

다중모드 지원 자동차폐 순음청력검사 시스템 개발

김진동¹, 신범주^{2*}, 전계록¹, 왕수건³

¹부산대학교 의학전문대학원 의공학교실, ²부산대학교 바이오메디컬공학과

³부산대학교 의학전문대학원 이비인후과교실

Development of Auto-Masking Puretone Audiometer supporting Multiple Modes

Jin-Dong Kim¹, Bum-Joo Shin^{2*}, Gye-Rok Jeon¹ and Soo-Geun Wang³

¹Department of Biomedical Engineering, School of Medicine

²Department of Biomedical Engineering, College of Natural Resource and Life Science,

³Department of Otolaryngology, School of Medicine} Pusan National University

요 약 최소가청역치를 측정하기 위한 기기인 순음청력검사 시스템은 사운드카드를 가진 컴퓨터에서 소프트웨어로 구현될 경우 가격 경쟁력을 가질 수 있다. 본 논문에서는 일반 PC를 기반으로 설계 및 구현된 순음청력검사 시스템을 기술한다. 개발된 PC 기반 순음청력검사 시스템은 기도 및 골도 검사시 자동 차폐 기능도 지원한다. 또한 자가 검사, 자동 검사 및 수동 검사 모드로 구성되는 다중 모드를 제공함으로써 집이나 병원 등 다양한 환경에서 사용될 수 있도록 설계되었다. 본 연구에서는 구현된 시스템의 출력 전압 파형과 출력 음압 측정을 통해 정상적으로 동작함을 검증하였다.

Abstract Puretone audiometer, which is a machine used for measuring the minimum hearing threshold, can be cost-effectively implemented using computer with sound card and software. In this paper, we describe a puretone audiometer which has been designed and implemented based on a general PC with sound card. It supports air conduction and bone conduction test taking with automatic masking. It also provides multiple modes consisted of self-test, auto-test and manual test mode. Such multiple modes makes it possible to use in various environments like as home and/or hospital. Through measure of waveform of output voltage and sound pressure, we verified that puretone audiometer of this paper properly operates.

Key Words : Puretone Audiometer, PC, Automatic Masking, Multi-Mode

1. 서론

순음청력검사는 특정한 주파수 및 강도를 갖는 순음(pure tone)을 피검자에게 들려주고 피검자의 반응 유무로 최소가청역치를 검사하는 방법이다. 순음청력검사는 공기를 통해 전달되는 소리에 대한 인지능력을 측정하는 기도청력검사(air conduction test)와 뼈를 통해 전달되는 진동에 대한 인지능력을 측정하는 골도청력검사(bone conduction test)로 이루어진다. 기도를 통한 청력과 골도

를 통한 청력은 전달 경로에 차이가 있기 때문에 두 역치의 차이는 소리 인지 경로상의 어느 부위에 이상이 있는지를 판단하는 중요한 자료가 된다.

기도 순음청력검사는 일반적으로 125Hz에서 8000Hz까지의 순음을 1옥타브 간격으로 들려주며 반응 유무를 측정할 수 있어야 하며, 0dB에서 110dB까지의 음의 강도를 지원할 수 있어야 한다. 이외에도 미국 이비인후과학회(AAA-HNS)에서는 언어이해에 중요한 3kHz의 청력을 중요하게 여겨 청력검사에 3kHz를 포함한다. 골도 검사

이 논문은 2008년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. R01-2008-000-20869-0)

*교신저자 : 신범주(bjshin@pusan.ac.kr)

접수일 09년 05월 26일

수정일 09년 06월 16일

게재확정일 09년 06월 17일

는 골도진동기를 사용하여 250Hz에서부터 4000Hz 까지 1옥타브 간격으로 측정한다.

이 같은 기능을 제공하는 순음청력검사기는 전용 하드웨어로 제작하는 것 보다 사운드 카드를 가진 일반 PC를 이용하여 소프트웨어로 구현할 경우 가격 경쟁력 뿐 아니라 다양한 기능 및 인터페이스를 지원할 수 있다는 장점을 가진다. 이 같은 목적으로 본 논문에서는 PC를 기반으로 소프트웨어로 구동되는 다중 모드 지원 자동 차폐 순음청력검사 시스템을 개발하였다. 본 논문의 순음청력 검사기는 자동 차폐 기능을 지원하는 기도 및 골도 검사가 가능하며, 전문 검사자에 의한 수동 검사뿐 아니라 자동 검사 인터페이스 그리고 피검자 스스로 측정을 할 수 있는 자가 측정 인터페이스를 제공한다.

2. 관련 연구

본 연구와 관련된 기존 연구 결과가 발표된 바 있다. 이동훈 외 7인[3]은 자동 차폐 기능을 가지는 기도 순음청력 검사기기를 개발하여 웹을 기반으로 PC에서 운영될 수 있는 소프트웨어를 개발한 바 있다. 그러나 이 시스템은 기도 검사에 국한되었으며, 골도 측정 기능을 제공하지 않고 있다. 본 논문의 시스템은 상기 시스템을 기반으로 확장 구현한 것이다. 신승원외 4인[4]은 PDA 기반 청력시스템을 개발한 바 있다. 이 시스템은 이동 시에 휴대 가능한 PDA에 기도청력 검사 기능과 어음청력검사 기능을 제공한다는 특징을 가지고 있으나, 골도 청력에 관계 기술된 바 없으며, 차폐음도 광대역 잡음을 기반으로 하고 있다. 반면 본 논문은 협대역 차폐음을 사용하며, 유효 차폐(effect masking) 범위에 속하는 지 여부를 판단하여 재검사를 실시하는 기능을 제공함으로써 차폐 및 검사 결과의 정밀도를 높이고 있다. 또 각 모드 별로 서로 다른 사용자(피검자, 검사 진행자) 인터페이스를 제공하는 다중 모드를 지원함으로써, 다양한 환경에서 활용할 수 있다는 장점이 있다.

3. 시스템 설계 및 구현

순음청력검사 시스템에 필수적으로 포함되어야 할 기능은 검사음을 생성하는 기능, 양쪽 귀의 청력 차이가 특정 기준 이상일 경우 검사 귀에 검사음을 들려주는 동안 검사를 하지 않는 귀에 차폐음을 제공하기 위한 차폐음 생성, 정확한 음을 낼 수 있도록 보정하는 기능 그리고 검사 결과를 그래프 형태로 보여주는 오디오그램 및 검

사 결과를 저장하고 관리하는 데이터 관리 기능 등은 가장 필수적인 기능들이다.

그러나 상기의 필수 기능 외에도 PC 내에서 수행되기 위해서 고려되어야 할 기능들이 있다. 이들은 오디오 디바이스 제어, 쓰레드 제어 그리고 사용자 인터페이스 등이다. 본 장에서는 본 논문에서 제공하는 각 기능 모듈 및 구조에 대한 설계 및 구현 내용을 기술한다.

3.1 순음 생성

순음 생성을 위한 파라미터는 주파수, 샘플율(sampling rate), 음의 강도 그리고 플레이 시간이다. 본 논문의 시스템은 소프트웨어로 순음을 생성한다. 44100 회/초 주파수로 샘플링된 24 비트 PCM 포맷을 생성하고 재생한다. 24 비트 PCM 포맷을 지원하는 이유는 최근의 PC 사운드 카드들이 24비트 PCM 포맷을 지원할 뿐 아니라 오디오메타에서 제공해야 할 최대 음의 강도가 110 dB 이상이어야 하기 때문이다. 24 비트 PCM 포맷을 생성하고, 이를 윈도우 멀티미디어 인터페이스를 사용하여 음을 재생하기 위하여 WAVEFORMATEXTENSIBLE을 사용한 waveOut 라이브러리들을 이용하였다. PCM 데이터는 파일을 이용하지 않고 메모리에 구성함으로써 동작 속도를 높일 수 있도록 하였다.

24 비트 PCM을 사용함으로써 본 논문의 오디오메타에서는 최대 144 dB Dynamic Range를 지원하는 것이 가능하다[13]. 플레이 시간은 최대 3초를 지원하도록 설계하였다. 따라서 검사를 위한 순음 생성에 약 800K 바이트(44100 × 3 바이트 × 2 채널 × 3 초)의 메모리가 사용된다. 청력검사를 위한 주파수는 기도 검사의 경우 125, 250, 500, 1K, 2K, 3K, 4K, 6K, 8K를 지원하며, 골도 검사의 경우 250, 500, 1K, 2K, 3K, 4K를 지원한다.

$$y(t) = A \cdot \sin(2\pi ft) \quad (1)$$

$$y(n) = A \cdot \sin(2\pi f \frac{n}{f_s})$$

f : frequency

f_s : sampling rate

n : n^{th} sample

수식 1에서 볼 수 있듯이 정현파의 값은 주파수(frequency)와 샘플율(sampling rate) 그리고 몇 번째 샘플(n^{th} sample)이나에 의존한다. 따라서 본 논문에서는 샘플율을 고정시키고, 단위 주파수에 대한 정현파의 값을 미리 구하여 저장하고 필요시에 주어진 주파수에 따라 샘플 값을 찾는 방법을 사용하였다. 즉 3K 주파수인 경우 n 번째 샘플 값은 단위 주파수의 $3K \times n$ 번째 샘플 값으로

구해진다. 이렇게 함으로써 순음의 디지털 값을 구하기 위하여 매번 $\sin()$ 함수를 호출하는 것을 피할 수 있기 때문에 성능을 향상시킬 수 있다. 단위 주파수에 대한 정현파의 값을 구하는 것은 프로그램의 시작 시점에 한번 이루어진다.

3.2 차폐음 생성

검사측 귀에 주어진 음이 두개골의 진동을 통해 반대측 귀에 전달되어 들리게 되는 현상을 교차청취(cross hearing)라 하며, 이때 반대측 귀에 전달되는 음의 강도가 일정 수준 감소되는 현상을 이간감쇠(Interaural Attenuation)라 한다. 이간감쇠는 검사음의 주파수에 따라 달라지나, 주파수가 정해지면 감쇠량은 일정하다. 표 1은 산업안전공단의 지침[1]에 의해 본 논문에서 사용하고 있는 주파수별 이간감쇠량이다.

[표 1] 주파수 별 양귀 사이의 음감쇠 수준

주파수 (Hz)	125	250	500	1000	2000	4000	8000
감쇠량 (dB)	45	45	45	40	45	50	50

두 귀의 청력 차이가 이간감쇠량 이상일 경우, 청력 손실이 큰 쪽의 귀를 측정할 때 교차청취에 의해 반대측 귀에 의해 검사음이 들리게 되기 때문에 정확한 청력 측정을 할 수 없게 된다. 이를 방지하기 위하여 차폐(masking) 방법을 사용한다. 나쁜 쪽 귀의 청력을 측정할 때 좋은 귀에 적정 수준의 차폐음을 들려줌으로써 검사음이 두개골의 전도를 통해 좋은 쪽 귀에 들리는 것을 방지한다.

$$H(z) = \frac{\alpha(1 - z^{-2})}{\frac{1}{2} - \gamma z^{-1} + \beta z^{-2}} \quad (2.1)$$

$$\beta = \frac{1}{2} \left(\frac{1 - \frac{1}{2} \delta \sin \theta_0}{1 + \frac{1}{2} \delta \sin \theta_0} \right) \quad (2.2)$$

$$\gamma = \left(\frac{1}{2} + \beta \right) \cos \theta_0 \quad (2.3)$$

$$\alpha = \left(\frac{1}{4} - \frac{1}{2} \beta \right) \quad (2.4)$$

δ : Damping Factor
 θ_0 : Cutoff Frequency

차폐에 사용되는 잡음은 광대역 잡음(wideband noise) 과 협대역 잡음(narrowband noise)이 있다. 실시간에 잡음

을 생성할 때, 광대역 가우시언 잡음을 생성하는 것이 협대역 가우시언 잡음을 생성하는 것 보다 간단하지만 음향 심리적 측면에서 특정 음을 차폐하는 효과는 협대역 가우시언 잡음이 훨씬 효과적임을 보이고 있다[10]. 또한 ISO 389-4의 규정에는 차폐를 위해 협대역 잡음을 사용할 것을 명시하고 있으며, 잡음의 기하학적 중심 주파수가 테스트 톤과 일치하여야 하고 대역이 1/2과 1/3 옥타브 내에 있어야 할 것을 명시하고 있다[3].

본 논문에서는 차폐를 위하여 협대역 가우시언 잡음을 사용한다. 이를 위해서 Gaussian random number 생성기에 의해 생성된 광대역 잡음을 second order IIR bandpass filter를 이용하여 협대역 잡음으로 변환한다. Gaussian random number를 생성하는 다양한 방법들이 제안되었으나[10], 본 논문에서는 Polar 형식에 기반한 Box-Muller 변환 방식을 사용하였다. 실시간 특성이 좋은 IIR 필터를 구현하기 위하여 G. D. Hillman이 제안한 방법[6]을 소프트웨어로 구현하여 사용하였다. 수식 2.1은 Hillman의 논문에서 제시한 bandpass filter의 전달 함수, 수식 2.1~2.4는 계수를 계산하기 위한 수식을 나타내고 있다.

3.3 검사 알고리즘

3.3.1 역치 결정 알고리즘

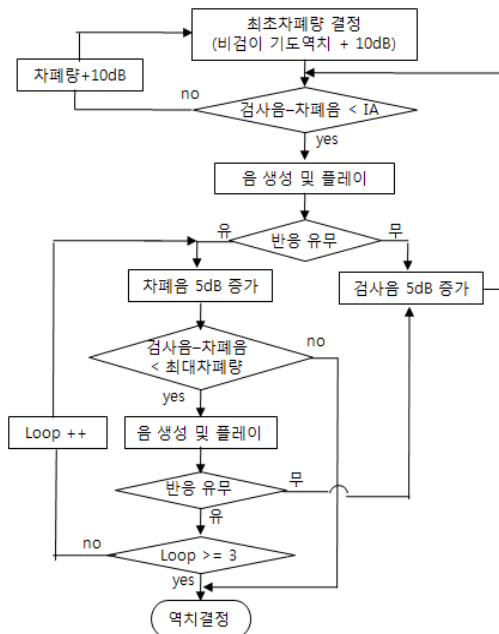
역치 결정을 위하여 한국산업안전공단 및 British Society of Audiology에서 표준청력검사법으로 인정하는 수정상승법을 사용한다[1][5]. 수정상승법에서는 초기 순음의 강도를 30 dB에서 시작하여 피검자의 반응이 있을 때 까지 계속 20 dB씩 증가시킨 후, 피검자가 처음으로 반응하는 레벨에서 시작한다. 그러나 80 dB 이상의 레벨에서도 첫 반응이 없는 경우 증가 폭을 5 dB로 한정시킨다. 이는 갑작스럽게 큰 소리가 발생함으로써 피검자가 놀라는 경우를 방지하기 위함이다.

피검자의 첫 반응이 있는 후, 다시 반응하지 않을 때 까지 계속 10 dB 낮추어 검사한다. 반응이 없는 강도에서 다시 반응이 있을 때 까지 5 dB씩을 증가시킨다. 이 같은 과정을 3 번 이상 수행하여 동일 음의 강도에서 50 % 이상의 반응이 있는 경우를 최소가청역치로 인정한다. 두 번째 측정 주파수(2KHz)부터는 앞서 검사된 주파수의 역치에 30 dB 높은 수준에서 시작하며, 10 dB 하강 그리고 5 dB 상승 과정은 동일하게 거쳐 역치를 결정하게 된다. 이 경우에도 80 dB 이상에서는 5 dB씩 증가시킨다.

3.3.2 차폐량 결정 알고리즘

두 귀의 역치 차이가 일정 수준 이상일 경우 교차 청취를 방지하기 위하여 좋은 쪽 귀를 차폐하여야 한다. 이

때 차폐량과 차폐가 주어졌을 때 정확한 역치를 구하는 과정이 필요하다. 본 논문에서는 차폐 상태에서 역치를 결정하기 위한 알고리즘으로 수평차폐법(plateau-seeking method)[5]를 사용한다. 수평차폐법은 검사구의 검사음을 고정시킨 상태에서 잡음을 증가시켜도 더 이상 검사구의 역치가 상승되지 않고 수평을 이루는 차폐량을 찾아서 역치를 결정하는 방법이다. 수평차폐법에서는 차폐의 범위는 부족차폐(under masking)보다는 크고 과잉차폐(over masking)보다는 작게 된다.



[그림 1] 수평차폐법을 사용한 적정 차폐량 및 역치 결정 알고리즘

수평차폐법에서는 기도청력검사에서 차폐가 필요한 경우에는 청력이 좋은 쪽 귀의 기도 역치에 10 dB를 더하여 최소 차폐량을 결정한다. 이때 검사음의 강도는 나쁜 쪽 귀의 비차폐시 구한 기도 역치를 제시한다. 검사음에 대해 반응이 있을 경우 차폐량을 5 dB 간격으로 올린다. 연속 3번의 차폐량 상승에도 동일 강도의 검사음에 반응하면 그 검사음의 강도를 참 역치로 결정하고, 그때의 차폐량을 기록한다. 만약 차폐량을 증가시켰을 때 검사음에 반응을 하지 않는 경우에는 검사음을 5 dB 증가시킨 후 다시 반응을 보게 된다. 이렇게 검사음에 대한 반응이 있는 경우에는 차폐량을 증가시키고 검사음에 대한 반응이 없는 경우에는 검사음의 강도를 증가시킨다. 이때 검사음과 차폐량은 표 1의 주파수별 이감감쇠보다 작아야 한다. 그림 1에 수평차폐법의 동작 과정을 흐름도(flow chart)로

나타내었다.

골도청력검사의 경우도 기도청력검사와 동일한 과정으로 진행된다. 단지 골도 차폐가 필요한 경우에는 최소 차폐량에 폐쇄 효과(Occlusion Effect)를 고려하여 추가하여야 한다는 점에서 차이가 있다. 표 2는 산업안전관리공단에서 권하는 하는 각 주파수별 폐쇄 효과 수준이다[1].

[표 2] 주파수별 폐쇄효과에 의한 증가 음압수준

주파수 (Hz)	250	500	1000	2000	4000
폐쇄량 (dB)	20	15	5	0	0

수평차폐법으로 차폐시의 기도와 골도의 역치를 구한 후 다시 공식을 이용하여 최대와 최소 차폐량을 범위 내에 존재하는지 확인하여 최종 역치를 결정한다.

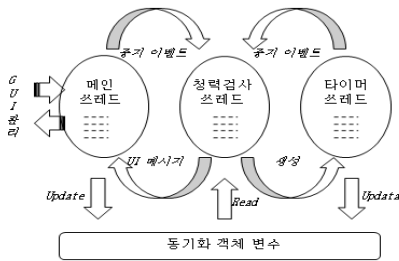
3.4 스크레드 모델

본 논문의 오디오메타는 3 개의 스크레드로 구성되어 동작한다. 메인 스크레드, 청력검사 스크레드 그리고 타이머 스크레드이다. 메인 스크레드는 사용자 인터페이스(Graphic User Interface)를 관리하며, 청력검사 스크레드가 검사가 진행되는 동안 사용자에게 전달할 필요가 있는 메시지를 받아 화면에 표시한다. 또 피검사자 관련 정보를 관리하고, 검사 시에 피검사자의 반응을 받아 청력 검사 스크레드에 전달함으로써 피검사자의 반응과 동시에 순음의 재생이 중단될 수 있게 한다.

청력 검사 스크레드는 청력 검사 시나리오에 따라 검사음의 생성, 재생 그리고 차폐가 필요한 경우 차폐음의 생성 및 재생 등 순음청력 검사의 전반 과정을 진행한다.

타이머 스크레드는 음의 재생이 완료되어도 피검사자의 반응이 없을 경우에도 검사가 정상적으로 진행될 수 있도록 일정한 시간이 지나면 이벤트를 발생시켜 청력 검사 스크레드가 현재의 수준에서 한 단계 높은 강도의 검사음으로 검사를 진행할 수 있게 한다.

본 논문에서 사용하고 있는 스크레드 모델은 그림 2와 같다. 각 스크레드들 간의 동기화는 객체변수를 이용하며, 검사 진행 상황을 사용자에게 전달하기 위하여 청력검사 스크레드는 윈도우 메시지를 메인 스크레드에 전달한다. 타이머 이벤트와 같은 시스템 이벤트를 제외하고는 스크레드들 사이의 동기화에는 polling 방법을 사용한다.



[그림 2] 순음청력검사 시스템의 쓰레드 모델

3.5 오디오 디바이스 인터페이스

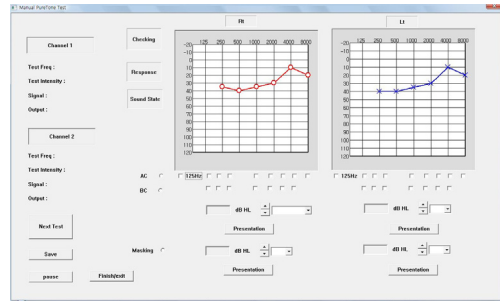
윈도우 운영체제는 오디오의 재생과 관련하여 멀티미디어 인터페이스와 DirectX 인터페이스를 제공한다. DirectX는 다양한 인터페이스를 제공하며, 재생 latency 시간이 짧은 장점을 갖고 있는 반면, 특정 버전의 운영체제에서는 제공되지 않고 있다. 반면 멀티미디어 인터페이스는 다양성에서는 부족하나, 모든 운영체제에서 지원되고 있다.

다양한 인터페이스가 본 논문의 응용에는 도움이 되지 않기 때문에 본 논문에서는 멀티미디어 오디오 라이브러리 함수(WINMM.DLL)를 이용하여 구현하였다. 오디오 디바이스 인터페이스에서 24 비트 PCM 포맷을 재생할 수 있어야 하기 때문에 WAVEFORMATEXTENSIBLE 관련 헤더 파일 및 라이브러리 함수가 요구된다. 웨이브 포맷 및 순음을 위해 사용되는 버퍼를 항상 오디오디바이스와 연계하기 위하여 C 라이브러리 인터페이스를 wrapper 클래스로 확장한 오디오디바이스 클래스를 정의하여 사용한다. 오디오디바이스 클래스는 3개의 멤버 함수만을 공개함으로써 사용 과정을 단순화시켰다.

3.6 멀티 모드 지원

본 논문의 순음청력검사 시스템은 3 가지 모드를 지원하도록 설계되었다. 첫째는 피검자가 직접 검사를 진행할 수 있는 자가 측정 모드, 둘째는 검사를 진행하는 전문가가 필요한 검사를 자유로이 진행할 수 있도록 하는 수동 측정 모드 그리고 마지막으로 검사 과정이 자동으로 진행되는 자동 측정 모드를 제공한다. 각 모드 별로 서로 다른 사용자(피검자, 검사 진행자) 인터페이스를 제공한다. 예로써, 수동 측정 모드에서는 검사자가 필요한 주파수 및 음의 세기를 자유로이 결정할 수 있으며, 검사 결과인 오디오그램은 화면에 바로 표시된다. 또한 오디오그램에서 적정 주파수를 재검사할 경우에도 오디오그램에서 마우스로 작동할 수 있도록 설계되어 있다. 자가 측정 모드와 자동 모드의 동작 과정은 유사하나, 자가 측정 모드에서는 전문가의 도움없이 검사를 진행할 수 있도록

설명 및 그래픽 지시창 등이 제공되며, 검사 과정은 자동 모드와 동일하다. 그림 3은 수동 모드에서의 사용자 인터페이스를 나타내었다.



[그림 3] 수동 모드 인터페이스

3.7 보정(Calibration)

순음청력검사 시스템이 필요한 주파수의 순음을 정확히 내고 있는지, 요구하는 음의 강도를 정확히 내고 있는가를 확인해야 하며, 오차가 있을 경우 수정이 가능하여야 한다. 본 논문에서는 음의 강도에 대해 5 dB 단위의 보정을 수동으로 진행할 수 있도록 인터페이스를 제공한다. 수동으로 보정하는 경우 많은 시간이 소요되는 단점이 있다. 따라서 현재 개발 예정인 음압측정기를 이용할 경우 USB 인터페이스를 통해 본 논문의 순음청력검사 시스템이 자동 보정을 지원할 수 있도록 확장할 예정이다. 보정 계수는 데이터베이스에 관리되고, 초기화 단계에서 보정 계수가 반영될 수 있도록 설계하였다.

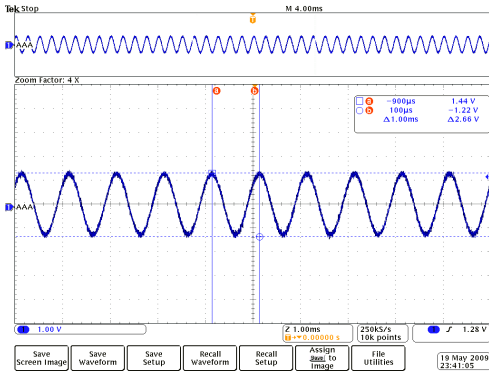
3.8 데이터베이스

본 논문의 오디오메터에서 피검자의 인적 사항, 검사 결과 그리고 보정과 관련된 자료들을 데이터베이스 관리 시스템(DBMS)으로 관리한다. 사용된 DBMS는 마이크로소프트사의 access를 사용하였다. 데이터베이스 프로그래밍 인터페이스로는 마이크로소프트사에서 제공하는 객체지향형 데이터베이스 접근 인터페이스인 ADO(ActiveX Data Object)를 사용하기 쉽도록 확장한 ADO2[9]를 사용하여 구현하였다. 시스템의 첫 시작 단계에서 데이터베이스의 존재를 확인하여야 하기 때문에 정상적으로 동작하기 위해서는 소프트웨어 설치 시에 데이터베이스를 인위적으로 생성하여야 한다. 내부적으로 사용되는 테이블들은 소프트웨어가 동작 중에 자동 생성된다.

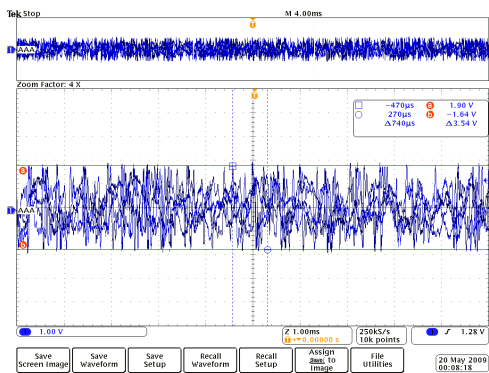
4. 실험 및 결과 평가

4.1 실험 환경 및 결과

개발된 순음청력검사 시스템의 작동 실험은 두 가지로 이루어졌다. 첫째는 신호의 파형이 제대로 출력되는 지를 판별하기 위하여 오실로스코프를 사용하여 출력 전압의 파형을 측정하였다. 둘째는 음압이 제대로 출력되는 지에 대한 출력 음압 측정을 수행하였다. 출력 전압 측정을 위하여 사용된 오실로스코프는 Tektronix DPO 4031 Digital Phosphor이다. 출력의 파형은 순음과 차폐음을 각 주파수 별로 측정하였다. 오실로스코프 자체에서 캡처한 출력의 파형을 그림 4와 그림 5에 각각 나타내었다. 그림 4는 1 KHz, 90 dB의 순음에 대한 출력을 나타내며, 그림 5는 1 KHz, 90 dB의 차폐음에 대한 결과를 나타내고 있다.



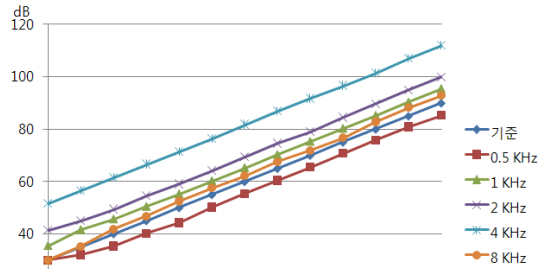
[그림 4] 1 KHz 90 dB 순음 출력 파형



[그림 5] 1 KHz 90 dB 차폐음 출력 파형

출력 음압은 환자의 청력을 측정하기 위한 방안일에서 sound level meter를 사용하여 측정하였다. 방안일은 ECKEL C24 제품이며, 사용된 sound level meter는 TECPEL사의 DSL 331 모델이다. DSL 331은 ANSI S1.4 Type 2 표준을 지원한다. 음압 측정 범위는 30~130 dB를

지원하며 0.5 dB 단위로 측정할 수 있다. 시험에 사용된 컴퓨터는 2.8 GHz 인텔 Core2 Duo E7400 프로세서, 4G DDR2 메모리 그리고 VIA VT1708S 칩셋의 온보드 사운드 카드로 구성된다. 헤드폰은 기도 측정을 위해서는 Telephonics사의 TDH-39P, 골도 측정에는 Radioear사의 B-71 bone vibrator를 사용하였다. 그림 6에 TD H-39P를 사용했을 때 주파수별 출력 음압을 나타내었다.



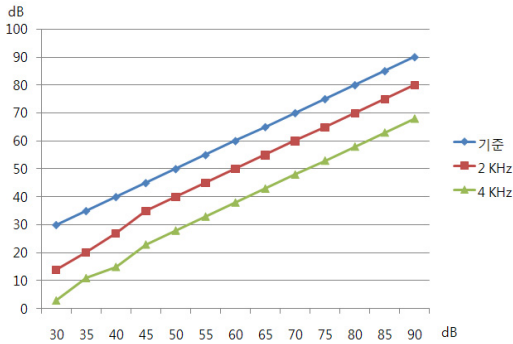
[그림 6] 주파수별 음압 출력 값

4.2 결과 평가

순음 생성의 경우 그림 4에서 볼 수 있듯이 정확한 주파수를 제공함을 볼 수 있었다. 그러나 순음의 출력 음압이 낮을 경우 상대적으로 잡음의 비율이 높은 것을 확인할 수 있었다. 이 같은 결과는 온보드 사운드카드의 경우 비슷한 특성을 나타내었으며, 사운드 카드의 DAC의 동작과정에서의 기능 때문으로 판단된다. 그러나 오실로스코프의 출력과는 달리 귀로 듣는 음은 잡음이 내재되어 있음을 느끼기 힘든 수준이었다. 따라서 이 같은 잡음 특성이 순음청력검사 시스템의 역치 결정에 어떠한 영향을 미치는지에 대해 심도있는 연구가 요구된다.

그림 6은 주파수별 출력 음압을 나타내었다. 수평축은 입력 음압, 수직축은 입력음압에 대한 출력 음압을 나타낸다. 기준점은 각 입력 음압과 동일한 출력 음압을 나타낸 것으로 주파수 별 출력 음압과의 차이를 보이기 위한 기준이다. 그림에서 0.5 KHz, 1 KHz 및 8 KHz는 기준 음압에서 많이 벗어나지 않는 반면 4 KHz와 2 KHz의 경우 기준 음압에서 많이 벗어나음을 보였다. 이러한 결과가 사운드 카드의 특성인지 헤드폰의 특성인지는 분석할 수 없었다. 그러나 이를 보정한 결과는 기준 음압에 오차범위 내에 맞추어 짐을 볼 수 있었다. 그림 7은 4 KHz와 8 KHz에서 음압을 보정하기 위하여 순음을 생성할 때 적용되는 음압을 나타내었다. 4 KHz의 경우 출력 음압 60

dB를 내기 위하여 적용된 순음 생성 단계에서의 값은 약 40 dB가 적용되었음을 나타내고 있다.



[그림 7] 음압 보정을 위해 적용된 입력 값

5. 결론 및 향후 계획

본 논문은 사운드카드를 장착한 일반 PC를 기반으로 소프트웨어로 설계 및 구현된 순음청력검사 시스템을 기술하였다. 개발된 PC 기반 순음청력검사 시스템은 자동차폐 기능을 가진 기도 및 골도 검사를 지원한다. 또한 자가 검사, 자동 검사 및 수동 검사 모드로 구성되는 다중 모드를 제공함으로써 집이나 병원 등 다양한 환경에서 사용될 수 있도록 설계되었다. 실험을 통해 구현된 순음청력검사 시스템이 정상적으로 동작함을 검증하였다.

현재 구현된 시스템은 수동 보정 인터페이스를 제공하고 있어, 초기 보정에 많은 시간이 소요되는 문제점이 있다. 이 같은 문제점은 본 연구에서 현재 개발이 진행되고 있는 음압측정기가 완성되어 본 논문의 시스템과 연결될 경우 자동 보정 기능을 지원으로 해결할 수 있다.

실험 결과 잡음이 최대한 배제된 정확한 음과 110 dB 이상의 음의 강도를 지원하기 위해서는 일반 사운드카드의 한계를 넘어서는 하드웨어의 지원이 있어야 가능하다는 결론에 도달하였다. 사운드 전용 하드웨어를 개발하여 PC에 연결함으로써 PC는 사용자 인터페이스 및 데이터베이스 관리 등의 역할을 담당하고, 사운드 전용 하드웨어에서는 음의 생성을 담당하는 클라이언트/서버 구조를 제공함으로써 해결 할 수 있을 것으로 판단한다. 이 같은 PC 기반 순음청력검사 시스템을 위한 사운드 전용 하드웨어의 개발은 차후 연구 과제의 하나이다.

참고문헌

- [1] 한국산업안전공단, “순음청력 검사에 관한 지침”, 한국산업안전공단, 2006.10.
- [2] 김규상 외 3인, “특수건강진단기관 청력검사기의 음향보정”, 대한산업의학회지 제16권 제4호, pp381-389, 2004.
- [3] 이동훈외 7인, “자동차폐가 가능한 웹 기반하 디지털 기도순음청력기기의 개발”, 대한이비인후과학회지, 제50권 10호, 2007.
- [4] 신승원의 4인, “음압 보정을 통한 이동형 청력 검사 시스템의 구현”, 전기학회논문지 제56권 6호, 2007.
- [5] British Society of Audiology, "Pure tone air and bone conduction threshold audiometry with and without masking and determination of uncomfortable loudness levels", BSA, Mar. 2004.
- [6] G. D. Hillman and J. E. Lane, "Real-Time Determination of IIR Coefficients for Cascaded Butterworth Filters", International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, pp. 1353-1356, 1989.
- [7] Darkoman, "CWave - Simple C++ Class to Manipulate Wave Files", <http://www.codeproject.com/KB/audio-video/CWave.aspx>, 2008.
- [8] Toby Opferman, "Playing .Wav files using the Windows Multi-Media Library", <http://www.codeproject.com/KB/audio-video/wavefiles.aspx>, 2004.
- [9] Carlos Antolini, "A set of ADO classes -version 2.2.0", <http://www.codeproject.com/KB/database/aaaadoclass1.aspx>, 2005
- [10] David B. Thomas and et. al, "Gaussian Random Number Generators", ACM Computing Surveys, Vol. 39, No. 4, 2007.
- [11] Seymour Shlien and John Lodge, "Real-Time Generation of Narrow-Band Audio Noise", IEEE Signal Processing Letters Vol. 3 No. 4 1996.
- [12] E. Zwicker and H. Fastl, "Psychoacoustics Fact and Models", Springer Verlag, 1990.
- [13] John Tomarakos, "The Relationship of Dynamic Range to Data Word Size in Digital Audio Processing", <http://www.audiodesignline.com/showArticle.jhtml?articleID=192200610>, 2002.

김진동(Kim Jin Dong)

[정회원]



- 2006년 2월 : 부산대학교 대학원 의학과(의학석사)
- 2008년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 대학원 의공학협동과정
- 1999년 5월 ~ 현재 : 부산대학교 병원 이비인후과

<관심분야>

신호처리, 생체계측, 의공학

왕수건(Soo Geun Wang)

[정회원]



- 1981년 2월 : 부산대학교 대학원 의학과(의학석사)
- 1988년 2월 : 부산대학교 대학원 의학과(의학박사)
- 1987년 10월 ~ 현재 : 부산대학교 의학전문대학원 교수

<관심분야>

신범주(Bum Joo Shin)

[정회원]



- 1991년 2월 : 경북대학교 대학원 컴퓨터공학과 (공학석사)
- 1998년 8월 : 경북대학교 대학원 컴퓨터공학과(공학박사)
- 1987년 3월 ~ 2002년 2월 : 한국 전자통신연구원 책임연구원
- 2006년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 바이오메디컬공학과 부교수

<관심분야>

센서시스템, 메디컬 소프트웨어 응용

전계록(Gye Rok Jeon)

[정회원]



- 1982년 2월 : 부산대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
- 1993년 2월 : 동아대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
- 1985년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 의과대학 교수

<관심분야>

의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링