

디지털 보청기의 청각특성 자동 보정에 관한 연구

석수영*, 정현열*

* 영남대학교 정보통신공학과

A Study on the Auto fitting Method for Digital Hearing Aids

Soo-Young Suk*, Hyun-Yeol Chung*

* Department of Information and Communication Eng., Yeungnam University

E-mail : { ssy, chy }@speech.yeungnam.ac.kr

요 약

본 논문에서는 디지털 보청기의 자동보정법을 제안하고 이를 이용하여 구현한 보정시스템에 대하여 기술한다. 일반적으로 난청환자의 청각 손실은 전 주파수를 걸쳐 일정하게 발생하는 것이 아니라, 고음 또는 저음 등 일부 특정 주파수 대역의 청각특성의 이득이 다른 주파수에 비해 상대적으로 낮아져서 생기는 현상이다. 그러나 현재까지의 보청기는 이와 같은 청각 손실을 가지고 있는 환자들에 대하여 전 주파수 대역의 음압을 동일 비율로 높여주는 문제가 있다. 이와 같은 보청기로 보정하게 되면, 주파수 대역별 균형이 맞지 않기 때문에 소리가 변형되어 들리게 되고, 명료도 또한 떨어지게 된다.

또한, 기존의 아날로그보청기는 생산공정 중에 잡음 피크 제거, 리미터 조정, 이득 조정(GC) 등의 작업을 수동으로 수행하게 되는데, 이는 작업공정이 복잡하고 개개인에 청각특성에 맞는 정확한 보정이 불가능한 문제점을 안고있다.

이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 제안한 자동보정 시스템은 각 주파수 대역별 최적화된 파라미터를 자동적으로 찾아서 입력하므로 보다 정확하고 신속한 보정이 가능하게 된다. 이 시스템은 외부 IC 콘트롤 장치인 HI-PRO를 이용하여 PC 환경 하에서 Visual Basic으로 구현하였으며 시스템의 출력값을 측정하여 검토한 결과 구현한 자동보정법이 유효함을 확인할 수 있었다.

I. 서 론

난청환자에게 보청기를 사용하여 소리를 증폭시키는 경우, 청각 기능을 검사한 후 각 주파수대역별

로 청각손실을 정확하게 파악하여 손실된 주파수 대역에서의 이득을 개별적으로 보정해 주어야 한다. 이와 같은 작업은 수개의 주파수대역의 이득을 선택적으로 조절해야하기 때문에 기존의 아날로그 방식에서는 어려운 문제로 남아있었다. 그러나 최근 보청기의 방식이 아날로그에서 디지털 방식으로 변해가면서 이 부분에서의 연구도 활발하게 진행되고 있다.

그러나, 국내의 경우 디지털 방식의 보청기에 대한 연구 개발이 거의 이루어지지 않고 있으며, 보청기와 피팅(fitting) 프로그램을 전량 수입에 의존하고 있는 실정이다. 또한, 한국인의 청각 특성에 대한 구체적인 연구 없이 수입된 보청기에 대해 수동보정 방법을 적용하기 때문에 디지털 보청기의 원래 기능을 발휘하게 하지 못하는 경우가 빈번하게 발생하고 있다.

본 연구에서는 이러한 문제점을 해결하기 위하여, 한국인의 청각 특성을 조사하여 한국인에게 맞는 디지털 보청기의 보정 방법을 개발하고, 이를 실용화할 수 있는 자동보정 방법을 개발하였다.

개발된 자동보정 알고리즘(Auto Fitting Algorithm)은 크게 3단계로 나눌 수 있다. 제 1단계는 청각장애자의 오디오그램(Audiogram)을 기반으로 하여 각 주파수에 따라 필요한 보정값을 산출하는 부분으로 이 과정을 통해 아날로그 보청기에서 구현할 수 없었던 특정 주파수만을 선택하여 보정하는 것이 가능하다. 제 2단계는 보청기의 특성을 조사하는 부분으로서 본 연구에서는 2채널 디지털 보청기 IC인 GM3036 및 GM3038 칩을 이용하였다. 제 3단계는, 필요한 보정값을 각 보청기에 맞도록 값을 변화시켜 피팅하는 부분으로 청각에 대한 주변환경 요소를 고려하여 주파수 대역에 따른 AGC(Auto Gain Control) 기능을 가지도록 하였다.

II. 보청기 시스템 개요

아날로그 방식의 보청기는 마이크에 의해 입력된 음성신호를 전기신호로 바꾸어 중간 증폭 및 여파기를 거쳐 스피커에 부분적으로 증폭된 음을 공급한다. 이때 아날로그 전기 신호는 수동으로 저장하여 처리된다. 이때 시스템에 포함되는 노이즈 피크 제한기(Limiter) 조정, 자동이득 조정(AGC) 등이 아날로그 신호로 처리되기 때문에, 이로 인해 발생하는 원음의 현, 이득, 위상오차, 누화 등과 같은 문제점이 항상 내재하게 된다. 이에 반해 디지털 보청기는 최근 개발된 DSP(Digital signal processing) 기술을 보청기에 도입한 것으로 압축기와 여파기를 통과하는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환한 후, 음을 각 스펙트럼별로 분리하여 처리하기 때문에, 각종 음색의 최적 파라미터 값을 효과적으로 로딩>Loading>할 수 있어 보청기의 기능이 매우 정밀하게 제어하는 것이 가능하고, 환자의 청각특성에 맞추어 주파수 대역별 이득 조절을 프로그램방식으로 제어가 가능하므로 처리결과 각 출력 주파수 대역에서 거의 평탄한 특성을 얻을 수 있다.

이와 같이 프로그램에 의한 처리방식을 사용하기 위해서는 사용할 칩의 특성을 미리 조사하여 테이블화 하여야 하는 데 이것은 각 입력 파라미터에 대한 출력 파형의 특성을 조사하기 위한 것이다. 또한 개인의 청각특성을 오디오그램으로부터 입력받아 개별 특성을 찾아내고, 매칭 알고리즘으로 최적의 파라미터를 얻어내게 된다. 이 과정은 수동 조작에 의해서도 파라미터를 조절할 수 있도록 구성되어 있다. 본 연구에서는 2채널 디지털 보청기인 GM3038칩과 GM3036칩을 이용한다. 이때 각각 6개, 7개의 파라미터를 입력받아서 출력을 만들어 낸다. 전체 시스템의 구성도를 그림 1에 나타내었다.

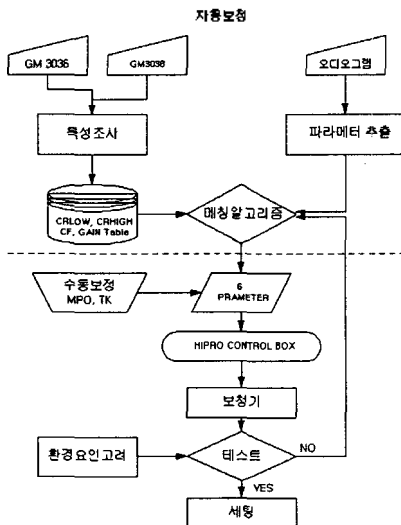


그림 1. 전체 시스템의 구성도.

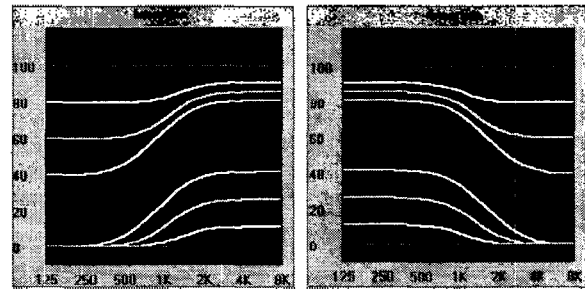
III. 자동보정 알고리즘

자동 보정 알고리즘은 크게 3개 부분으로 나눌 수 있다. 제 1부분은 사용할 칩의 특성을 측정하여 테이블화하는 단계로서 6개의 프로그래밍 보청기의 파라미터 특성을 조사하여 16 또는 32 단계로 테이블화한다. 제2부분은 오디오그램의 입력, 즉 개인의 기도역치를 입력받아 청각 특성을 찾아내는 단계이다. 제3부분은 오디오그램의 특성을 이용하여 칩 특성 테이블과 매칭시키는 단계이다. 이하 각 부분별로 간략한다.

3.1 칩특성 측정

GM3036 & GM3038 칩은 2채널 디지털 IC로서, 각각 7개와 6개의 파라미터를 입력받아서 종합적인 특성을 찾아낸다. 각 파라미터는 다음과 같다.

- 1) 고-저 주파수 밴드의 압축 비율
- 2) 제한 kneepoint 압축 비율 (Soft TK)
- 3) Crossover 주파수 필터
- 4) 시스템 이득 (1 or 2개)
- 5) 최대 전력 출력



(a) 고주파 증폭시 (b) 저주파 증폭시

그림 2. Insertion 그래프.

그림 2는 칩에서 실제 구현할 수 있는 값을 나타내었다. 그림 2.(a)에서와 같이 고주파 위주로 증폭할 경우, 40dB까지 증폭가능하고 저주파수는 125 - 1KHz 까지 0dB에서 40dB로 서서히 증가시키면서 증폭가능함을 알 수 있다. 그림 2.(b)는 (a)와는 반대의 경우이다. 현재 두 칩은 입력값에 따라 최대 40dB까지 증폭시킬 수 있다. 각 파라미터는 매칭 알고리즘에 사용할 수 있도록 16 또는 32단계로 테이블화 하였다.

3.2 오디오그램

오디오그램은 개인의 청각 손실 특성을 나타낸 것으로, 각 주파수마다 인지할 수 있는 이득으로 표시한다. 이 값은 모두 검사 주파수의 한계 역치 레벨을

나타내기 위해 사용한다. 그림 3은 오디오 그래프의 예를 나타낸다. 여기서 가로축은 각 주파수를, 세로축은 이득값을 나타낸다.

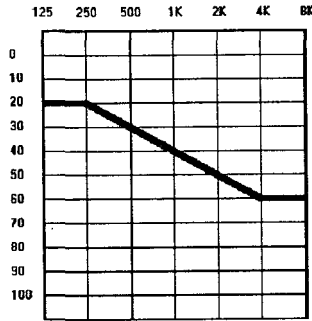


그림 3. 오디오 그래프.

보정을 위한 목표치는 오디오그램을 바탕으로 산출하게 된다. 20dB 범위내에는 정상적인 청각으로 판단하고, 그 이상의 값일 경우 손실된 청각으로 판단하여 이를 보상하게 된다.

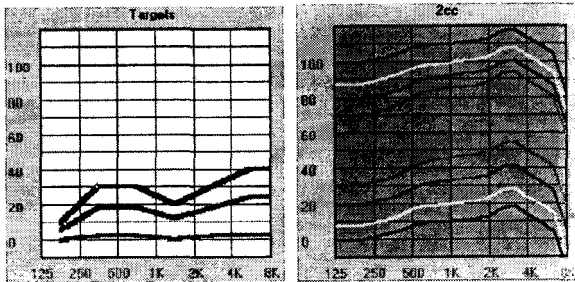


그림 4. Target & 2cc 그래프.

그림 4의 왼쪽 Target 그래프는 오디오그램에서 보정해 주어야 할 이득 곡선을 나타내고, 오른쪽 2cc 그래프는 실제 보청기의 출력값으로 출력되어야 할 이득 곡선을 나타낸다. 2cc 그래프는 표 1의 공식에 의해 구할 수 있다.

표 1. 2cc 공식.

- A. Gain for low-level sounds :
- $G=0$ for 0 to 20 dB HL
 - $G=HL-20$ for 20 to 60 dB HL
 - $G=HL-20-0.5 \times (HL-60)$ for $HL \geq 60$ dB
- B. Gain at middle-level sounds :
- $G=0$ for 0 to 20 dB HL
 - $G=0.6 \times (HL-20)$ for 20 to 60 dB HL
 - $G=0.8 \times HL-23$ for $HL \geq 60$ dB
- C. Gain for high-level sounds :
- $G=0$ for 0 to 40 dB HL
 - $G=0.1 \times (HL-40)^{1.4}$ for $HL \geq 60$ dB HL
- *단, HL는 오디오 그래프의 값이고 G는 이득값.

3.3 매칭 알고리즘

입력된 오디오그램의 특징과 이미 만들어진 테이블을 바탕으로 실제 파라미터를 출력한다. 그림 5에 전체 매칭 알고리즘의 흐름도를 나타내었으며, 크게 다음과 같은 4단계로 나눌 수 있다.

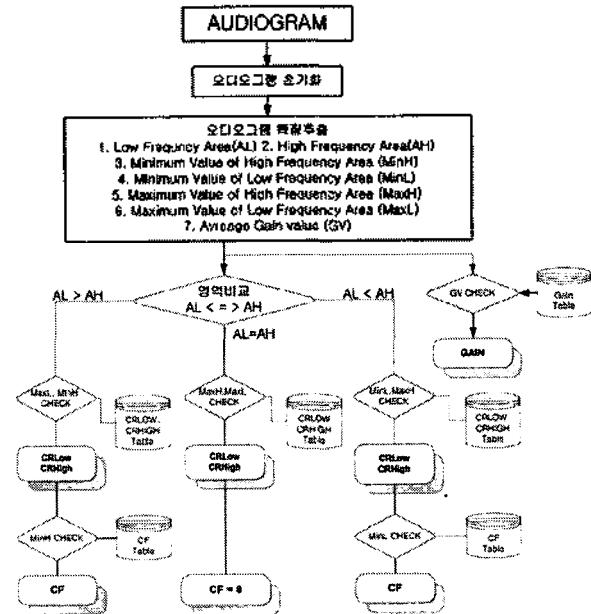


그림 5. 매칭 알고리즘의 전체 흐름도.

step 1) 오디오 그래프 초기화

125Hz부터 8KHz 까지 모든 입력값이 존재하도록 만들어 주는 과정이다. 즉, 오디오그램 입력시 13개 point 값을 모두 입력하지 않을 경우 주위의 값을 기준으로 만들어 낸다.

step 2) 특징추출

그림 5에서 AL은 보정시켜 주어야 할 영역 중에서 125Hz-1KHz 대역을 Low Frequency Area로 정의하여 이득과의 곱으로 영역값을 계산한다. 또 AH는 1K에서 8KHz 대역으로서 High Frequency Area로 정의하여 영역값을 계산하게 된다. MinH, MinL, MaxH, MaxL는 각각 High, Low Frequency Area의 최소값과 최대값을 나타낸다. 전체 이득평균(GV)은 초기화된 오디오그램을 기준으로 전 영역의 평균 이득으로 구한다.

step 3) 이득 제어

이득 제어(Gain Control)는 GV 파라미터의 테이블에 의해 이루어지며, 환자가 필요로 하는 전체 출력을 제어하는 부분으로 40dB 입력시 마이너스 증폭이 되지 않도록 하고, 70dB이상 증폭시 SSPL(Saturation SPL)90을 초과하지 않도록 테이블화 되었다. SSPL90은 환자가 불편함을 느끼지 않게 제한한 값이고, 이를 제한하기 위하여 MPO(Maximum Power Output)와 연동하여 조정 할 수도 있다.

step 4) 특성제어

CRLow, CRHigh, Crossover Frequency는 각각 저주파영역의 압축율, 고주파영역의 압축율, 고주파와 저주파의 경계 주파수를 나타낸다. 영역을 비교한 후 해당하는 최대값과 최소값의 Gain을 테이블에 입력하여 파라미터를 찾아낸다.

3.4 보청기의 환경적 요인고려

보청기 보정 시스템은 각 개인의 청각특성만을 고려하여 보정하도록 되어있다. 외국의 보정 예를 참고로 국내 환자의 사용환경과 잡음환경을 고려하여 실시한 예비실험 결과 저주파수 쪽에 5% 정도의 이득을 감소시켜 보정하도록 하였다. 또한 다음과 같은 개인의 특성을 고려해 주도록 하였다.

- 1) 직업 2) 나이 3) 보청기 사용환경

위와 같은 경우를 고려하여 저주파, 고주파 성분을 2-5dB 정도 보정하여 세팅하게 된다.

또한 Soft TK와 AGC의 관계를 자동보정한 후, 환경에 따라 Soft TK를 줄여주고, 식 (1)에 의해서 전체 이득을 보상해 준다.

$$Add\ Gain\ Value = \frac{Soft\ TK}{2} \quad (1)$$

소음이 많은 환경에 생활하는 사람일수록 Soft TK의 값을 낮춰 작은 소리의 증폭은 막고, 이에 따른 손실을 보상해주기 위해 전체적인 Gain을 올리도록 한 것이다.

VI. 보정 결과 및 고찰

실제 보청기의 출력을 측정하기 위해 그림 3과 같은 청각 특징을 가지는 오디오그램을 입력하였다. 고주파영역의 청각이 약화된 사람의 예로서, 그림 7은 자동 보정 알고리즘에 의해 보정된 GM3036보청기의 출력 그래프를 나타내었다.

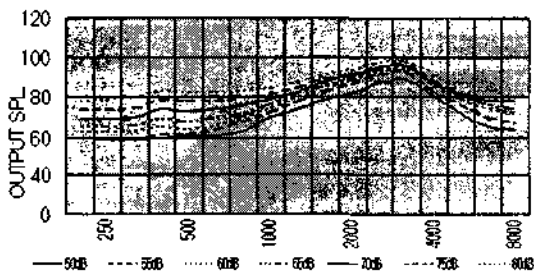


그림 7. GM3036 보청기의 출력 그래프.

각 라인은 50dB에서 80dB 입력의 경우 각 출력에 대해 나타내었다. 거의 3200Hz 영역에서 최대값을

가지며, 입력 이득이 커지더라도 MPO에 의해 제한하기 때문에 98dB 정도에서 최대값이 제한되었다. 그림 7의 실제 보정 결과에서 알 수 있듯이 환자의 오디오그램에 따라 고주파영역만 증폭됨을 알 수 있었다.

VII. 결 론

본 논문에서는 디지털 보청기의 자동보정 방법을 제안하고 이를 이용하여 보정 시스템을 구현하여 분석하였다.

기존의 아날로그보청기는 생산공정 중에서 수동으로 잡음피크 제거, 리미터 조정, 이득 조정(GC) 등의 작업을 수행하게 되는데, 이는 작업이 복잡하고 개개인에 청각특성에 맞는 정확한 보정이 불가능하였다.

그러나 본 연구에서 제안한 자동보정법을 이용한 디지털 방식의 경우 최적화된 파라미터를 자동적으로 찾아서 입력하므로 보다 정확하고 신속하게 처리할 수 있음을 알 수 있었고, 다양한 개인의 특성을 쉽게 반영할 수 있었다. 그리고, 국내의 환경적 요인을 고려하여 잡음을 보다 효과적으로 억제할 수 있고, 명료도를 향상 시킬 수 있도록 보정하였다.

현재 실제 환자를 대상으로 한 실험이 진행되고 있으며, 향후 오디오그램의 다양한 입력, 즉 플도 역치까지 반영한 자동보정 알고리즘을 개발하고자 한다.

참 고 문 헌

1. Valente M, "Hearing Aids: Standards, Options, and Limitation, New York," Thieme Medical Publishers, 1996
2. Asha, "American Speech and Hearing Association. Guidelines for Manual Pure-Tone Audiometry," 20(1978), 297-301
3. MarTin, F.N. "Introduction to Audiology, 4th Ed.," Prentice-Hall Inc, 1991
4. "American National Standards Institute Method of Manual Pure tone Threshold Audiometry ANSI" S3.21-1978. New York: American National Standards Institute, Inc., 1978
5. Kwang-Sun Lee, Jin-Suk Kim "Hearing journal 1th& 2th Ed., 1998, Srarkey Korea