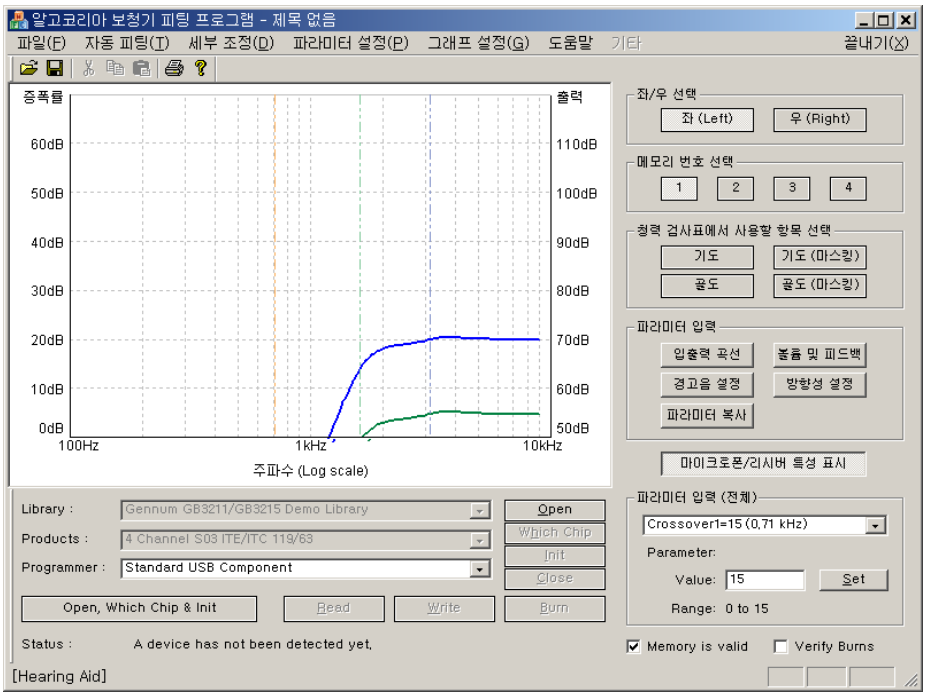


그림 3-2. 디지털 보청기 적합 프로그램의 초기 메뉴 창.

a. 오디오그램 청력 손실 역치

GB3211 DSP 칩 내부 파라미터(이하 파라미터로 언급함) 피팅을 위한 첫 번째 단계는 청각 장애자의 청력 손실 역치 곡선에 대한 정보를 읽어 들이는데 있다(그림 3-4).

b. 피팅 포뮬라

두 번째 단계는 주어진 청력 손실 정도에 따라 적절한 분량의 증폭 정도를 주파수 함수로 구하는 일인데, 이를 피팅 포뮬라로 정의한다. 비선형적인 증폭 함수를 위한 전통적인 피팅 포뮬라가 ‘FIG 6’이며, 표 3-1은 비선형의 ‘FIG6’ 포뮬라 공식 유도 과정을 보여 준다[13].

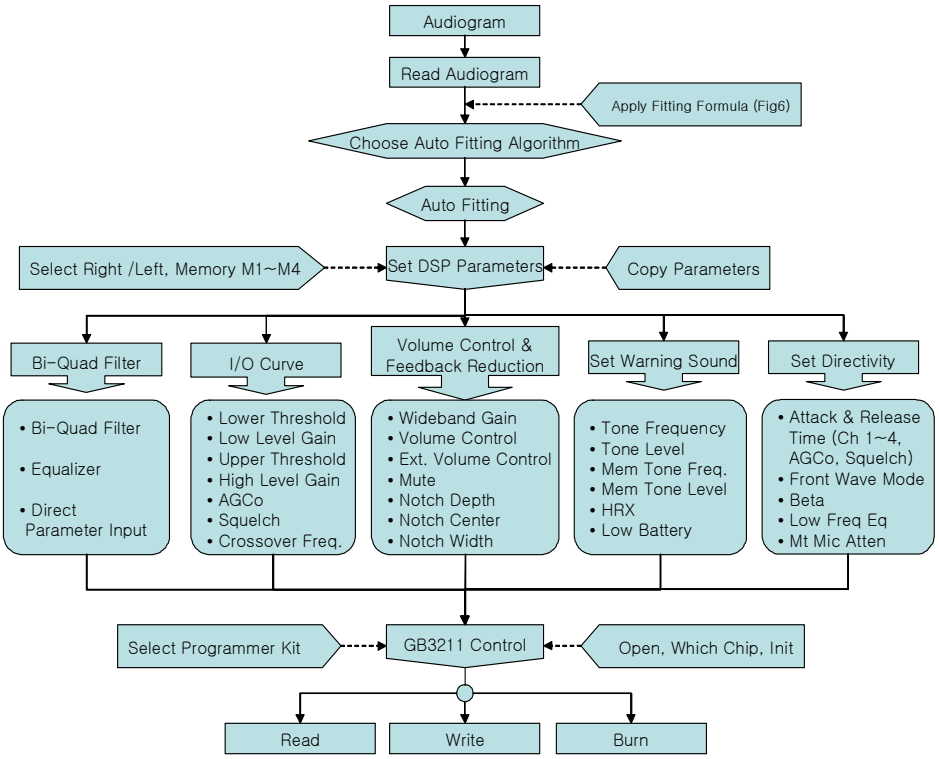


그림 3-3. 파라미터 적합의 흐름도.

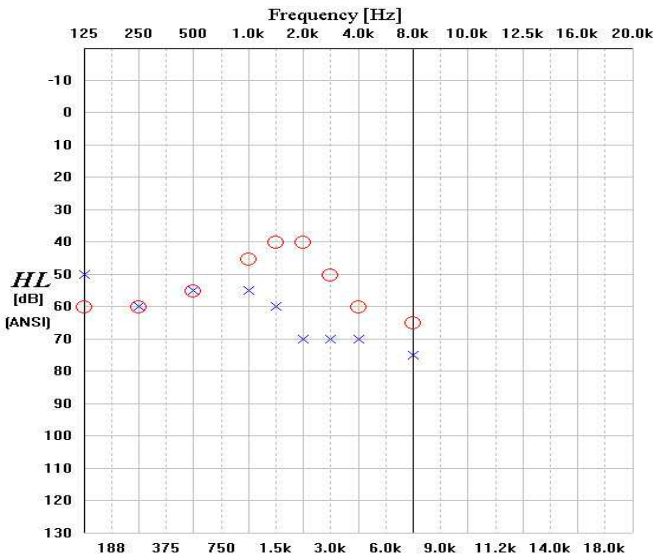
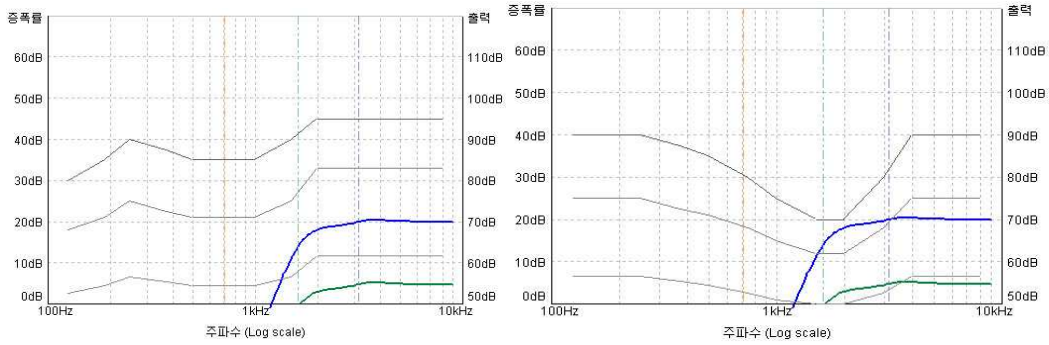


그림 3-4. 기도 청력 손실 역치. x(왼쪽 귀), o(오른쪽 귀).

표 3-1. 비선형 'FIG6' 공식 [13]. IG_i = 이득. H_i = 청력 역치 입력

Input Level	IG_i	
40 dB SPL	0	$H_i <$ 20 dB HL
	$H_i - 20$	$20 \le H_i \le 60$ dB HL
	$0.5H_i + 10$	$H_i > 60$ dB HL
65 dB SPL	0	$H_i < 20$ dB HL
	$0.6(H_i - 20)$	$20 \le H_i \le 60$ dB HL
	$0.8H_i - 23$	$H_i > 60$ dB HL
95 dB SPL	0	$H_i < 40$ dB HL
	$0.1(H_i - 40)^{1.4}$	$H_i \ge 40$ dB HL

그림 3-5는 그림 3-4의 주어진 좌우귀의 청력 손실 역치 곡선에 대해 비선형적인 'FIG6' 피팅 포뮬라를 주파수 함수 곡선으로 보여준다. 3개의 검은 실선들은 3개의 각기 다른 입력 음압 레벨(40 dB[SPL], 60 dB[SPL], 95 dB[SPL])에 대해 어느 만큼의 증폭이 주파수 함수로 요구되는 가를 보여준다. 입력 음압 레벨이 증가할수록 증폭의 상대적 정도가 비선형적으로 작아짐을 알 수 있다. 만약에 어떤 아날로그 증폭기 칩이 어떤 특정 청각장애자에게 꼭 맞는 증폭 응답 곡선을 가져다 준다면, 그 아날로그 칩은 그 사람에게 가장 적합할지 모른다. 하지만 모든 청각장애자마다 각기 다른 청력 손실 역치 곡선을 가지므로 아날로그 증폭기 칩은 매 사람에게 맞도록 설계되고 제작되어야 하는데 이는 매우 비경제적이라 할 수 있다. 디지털 보청기는 이러한 다양한 요구에 부응할 수 있도록 설계, 제작된 범용화 칩이라 할 수 있다.

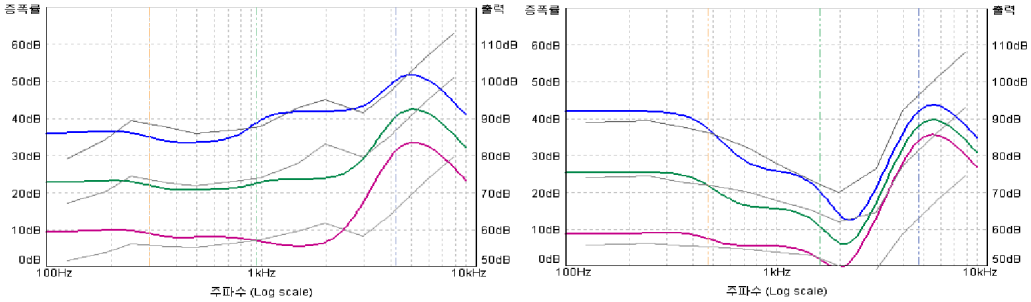


(a) Left Ear (b) Right Ear

그림 3-5. 비선형 "FIG6' 공식으로부터 유도된 보청기 증폭함수.

c. DSP 칩 파라미터 피팅

세 번째 단계는 앞서 계산된 증폭 응답 곡선(피팅 포뮬라 곡선) 만큼의 주파수 응답 곡선을 출력시키도록 DSP 칩 내부 파라미터를 조절(피팅)하는 것이다. 여기서 피팅이란 말이 때로는 혼동되기도 하는데, 일반적(전통적)으로 보청기 분야에서 피팅이란 앞서 설명한 두 번째 단계를 가리킨다. 본 논문 3장의 세 번째 단계에서의 피팅이란 DSP 칩 내부 파라미터를 조절하여 DSP 칩의 입출력 관계가 두 번째 단계에서 구해진 보청기 증폭 응답 함수가 나오도록 하는 피팅을 말한다. 그림 3-6은 그림 3-5에서 구해진 피팅 포뮬라 곡선(3개의 검정색 가는 실선)과 본 논문에 1차 사용된 캐나다 Gennum 사의 GB3211 칩 피팅 프로그램의 실행 결과를 보여준다. Gennum 사 프로그램의 결과는 3개의 굵은 실선으로 표시되었다. 푸른색 굵은 실선은 40 dB[SPL] 입력 음압에 대한 증폭을 보여주고, 연두색과 보라색의 굵은 실선들은 각기 60 dB[SPL]과 80 dB 음압 입력에 대한 증폭을 보여준다. 캐나다 Gennum 사에서 자체 개발하여 제공하는 피팅 프로그램의 결과를 보면 저주파 대역에서는 비교적 잘 일치하는 반면에 고주파수 대역에서는 잘 일치하지, 않음을 알 수 있다. 그러므로 본 논문에서는 Gennum 사 피팅 프로그램보다 더 좋은 결과를 가져오는 프로그램 알고리즘을 개발하는데 목표를 두었다.



(a) Left Ear (b) Right Ear

그림 3-6. 피팅 공식(가는 실선)과 Gennum 사에서 제공하는 피팅 프로그램에 의해 구해진 파라미터 피팅(굵은 실선) 결과. 푸른색: 40 dB 입력 레벨, 초록색: 60 dB 입력 레벨, 보라색: 80 dB 입력 레벨.

이 같은 연구 목표를 달성하기 위해서는 우선 Gennum GB3211 DSP 칩의 내부 구조와 기능을 알고 그에 따른 파라미터들의 배치 포맷을 알아야 더 최적한 파라미터 피팅이 가능할 것이다. Gennum GB3211 칩은 기본적으로 주파수 대역을 4개 영역으로 분할한다. 각 영역마다 압축률 적용이 가능하므로 이 분할된 주파수 대역을 각각 채널이라고 부르면 GB3211칩에는 4채널이 있게 된다. 각각의 채널 영역은 크로스 주파수(cross frequency, CO)라 불리는 주파수 경계 변수로 구분되는데 4채널을 위해서는 3개의 크로스 주파수가 있게 된다 (그림 3-7). 그림 3-7에서 붉고 굵은 실선은 증폭기 응답 함수 곡선을 가리킨다. 그림 3-7에서 보여주는 4개의 각 채널은 각각 능동 디지털 필터에 의해 개별 제어(증폭)된다. CH 1 = 저역 통과 (LP) 필터, CH 2 = 대역 통과 (BP) 필터, CH 3 = 대역 통과 (BP) 필터, CH 4 = 고역 통과 (HP) 필터[17]. 이렇게 4개의 채널별 능동 필터의 주파수 응답 곡선의 총합으로 원래 구현하려던 증폭기 응답 함수 곡선에 유사하게 응답 곡선이 만들어진다.

각 채널별 디지털 필터는 Butterworth 방식을 따른다. 첫 번째 채널에는 3차 저역 통과 필터로 구성된다, $\left(LP\ 3rd\ |_{cf\ =co\ 1}\right)^2$. 여기서 cf 는 cut off 주파수이고 $co1$는 첫 번째 크로스 주파수이다. 두 번째 채널에는 2차 고역 통과 필터와 3~4차

저역 통과 필터로 구성된다. $\left(HP_{2nd}\big|_{cf=co1} \times LP_{4th}\big|_{cf=co2}\right) \times \left(HP_{2nd}\big|_{cf=co1} \times LP_{3rd}\big|_{cf=co2}\right)$. 세 번째 채널에는 3~5차 고역 통과 필터와 2~3차 저역 통과 필터로 구성된다. $\left(HP_{3rd}\big|_{cf=co2} \times LP_{2nd}\big|_{cf=co3}\right) \times \left(HP_{5th}\big|_{cf=co2} \times LP_{3rd}\big|_{cf=co3}\right)$. 네 번째 채널에는 2~5차 고역 통과 필터로 구성된다. $\left(HP_{2nd}\big|_{cf=co3}\right) \times \left(HP_{5th}\big|_{cf=co3}\right)$.

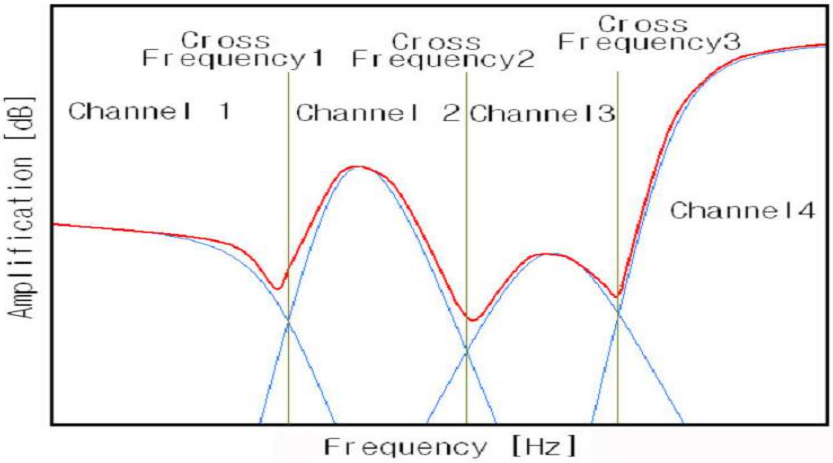


그림 3-7. 네 개의 디지털 필터들로 각각 형성된 네 채널.

표 3- 2. Butterworth 디지털 필터 공식. N = 차수 [17]

N	N^{th} order Low Pass Filter	N^{th} order High Pass Filter
Even	$H(s)=\prod_{k=1}^{N/2}\frac{\omega_c^2}{s^2+2\omega_c\cos\phi_k s+\omega_c^2}$	$H(s)=\prod_{k=1}^{N/2}\frac{s^2}{s^2+2\omega_c\cos\phi_k s+\omega_c^2}$
Odd	$H(s)=\frac{\omega_c}{s+\omega_c}\prod_{k=1}^{(N-1)/2}\frac{\omega_c^2}{s^2+2\omega_c\cos\phi_k s+\omega}$	$H(s)=\frac{s}{s+\omega_c}\prod_{k=1}^{(N-1)/2}\frac{s^2}{s^2+2\omega_c\cos\phi_k s+\omega}$

여기서 f는 주파수, ω_c는 Cut off 각주파수, $\omega=2\pi f$, $s=j\omega$, $\phi_k=\frac{(k+0.5)\pi}{N}$ (N은 짝수), $\phi_k=\frac{k\pi}{N}$ (N은 홀수).

그래서 Gennum 3211 칩은 3개의 크로스 주파수 파라미터를 가지는데 각각의 CF 주파수는 16~19개의 고정된 주파수들 중에서 선택하게 된다(표 3-2). 또한 4 채널 중 각각의 채널마다 4개의 파라미터들로 채널별 비선형 압축 곡선을 형성하도록 되어있다. LTH(Low Threshold), LLGAIN(Low Level Gain), UTH(Upper Threshold), HLGAIN(High Level Gain) (그림 3-8, 표 3- 4).

표 3-3. Gennum 3211 칩의 세 개의 교차 주파수들은 16~19개의 고정 주파수들에 맞춰짐

CF1	0.3	0.315	0.335	0.355	0.375	0.4	0.425	0.45	0.475	0.5	0.53	0.56	0.6	0.63	0.67	0.71			
CF2	0.71	0.75	0.8	0.85	0.9	0.95	1	1.06	1.12	1.18	1.25	1.33	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	2
CF3	2	2.12	2.24	2.37	2.5	2.65	2.8	3	3.15	3.35	3.55	3.75	4	4.25	4.5	4.75	5		

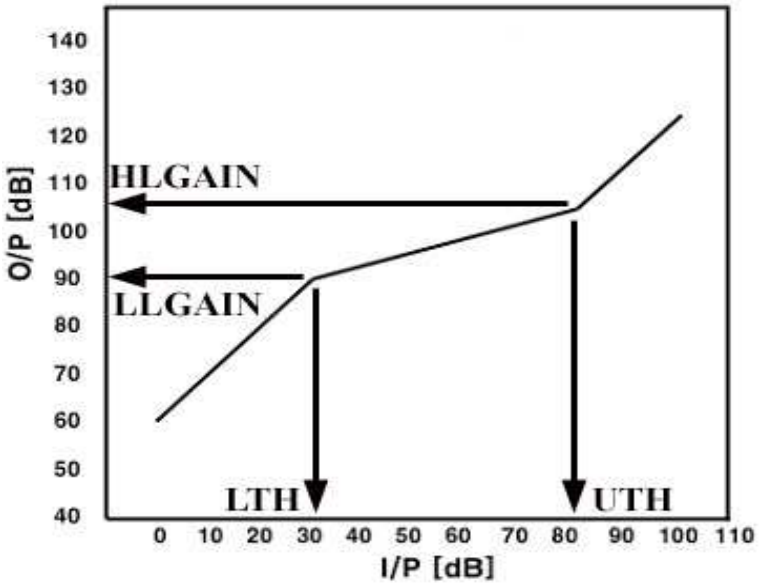
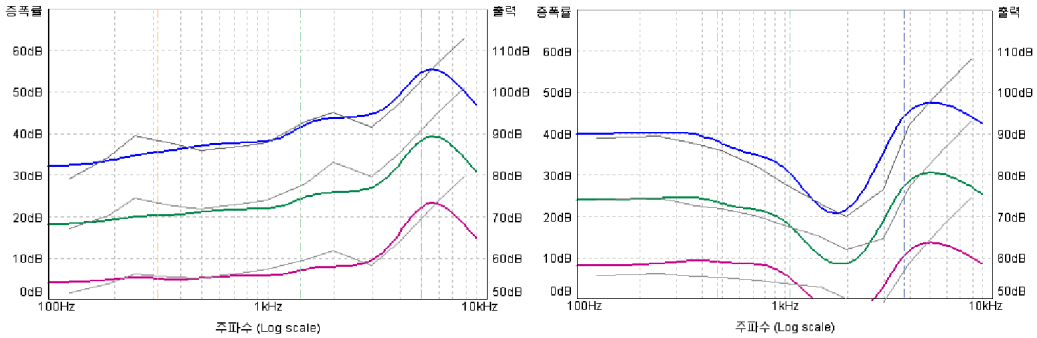


그림 3-8. 입력 레벨과 출력 레벨 사이의 비선형 압축 관계. LTH(저역치), LLGAIN(저증폭), UTH(고역치), HLGAIN(고증폭).

표 3-4. 비선형 압축 고정 파라미터 [dB]

LTH1	30 + 2n	(n=0 to 35)
LTH2	30 + 2n	(n=0 to 35)
LTH3	30 + 2n	(n=0 to 35)
LTH4	30 + 2n	(n=0 to 35)
LLGAIN1	18 + 2n	(n=0 to 30)
LLGAIN2	18 + 2n	(n=0 to 30)
LLGAIN3	18 + 2n	(n=0 to 30)
LLGAIN4	18 + 2n	(n=0 to 30)
UTH1	40 + 2n	(n=0 to 35)
UTH2	40 + 2n	(n=0 to 35)
UTH3	40 + 2n	(n=0 to 35)
UTH4	40 + 2n	(n=0 to 35)
HLGAIN1	18 + 2n	(n=0 to 30)
HLGAIN2	18 + 2n	(n=0 to 30)
HLGAIN3	18 + 2n	(n=0 to 30)
HLGAIN4	18 + 2n	(n=0 to 30)

따라서 GB3211 칩 내부 파라미터들 중에서 앞서 언급한 3개의 크로스 주파수 파라미터들과 1채널당 4개의 비선형 압축 파라미터들 모두 7개마다 적용될 수 있는 변수 가능성들을 모두 조합해 보면, CF1(16), CF2(19), CF3(17), LLGAIN1(31), LLGAIN2(31), LLGAIN3(31), LLGAIN4(31)로부터 47억 개의 가능성이 나올 수 있다(47억≈16 × 19 × 17 × 31 × 31 × 31 × 31). 또한 다른 남은 3개의 채널에 할당된 12개의 파라미터 변수들을 모두 고려하면 사실상 무한대의 조합수가 가능해진다. 그러므로 본 논문에서 목표로 하는 최적 파라미터 피팅이란 적절한 파라미터 조절로 원하는 증폭 응답 곡선(피팅 포뮬라 곡선)에 가장 유사한 비선형의 입출력 응답 곡선이 나오게 하는 것으로 요약된다. 즉, 여러 다른 파라미터들의 조합으로 가장 원하는 피팅 포뮬라 곡선이 구현되도록 하기 위해 가장 최적하고도 신속한 조합 계산이 요구된다. 그림 3-9는 주어진 피팅 포뮬라 곡선(3개의 검고 가는 실선)과 본 논문에서 개발된 파라미터 피팅 프로그램 결과(3개의 굵은 칼라 실선)를 비교하여 보여준다. 앞서 설명된 그림 3-6과 비교해보면 본 논문에서 개발된 파라미터 최적화 프로그램의 결과가 Gennum의 결과보다 모든 주파수 영역에서 더 일치되고 있음을 보여준다.



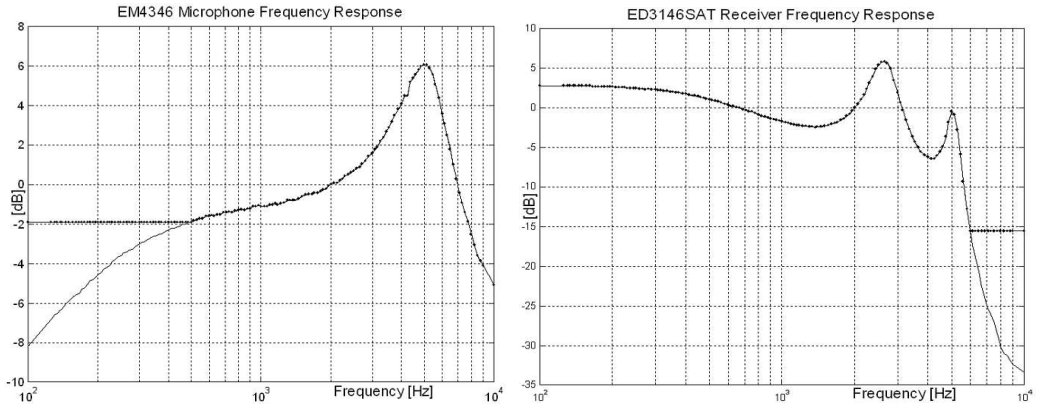
(a) Left Ear (b) Right Ear

그림 3-9. 피팅 공식(가는 실선)과 본 논문에서 개발된 피팅 프로그램에 의해 구해진 파라미터 피팅(굵은 실선) 결과. 푸른색: 40 dB 입력 레벨, 초록색: 60 dB 입력 레벨, 보라색: 80 dB 입력 레벨.

d. 마이크로폰과 리시버의 보정

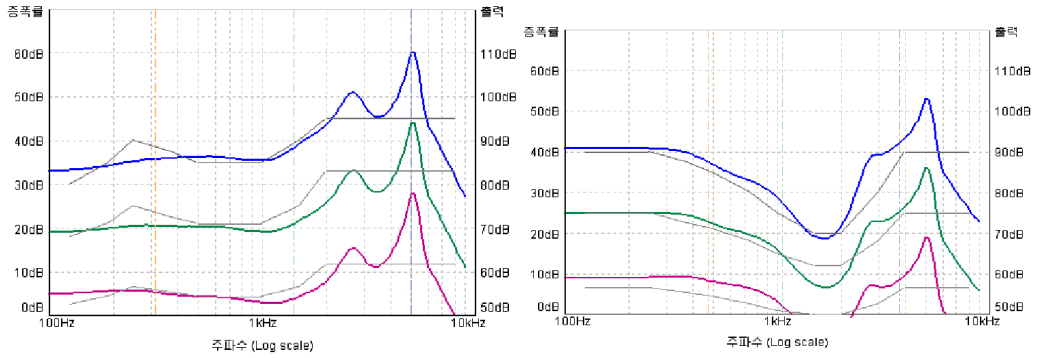
네 번째 단계는 마이크로폰과 리시버의 공진 효과를 적절하게 제거하는 단계이다. 그림 3-10은 마이크로폰과 리시버의 주파수 응답 곡선을 보여준다.

만약에 앞서 3단계에서 구해진 최적 파라미터 피팅 결과에 마이크로폰과 리시버의 특유한 공진 특성이 합쳐지게 되면 그 결과는 그림 3-11과 같이 나타난다. 그림에서 보여주듯이 마이크로폰과 리시버의 공진 효과가 고스란히 남게 되면 귓속형 보청기의 피드백 발생의 주요 원인이 된다. 따라서 Gennum 3211 칩에는 피드백 공진 효과를 제거하기 위해 그리고 좀더 세밀한 보정을 위해 4개의 추가적인 Biquad 디지털 필터들이 내장되어 있다(그림 3-12).



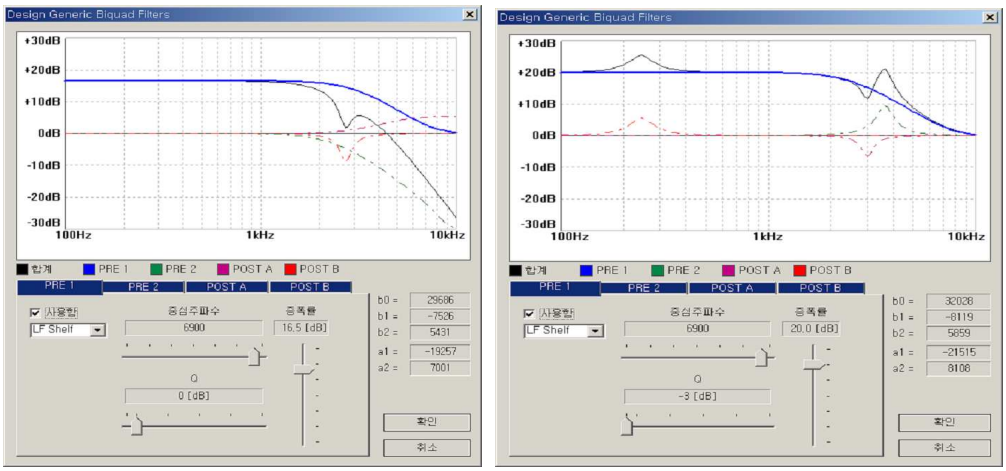
(a) EM4346 microphone (b) ED3146SAT receiver

그림 3-10. 마이크로폰과 리시버의 주파수 응답. 점선은 생략된 응답임.



(a) Left Ear (b) Right Ear

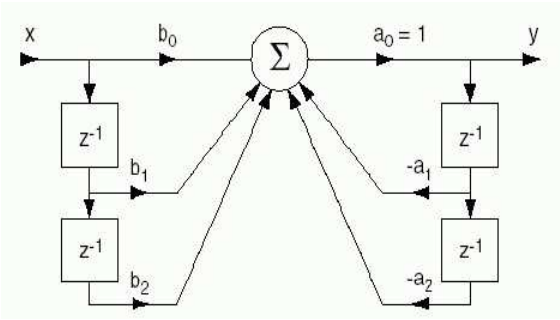
그림 3-11. 피팅 공식(가는 실선)과 마이크로폰과 리시버의 응답 효과를 가지는 최적 파라미터 피팅(굵은 실선)의 결과. 푸른색: 40 dB 입력 레벨, 초록색: 60 dB 입력 레벨, 보라색: 80 dB 입력 레벨.



(a) Left Ear (b) Right Ear

그림 3-12. 음향 귀환 응답 효과를 삭감하기 위한 네 개의 Biquad 디지털 필터.

각각의 Biquad 디지털 필터는 3차 IIR(Infinite Impulse Response) 디지털 필터로 설계되어 있으며 이는 그림 3-13과 같다[6].



(a) $$H(z)=\frac{b_0+b_1Z^{-1}+b_2Z^{-2}}{1+a_1Z^{-1}+a_2Z^{-2}}$$ (b)

그림 3-13. 디지털 biquad 필터의 구조(a)와 공식(b). $-2<b_0,b_1,b_2,a_1,a_2<+2$.

Biquad 디지털 필터의 계수들은 아날로그 Biquad 필터 계수들로부터 유도된다. $H(s)=\left(\tilde{b}_2s^2+\tilde{b}_1s+\tilde{b}_0\right)/\left(\tilde{a}_2s^2+\tilde{a}_1s+\tilde{a}_0\right)$ 여기서 ω_c 는 center/cutoff 각주파수이고, A 는 증폭비율이며 ($A>0.0$), Q 는 품질지수(quality factor)(0.7079 ~ 100)이다. 디지털 Biquad 필터 계수들은 -2 ~ +2의 경계를 가지는 실수이므로 디지털 시스템

내에서는 2^{15} 부호화된 분해도 내에서 양자화된다. 그러므로 A와 Q 는 이 같은 범위 안에 계수가 들어오도록 조정되어야 한다.

표 3-5. 아날로그 biquad 필터의 계수들. $H(s)=\left(\tilde{b}_2 s^2+\tilde{b}_1 s+\tilde{b}_0\right)/\left(\tilde{a}_2 s^2+\tilde{a}_1 s+\tilde{a}_0\right)$ [18]

Filter Type	Amplification Ratio A	$\tilde{b}_2$	$\tilde{b}_1$	$\tilde{b}_0$	$\tilde{a}_2$	$\tilde{a}_1$	$\tilde{a}_0$
EQ filter (Parametric Equalizer)	$1.0 \le A$	$\omega_c{}^2$	ω_c/Q	0.0	1.0	$\omega_c/(Q\times A)$	$\omega_c{}^2$
	$0<A<1.0$	$\omega_c{}^2$	$(A\times\omega_c)/Q$	0.0	1.0	ω_c/Q	$\omega_c{}^2$
LP filter	$0<A$	0.0	0.0	$A\times\omega_c{}^2$	1.0	ω_c/Q	$\omega_c{}^2$
HP filter	$0<A$	0.0	A	0.0	1.0	ω_c/Q	$\omega_c{}^2$
BP filter	$0<A$	0.0	$(A\times\omega_c)/Q$	0.0	1.0	ω_c/Q	$\omega_c{}^2$
LF Shelf filter	$1.0 \le A$	1.0	$\sqrt{2}\times\omega_c/\sqrt{A}$	$A\times\omega_c{}^2$	1.0	$\sqrt{2}\times\omega_c$	$\omega_c{}^2$
	$0<A<1.0$	1.0	$\sqrt{2}\times\omega_c$	$\omega_c{}^2$	1.0	$\sqrt{2}\times\omega_c/\sqrt{A}$	$\omega_c{}^2/A$
HFShelf filter	$1.0 \le A$	A	$\sqrt{2}\times\omega_c\times\sqrt{A}$	$\omega_c{}^2$	1.0	$\sqrt{2}\times\omega_c$	$\omega_c{}^2$
	$0<A<1.0$	1.0	$\sqrt{2}\times\omega_c$	$\omega_c{}^2$	$1/A$	$\sqrt{2}\times\omega_c/\sqrt{A}$	$\omega_c{}^2/A$

S 영역으로부터 Z영역으로의 Bilinear 변환 공식은 다음과 같다.

$H(s)=\left(\tilde{b}_2 s^2+\tilde{b}_1 s+\tilde{b}_0\right)\div\left(\tilde{a}_2 s^2+\tilde{a}_1 s+\tilde{a}_0\right)$ $\quad H(z)=\left(b_0 z^2+b_1 z+b_2\right)\div\left(z^2+a_1 z+a_2\right)$

여기서 각 계수들은 다음 공식을 따른다.;

$$b_0=\frac{4\times\tilde{b}_2+2\times\tilde{b}_1\times T+\tilde{b}_0\times T^2}{4\times\tilde{a}_2+2\times\tilde{a}_1\times T+\tilde{a}_0\times T^2} \quad (1)$$

$$b_1=\frac{2\times\tilde{b}_0\times T^2-8\times\tilde{b}_2}{4\times\tilde{a}_2+2\times\tilde{a}_1\times T+\tilde{a}_0\times T^2} \quad (2)$$

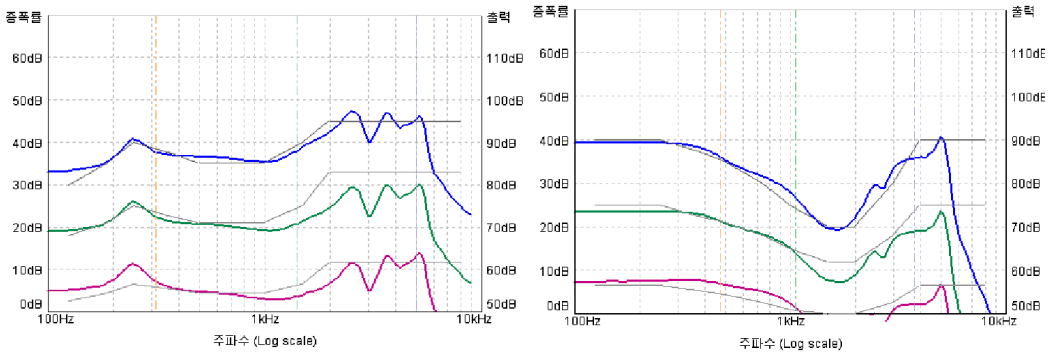
$$b_2=\frac{4\times\tilde{b}_2-2\times\tilde{b}_1\times T+\tilde{b}_0\times T^2}{4\times\tilde{a}_2+2\times\tilde{a}_1\times T+\tilde{a}_0\times T^2} \quad (3)$$

$$a_1 = \frac{2\times\tilde{a}_0\times T^2 - 8\times\tilde{a}_2}{4\times\tilde{a}_2 + 2\times\tilde{a}_1\times T + \tilde{a}_0\times T^2} \quad (4)$$

$$a_2 = \frac{4\times\tilde{a}_2 - 2\times\tilde{a}_1\times T + \tilde{a}_0\times T^2}{4\times\tilde{a}_2 + 2\times\tilde{a}_1\times T + \tilde{a}_0\times T^2} \quad (5)$$

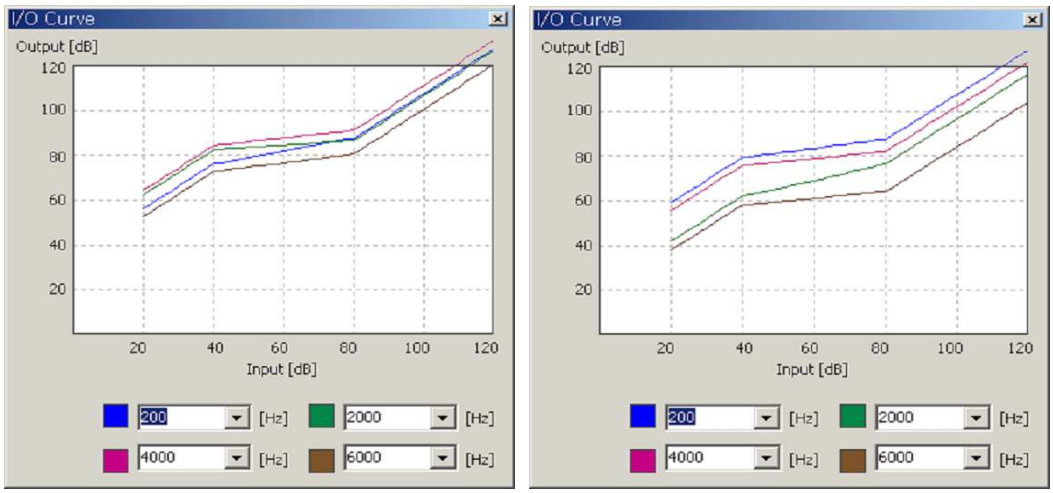
여기서 $T = \tan((\pi\times f_c)\div f_s)\div(\pi\times f_c)$, f_s = 3200 Hz 이다.

그림 3-14는 앞서 구해진 최적한 파라미터 피팅 결과에 더해진 마이크로폰과 리시버의 특성에 따른 공진 효과를 4개의 Biquad 디지털 필터에 의해 제거한 결과를 보여준다. 그림 3-11에 비교해 볼 때 그림 3-14는 그림 3-11보다 더 정교한 피팅 포뮬라 곡선이 나오게 함을 알 수 있다. 그림 3-15는 4개의 각기 다른 주파수에 대해 비선형의 입출력 곡선을 보여준다. 그리고 그림 3-16은 입력 음압 레벨이 증가함에 따라 출력 음압 레벨이 비선형적으로 달라짐을 주파수 함수로 보여준다.



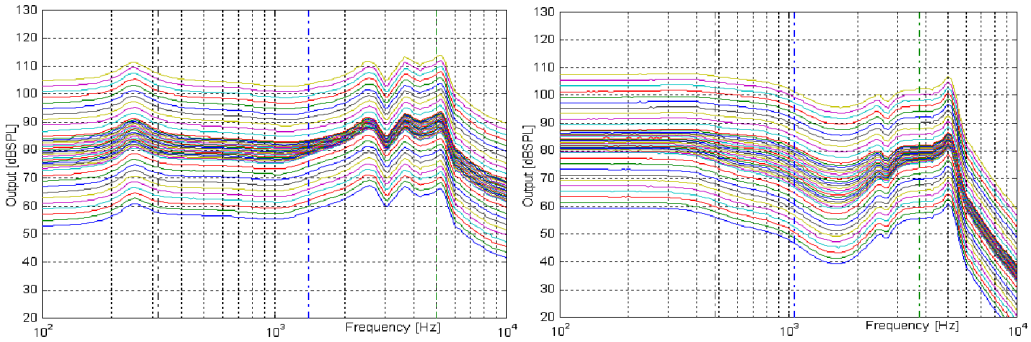
(a) Left Ear (b) Right Ear

그림 3-14. 피팅 공식(가는 실선)과 네 개의 biquad 필터에 의한 마이크로폰과 리시버의 응답 소거 효과를 가지는 최적 파라미터 피팅(굵은 실선)의 결과. 푸른색: 40 dB 입력 레벨, 초록색: 60 dB 입력 레벨, 보라색: 80 dB 입력 레벨.



(a) Left Ear (b) Right Ear

그림 3-15. 네 개의 다른 주파수들에 대한 비선형 입/출력 압축 곡선.



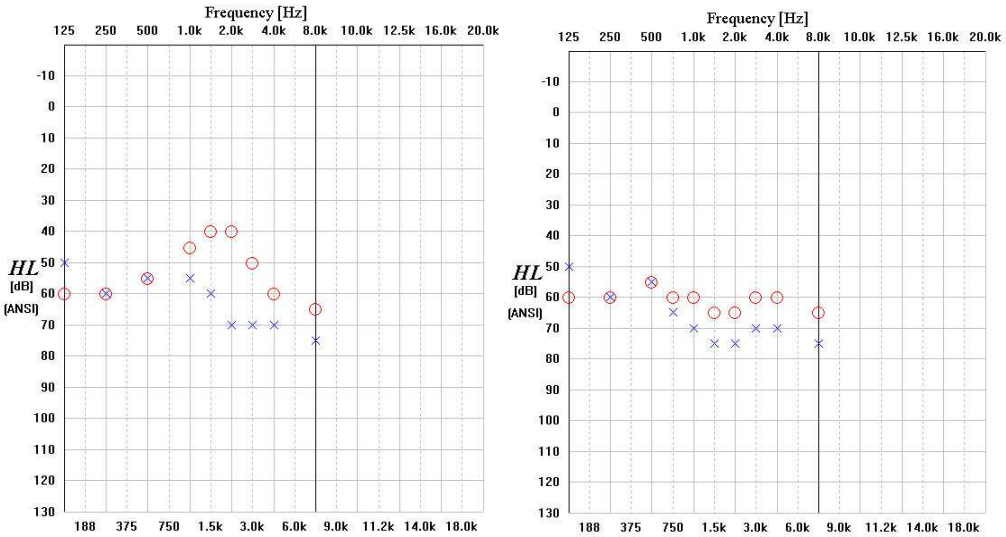
(a) Left Ear (b) Right Ear

그림 3-16. 입력 음압 레벨에 대한 비선형적인 출력 음압 레벨 (dB SPL)을 주파수 함수로 표현.

e. 외이도 공진의 보정

다섯 번째 단계는 귓속형 보청기를 외이도에 삽입하면서 발생하는 외이도 공진 효과 감쇠에 대한 보정 단계이다. 귓속형 보청기가 외이도에 삽입되면 외이도가 막혀지면서 원래 외이도가 가지는 고유한 특성, 즉 1~4KHz 대역에서의 공진 증폭

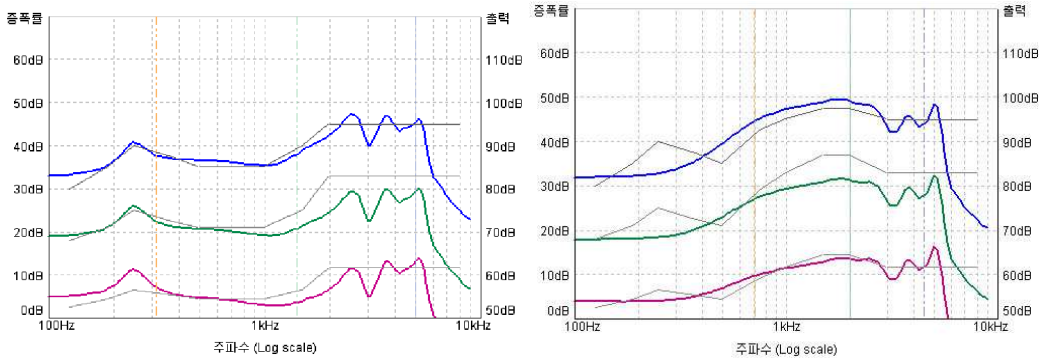
효과가 사라진다. 그러므로 귓속형 보청기 착용자가 좀 더 자연스럽고 어음 변별력이 향상되도록 1~4KHz 대역의 신호 증폭을 위해 오디오 그램 수집 즉시 1~4KHz 대역에서의 청력 역치를 임의로 증가시켜 상대적으로 이 주파수 대역에서의 증폭 정도를 높이도록 한다(그림 3-17).



(a) (b)

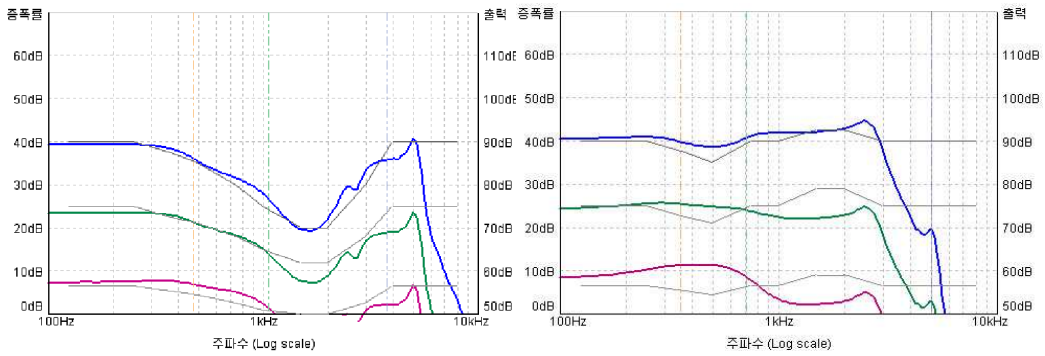
그림 3-17. 보청기 착용에 따른 음향 손실의 보정 비포함(a)과 보정 포함(b)된 청력 검사표. x(왼쪽 귀), o(오른쪽 귀).

그림 3-18(b)는 왼쪽 귀, 그림 3-19(b)는 오른쪽 귀의 외이도 공진 감소 효과 보정까지 고려하고 앞서 언급한 최적 파라미터 피팅에 마이크로폰과 리시버의 공진 감쇠 효과를 위한 4개의 Biquad 디지털 필터까지 모두 고려한 최종 결과를 보여준다.



(a) without ear canal compensation (b) with ear canal compensation

그림 3-18. 왼쪽 귀. 피팅 공식(가는 실선)과 네 개의 biquad 필터에 의한 마이크로폰과 리시버의 응답 소거 효과 그리고 왼쪽 귀 외이도 보청까지 포함하는 최적 파라미터 피팅(굵은 실선) 결과. 푸른색: 40 dB 입력 레벨, 초록색: 60 dB 입력 레벨, 보라색: 80 dB 입력 레벨.



(a) without ear canal compensation (b) with ear canal compensation

그림 3-19. 오른쪽 귀. 피팅 공식(가는 실선)과 네 개의 biquad 필터에 의한 마이크로폰과 리시버의 응답 소거 효과 그리고 왼쪽 귀 외이도 보청까지 포함하는 최적 파라미터 피팅(굵은 실선) 결과. 푸른색: 40 dB 입력 레벨, 초록색: 60 dB 입력 레벨, 보라색: 80 dB 입력 레벨.

3. 결론

본 3장은 Gennum 사에서 제공하는 GB3211 칩을 귓속형 디지털 보청기에 적용하면서 GB3211 DSP칩 내부 파라미터들을 최적하게 피팅한 결과를 보여준다. 칩 파라미터들의 구성을 보여주면서 동시에 이들 파라미터들의 조합으로 전체 증폭 및 필터링 성능이 구현됨을 설명하였다. 초기에 오디오 그램의 청력 역치에서부터 시작하여 마이크로폰과 리시버의 공진 특성을 삭제시키고 나아가 사라진 외이도 공진 효과를 추가하도록 하였다. 그림 3-6과 그림 3-9의 비교를 보면 주어진 피팅 포뮬라 곡선에 가장 유사한 결과를 내기 위해서는 적어도 47억 개의 파라미터 조합이 가능하므로 최적의 파라미터 피팅이 필요함을 자세히 언급하였다. 4개의 추가된 Biquad 디지털 필터를 보통 이퀄라이저(등화기)로 표현하는데 이는 더 섬세한 보청기 피팅이 가능하게 만든다. 하지만 최종적인 보청기 피팅은 역시 청각 장애자의 만족도에 따른 개별적이며 경험적인 피팅에 의해 결정된다[19, 20].

*B. Gennum FitEx v1.02*의 자동피팅 결과와의 비교

본 3장에서 개발한 디지털 보청기 파라미터 자동 피팅 프로그램의 자동 피팅 결과와 Gennum FitEx v1.02의 자동 피팅 결과를 비교하였다.

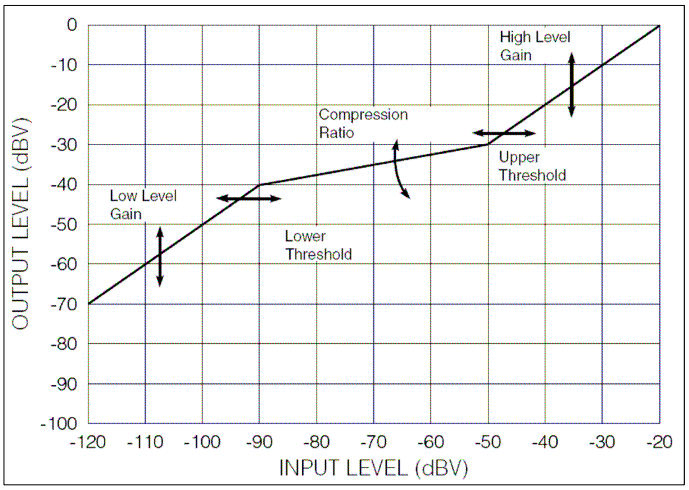


그림 3-20. 입출력 곡선 (I/O curve).

입출력 곡선은 다음의 3가지 주요 부분, 즉 낮은 입력 선형 부분(low input level linear region), 압축 부분(compression region) 그리고 높은 입력 선형 부분(high input level linear region) (return to linear)으로 나눌 수 있다. 또한 각 채널 입출력 특성은 저음 이득(low level gain), 저음 한계(lower threshold), 고음 이득(high level gain), 고음 한계(upper threshold), 압축률(compression ratio)의 5가지 방법으로 조절이 가능하다.(그림 3-20 참조)

표 3-6은 Gennum 사와 본 논문의 자동 피팅 결과를 비교한 표로 그림 3-21 오디오그램 예제 1과 그림 3-24 오디오그램 예제 2에 맞도록 자동 피팅을 실시했을 때 피팅 결과의 오차범위를 보여 주고 있다. 결과에서 볼 수 있듯이 본 논문의 자동 피팅 결과가 오차 31.61과 41.3으로 Gennum 자동 피팅 결과 60.6과 66.7 보다 적음을 알 수 있다.

표 3-6. Gennum 사와 본 논문의 자동 피팅 결과 비교

Step	Parameter name [Unit]	Fig6 Curve Example 1				Fig6 Curve Example 2			
		AlgorKorea		Gennum		AlgorKorea		Gennum	
		Result	Error	Result	Error	Result	Error	계산결과	오차
Input Parameters	Lower Threshold 1 [dB SPL]	40.0	-	40.0	-	40.0	-	40.0	-
	Lower Threshold 2 [dB SPL]	40.0		40.0		40.0		40.0	
	Lower Threshold 3 [dB SPL]	40.0		40.0		40.0		40.0	
	Lower Threshold 4 [dB SPL]	40.0		40.0		40.0		40.0	
	Upper Threshold 1 [dB SPL]	100.0		100.0		100.0		100.0	
	Upper Threshold 2 [dB SPL]	100.0		100.0		100.0		100.0	
	Upper Threshold 3 [dB SPL]	90.0		90.0		90.0		90.0	
	Upper Threshold 4 [dB SPL]	90.0		90.0		90.0		90.0	
	Wideband Gain [dB]	-12.0		-12.0		0.0		0.0	
Low Target 40 [dB SPL]	Crossover Frequency 1 [Hz]	300.0	**31.61**	300.0	60.6	300.0	**41.3**	355.0	66.7
	Crossover Frequency 2 [Hz]	710.0		1600.0		1900.0		1500.0	
	Crossover Frequency 3 [Hz]	2240.0		2120.0		5000.0		5000.0	
	Low Level Gain 1 [dB]	26.0		30.0		-18.0		10.0	
	Low Level Gain 2 [dB]	-2.0		8.0		22.0		24.0	
	Low Level Gain 3 [dB]	14.0		24.0		26.0		22.0	
	Low Level Gain 4 [dB]	28.0		32.0		42.0		42.0	
High Target 80 [dB SPL]	High Level Gain 1 [dB]	-18.0	**33.50**	18.0	52.4	-18.0	**83.2**	-18.0	160.4
	High Level Gain 2 [dB]	-18.0		-18.0		-18.0		-18.0	
	High Level Gain 3 [dB]	-18.0		-12.0		-18.0		-18.0	
	High Level Gain 4 [dB]	-18.0		-10.0		-6.0		26.0	

피팅의 결과 비교는 확인이 용이하도록 Gennum 피팅 결과 데이터를 본 논문의 자동 피팅 프로그램으로 읽어서 그림 3-22과 23 그리고 그림 3-25와 26그림과 같이 피팅 곡선으로 나타내어 비교 분석하였다. 그림 3-21 오디오그램 예제 1과 2는 다른 형태의 청력 상태로 각각의 경우 피팅 곡선을 비교 분석하였다. 그림 3-21 오디오그램 예제 1은 전형적인 노인성 난청의 청력 곡선이다.

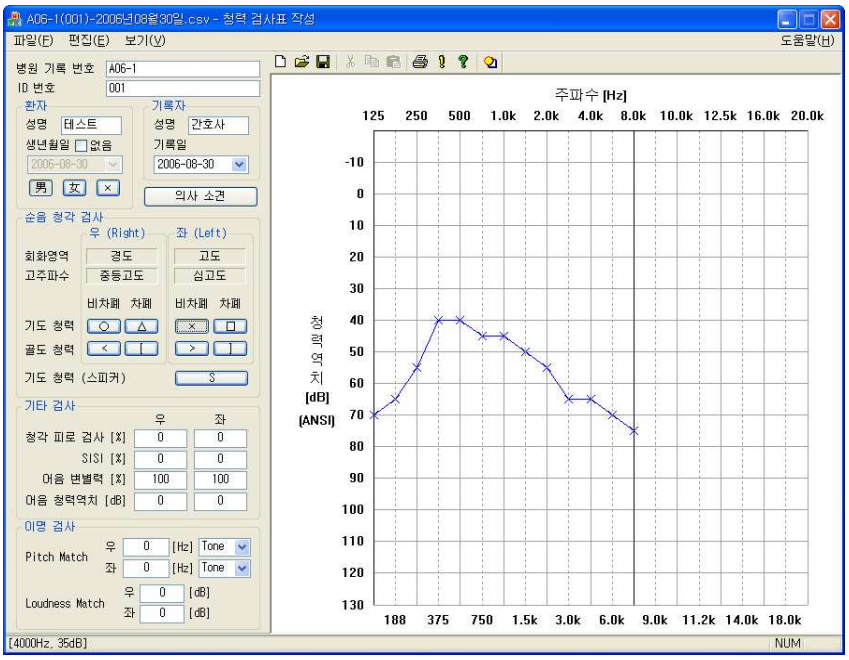


그림 3-21. 오디오그램 예제 1.

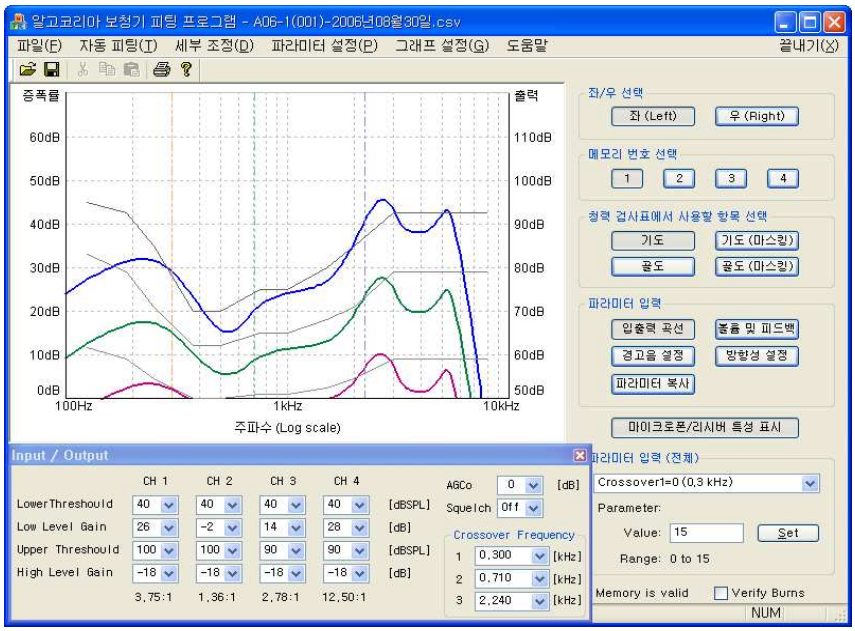


그림 3-22. 오디오 그램 예제 1에 대한 조선대학교 자동 피팅 결과.

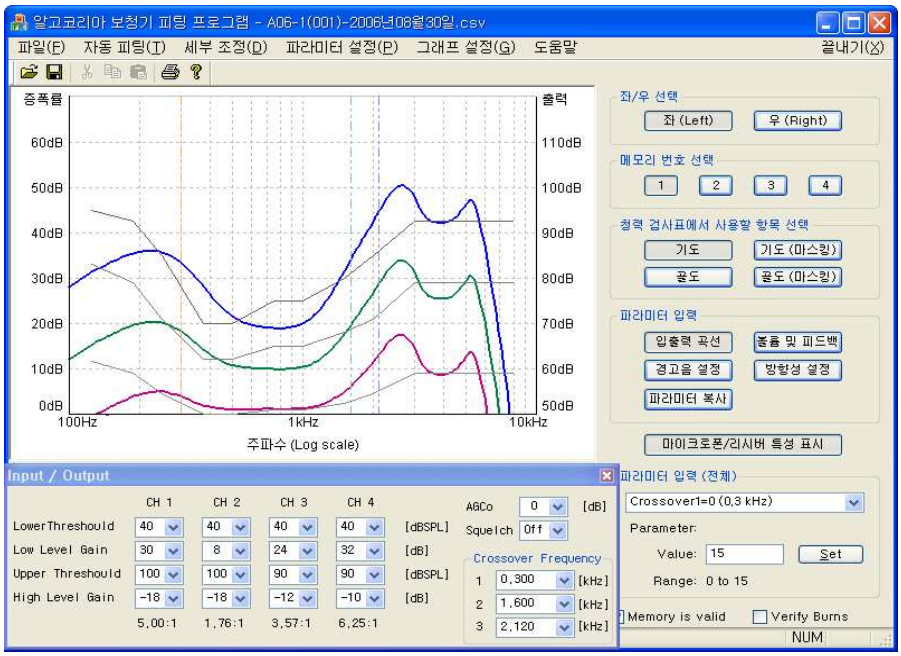


그림 3-23. 오디오 그램 예제 1에 대한 Gennum FitEx v1.02의 자동 피팅 결과.

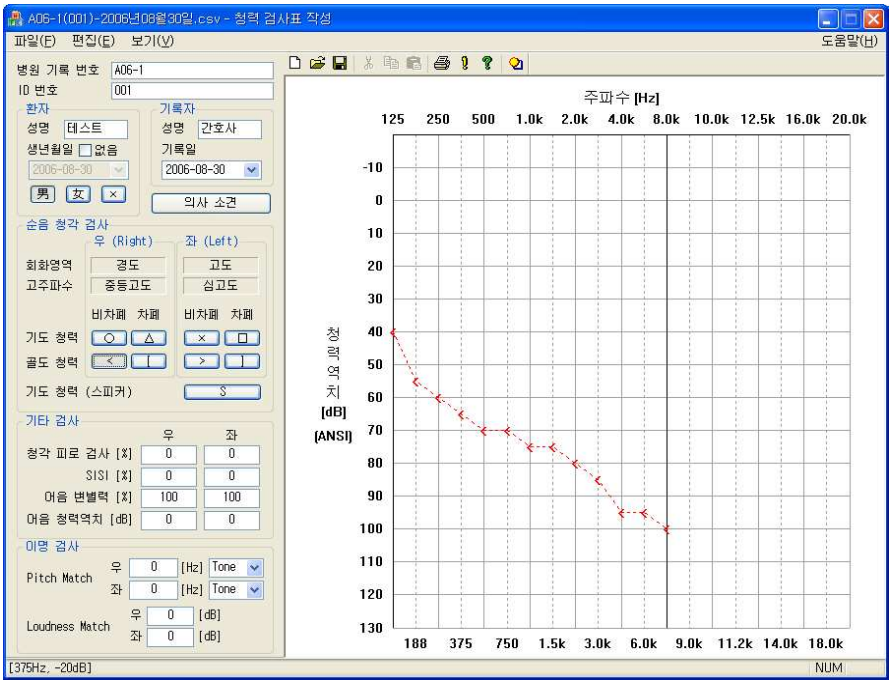


그림 3-24. 오디오그램 예제 2.

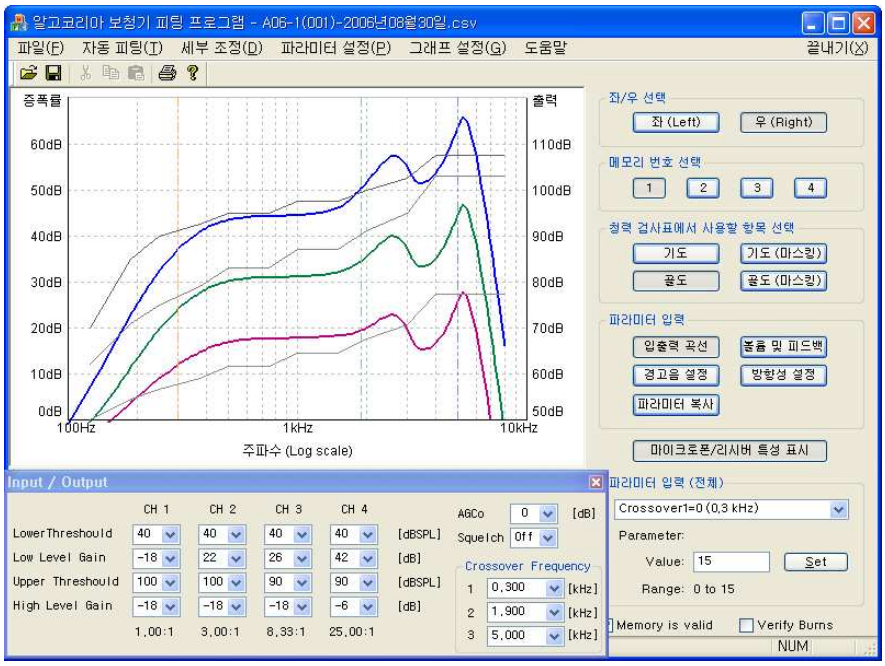


그림 3-25. 오디오 그램 예제 2에 대한 조선대학교 자동 피팅 결과.

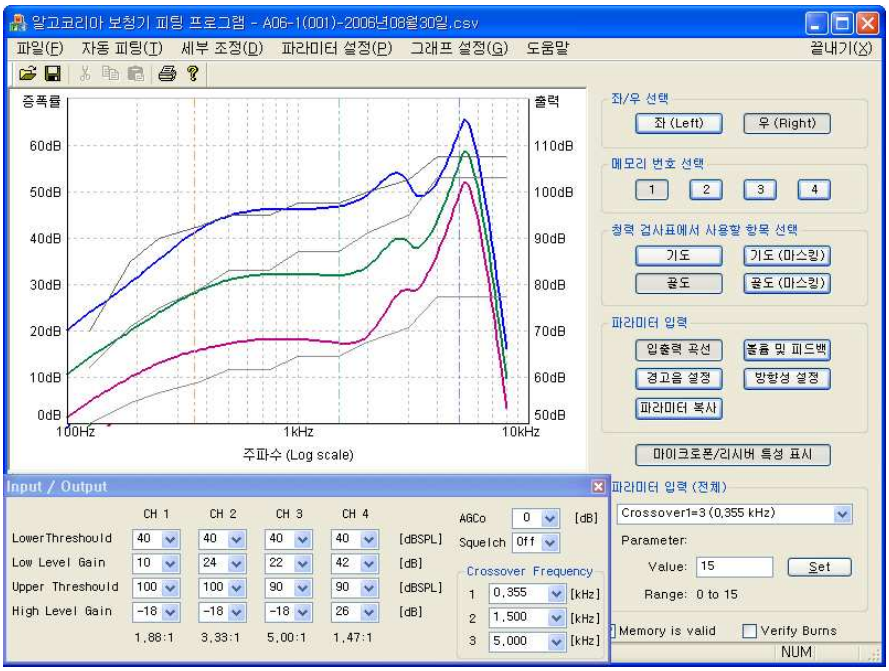


그림 3-26. 오디오 그램 예제 2에 대한 Gennum FitEx v1.02의 자동 피팅 결과.

C. 디지털 보청기 외부 인터페이스 소켓 및 통신 규격

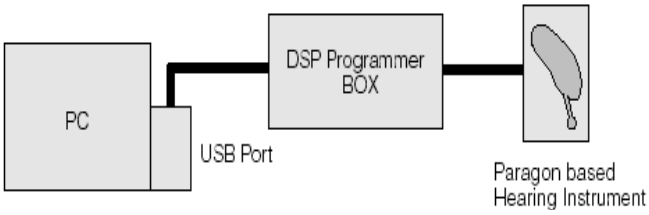


그림 3-27. 디지털 보청기와 외부 장치(PC)와의 인터페이스를 위한 연결 장치.

그림 3-27은 디지털 보청기와 외부 장치(PC)와의 인터페이스를 위한 최소한의 연결 장치를 보여준다. PC에서 나오는 USB Port의 전압은 5~12 V를 가지는 반면에 보청기 칩의 디지털 전압은 1.4 V를 가지기 때문에 이에 대한 전압 밸런스를 맞춰주는 중간 매체(DSP 프로그래머 BOX)가 필요하다. 보청기 회사마다 각기 다른 디지털 보청기용 칩을 사용하기 때문에, DSP 프로그래머 BOX 내부에는 해당 칩의 쌍방 통신을 위한 규격을 가져야 한다. 보통 Hi-Pro라는 이름의 인터페이스 박스가 보청기 업계에서 통용되는데 이는 다양한 칩 인터페이스를 위한 통신 모듈들이 소프트웨어적으로 운용되도록 하는 CPU를 내장한 통신 장비로 요약 된다.

표 3-7. 디지털 보청기 내장 DSP 칩의 인터페이스를 위한 전압과 전류 그리고 저항 규격표

PARAMETER	MIN	TYP	MAX	UNIT
Output Voltage Low: [Vol] @ 2.5mA	-	-	0.14	V
Output Voltage High: [Voh] @ 2.5mA	1.0	-	-	V
Input Threshold Rising Edge	-	0.56	-	mV
Input Threshold Falling Edge	-	0.37	-	mV
Sync. Pulldown resistor	-	3	-	kΩ
Communication Pulldown Resistor	-	562	-	kΩ

표 3-7은 디지털 보청기 내장 DSP 칩의 인터페이스를 위한 전압과 전류 그리고 저항 규격표을 보여준다. 이 규격 또한 보청기용 DSP 칩마다 제각기 다른 규격을 가진다.

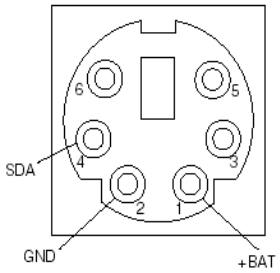


그림 3-28. Hi-Pro 등 디지털 보청기 인터페이스 소켓에서 소요되는 전원부, 제어부 표시.

그림 3-28 은 Hi-Pro 등 디지털 보청기 인터페이스 소켓에서 소요되는 전원부, 제어부를 표시하고 있다. 1.4V 의 전원을 공급하는 라인과 접지 라인을 기본으로 갖추고 디지털 신호 인터페이스를 위한 SDA 라인이 있다.

RS232C가 장비 간 혹은 시스템간의 통신 프로토콜로 사용되고 있다면 I2C는 보드내의 칩과 칩 사이의 통신 프로토콜로 각광받는 2라인 시리얼 통신규격이라고 할 수 있다. PCB내의 각종 칩들을 단 2가닥의 선만을 사용해서 시리얼로 데이터를 주고받는 일종의 약정인 I2C는 필립스사에서 제안한 규격으로 현재는 많은 회사들이 지원하고 있는 프로토콜이다. I2C를 사용하면 그림 3-29와 같이 단 두 가닥(SCL과 SDA)의 선으로 부품사이를 데이지 체인 형식으로 연결할 수 있다.

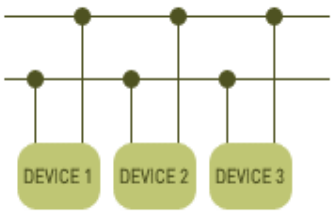


그림 3-29. I2C 디바이스들의 연결.

클럭(SCL)을 발생시키는 디바이스를 마스터 모드상태의 디바이스라고 부르고 클럭(SCL)을 받아들이는 디바이스를 슬레이브 모드 상태의 디바이스라고 부른다.슬레이브 디바이스들은 고유의 어드레스를 가지고 있어서 자신의 어드레스를 선두로 하는 신호블록(한 개의 프레임)에 대해서만 반응을 한다. 슬레이브십의 어드레스는 일반적으로 몇 개의 핀으로 결정한다.

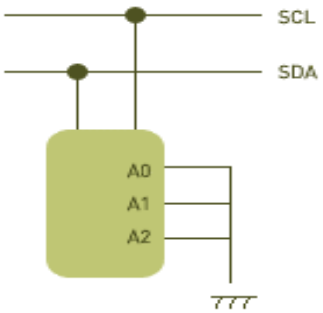


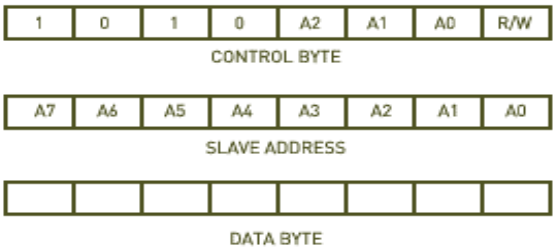
그림 3-30. 슬레이브칩의 어드레스 결정.

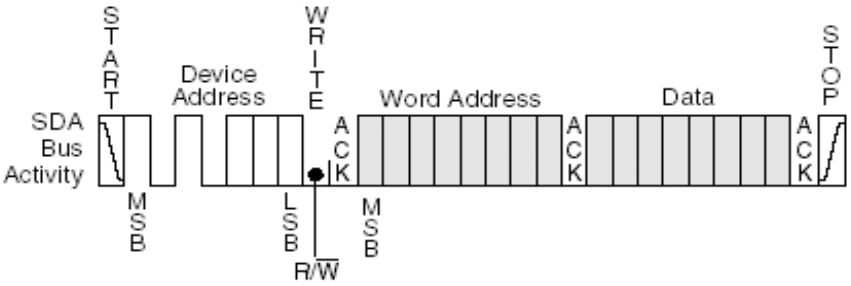
SCL과 SDA 라인은 오픈콜렉터로 되어 있으며, 보통 47K정도의 저항으로 풀업되어 있다. 마스터 디바이스는 원하는 슬레이브칩에 있는 정보를 가져오거나(READ) 써 넣을 수 있으며(WRITE), 슬레이브칩은 마스터칩의 요구에 응답하도록 되어있다. I2C통신의 예는 EEPROM(24계열)에서 찾아 볼 수 있다. I2C통신 프로토콜을 가진 EEPROM은 예를 들어 마이컴 등과 2가닥의 신호선으로 연결된다. 마이컴에서는 EEPROM에 담긴 정보를 읽어오기 위해서 EEPROM의 어드레스를 보내고, 읽을 것인지 쓸 것인지의 정보도 함께 보낸다. 보통은 처음 보내는 8비트의 정보에 이러한 내용들이 모두 실리게 된다.

그림 3-31. 첫번째 바이트 정보.

그림 3-31에서 알 수 있듯이 I2C는 MSB가 먼저 출력된다. (MSB FIRST라고 부른다. 이와는 반대로 RS232는 LSB FIRST이다). 제일 마지막 비트가 LOW이면 WRITE 코멘트가 되고 HIGH이면 READ 코멘트가 된다. ACK는 ACKNOLOGY의 약자로 한 바이트의 전송이 제대로 끝났는지를 확인하는 일종의 확인절차라고 할 수 있다(ACK에 해당하는 클럭에서는 SLAVE 의 SDA핀이 반드시 LOW상태로 있어야 정상적으로 받았다는 뜻이 된다).

I2C에서의 첫번째 바이트는 이러한 명령의 성격을 가지고 있다. 그 다음으로 따라오는 내용은 슬레이브의 어드레스가 된다 EEPROM의 경우 데이트를 저장하거나 읽어올 번지를 두 번 째로 출력하는 것이다. 어드레스까지 전송이 끝나면 그 다음에는 앞의 코멘드 내용에 따라서 슬레이브의 반응이 틀려진다. 만약 READ 코멘드였다면 해당 어드레스의 내용을 SCL의 클록에 맞추어 SDA(데이터핀)로 출력할 것이고 WRITE 코멘드였다면 마스터로부터 오는 데이터를 해당 어드레스에 WRITE 할 것이다. 이처럼 I2C통신은 3가지 성격의 데이터가 순서대로 송수신되는 시리얼 통신규격이라고 정리할 수 있다.





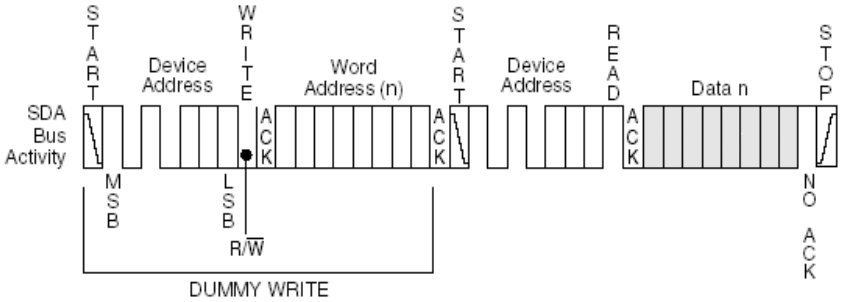
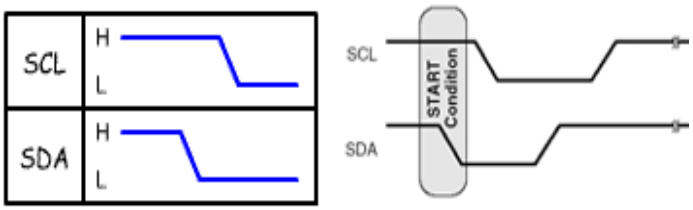


그림 3-32. 3가지 성격의 데이터 및 사용 예.

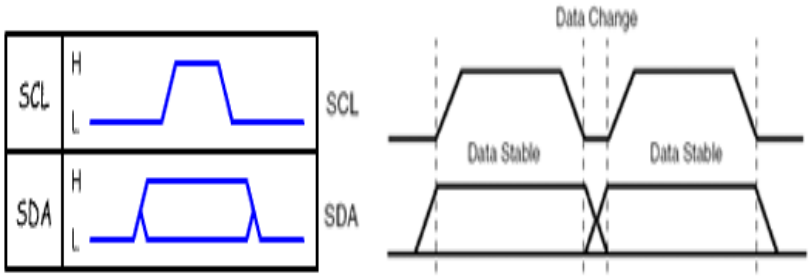
DSP 칩 내의 EEPROM을 사용하기 위하여 아래 네 가지 경우에 주의해야 한다.

1. 시작할 때,



소자에 시작을 알리기 위하여 SDA가 low된 다음에 SCL이 low가 되어야 한다.

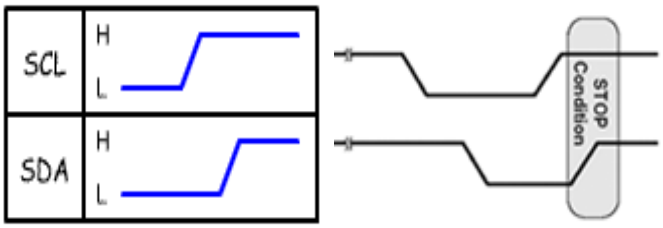
2. 데이터를 쓸 때



소자에 데이타를 쓸 때는 SDA를 통하여 데이타를 쓰고 SCL을 high로 만든 다음 다시 low로 만들어야 한다. 그리고 데이타 값을 바꾸고 다시 반복되는 순서를

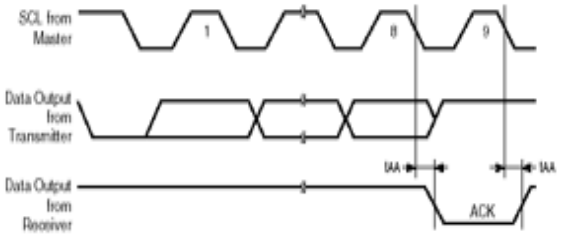
거쳐야 한다.

3. 끝날 때



소자에 끝을 알리기 위하여 SCL이 high가 된 다음 SDA가 high가 되어야 한다.

4. ACK 처리



문제는 디지털 보청기용 DSP 칩은 외부 장치와의 인터페이스를 통해 필요한 파라미터를 저장하고 지울 수 있는 EEPROM을 내장하여 사용하게 되는데 I2C와 같은 시리얼 통신 규격은 2 가닥의 회선(SCL, SDA)을 필요로 하기 때문에 회선을 줄이고자 SCL 회선을 없애고 SDA 회선만 사용하고 있다. SCL은 인터페이스하는 양쪽 장치에 공통의 클럭을 주는 회선이므로 이를 제거한 만큼 외부 장치와 디지털 보청기용 DSP 칩 사이에 동기화를 해주는 전자회로를 인터페이스 박스 자체에 설계, 내장하여야 한다. DSP 칩마다 제각기 다른 EEPROM 어드레스를 사용하기 때문에 디지털 보청기의 피팅 프로그램 자체의 표준 규격은 그래서 사실상 불가능함을 알 수 있다. 왜냐하면 보청기 제조업체마다 제각기 다른 DSP칩과 운용 피팅 프로그램을 사용하기 때문이다. 따라서 어렵지 않은 인터페이스 소켓부터 시작해서 시리얼 통신 규격의 표준화 등을 향후 계속해서 관심을 가지고 제정할 필요가 있다.

IV. 보청기 방향성 검사 장치

A. 수검자의 청각 인지도를 고려한 양이 귓속형 디지털 보청기의 지향성 조절 실험 방법

수검자의 청각 기관과 대뇌에서의 청각 인지도를 고려한 양이 귓속형 디지털 보청기의 지향성 조절 실험 방법에 관한 연구이다. 두 개의 마이크로폰을 장착한 귓속형 디지털 보청기를 사람의 양이(양쪽 귀)에 각각 착용한 상태에서 보청기의 주 지향성을 임의로 조정 가능하도록 디지털 보청기의 시간 지연 파라미터를 조절하는 데 따른 문제점을 해결하는 실험 방법을 제시하고 이를 실험적으로 검증하였다. 실험 방법은 수검자의 청각 인지도로 지향성을 평가하기 위해 마이크로폰으로부터 입력된 전체 4개 채널의 신호 처리 결과를 수검자가 실험장 밖에서 헤드폰으로 들으면서 소리의 세기에 따라 소리의 유무를 주관적으로 판단한다는 것이다.

1. 서 론

현재 추세에 따르면 보청기는 기존의 아날로그 보청기로부터 디지털 보청기로 그 사용 추세가 바뀌어 가고 있다. 이는 아날로그 방식의 증폭기에서 디지털 방식의 증폭기로 보청기 내부 증폭기를 교체하는 것을 뜻한다. 아날로그 방식의 증폭기는 회로 성능이 고정되어 있는 반면에 디지털 방식의 증폭기는 회로 성능을 임의로 변화시킬 수 있는 장점이 있기 때문에, 청력 상태가 제각기 다른 청각 장애자들에게 가장 적합한 맞춤형 보청기를 제공할 수 있다. 디지털 보청기에는 다수의 파라미터들을 조절하여 압축률 조절, 피드백(하울링) 소거나, 시간 지연 효과 및 주파수 대역별 증폭률 조절 등 다양한 디지털 신호 처리 알고리즘을 구현하기 위해 보청기 전용 혹은 범용 DSP칩을 사용하고 있다[21].

디지털 증폭기 중에서 두 개의 마이크로폰 출력 신호를 입력할 수 있는 두 개의 입력 단자를 가진 디지털 증폭기는 지향성(방향성) 보청기에 응용될 수 있으며, 지

향성 보청기는 신호 대 잡음 비율을 높일 수 있어 새롭게 각광을 받고 있다. 두 개의 마이크로폰으로부터 입력되는 신호를 증폭하되 두 신호 간의 시간(위상) 지연 효과를 추가하게 되면 지향성 보청기가 된다.

사람의 양쪽 귀에 두 개의 마이크로폰을 내장한 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용한 상태에서 보청기의 주 지향성을 임의로 조정 가능하도록 하려면 디지털 증폭기의 내부 시간 지연 파라미터를 조절해야 하는데 여기서 매우 중요한 문제점이 있다. 한쪽 귀에만 두 개 마이크로폰을 내장한 귓속형 디지털 보청기를 착용하면 디지털 증폭기의 내부 시간 지연 파라미터을 조절하여 지향성을 임의로 바꿀 수 있으나 머리의 음향 간섭에 의한 음향 그림자 효과로 지향성 정도가 높지 않다. 그래서 한쪽 귀가 아닌 양쪽 귀에 두 개 마이크로폰을 내장한 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용하여 지향성을 높이려고 한다. 하지만 양쪽 귀에 두 개의 마이크로폰을 내장한 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용한 상태에서 보청기의 주 지향성을 임의로 조정 가능하도록 하려면 두 개의 디지털 보청기의 내부 시간 지연 파라미터들을 모두 조절해야 한다. 따라서 독립된 두 개의 디지털 보청기를 양쪽 귀에 착용한 상태에서의 지향성 인지는 청각 기관과 대뇌에서의 인지를 모두 포함하여 시간 지연 파라미터를 조절해야 한다.

아직까지는 양쪽 귀 고막 이상의 청각 기관과 청각 신경의 전달 과정 그리고 대뇌에서의 청각 인지도를 포함하는 전자회로가 아직까지 발견되지 못하였기 때문에, 사람을 대상으로 직접 양쪽 귀에 두 개의 마이크로폰을 내장한 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용하도록 한 뒤 지향성 실험을 해야 한다. 그 이유는 현재까지 알려진 전기음향 기술만으로 사람의 청각 생리학적 지향성 인지도를 예측할 수 없기 때문이다. 이러한 문제점들을 개선하기 위하여 다음과 같은 실험 방법을 제시한다.

2. 본론

a. 기존의 실험 방법

그림 4-1은 양쪽 귀에 두 개의 마이크로폰을 장착한 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용한 실제 수검자를 대상으로 실험하는 귓속형 보청기 지향성 실험 방법이다.

실험에서는 함수발생기와 스피커를 연결하여 음원을 발생시킨다. PC의 시리얼 포트를 통해 함수 발생기를 제어하여 정현파 신호를 발생시켜 스피커에 전달한다. 음원인 스피커의 위치는 스테핑 모터로 가동되는 구동체를 원형 레일을 따라 수검자를 중심으로 회전시킨다.

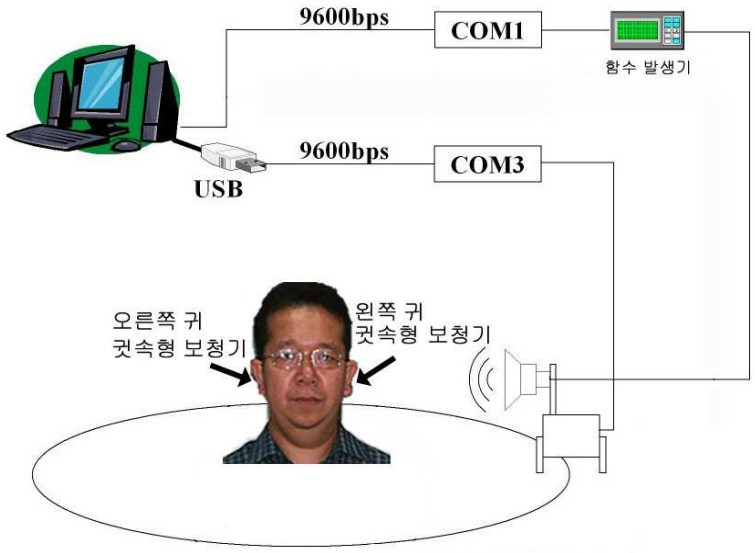


그림 4-1. 실제 수검자를 대상으로 실험하는 귓속형 보청기 지향성 실험 방법.

이와 같이 사람을 대상으로 보청기 지향성 실험을 직접 수행할 때 나타나는 문제점은 수검자가 지향성 실험을 수행하는 장시간 동안 계속 같은 자세로 앉아 있기가 어렵다는 점이다.

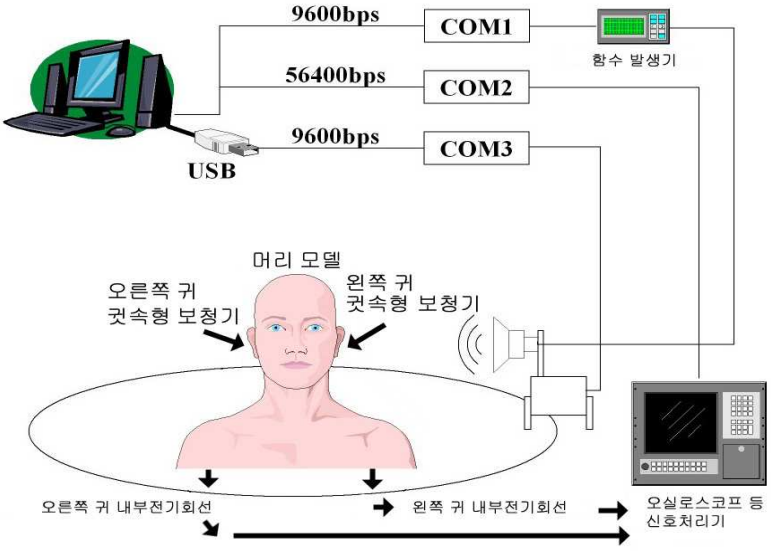


그림 4-2. KEMAR 마네킹으로 실험하는 귓속형 보청기 지향성 실험 방법.

사람을 대상으로 한 양이 보청기(Bicros hearing aid)의 지향성 검사는 실질적인 수행이 까다롭기 때문에 그림 4-2와 같이 표준 마네킹을 사용하게 되는데, 지금까지 사람이 직접 느끼는 청각 생리학적 지향성 인지도와 연관시킬 수 없어 오른쪽 귀와 왼쪽 귀의 지향성을 각각 별도로 시험 검사해 왔다.

그림 4-2는 내부가 비어있는 마네킹의 양이에 두 개의 마이크로폰을 장착한 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용시킨 후, 실험하는 귓속형 보청기 지향성 실험 방법이다. 오른쪽 귀와 왼쪽 귀로 듣는 소리가 청각 기관을 지나면서 청신경 유발 전위로 변환되는 과정과 대뇌로 전달되는 과정에서 상호 결합되는 복잡하고도 아직까지 잘 알려지지 않은 청각 인지 생리를 전기전자회로로 재현시키기가 불가능하기 때문에 오른쪽 귀와 왼쪽 귀에 대한 지향성 검사는 각각 독립적으로 수행되어 왔다.

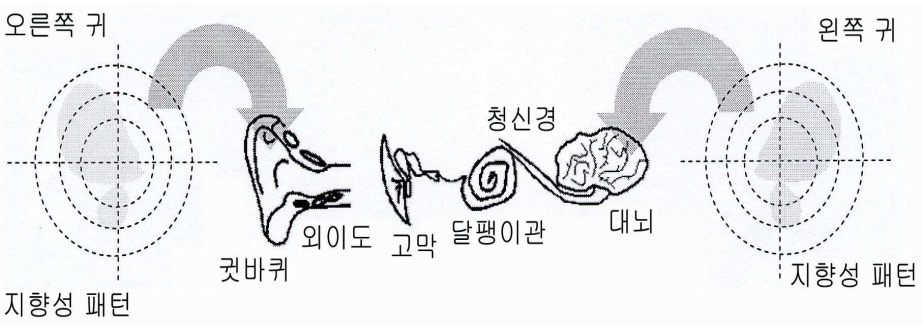


그림 4-3. 양이의 소리 정보 상호 혼합[22].

그림 4-3에서는 오른쪽 귀 또는 왼쪽 귀에 들어오는 소리가 귓바퀴와 외이도, 고막, 달팽이관, 청신경, 대뇌를 거치면서 양쪽 귀의 소리 정보가 상호 혼합됨을 설명하고 있다. 양쪽 귀 중 하나의 귀에만 두 개의 마이크로폰이 장착된 귓속형 디지털 보청기를 착용하여, 각각의 경우에 대해 개별적으로 지향성 패턴을 구하더라도, 양쪽 귀에 두 개의 마이크로폰이 장착된 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용하고, 이때 측정한 지향성 패턴은 단순히 오른쪽 귀와 왼쪽 귀에 대해 독립적으로 측정한 지향성 패턴의 합만으로는 같아지지 않을 것으로 예상한다. 그러나 아직까지 청각 인지 생리를 고려한 양이 보청기의 방향성에 대한 연구가 없었기 때문에 어떠한 결과가 나올지는 예상하기 어렵다.

b. 새로운 실험 방법

본 논문에서는 기존의 마네킹을 이용하여 양쪽 귀 각각에서 방향성을 측정하는 방법과 사람에게 인지되는 청각 인지도를 사람이 직접 측정하는 방법을 결합하여 새로운 방법을 제시하고자 한다.

그림 4-4는 내부가 비어있는 마네킹의 양이에 두 개의 마이크로폰을 장착한 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용시킨 후, 외부에서 인지하도록 하는 귓속형 보청기 지향성 실험 사진이다. 기존의 방법과 다른 점은 수검자의 청각 인지도로 지향성을 평가하기 위해 마이크로폰으로부터 입력된 전체 4개 채널의 신호 처리 결과를 수검자가 실험장 밖에서 헤드폰으로 들으면서 소리의 세기에 따라 소리의 유무를 주

관적으로 판단한다는 것이다.

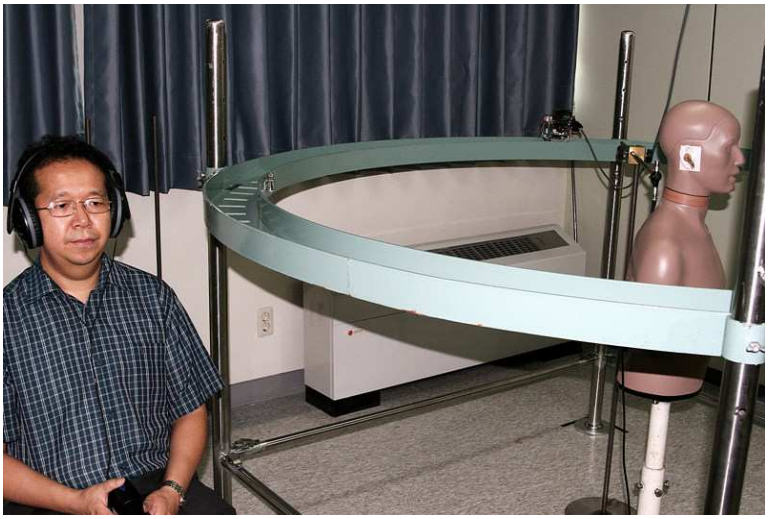


그림 4-4. 외부에서 인지하도록 하는 새로운 귓속형 보청기 지향성 실험 사진.

그림 4-5는 그림 4-4를 도식적으로 설명한 것이다. PC의 1번 시리얼 포트를 통해 함수 발생기를 제어하여, 입력된 주파수와 진폭에 따라 정현파 신호를 발생시켜 스피커에 전달한다. 음원인 스피커의 위치는 스테핑 모터로 가동되는 구동체를 원형 레일을 따라 수검자를 중심으로 회전시킨다. 이 구동체는 PC의 3번 시리얼 포트를 통해 제어된다.

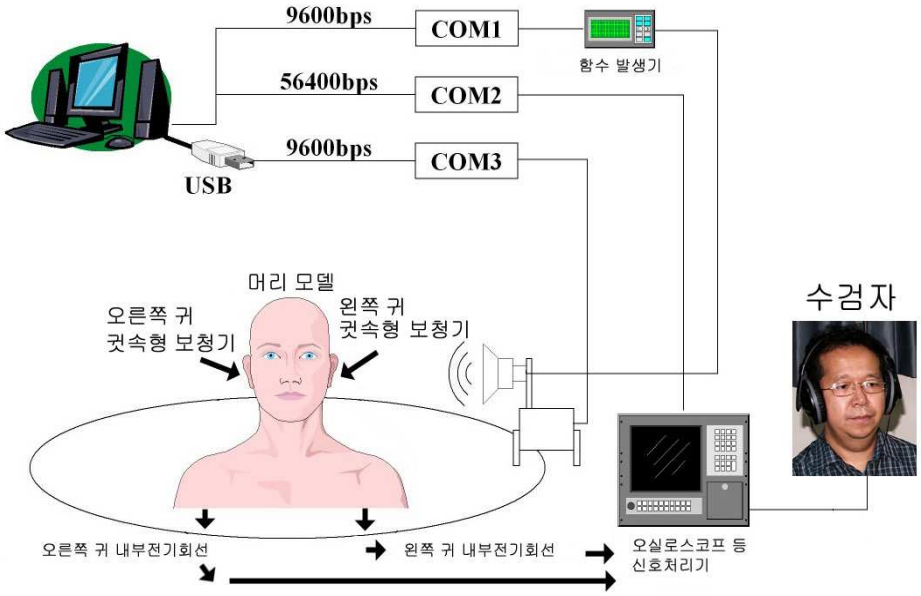


그림 4-5. 외부에서 인지하도록 하는 새로운 귓속형 보청기 지향성 실험 방법 도식.

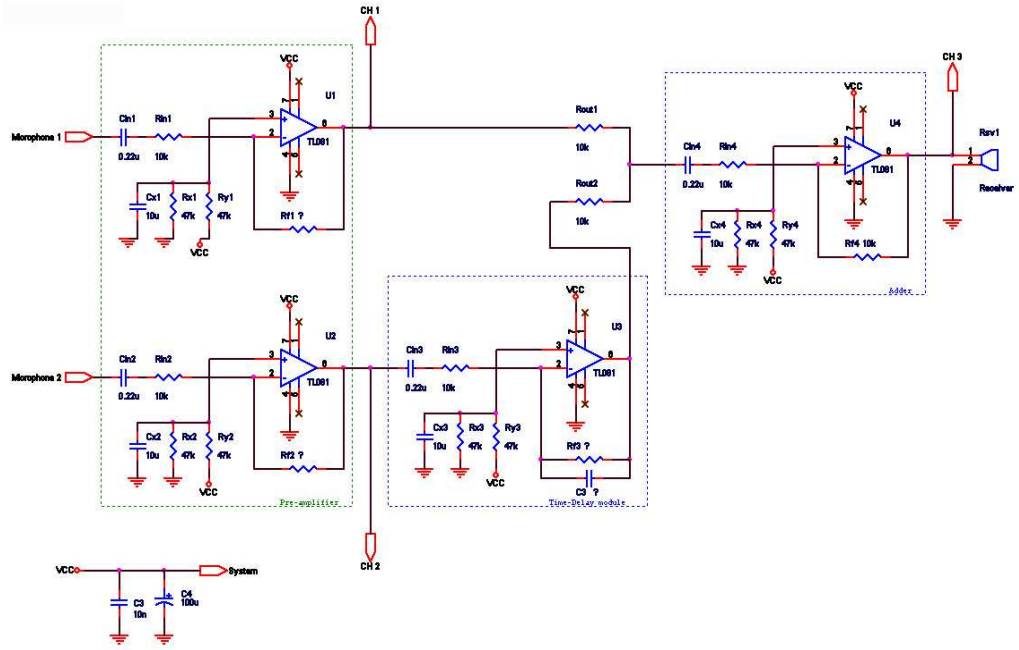


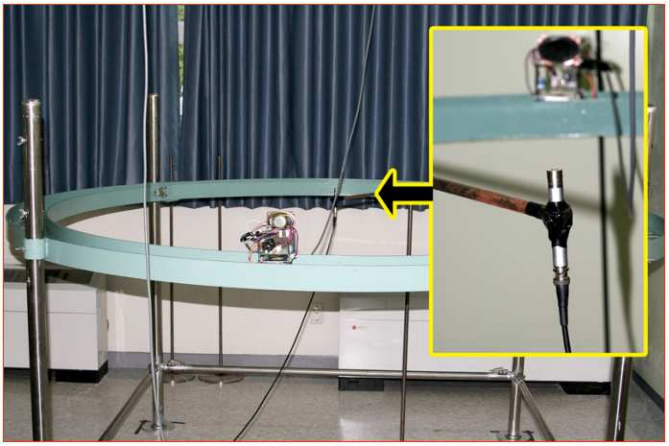
그림 4-6. 마이크로폰 신호를 합계하여 파우어 증폭기로 출력시키는 전자회로도.

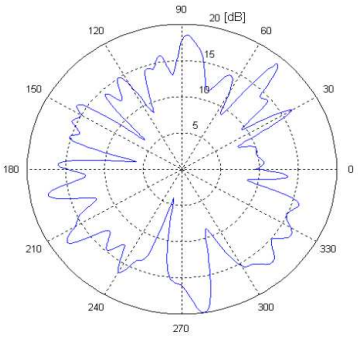
그림 4-6의 전자 회로에서는 마네킹 내부로 삽입된 내부 회선에 연결되어 있는 양이 보청기의 두 개 마이크로폰의 출력 신호 증폭 및 잡음 소거 등의 신호 처리 과정을 거치고, 2번 마이크로폰으로 수신된 신호에 시간 지연을 발생시켜, 여기서 출력되는 신호와 1번 마이크로폰에서 수신된 신호를 합하게 된다. 즉, 그림 4-6의 전자회로는 두 개의 마이크로폰으로부터 출력된 음성 신호를 증폭하고 두 마이크로폰에서 수신된 신호 간의 시간 지연을 인가하여, 최종적으로 두 마이크로폰 신호를 합하여 출력시킨다. 양쪽 귀에 각각 두 개의 마이크로폰을 장착하게 되므로, PC에는 총 4채널의 신호가 전송된다.

본 논문에서 제시한 수검자의 청각 인지도를 고려한 양이 귓속형 디지털 보청기의 지향성 조절을 위한 새로운 실험 방법은 다음과 같이 진행된다.

(1) 음원의 회전 이동

지향성 측정 실험을 위해서는 음원이 360도로 회전하며, 정현파 신호음에 대한 음압 감지 반응을 측정해야 한다. 이를 위해 스피커를 고정시키고 수검자가 앉는 의자를 회전시키거나, 수검자를 고정시키고 스피커를 회전시켜야 한다. 본 연구에서는 초기에 후자의 방식을 택하였는데 그 이유는 최종적으로 수검자를 대상으로 지향성 측정 실험을 해야 할 경우에 수검자와 의자의 무게가 지나치게 무거우면 회전용 스테핑 모터에 부하가 걸리고, 수검자의 회전에 따라 수검자의 중심을 원점에 유지하기 힘들기 때문이다.(그림 4-10 참조) 따라서 그림 4-7에서 보여주듯이 원형 도관을 따라 스테핑 모터를 사용하여 이동 가능한 구동체가, 적외선 센서에 의해 일정한 각도로 회전 운행하는 회전 시스템을 고안하고 설계 및 제작하였다.





(a) (b)

그림 4-7. 보청기 방향성 검사를 위한 마이크로폰 지향성 보정 실험.

(2) 음원 회전을 위한 구동체

원형 레일을 따라 일정한 회전 각도만큼씩 운행하는 구동체는 스테핑 모터와 모터에 연결된 바퀴에 의해 구동되며, 스테핑 모터 제어장치를 자체 설계, 제작하였다. 그림 4-8은 구동체와 레일의 일부를 보여주며, 원형 레일 바닥에 5도 간격으로 빛의 반사를 위한 흰색 라인을 만들고, 구동체가 적외선 센서로 감지하여 일정한 거리만큼 움직이도록 제어하였다.(그림 4-9 참조)

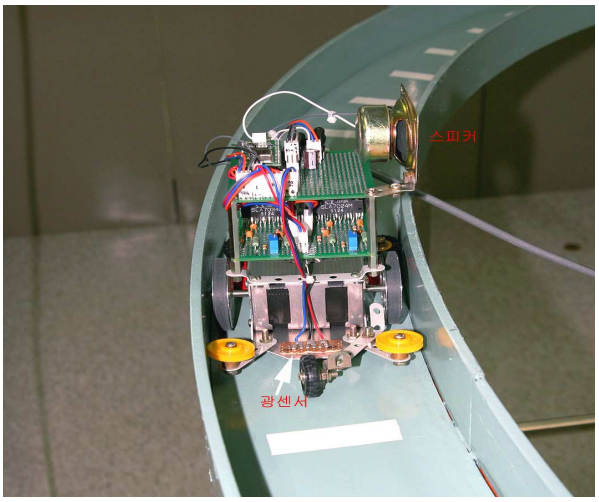


그림 4-8. 원형 도관으로 운행하는 바퀴달린 구동체.

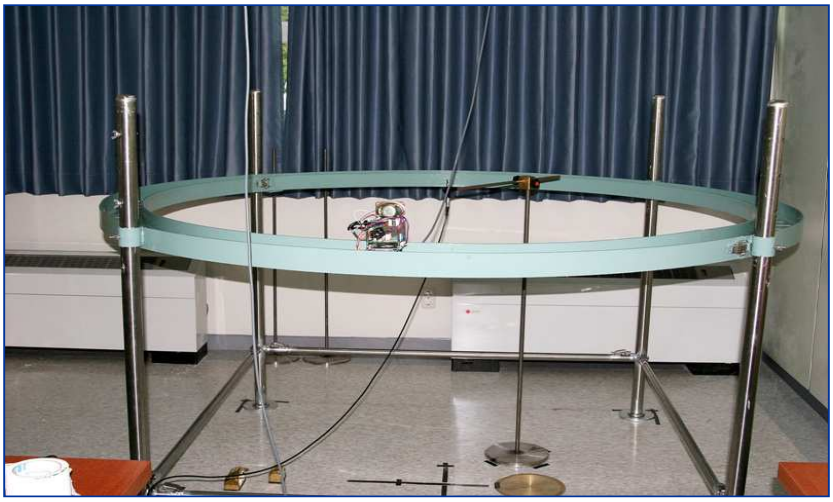


그림 4-9. 직경 2 m의 스피커 회전 원형 레일.

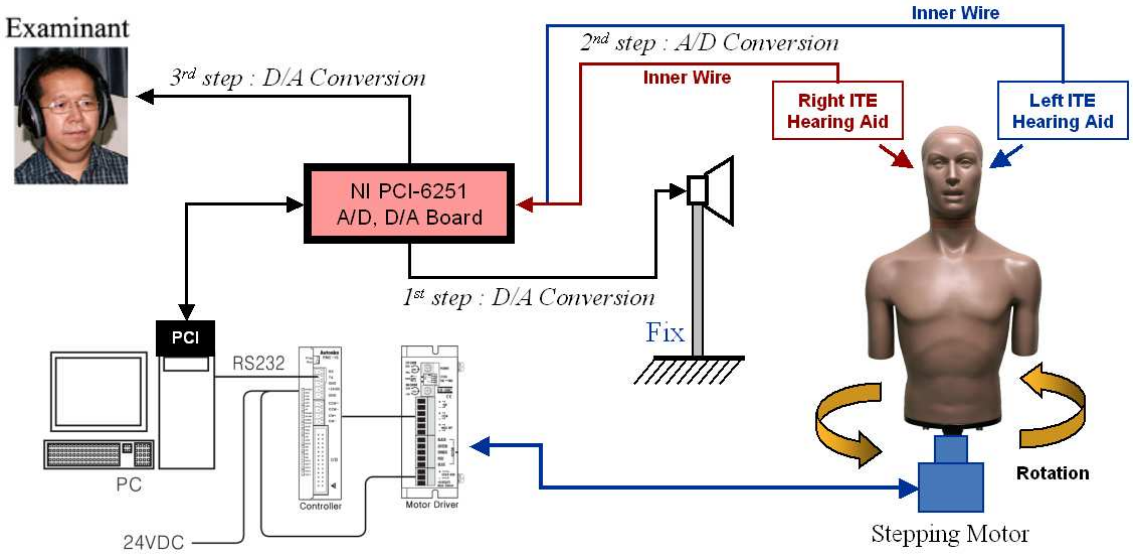


그림 4-10. 방향성 실험을 위한 전체 실험 구성도.

(3) KEMAR 설치

원형 도관의 가운데에 해당하는 중심점을 지정하고 그 위에 마네킹 인형을 세우도록 하였다. 마네킹은 사람의 두상과 흉상을 모델화한 미국 Knowles社의

KEMAR 모델을 사용하였다.(그림 4-11 참조)

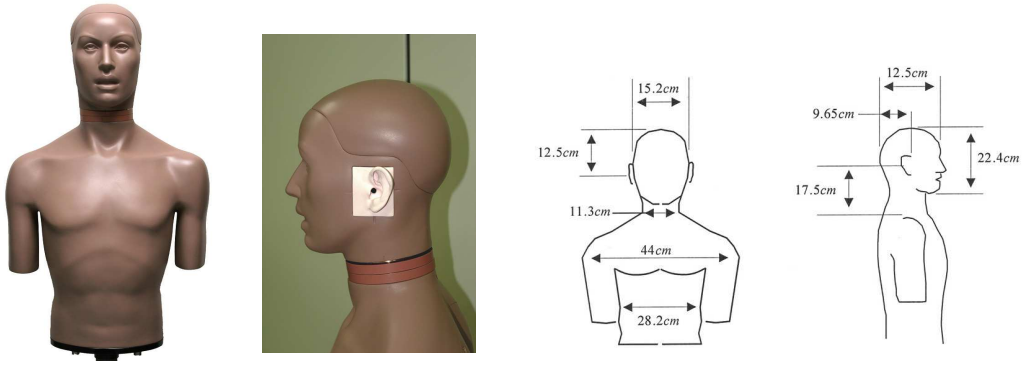


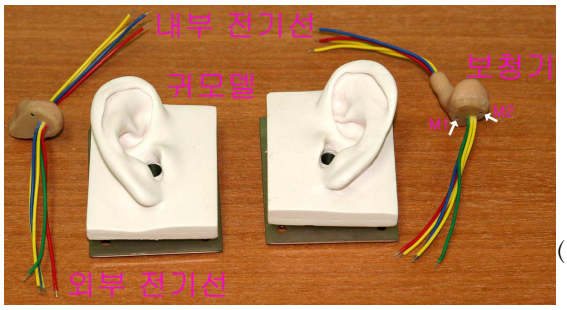
그림 4-11. Knowles社의 KEMAR 모델 [22].

귓바퀴 모델은 아시아인 표준 규격을 사용하였으며, KEMAR의 귀의 형태에 맞춰서 외이도로 삽입될 귓속형 디지털 보청기를 그림 4-12와 같이 제작하였다.

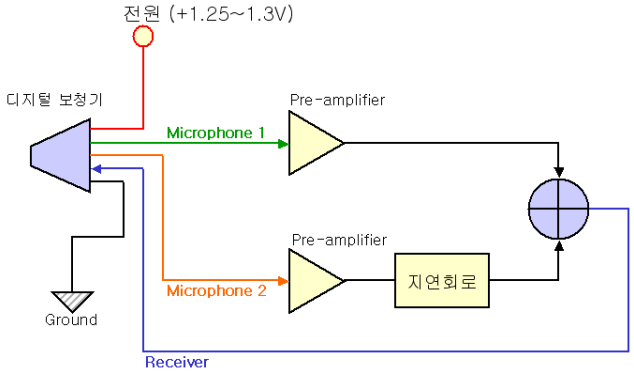
(4) KEMAR용 디지털 보청기 제작

마네킹 인형의 귓구멍으로 삽입될 귓속형 디지털 보청기의 내부 디지털 증폭기 전원 공급과 접지 그리고 두 개 마이크로폰(M1, M2)의 신호를 출력시키기 위해 필요한 전기회선을 보청기 안팎으로 각각 배선하고, 외부 회로에 의해 최종적으로 출력되는 신호를 리시버로 전달하기 위한 회선을 추가한다. 여기에 접지선을 포함하여 총 5개의 회선을 사용하게 된다.

그림 4-12(a)는 KEMAR에 장착되는 양쪽 귀의 모델과 실험에 사용되는 디지털 보청기를 보여준다. 그림 4-12(b)는 실험에 사용되는 디지털 보청기의 전기 회선의 연결도를 나타낸다.



(a)

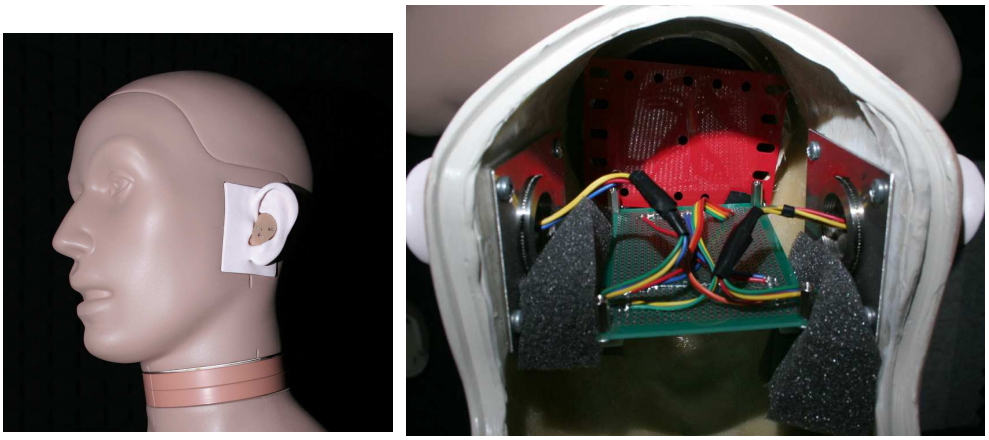


(b)

그림 4-12. (a) 마네킹 인형의 귀 모델및 마네킹 인형의 귓구멍으로 삽입될 귓속형 디지털 보청기 외형, (b) 한쪽 귀에 대한 디지털 보청기 및 연결 회로.

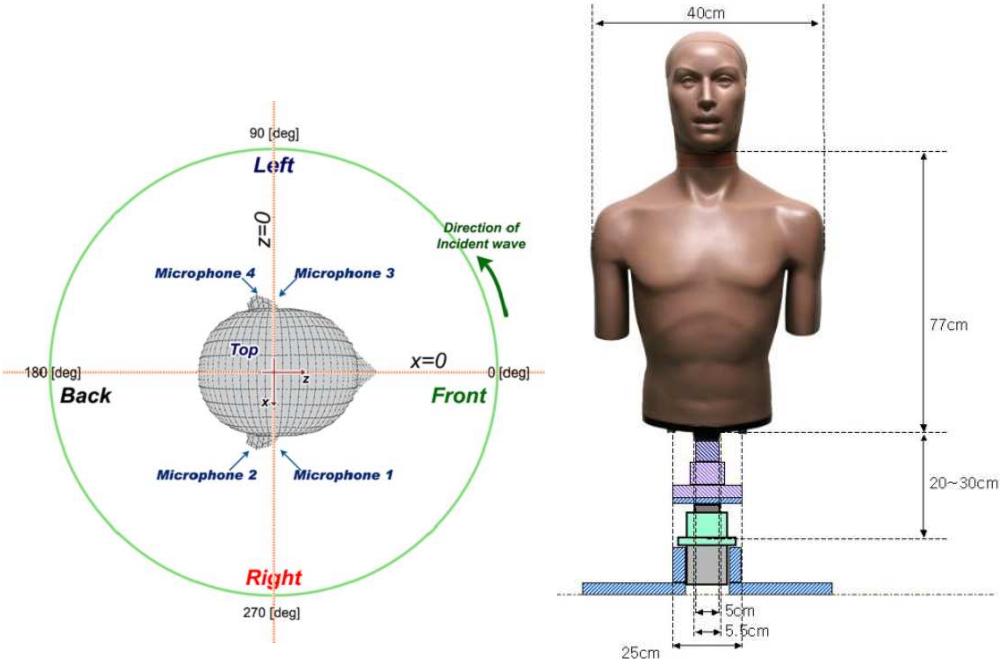
(5) KEMAR용 디지털 보청기 설치

원형 레일의 중심부에 설치된 그림 4-13과 같은 KEMAR의 양쪽 귀에, 그림 4-12와 같은 두 개의 마이크로폰이 장착된 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용시켰다.



(a) (b)

그림 4-13. 좌우 각 귀에 귓속형 보청기를 착용한 KEMAR 모델. 각 귓속형 보청기는 10 mm 간격으로 2개의 마이크로폰이 장착 (a) 외부, (b) 내부.



(a) (b)

그림 4-14. (a) 지향성 패턴 계산을 위한 극좌표, (b) KEMAR 흉상 표준 모델.

그림 4-14(a)에서 마이크로폰 1과 마이크로폰 3은 기준 마이크로폰 이다. 마이크로폰 1과 마이크로폰 2는 우측 귓속형 보청기에 삽입 위치되고 각각 전방향을 향해 10 mm 간격을 가진다. 반면에 마이크로폰 3과 마이크로폰 4는 우측과 같이 좌측에 삽입된 귓속형 보청기에 내장되어 있다. 그리고 그림 4-14(b)에서 KEMAR 얼굴 및 흉상 표준 모델은 스탭핑 모터에 의해 회전한다.

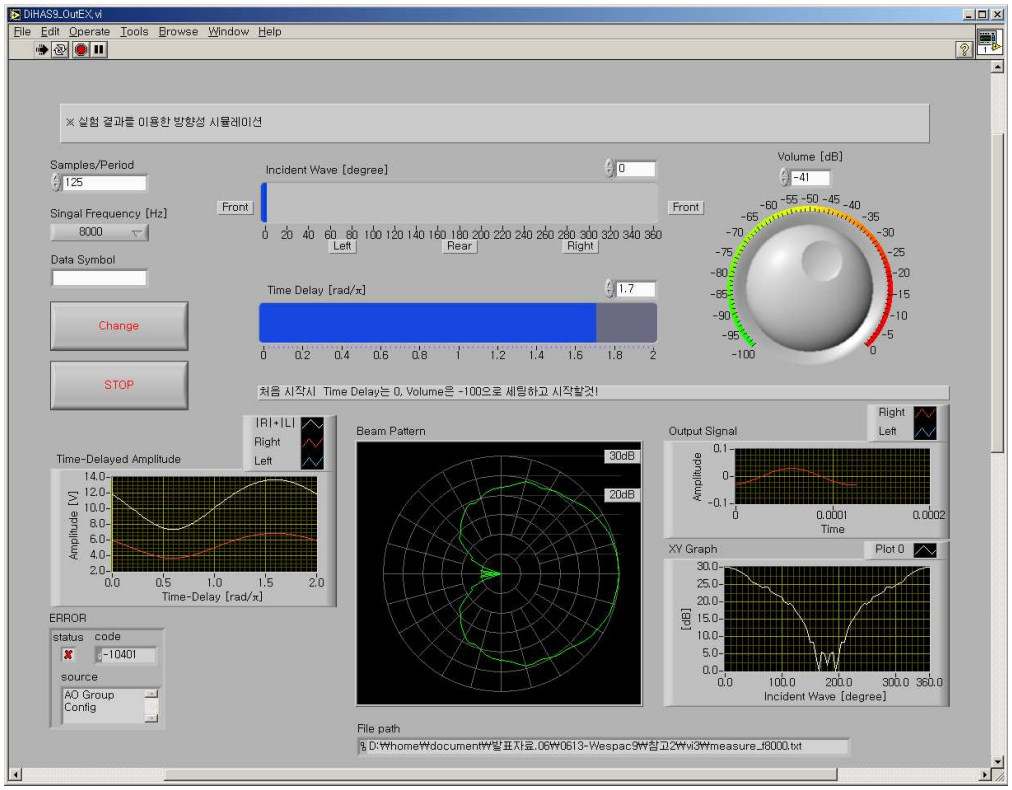


그림 4-15. 디지털 보청기 방향성 검사를 위한 Labview 프로그램 실행 창.

(6) 데이터 수집

그림 4-12(b)의 회로에서는, 마네킹 내부로 삽입된 내부 회선에 연결되어 있는 양이 보청기의 두 개 마이크로폰의 출력으로부터 2번 마이크로폰으로 수신된 신호에 시간 지연을 발생시켜, 여기서 출력되는 신호와 1번 마이크로폰에서 수신된 신호를 합하게 된다. 이 신호는 PC의 2번 시리얼 포트에 연결된 디지털 오실로스코

프를 통해서 PC로 전송된다. 이렇게 전송된 데이터들은 그림 4-15와 같이 개발된 Labview 프로그램에 의해 수집된 뒤 신호 처리되어 화면에 결과를 보여준다.

(7) 실험 시작 및 측정

본 연구에서는 수검자의 실제 청각 인지도로 지향성을 측정, 평가하기 위해 마이크로폰으로부터 입력된 4채널의 신호 처리 결과를 수검자가 실험장 밖에서 헤드폰으로 들으면서 소리의 세기에 따라 소리의 유무를 주관적으로 판단한다. 수검자는 원형 도관 밖에 위치하여 앉아 있지만 헤드폰을 통해 마치 원형 도관 가운데 앉아 있는 느낌을 가지게 된다. 수검자는 헤드폰으로 들리는 각각의 주파수에 대해 소리 세기의 강약에 따라 주관적 판단 정보를 검사자에게 알려주고 검사자는 이를 자료로 지향성 패턴을 측정한다.

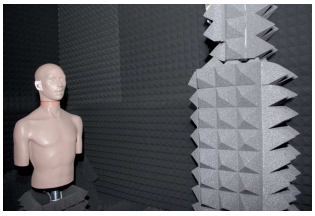
3. 고찰 및 결론

본 연구는 한쪽 귀에만 두 개 마이크로폰이 장착된 귓속형 디지털 보청기를 착용하고 실험하던 종래의 지향성 실험 검사 방법과 달리, 수검자의 청각 인지도를 고려하여 양이에 두 개 마이크로폰이 장착된 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용한 상태에서 지향성 조절 실험 검사 방법을 처음으로 고안, 설계, 제작하였다. 본 연구에서는 기존의 방법과 달리 양쪽 귀에 두 개 마이크로폰이 장착된 귓속형 디지털 보청기를 각각 착용한 상태에서 지향성 측정에 수검자의 청각 기관과 대뇌에서의 청각 인지도까지 모두 고려한 효과를 가지게 된다. 결국 이러한 실험 방법으로 계속해서 양이 방향성 보청기를 실험하여 양이를 통한 청각 생리에 대한 원리를 연구할 수 있을 것으로 생각된다.

B. 양이 귓속형 디지털 보청기의 지향성 검사 실험

1. 방법

방향성 보청기를 착용 할 때의 정확한 지향성 성능에 대한 전기 음향적 평가를 위해 흡음실을 제작하여 실험하였다. 그리고 인체의 머리와 흉상을 모델화한 KEMAR 모델에 방향성 보청기를 착용시키고 그 성능을 평가해 보았다. 그림 4-16은 흡음실에 설치된 KEMAR 모델과 1m 간격에 설치 된 스피커를 보여주며 앞서 설명한 A. 실험과의 다른 점은 첫째 수치적인 데이터를 수집하여 SVS 시뮬레이션 프로그램에 의한 시뮬레이션 결과와 실험 결과를 비교한 점과 둘째로 원형 레일에 의한 음원 이동이 아니라 인체모형을 제자리에서 회전시키는 방법으로 실험한 점이다.



(a)

(b)

그림 4-16. (a) 흡음실에 설치된 KEMAR 모델과 1 m 간격에 설치 된 스피커, (b) KEMAR 회전 및 음향 발생, 측정을 위한 실험 장비.

본 실험은 LabView 프로그램에 의해 제어되도록 셋팅 하였으며(그림 4-15), 시간 지연을 조절하여 최적의 지향성 패턴을 연구할 수 있도록 프로그램화 되었다. 그림 4-17과 그림 4-18은 NI(National Instrument) 보드를 통해 제어되고 통신되는 LabView 자동 측정 프로그램의 초기 화면들이다. 실험 데이터는 NI보드(NI PCI 6251 and NI PCI 6733, National Instrumentation Co., USA)를 통해 수집된다. 시험음은 RS232 serial port(그림 4-16b)를 통해 LabView program(그림 4-17)으로 제어되는 HP 33120A function generator에 연결된 15 W 스피커에서 발생시킨다. NI PCI 6251 (250k samples/sec for each channel)는 4개의 보청기용 마이크로폰의 출력 신호를 수집하며, 4개의 마이크로폰은 1.4 V DC power에 의해 전원 공급되며 신호가 증폭된다. KEMAR 모델은 또다른 RS232 serial port를 통한 LabView program(그림 4-18)에 의해 제어되는 모터드라이버와 컨트롤러 안의 스테핑 모터에 의해 정밀하게 회전된다. 양이 각각의 마이크로폰 ith 과 jth 사이의 시간 지연 Tij는 LabView program에서의 FFT기술에 의해 측정된다(그림 4-18). 그래서 시간지연된 신호 $Y_{right}(t)$ 과 $Y_{left}(t)$는 스테레오 헤드폰 (HD250 Linear II, Sennheiser Co, Germany)을 통해 LabView program(그림 4-18)에 의해 제어되는 NI PCI 6733 (1M samples/sec for each channel)에 의해 발생되게 된다. 스테레오 헤드폰 착용자의 반응으로 도표가 그려지고 양이에 의한 지향성 패턴이 형성된다.

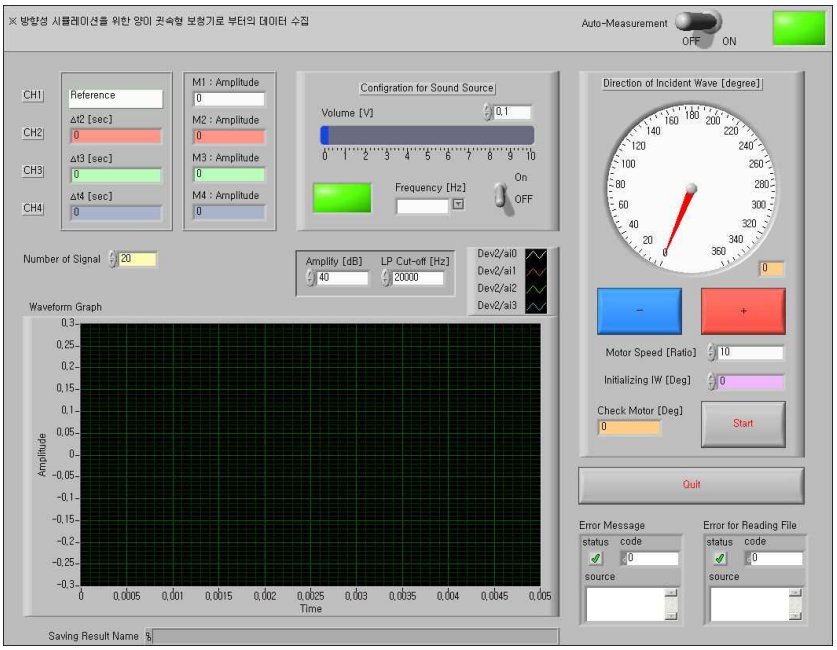


그림 4-17. NI(National Instrument) 보드를 통해 제어되고 통신되는 LabView 자동 측정 프로그램의 초기 화면.

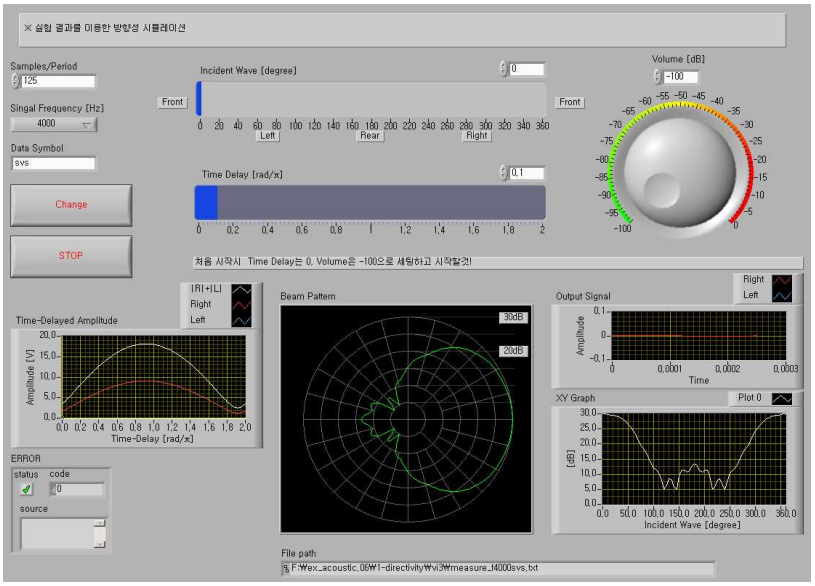


그림 4-18. NI(National Instrument) 보드를 통해 제어되고 통신되는 LabView 프로그램의 초기 화면으로 스테레오 헤드폰 착용자의 반응으로 도표가 그려지고 양이에 의한 지향성 패턴이 형성.

2. 결과

좌우 외이도의 4개 마이크로폰 음압 값의 상대적 비교는 SVS(BEM 시뮬레이션 codes)와 실험 측정에 의해 평가되었다.

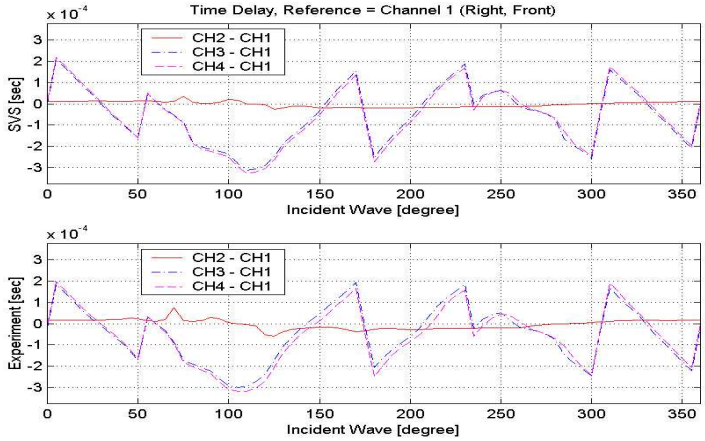


그림 4-19. 4 KHz에서 ith 채널(Mic.1 reference)과 다른 3개의 jth 채널사이의 시간 지연, Tij .

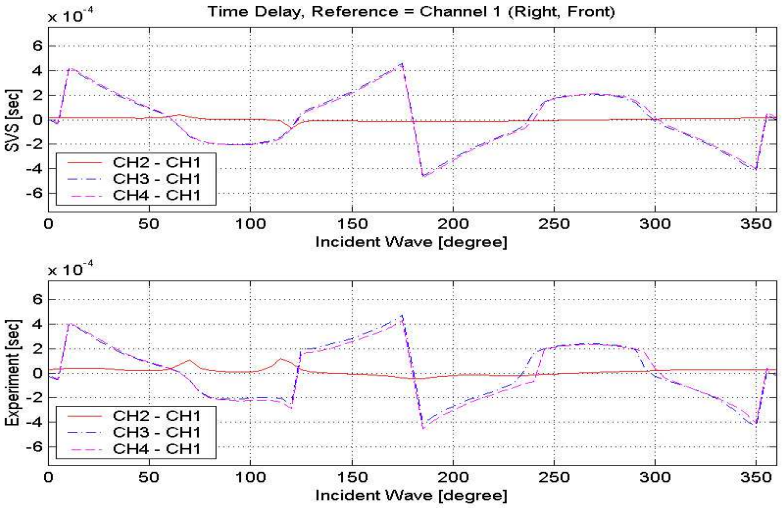


그림 4-20. 2 KHz에서 ith 채널(Mic.1 reference)과 다른 3개의 jth 채널사이의 시간 지연, Tij .

그림 4-19는 4 KHz에서 ith 채널(Mic.1 기준)과 다른 3개의 jth 채널사이의 시간 지연, Tij을 나타내며, 그림에서 Incident Wave란 입사파의 입사 각도를 가리킨다. 그림 4-20은 2 KHz에서 시간지연을 그림 4-19와 같은 방식으로 보여준다. 두 그림 4-19와 그림 4-20은 BEM 프로그램의 결과와 실험 결과의 비교를 보여주고 있으며 음향 시뮬레이션 프로그램의 결과에 대한 정확도를 잘 검증해 준다. 그림 4-19와 그림 4-20의 시간 지연 정보는 4개 마이크로폰 사이의 위상차 정보를 나타낸다. 음압의 증폭 정도 차이뿐 아니라 두개의 위상 차이는 방향성 보청기에서 최종 출력되는 음압의 세기를 계산 하는데 사용된다. 방향성 보청기는 그림 4-12b와 같이 두 개 마이크로폰 사이의 시간 지연(Δt)을 바꿀 수 있다.

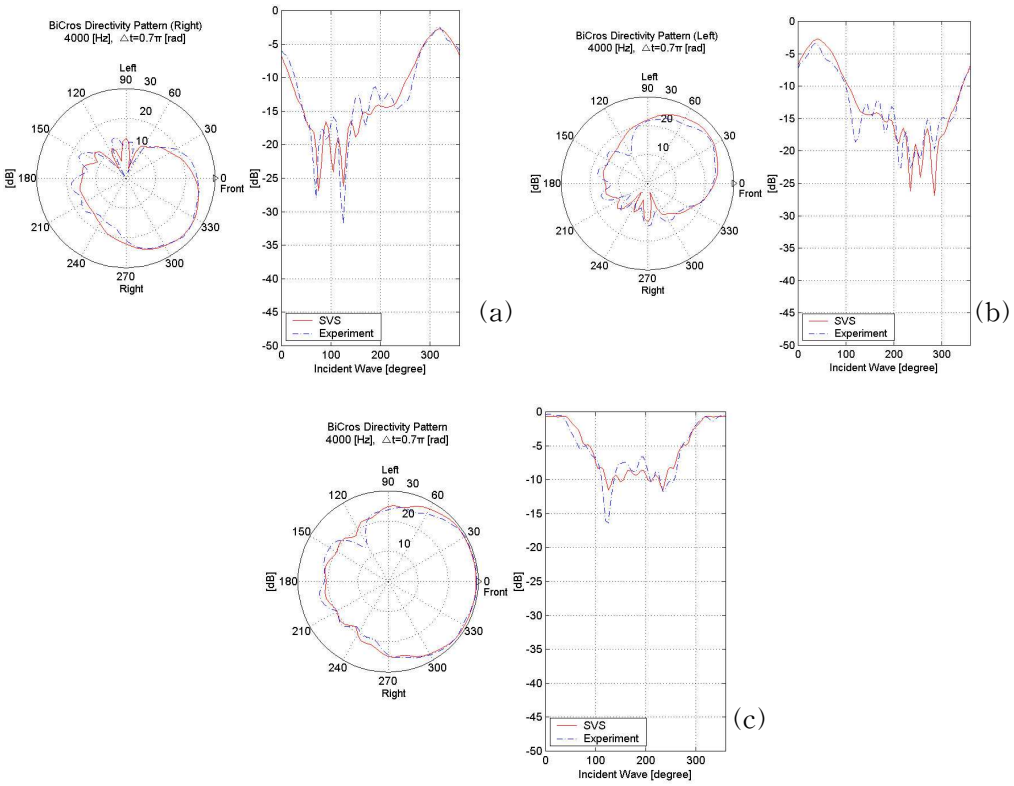


그림 4-21. 4 KHz 주파수와 시간지연 $2\pi f \cdot \Delta t$ = 0.7π에서의 두 마이크로폰 출력의 합산된 신호의 강도과 지향성 패턴 (a) Mic. 1 & Mic 2, $|Y_{right}(t)|$, (b). Mic. 3 & Mic 4, $|Y_{left}(t)|$, (c) $|Y_{left}(t)| + |Y_{right}(t)|$.

그림 4-21은 4 KHz 주파수와 시간지연 $2\pi f \cdot \Delta t$ = 0.7π를 가지는 두 마이크로폰의 출력 신호를 합산하여 얻은 신호의 강도과 지향성 패턴이다. 그림 4-21(a)는 마이크로폰 1과 마이크로폰 2에서의 합산 $|Y_{right}(t)|$이고, 그림 4-21(b)는 마이크로폰 3과 마이크로폰 4에서의 합산 $|Y_{left}(t)|$으로서 각각 우측과 좌측에서의 합산 신호를 보여준다. 그림 4-21(c)는 우측 (a)와 좌측 (b)의 합산된 결과를 다시 통합한 $|Y_{left}(t)|+|Y_{right}(t)|$이다. 그림 4-22는 그림 4-21을 이번에는 주파수 2 KHz에서 얻은 결과이다. 이들 그림으로부터 주파수가 상승할수록 지향성은 더 분명해지나 지향성과 아울러 감도의 세기도 함께 고려해야 함을 알 수 있다.

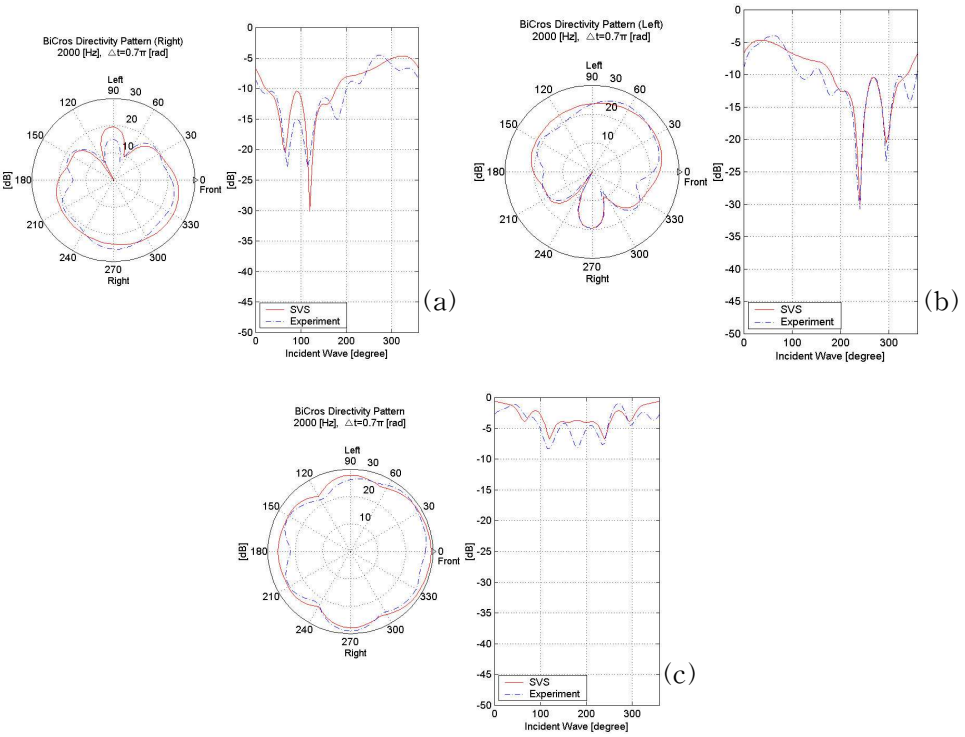
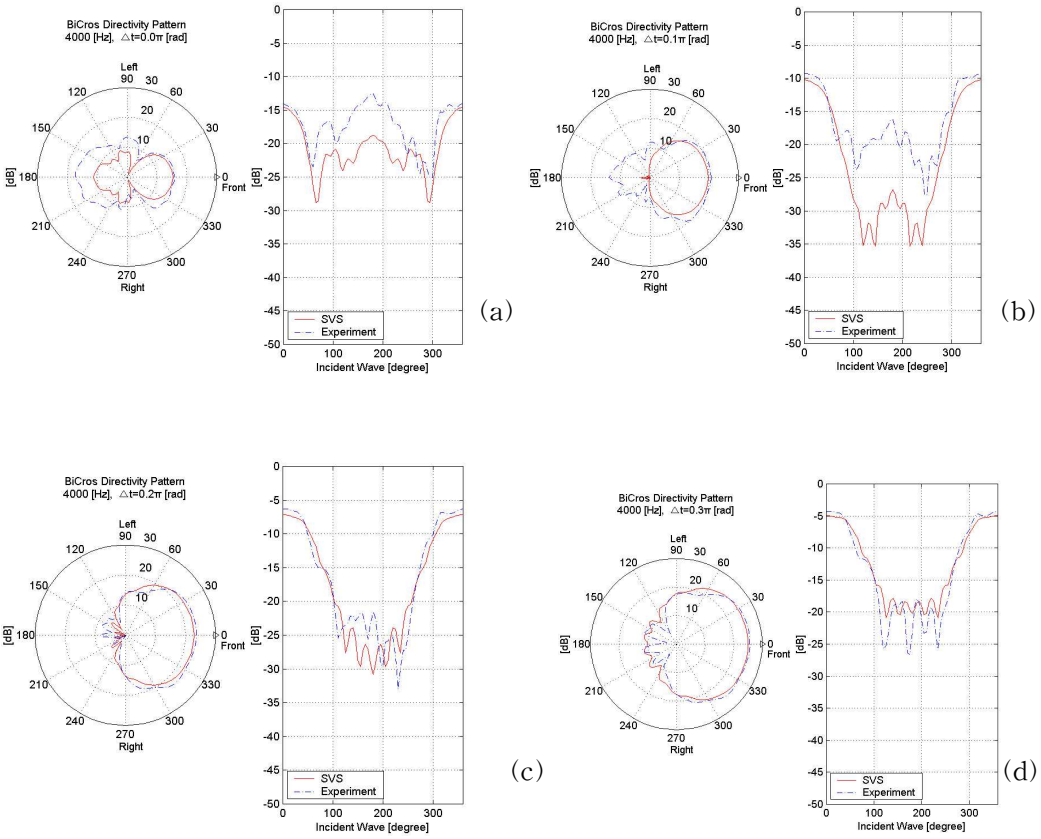
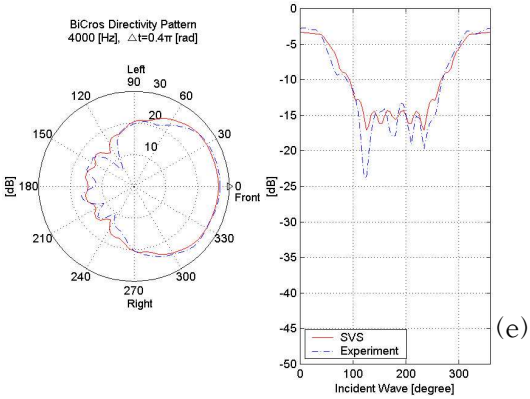


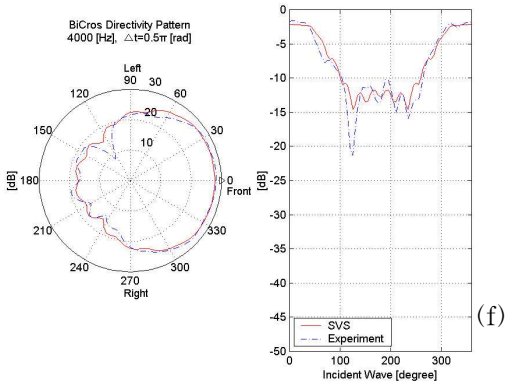
그림 4-22. 두 개 마이크로폰의 신호에 상대적인 시간 지연을 주고 합산하여 계산된 지향성 패턴. (a) Mic. 1 & Mic 2, $|Y_{right}(t)|$, (b). Mic. 3 & Mic 4, $|Y_{left}(t)|$, (c) $|Y_{left}(t)|+|Y_{right}(t)|$. 주파수 = 2 KHz. 시간(위상) 지연 = $2\pi f \cdot \Delta t$ = 0.7π.

그림 4-23은 일정한 4 KHz 주파수에서 4 개의 마이크로폰으로부터 얻어진 지향성과 수신 감도의 세기($|Y_{left}(t)|+|Y_{right}(t)|$)를 위상 지연을 바꿔가면서 나타내었다. 위상 지연 ($2\pi f \cdot \Delta t$)은 0 에서 2.0π까지 0.1π의 간격으로 변화시켰다. 그림 4-23에서 시간 지연(Δt)이 지향성 패턴뿐만 아니라 수신 감도의 세기에도 함께 영향을 주고 있음을 알 수 있다. 이는 최적한 지향성을 얻기 위해 반드시 고려해야 할 잠재적 사항이다. 비록 지향성이 날카로워진다 해도 수신감도가 낮으면 신호대잡음비율(S/N ratio)이 단일 마이크로폰을 사용할 때보다 더 나빠질 수 있다. 본 연구 결과 위상 지연 $2\pi f \cdot \Delta t$ 이 0.7π에 가까울 때, 지향성 패턴과 수신 감도가 모두 최적하게 나타났다(그림 4-21 (c) 4 KHz 그리고 그림 4-22(c) 2 KHz). 이러한 실험 및 시뮬레이션 결과는 머리의 음향 그림자 효과까지도 모두 고려한 결과로써 실용적인 의미를 가진다.

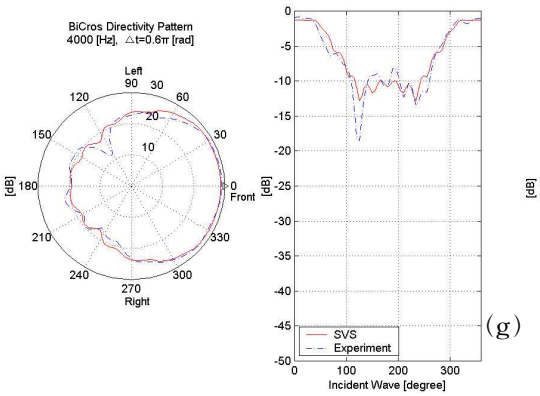



BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=0.4π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

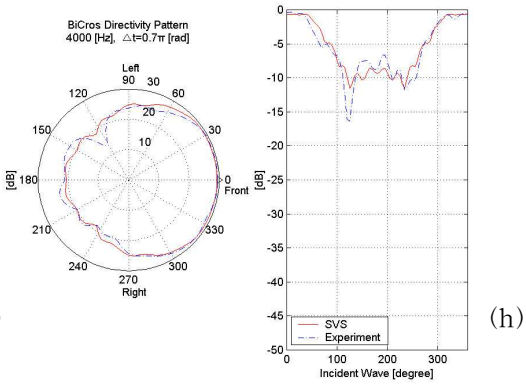
(e)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=0.5π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

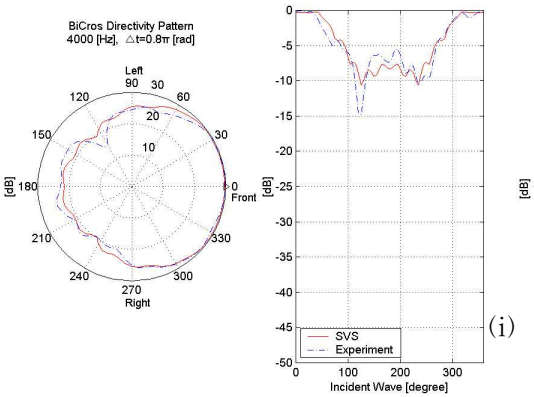
(f)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=0.6π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

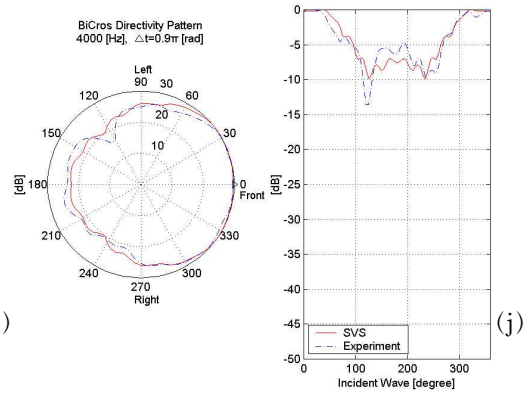
(g)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=0.7π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

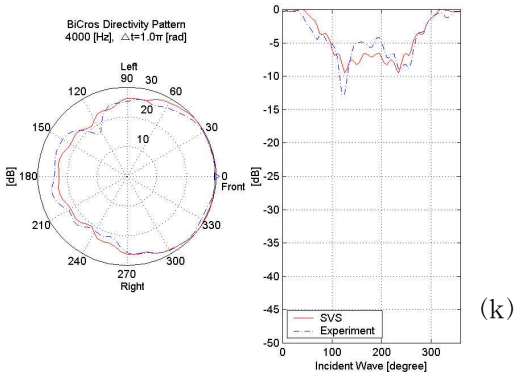
(h)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=0.8π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

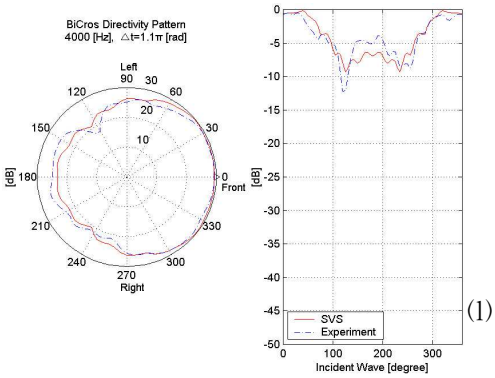
(i)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=0.9π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

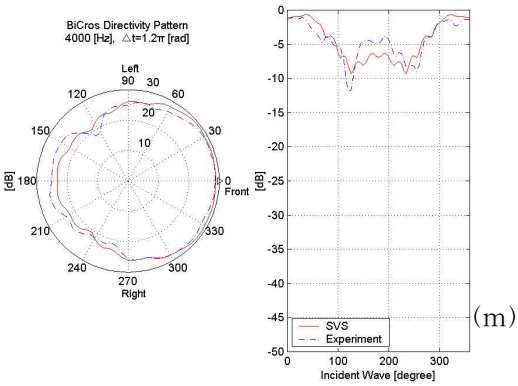
(j)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=1.0π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

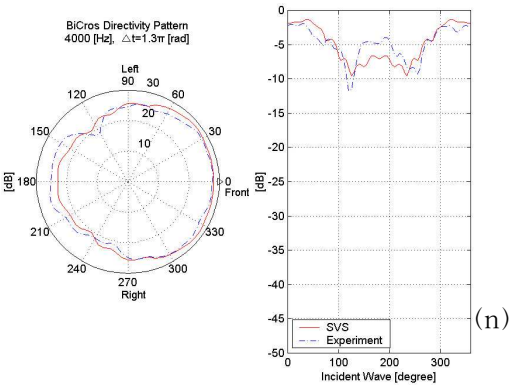
(k)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=1.1π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

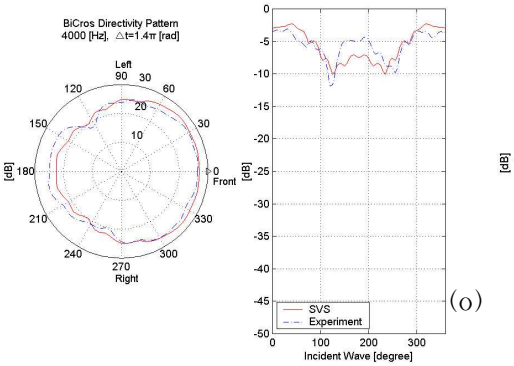
(l)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=1.2π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

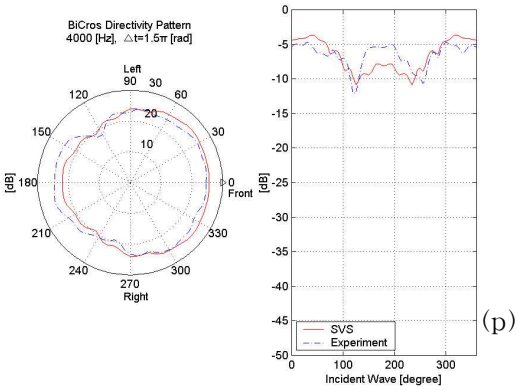
(m)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=1.3π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

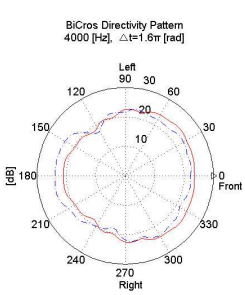
(n)

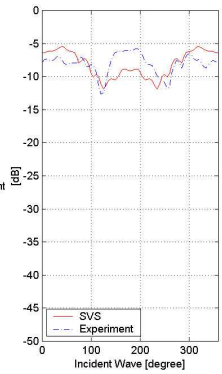

BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=1.4π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

(o)

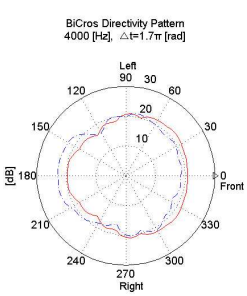

BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=1.5π [rad]
Left
Front
Right
[dB]
SVS
Experiment
Incident Wave [degree]

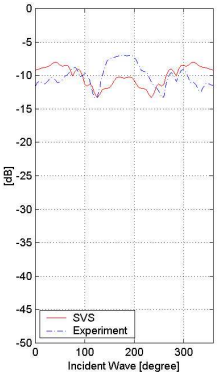
(p)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=1.6π [rad]
Left
Front
Right
[dB]

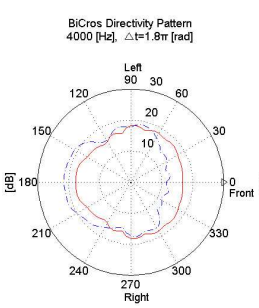

SVS
Experiment
[dB]
Incident Wave [degree]

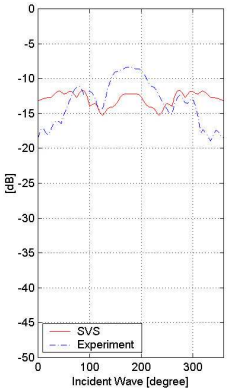
(q)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=1.7π [rad]
Left
Front
Right
[dB]

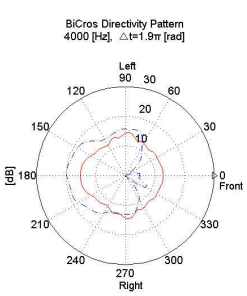

SVS
Experiment
[dB]
Incident Wave [degree]

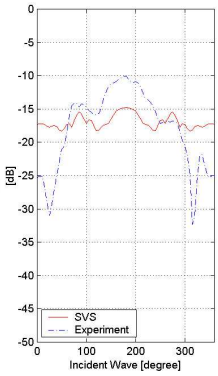
(r)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=1.8π [rad]
Left
Front
Right
[dB]

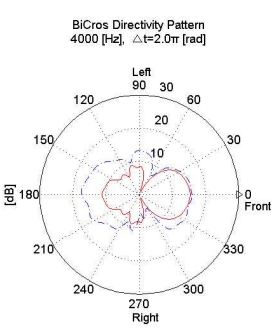

SVS
Experiment
[dB]
Incident Wave [degree]

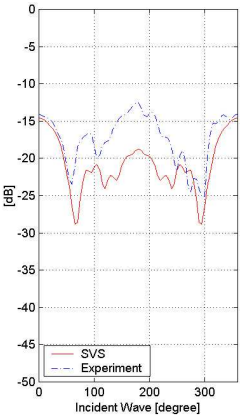
(s)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=1.9π [rad]
Left
Front
Right
[dB]


SVS
Experiment
[dB]
Incident Wave [degree]

(t)


BiCros Directivity Pattern
4000 [Hz], △t=2.0π [rad]
Left
Front
Right
[dB]


SVS
Experiment
[dB]
Incident Wave [degree]

(u)

그림 4-23. 4 KHz에서의 4개 마이크로폰에서 오는 지향성과 합산 신호의 강도, $|Y_{left}(t)| + |Y_{right}(t)|$. 위상 차 ($2\pi f \cdot \Delta t$)는 (a) $\Delta t = 0.0\pi$, (b) $\Delta t = 0.1\pi$, (c) $\Delta t = 0.2\pi$, (d) $\Delta t = 0.3\pi$, (e) $\Delta t = 0.3\pi$, (f) $\Delta t = 0.4\pi$, (g) $\Delta t = 0.5\pi$, (h) $\Delta t = 0.6\pi$, (i) $\Delta t = 0.7\pi$, (j) $\Delta t = 0.8\pi$, (k) $\Delta t = 0.9\pi$, (l) $\Delta t = 1.0\pi$, (m) $\Delta t = 1.1\pi$, (n) $\Delta t = 1.2\pi$, (o) $\Delta t = 1.3\pi$, (p) $\Delta t = 1.4\pi$, (q) $\Delta t = 1.5\pi$, (r) $\Delta t = 1.6\pi$, (s) $\Delta t = 1.7\pi$, (t) $\Delta t = 1.8\pi$, (u) $\Delta t = 1.9\pi$ 이다.

3. 결론

본 4장에서는 BEM에 의한 KEMAR 머리 모델의 좌우 양이에 각각 고정된 두 개의 마이크로폰의 입력음압을 시뮬레이션으로 그리고 실험적으로 해석 및 검증하였다. 입사 음압의 방향이 머리모델 주변으로 0 ~ 360˚ 까지 변하게 하였다. 마이크로폰에 입력되는 음압의 복소수 값은 양이 보청기의 4채널의 입력 음압을 대신하여 BEM에 의해 계산되었다.

두 번째 계산된 복소수 음압은 자동적으로 양이 보청기의 시간지연을 대신 하도록 조절된다. 그러면 양이 방향성을 자동적으로 달성하였다. 그리고 평면상에서의 양이 지향성 패턴은 마이크로폰 사이 시간지연의 다양화에 따라 달라진다.

두 요인이 최적의 방향성 패턴을 위해 고려되었는데, 하나는 평면상의 양이 지향성 패턴이고, 다른 하나는 양이 보청기의 수신 감도 세기이다. 시뮬레이션 된 결과는 실험결과와 비교되어 우선적으로 검증되었다.

최적 방향성 패턴은 얼굴 전방부 패턴이 후방부 패턴보다 커지도록 유지하는 동안 각 주파수에서 시간지연 조절을 하여 만들어 지도록 했다. 두 마이크로폰 사이

시간 지연은 두 마이크로폰이 10 ㎜ 간격 일 때 4 KH 에서 0.7π 로 최적 선택된다. 이러한 결과는 대부분의 방향성 보청기가 두 개 마이크로폰 사이 간격을 10 ㎜ 정도 가지므로 상용방향성 보청기에 바로 적용될 수 있다. 본 논문의 결과는 머리의 음향 그림자효과를 포함하고 있다는 것이 주목할 만한 것이다.

본 논문은 KEMAR 머리모델이 양이 각각에 작용한 두 개의 마이크로폰에 입력음압을 수식적 분석 외에 실험적 검증도 모두 고려하였다. 4 개의 마이크로폰의 복소수 음압, 양이 보청기의 4개 채널의 입력음압, BEM을 사용하였고 0 ~ 360° 의 입사음파를 모두 고려한 연구 논문이다.

V. 결론

본 논문은 디지털 보청기를 포함한 보청기의 성능검사 및 피팅에 관한 연구 논문이다. 1장 개론에 이어 2장은 보청기 성능 검사 장치를 직접 제작하여 기존의 상품화된 보청기 성능 검사 장치와 아날로그 및 디지털 보청기의 성능을 검사하여 비교함으로써 보청기 성능검사를 실험 장치 및 실험 방법에 대한 내용으로 구성하였다. 2장에서 얻어진 주파수 응답 실험 결과는 보청기의 피팅 형태에 관계없이 이론적으로 예측한 결과와 유사한 결과를 보여주며, 전체 배음 왜곡 측정에서도 미세하게 배음을 관찰할 수 있었으며, 본 실험에 사용된 디지털 보청기의 성능과 보청기 시험장치의 성능이 신뢰성이 있다는 것을 검증할 수 있었다. 이 외에도 디지털 보청기의 특성에는 압축률, 작동 시간 해제 시간, 유도 코일, 비선형 왜곡, 방향성, 잡음 감쇄 시험, 피드백 제어 등 많은 부분이 있으며 이에 대한 향후 연구는 앞으로 계속해서 디지털 보청기 성능검사를 위한 초석이 될 것이다. 2장에 이어 3장에서는 디지털 보청기의 내부 칩 파라미터를 어떻게 최적 피팅할 수 있는가에 대해서, 그리고 4장에서는 방향성(지향성) 보청기를 실현하기에 필요한 이론과 실험을 수행하여 상호 검증하였다.

본 논문의 3장에서는 Gennum 사에서 제공하는 GB3211 칩을 귓속형 디지털 보청기에 적용하면서 GB3211 DSP칩 내부 파라미터들을 최적하게 피팅한 결과를 보여주었다. 칩 파라미터들의 구성을 보여주면서 동시에 이들 파라미터들의 조합으로 전체 증폭 및 필터링 성능이 구현됨을 설명하였다. 초기에 오디오 그램의 청력역치에서부터 시작하여 마이크로폰과 리시버의 공진 특성을 삭제시키고 나아가 사라진 외이도 공진 효과를 추가하도록 하였다. 그림 3-6과 그림 3-9의 비교를 보면 주어진 피팅 포뮬라 곡선에 가장 유사한 결과를 내기 위해서는 적어도 47억 개의 파라미터 조합이 가능하므로 최적한 파라미터 피팅이 필요함을 자세히 언급하였다. 4개의 추가된 Biquad 디지털 필터를 보통 이퀄라이저(등화기)로 표현하는데 이는 더 섬세한 보청기 피팅이 가능하게 만든다. 하지만 최종적인 보청기 피팅은 역시 청각

장애자의 만족도에 따른 개별적이며 경험적인 피팅에 의해 결론지을 수 있다.

4장에서는 BEM에 의한 KEMAR 머리 모델의 좌우 양이에 각각 고정된 두 개의 마이크로폰의 입력음압을 시뮬레이션으로 그리고 실험적으로 해석 및 검증하였다. 입사 음압의 방향이 머리모델 주변으로 0 ~ 360° 까지 변하게 하였으며 마이크로폰에 입력되는 음압의 복소수 값은 양이 보청기의 4채널의 입력음압을 대신하도록 BEM에 의해 계산되었다. 계산된 복소수 음압은 위상 정보를 가지므로 이를 사용하여 자동적으로 양이 보청기의 시간지연을 대신하도록 조절하였다. 그럼으로 해서 양이 방향성을 자동적으로 달성하였다. 그리고 평면상에서의 양이 지향성 패턴은 마이크로폰 사이 시간(위상)지연의 다양화에 따라 달라진다. 두 요인이 최적의 방향성 패턴을 위해 고려되었는데, 하나는 평면상의 양이 지향성 패턴이고, 다른 하나는 양이 보청기의 수신 감도 세기이다. 시뮬레이션 된 결과는 실험결과와 비교되어 우선적으로 검증되었다.

최적 방향성 패턴은 얼굴 전방부 패턴이 후방부 패턴보다 커지도록 유지하는 동안 각 주파수에서 시간(위상)지연 조절을 하여 만들었다. 두 마이크로폰 사이 시간지연은 두 마이크로폰이 10 ㎜ 간격일 때 4 KHz 에서 0.7π 로 최적 선택됨을 확인하였다. 이러한 결과는 대부분의 방향성 보청기가 두 개 마이크로폰 사이 간격을 10 ㎜ 정도 가지므로 상용 방향성 보청기에 바로 적용될 수 있다. 본 논문의 결과는 머리의 음향 그림자효과까지도 고려하고 있다는 것이 주목할 만한 것이다.

디지털 보청기의 피팅 기술과 방향성 구현 기술은 가장 최근의 디지털 보청기의 연구 개발 추세이기에 본 논문은 향후 계속해서 이에 대한 많은 연구를 지향하고 자초석을 닦는데 주력하였으며, 이를 위해 아날로그/디지털 보청기 성능 검사 장치를 직접 제작하고, 디지털 보청기내 DSP 칩 파라미터를 운용하며 방향성 보청기가 되는데 필요한 핵심 기술을 주로 연구하였다.

참 고 문 헌

[1] Dillon H., 「Hearing Aids」, New York: Thieme; pp. 11, 2001.

[2] IEC 60118－0 : 보청기 Part 0 : 전기 음향학적 특성의 측정.

[3] KS C(전기전자) 60118 규격 목록.

[4] 장순석,권유정「디지털보청기」, 서울: 두양사, pp. 208, 2004.

[5] Dillon H., 「Hearing Aids」, New York: Thieme; pp. 76~77, 2001.

[6] http://www.frye.com/Hearing Aid Test System Operator's Manual Version 1.50ⓒ2006, Frye Electronics, Inc .All rights reserved Sept. 22, 2006.

[7] Frye, G. J., "Testing Digital Hearing Instruments; The Basics," The Hearing Review, vol. 7, pp. 1~5, 2000.

[8] Austin, C.D. and Kasten, R.N. and Wilson, H., "Real ear measurements of hearing aid plumbing modifications," Hearing Instm. vol. 43, pp. 25~30, 1990.

[9] Frye, G.J., "Testing Digital and Analog Hearing Instruments: Processing Time Delays and Phase Measurements," The Hearing Review, vol. 8. pp. 1~8, 2001.

[10] Lybarger, S.F., "Earmolds In Handbook of Clinical Audiology," Edited by Katz, J. 3rd ed. Baltimore: Williams and Wilkins, pp.885 910, 1985.

[11] Valente, M., "Interaction of Tubing Insertion and Bore Length Upon the Frequency Response," Presented at the Annual Meeting of the American - Speech - Language Hearing Association, San Francisco CA, 1984.

[12] 장순석, 권유정, "디지털 보청기", 두양사, pp. 157~210, 2004.

[13] Harvey Dillon, "Hearing Aids", Printed by Thieme, 2001.

[14] http://www.gennum.com/hip/dproducts/paragon/gb3211.htm

[15] http://www.gennum.com/hip/dproducts/duet/gb3212.htm

[16] http://www.dspfactory.com/technology/signaklaratechnology.html

[17] Lee,C "Recent digital signal processing", published by BooksHill Co. 2002.

[18] Gennum Co., “Biquad filters in PARAGON digital hybrid”, Doc. No. 20205 1, 2001.

[19] B. Kollmeier and V. Hohmann, "Loudness estimation and compensation employing a categorical scale," in Advances in Hearing Research, G. A. Manley, G. M. Klump, C. Köppl, H. Fastl, and H. Oeckinghaus, Eds. Singapore: World Scientific, pp. 441~451. 1995.

[20] S. Launer and B. C. J. Moore, "Use of a loudness model for hearing aid fitting. V. On line gain control in a digital hearing aid," Int. J. Audiol., vol. 42, pp. 262~273, 2003.

[21] Jarng S. S., “Gennum GB3211 ITE Hearing Aid Chip Interface and Electro-Acoustic Testing “. Proc.of of Korea Sensor Society, vol. 14, pp. 59~62, 2003.

[22] 김선만, “Acoustic head effects of the directional microphone for hearing aids”, Gwangju Institute of Science and Technology, Thesis for Master’s Degree, pp. 42-52, 2005.

감사의 글

청각 장애자들에게 사람의 말소리를 못 알아듣는 것이 얼마나 견디기 쉽지 않음을 알게 되었습니다. 그래서 그들에게 조금이나마 희망을 주고자 본 연구를 수행하였고 논문으로 작성하게 되었습니다. 부족한 사람이 박사 학위 논문을 감히 쓸 수 있도록 인도하신 하나님께 무엇보다도 감사드립니다. 제어계측공학과 김영동 교수님, 최한수 교수님, 고낙용 교수님, 이진이 교수님, 반성범 교수님께서 저에게 제어계측공학이라는 실용적 학문을 가르쳐 주심에 매우 감사드립니다. 또한 난청의 어려움을 가지고도 보청기를 연구하시어 저에게 이론과 실무를 모두 습득하도록 배려하시며 본 논문의 완성을 위해 끊임없이 지도해 주신 장순석 지도교수님께 각별히 감사드립니다. 본 논문의 심사위원장님이시 강성권 교수님과 심사위원님이신 김준섭 교수님, 고낙용 교수님, 반성범 교수님께 논문 심사의 수고를 해주심에 깊은 감사의 말씀을 지면으로 올립니다. 석사 과정 동안 그리고 박사 과정 동안 동고동락하며 같은 장순석 교수님 실험실에서 보청기 관련 프로그램 개발과 실험에 동참해준 이제형 박사님께 많은 감사를 드리고, 동 실험실의 양해정 박사님과 김경석 선생에게도 따뜻한 감사의 말을 전합니다. 보청기 표준화 연구를 계기로 알고코리아라는 이름의 보청기 회사를 설립하는데 동참한 이제형 박사님, 양해정 박사님, 김경석 선생님께 이 지면을 빌어 감사를 드리며 더 좋은 이상이 실현되기를 바라마지 않습니다.

사랑하는 부모님, 새삼 나를 낳아주시고 키워주시며 여전히 딸을 위해 기도하시는 사랑과 염려에 눈물의 감사 기도를 드리며 항상 평강하시길 바랍니다. 사랑하는 아이들 영수와 동수가 엄마가 학교에 나가게 되어 집을 비우는 동안에도 자기들의 일들을 스스로 열심히 해낸 것에 감사드립니다. 항상 기도로 힘을 실어 주신 시어머님께도 감사드립니다. 마지막으로 난청의 어려움을 극복하며 연구와 신앙에 전력투구하는 사랑하는 남편의 열심과 수고가 좋은 결실을 맺어 많은 난청자에게 희망이 되기를 하나님께 기도합니다. 감사합니다.

2007년 2월 일 권 유정 올림

(별 지)

저작물 이용 허락서

학 과	제어계측공학	학 번	20057423	과 정	박사
성 명	한글: 권 유 정 한문 : 權 裕 貞 영문 : You Jung Kwon				
주 소	광주 남구 봉선 2동 한국아델리움 아파트 106동 201호				
연락처	E-MAIL : avaskorea@yahoo.co.kr				
논문제목	한글 : **디지털 보청기 성능 검사 및 피팅과 방향성에 관한 연구** **영문 : Research of Digital hearing aids Specification test, Fitting and Directivity**				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

2006년 12 월 30일

저작자: 권 유 정 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하