

# 지그비 크로스 보청기에서의 자기음성 억제 알고리즘 연구

## A Study on the Self-voice Suppression Algorithm in a ZigBee CROS Hearing Aid

임원진\*, 고영환\*\*, 전유용\*, 길세기\*\*\*, 윤광섭\*\*\*\*, 이상민\*\*\*\*\*  
Won-Jin Im, Young-Hwan Goh, Yu-Yong Jeon, Se-Kee Kil, Kwang-Sub Yoon,  
Sang-Min Lee\*\*

### Abstract

In this study, we developed a wireless CROS(contralateral routing of signal) hearing aid for unilateral impaired people. CROS hearing aid takes sound from an ear with poorer hearing and transmit to another ear with better hearing. Generally, the self-voice delivered through the receiver of CROS hearing aid can be very loud. It is hard to perceive target speech because of loud self-voice. To compensate it, a self-voice suppression algorithm has been developed. we performed SDT(speech discrimination test) for evaluation of the self-voice suppression algorithm. One-syllable words was used as test speech and recorded with self-voice at a 1m distance. As the results, SDT score was improved about 11% when the self-voice suppression algorithm was processed. It is verified that the self-voice suppression algorithm helps speech perception at a time to communicate with others.

### 요약

본 연구에서는 편측성 난청인을 위한 저전력 무선통신인 지그비를 이용해 청력이 나쁜 쪽 귀의 소리를 청력이 좋은 쪽 귀로 전송해주는 무선 크로스 보청기를 설계하였다. 일반적으로 크로스 보청기에서는 자기목소리가 크게 들려 상대방 음성인식에 영향을 줄 수 있다. 이를 방지하고자 본 연구에서는 자기음성억제 알고리즘을 제안한다. 자기음성억제 알고리즘의 성능평가를 확인하기 위하여 어음명료도검사를 하였다. 실험데이터는 1m 거리의 상대음성인 1음절단어 세트와 자기음성을 함께 녹음한 것을 사용하였다. 그 결과, 어음명료도검사에서 자기음성억제 알고리즘 적용 시 SDT값이 약 11%가량 증가였다. 즉, 자기음성억제 알고리즘이 동시 대화 시 상대방 음성인식 향상에 도움이 된다는 결과를 얻었다.

*Key words : CROS, hearing aid, ZigBee, fitting algorithm*

## 1. 서론

치료 불능의 난청인에게 있어 보청기의 적절한 선택과 조절은 매우 중요하다[1]. 다시말해 보청기는 개 개인의 청력손실정도나 오른쪽 또는 왼쪽귀의 청력차 등 다양한 난청특성을 고려해 선택되어야 하며 사용자에게 맞게 적합(fitting)되어야 한다는 것이다.

편측성 난청(unilateral hearing loss)은 다양한 난청 특성 중 하나로서 한쪽 귀는 정상 청력이고, 다른 한쪽 귀는 고도 및 심도의 난청을 말한다. 이러한 편측성 난청인의 발생비율은 미취학아동에 있어서 한쪽

\* 仁荷大學校 電子工學科  
(School of Electrical Engineering, Inha University)  
\*\* (주)에치티아이 (HTI Co. Inc.)  
\*\*\* 體育科學研究員 (Korea Institute of Sport Science)  
\*\*\*\* 仁荷大學校 電子工學科 情報電子共同 研究所  
(Institute for Information and Electronics Research)

★ 교신저자 (Corresponding author)

※ 감사의 글 (Acknowledgment)

接受日:2009年 8月 28日, 修正完了日: 2009年 9月 25日

귀가 46dB 이상의 손실이 있는 아동일 경우 1,000명 중 3명, 한쪽 귀가 경도난청(26~45dB)인 아동일 경우 1,000명 중 13명으로 조사되었다[2].

편측성 난청인의 난청특성에 맞는 보청기로 1965년 Harford와 Barry에 의해 크로스(contralateral routing of signal, CROS)방식이 소개되었다[3]. 제안된 크로스 보청기는 청력이 나쁜 귀의 소리를 청력이 좋은 귀로 보내주는 방식으로 편측성 난청인에게 사용되어져왔다. 이에 따라 많은 문제점들도 제기되었다. 그 이유는 크로스 보청기가 편측성 난청인의 청력 특성에 맞게 설계 되었으나 개인특성을 완전히 만족시킬 수 없기 때문이다.

1990년 Hable의 연구에 따르면 크로스 보청기는 편측성 난청인에게 많은 도움이 되지만 음질 뿐 아니라 유무선 통신방식에 있어서 아직도 많은 개선사항들이 요구된다[4].

유무선 통신방식과 음질에 대한 요구사항들을 충족하고자 표준 무선통신 크로스보청기로서 WIFI 크로스 보청기, FM 크로스 보청기 등이 시제품 되었다. 지그비(ZigBee)는 FM모듈과 달리 주파수 혼선의 영향이 적고 WIFI와 비교하여 전력 소모면에서 월등히 낮은 장점을 가지고 있다.

본 연구에서는 차세대 표준 무선통신인 지그비를 이용하여 크로스보청기를 실제 제작하고 적합 알고리즘으로서 자기음성억제 알고리즘을 개발하였다. 이는 동시대화시 마이크로부터 가장 가까운 자신의 목소리가 상대음성보다 더욱 크게 들리는 크로스보청기 현상을 완화하고자 개발되었다.

본 실험에서는 상대방과 크로스 보청기 착용자가 동시에 대화 시 자기음성을 억제함으로써 얼마나 상대의 소리인식에 향상을 가져왔는지 어음명료도검사(speech discrimination test, SDT)와 MOS(mean opinion score)검사를 통해 확인하였다.

## II. 본론

### 1. 편측성 난청과 크로스 보청기

편측성 난청의 특성은 크게 소리의 방향성 인지문제와 소리 인식문제로 설명할 수 있다. 방향성의 경우, 그림 1과 같이 양귀에 도달하는 소리의 시간의 차와 크기의 차로 구분된다. 편측성 난청일 경우 소리에 방향성을 인지하는데 어려움이 있으며 이러한 편측성 난청인의 방향성 인지문제를 해결하기 위해 다양한 연구들이 진행되고 있다.

편측성 난청인의 특징은 크게 3가지 효과에 의해 설명할 수 있다.

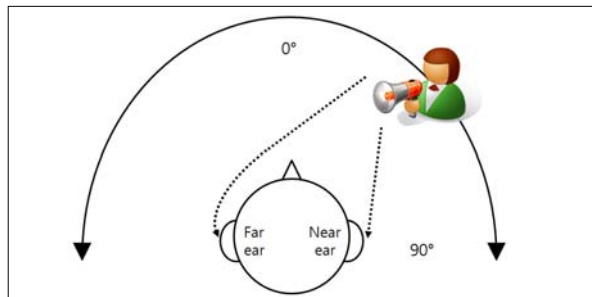


Fig 1. Direction of sound

그림 1. 소리의 방향성

첫째, 청력이 나쁜 귀로부터 들리는 소리를 반대편 귀에서 듣는데 약 6.5dB정도의 손실이 생기는 Head shadow 효과이다.

둘째, 1950년 Koenig가 증명한 Squelch효과이다[5]. Squelch효과란 건청인의 청각 중추에서는 양측에서 들어오는 소리를 합쳐서 신호 대 잡음비(SNR)가 우수한 소리로 인식하는 능력을 말한다. 편측성 난청인 경우 소음환경에서 음을 인지하는데 심각한 어려움을 겪게 된다.

셋째, 양쪽 귀로 소리를 들었을 때 역치에서 3dB, 일상 대화정도의 크기에서는 6~10dB 크게 듣는 음압 가중(binaural summation)효과이다[6]. 편측성 난청인 경우에는 음압가중효과가 떨어져 그 만큼 보상해 주어야 한다.

크로스 보청기는 편측성 난청의 특성을 고려하여 청력이 나쁜 귀에 송환기, 청력이 좋은 귀에 수화기를 착용하는 것을 기반으로 한다. 종류로는 외부 크로스 보청기와 내부 크로스 보청기가 있다.

그림 2은 외부크로스 보청기의 동작을 보여준다. 외부크로스 보청기의 작동방식은 무선 혹은 유선의 송수화기를 통해 청력이 좋은 쪽 귀로 소리를 전달하는 방식이다. 종류는 단일마이크로보청기, 바이크로스 보청기, 스테레오크로스보청기가 있다.

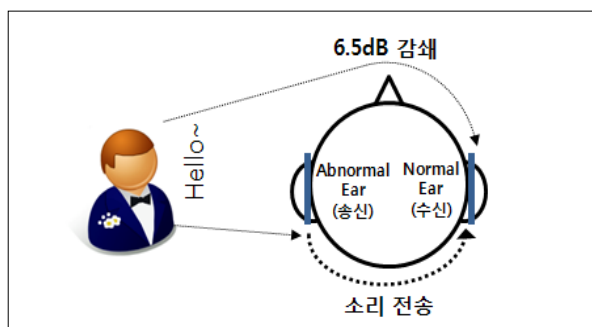


Fig 2. Operation of an external CROS hearing aid

그림 2. 외부크로스 보청기의 동작

내부크로스 보청기는 청력이 나쁜 쪽 귀를 직접 자극함으로써 두개골을 울리고, 반대 측 와우를 통해서 소리를 듣는다. 주로 이득이 높은 보청기를 사용하며 수화기 송하기가 분리되지 않은 귀속형 또는 귀걸이형을 이용한다[7].

Valente외(1995)의 연구[8]에서는 보청기 착용 경험이 있는 편측성 난청인들을 대상으로 내부 크로스외부 크로스의 선호도를 조사하였다. 그 결과 8명 중 4명이 외부크로스를 선호하고 3명이 내부 크로스를 선택하였다. 이는 둘 다 실험자들을 만족시키기에 부족한 점이 있다는 것이다. 지적된 사항으로는 소음, 어지러움, 하드웨어 디자인 등이 있다.

이러한 요구사항 뿐 아니라 편측성 난청이 학령기 아동에게 많이 발생하는 만큼 교육환경에서 음원으로부터의 거리에 효율적인 FM 보청기[9] WIFI 보청기 등이 개발되었으며 현재 다양한 연구들이 진행되고 있다.

**2. 지그비를 이용한 크로스 보청기 설계**

지그비는 FM보청기와 비교하여 주파수 간섭이 적고, WIFI 크로스 보청기에 비해 저 전력이며 사용의 편리성을 가진 근거리 무선 네트워크 기술이다. 또한 세계 전 지역을 주요 대상으로 2.4GHz대역에 16개 채널을 할당하고 최고 250kbit/s로 통신이 가능하다. 이는 지그비에서 음성신호를 주고받기에 충분한 속도이며 많은 멀티미디어 분야에 이용될 수 있음을 연구를 통해 증명되었다[10].

그림 3는 실제 제작된 지그비 크로스 보청기 모듈의 사진이다. 지그비 크로스 보청기는 수신모듈과 송신 모듈로 분류되며 각각의 모듈은 개별 리튬 배터리를 사용한다.

그림 4는 지그비 크로스 보청기를 간략화한 그림이다. 송/수신 모듈 모두 동일한 구조로 내부 프로그램만 다르게 운영되도록 설계되어있다. 음성 송수신을 가능하게 하는 RF부는 MG2455, Audio CODEC부는 CMX639E2 CVSD Full Duplex를 사용하였다.

송신 모듈은 전원이 인가되면 송신 대기상태로 만든다. 오디오신호가 마이크를 통해 유입 시 신호를 증폭시켜 Audio CODEC에서 디지털신호로 변환된다. 이 신호는 2.4GHz RF MODEM으로 인가되고 RF 내부의 DAC (digital to analog converter)에서 아날로그 신호로 변환되어 LPF(low pass filter)를 거쳐 원하는 채널을 통해 내부 TX AMP에 전달된다. 내부 TX AMP에서 증폭된 신호는 RF matching circuits를 거쳐 안테나를 통해 방사되어 미리 설정된 동일 그룹 내의 보청기로 오디오 데이터를 전송한다.

수신 모듈에서는 안테나를 통해 유입된 RF신호는 RF 내부의 LNA를 통해 저 잡음 증폭되어 원하는 채널로 변환 후 LPF를 거쳐 demodulation된다. 이 신호는 ADC(analog to digital converter)를 통해 디지털 신호로 변환, Audio CODEC으로 인가되어 오디오신호로 스피커를 통해 출력된다.

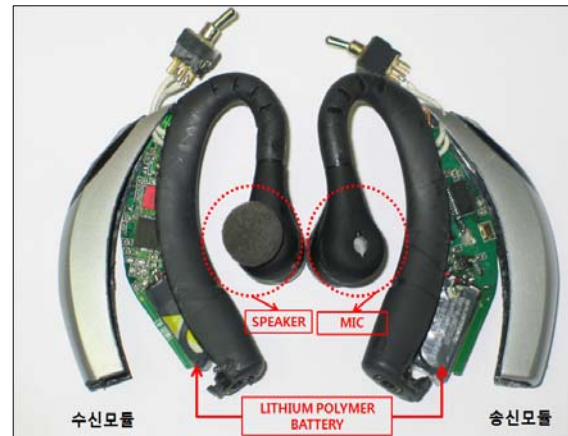


Fig 3. The developed zigbee CROS hearing aid modules. 그림 3. 개발된 지그비 크로스 보청기 모듈

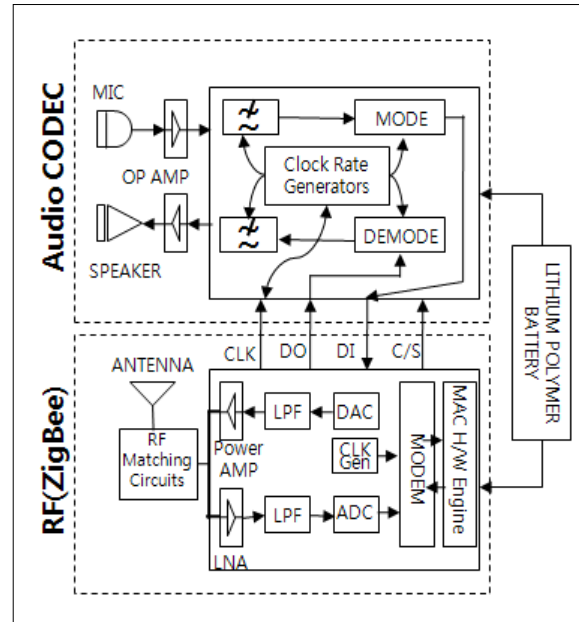


Fig 4. Block diagram of ZigBee CROS hearing aids. 그림 4. 지그비 크로스 보청기의 블록도

**3. 자기음성 억제 알고리즘**

일반적으로 크로스 보청기는 특성상 자기의 음성이 크게 들려 상대의 음성인식에 큰 문제가 될 수 있다. 이는 상대와 크로스 보청기 착용자가 동시에 대화 시

마이크로폰에서 가까운 자기음성이 상대의 음성보다 크게 입력되기 때문이다.

본 알고리즘은 수신모듈에서 마이크로부터 획득한 신호와 송신모듈로부터 수신한 신호의 시간차를 계산하여 자기음성을 분류하고 억제함으로서 보다 좋은 음성 인식률을 얻고자 한다. 이를 위해 그림 5과 같은 알고리즘을 사용했다.

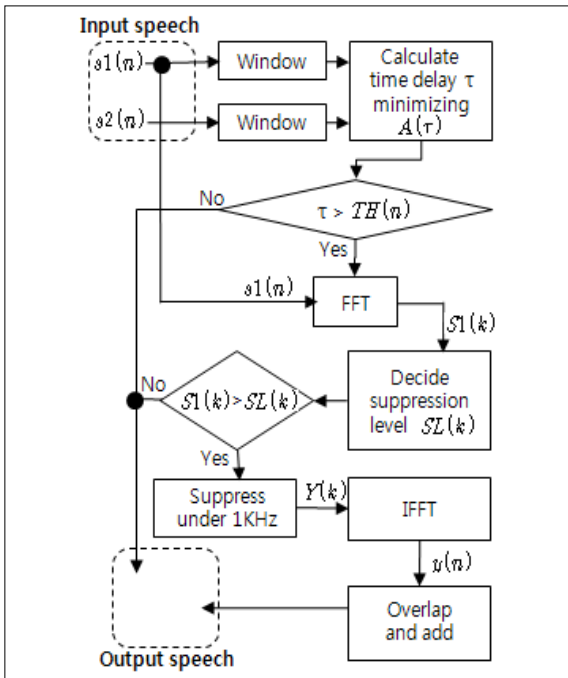


Fig 5. Block diagram of the self-voice suppression algorithm

그림 5. 자기음성 억제 알고리즘 블록도

자기음성을 분류하기 위해 입력받은 신호  $s1(n)$ 와  $s2(n)$ 을 각각 윈도우를 씌워 시간도메인 상에서  $A(\tau)$ 를 최소화하는 시간의 차  $\tau$ 값을 계산한다.  $A(\tau)$ 는  $s1(n)$ 과  $s2(n)$ 의 동일여부를 나타내는 상관계수로서 미리 설정된 값이다. 계산된  $\tau$ 값은 임계값인  $TH(n)$ 과 비교한다.  $TH(n)$ 은 한쪽 귀에서 다른 쪽 귀로 소리가 도달하는 시간을 미리 계산한 값이다.  $\tau$ 값이  $TH(n)$ 보다 크다면 자기음성으로 간주하고 자기음성 억제 과정으로 넘어간다. 아래 식 1은  $A(\tau)$ 를 최소화하는  $\tau$ 를 계산하는 과정을 나타낸다.

$$A(\tau) = \sum_{n=0}^{N-1} |s1(n) - s2(n - \tau)| \quad (1)$$

자기음성 억제 과정에서는 입력신호인  $s1(n)$ 의 입력

레벨의 평균을 계산하고 억제레벨을 결정하기 위하여 FFT (Fast Fourier Transform)를 사용했다.  $S1(k)$ 은  $s1(n)$ 을 FFT한 결과 값이다. FFT는 다음과 같이 정의 된다.

$$S1(k) = \sum_{n=0}^{l-1} s1(n)e^{-j(2\pi/l)nk} \quad (2)$$

억제 레벨  $SL(k)$ 은 큰소리와 작은 소리를 구분하여 적용하였는데 미리 그 레벨은 50dB와 80dB로 정하였다.  $S1(k)$ 의 평균 입력레벨이 억제레벨  $SL(k)$ 와 비교했을 때 보다 큰 입력이 들어오면 한국어의 주 에너지 주파수인 1KHz이하의 성분을 억제시킨다. 이는 한국어와 영어의 LTASS (long-term average speech spectrum)자료에 근거한다[11].

위 과정을 통해 처리된 결과인  $Y(k)$ 는 다시 IFFT 하여 overlap and add 한다. 그림 6은 원본 데이터와 알고리즘 처리 결과를 보여준다.

$$y(n) = IFFT[Y(k)] \quad (3)$$

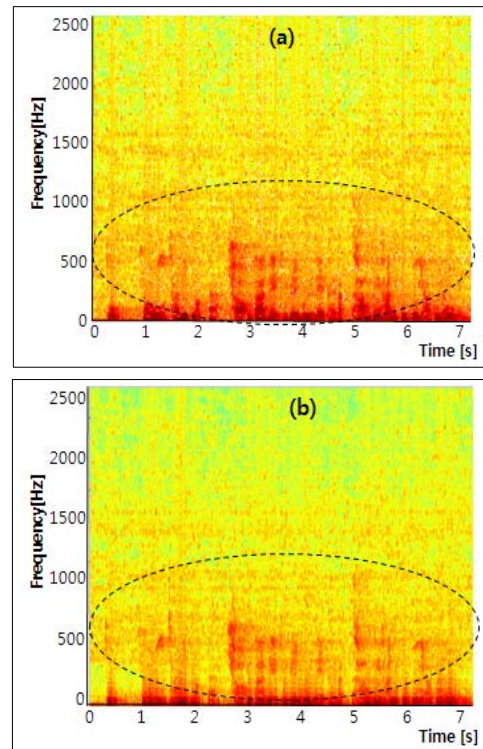


Fig 6. The spectrogram (a) original recorded speech that mixed self-voice, (b) enhanced speech by self-voice algorithm

그림 6. 스펙트로그램 (a)자기음성이 섞인 원본 파일, (b) 자기음성억제 알고리즘 처리 결과

### III 실험 조건

본 실험은 자기음성 억제 알고리즘을 통한 상대 음성인식 향상을 평가하기 위한 실험이다. 실험 순서는 먼저 실험에 사용될 음원을 획득하고, 획득한 데이터를 자기음성 억제 알고리즘 처리한다. 정상 청각 피험자를 대상으로 자기음성 억제 알고리즘 처리 전 후의 데이터를 SDT 및 MOS 실험을 하였다.

실험데이터 획득조건으로 상대의 방향은 크로스보청기 착용자로부터 0°, 45°, 90°로 한다. 실험데이터는 방향별로 출력크기를 70dB<sub>A</sub>, 40dB<sub>A</sub>로 맞추어 출력한다. 여기서 객관적인 평가를 위해 상대의 음성은 각기 다른 세트를 출력하여 총 6개 세트를 사용하였다. 한 세트는 50개의 1음절단어로 구성되어있으며 자기음성인 경우, 각각 70dB<sub>A</sub>와 40dB<sub>A</sub>크기로 문장으로 남성·여성을 따로 사용하였다. 위 1음절단어와 자기음성에 사용되는 문장은 병원에서 어음검사 시 자주 사용되는 단어와 문장(함태영, 1962)이다.

SDT 실험 시 남성 피험자에게는 자기음성이 남성인 데이터를 사용하며 여성 피험자에게는 자기음성이 여성인 데이터를 사용하였다. 양귀로 녹음된 데이터 중 실험에 사용되는 데이터는 그림 7의 '난청귀'에서 획득한 것과 같다. 또한 어음을 기억하는 효과를 줄이기 위해 반복되는 SDT 실험 사이 하루를 휴식하도록 하였다.

표 1은 실험에 참가한 피험자의 대한 정보를 나타낸다. 실험에는 정상 청각 피험자 10명이 참가하였다. 실험에 참가한 정상 피험자의 연령은 21~25세이다. 모든 피험자는 귀에 관련한 질병 경험이 없으며 SDT를 시행한 경험이 없는 피험자이다.

Table 1. Information about subjects

표 1. 실험에 참가한 피험자 정보

피험자 정보		
평균연령	23±2 세	
난청유무	없음(정상 청각)	
인원	남자	여자
	4 명	6 명

### IV. 실험과정 및 결과

#### 1. 신호 획득

실험에 사용될 신호를 획득하기 위해 그림 7와 같이 구성한다. 방향 ①~③에 1음절단어 및 자기음성 모두 각각 40dB<sub>A</sub>, 70dB<sub>A</sub>로 음압보정(calibration)한다.

음압보정위해 앞서 CoolEdit Pro2.1에서 세트의 단어를 동일한 레벨로 정규화(normalization)한다. 정규화된 자기음성 및 1음절 단어를 Steinberg Cubase SX ver 3.1.1을 이용하여 각각의 스피커로 출력한다. 출력 음압은 PC와 스피커의 볼륨을 동일하게 고정한 상태에 Cubase SX의 볼륨을 이용하여 조절한다. 음압 측정은 스피커로부터 1m 거리에서 사운드레벨미터(B&K사, BZ-5294)의 RMS (root mean square) dB<sub>A</sub>를 이용한다.

음압보정 후 상대음성인 1음절단어와 자기음성을 각각의 스피커로 동시 출력하여 마이크로 들어온 음성을 LabView sound-express를 통해 44.1kHz의 샘플링 주파수로 실시간 녹음한다. 아래 그림 8는 실제 실험 데이터 획득 장면을 보여준다.

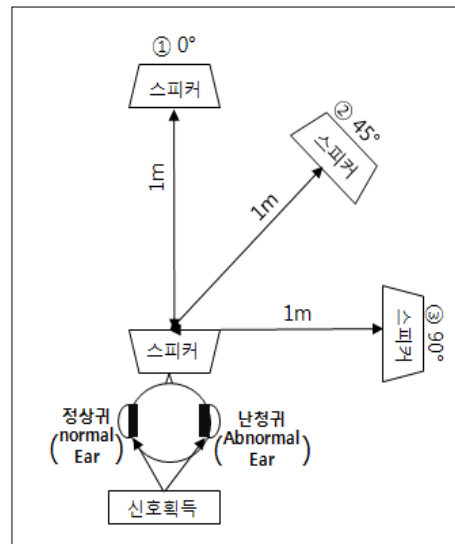


Fig 7. Conditions of data acquisition

그림 7. 실험데이터 획득 조건

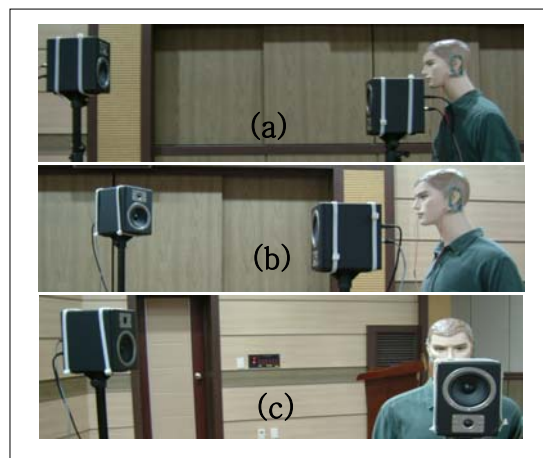


Fig 8. The scene of data acquisition (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°

그림 8. 실제 실험 데이터 획득 화면 (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°



2. 실험

본 실험에서는 실험을 간략화 하기위하여 표 2와 같이 표시한다. 신호 획득을 통해 얻은 원본 데이터는 a(1)~a(6)로 표시, 자기음성억제 알고리즘 처리 데이터는 b(1)~b(6)로 표시한다.

Table 2. Test data (a) original data, (b) processed data by self-voice suppression algorithm

표 2. 실험 데이터

(a) 원본 데이터, (b) 자기음성억제 처리 데이터

	번호			번호	
	40dBA	70dBA		40dBA	70dBA
0°	a(1)	a(2)	0°	b(1)	b(2)
45°	a(3)	a(4)	45°	b(3)	b(4)
90°	a(5)	a(6)	90°	b(5)	b(6)

(a) 원본데이터 (b) 자기음성억제 처리 데이터

가. 어음명료도검사 (SDT)

본 SDT실험은 그림 9와 같이 구성된다. 실험에 앞서 피험자에게 50개의 1음절단어와 자기음성이 섞인 검사음속에서 50개의 1음절 단어만 집중하여 듣고 받아쓰는 형식임을 명시였다. 검사 순서는 피험자에게 먼저 a(#) 즉, 녹음된 원본데이터를 들려주고 받아 적게 한 뒤 단어를 기억하는 효과를 제거하기 위해 하루 정도 휴식을 취하였다. 그 후 피험자에게 다시 b(#) 즉, 자기음성억제 알고리즘 처리 데이터를 들려주고 받아 적게 하였다. 여기서 b(#)의 검사음 세트 구성은 a(#)동일하지 않도록 랜덤하게 섞였다.

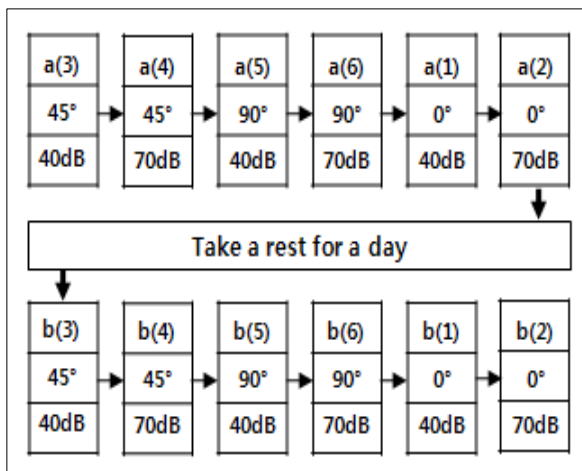


Fig 9. SDT sequence  
그림 9. SDT 순서

나. 평균 평가점 (MOS)

피험자는 그림 10와 같이 자기음성이 섞이지 않은 원본 1음절단어인 clean speech와 녹음된 데이터a(1)~a(6)를 먼저 들려주고 자기음성억제 알고리즘 처리된 데이터b(1)~b(6)를 들려준 뒤 단어의 음질변화에 대해 1점에서 5점 사이의 점수를 주도록 하였다. 이때 음질의 5점 기준은 clean speech임을 명시하였다.

음질에 있어서 ‘녹음된 데이터를 기준하여 음질이 얼마나 좋아졌습니까?’의 질문에 대한 대답으로 1점은 ‘나빠짐’이고, 2점은 ‘차이 없음’, 3점은 ‘조금 좋아짐’, 4점은 ‘좋아짐’, 5점은 clean speech를 기준으로 ‘매우 좋아짐’으로 설정하였다.

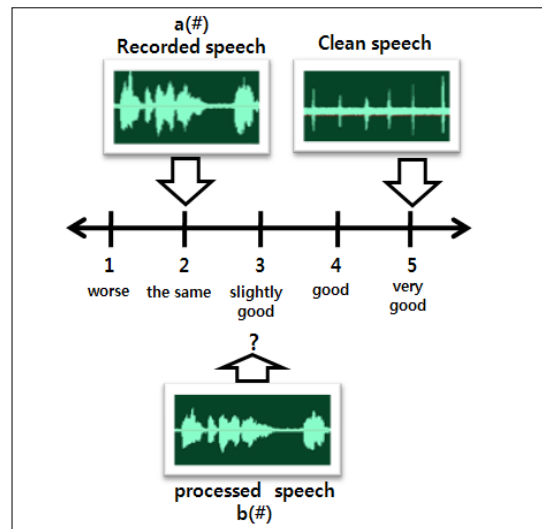


Fig 10. MOS Test

그림 10. MOS 실험

3. 실험 결과

표 3은 첫 번째 실험a(1)~a(6) 즉, 녹음된 원본데이터를 피험자에게 들려주고 SDT한 결과이다. 표4는 하루 휴식 후 두 번째 실험b(1)~b(6) 즉, 자기음성억제 알고리즘 처리 데이터를 피험자에게 들려주고 SDT한 결과이다. 점수는 50개의 1음절단어가 1세트로 총 100%가 된다.

표 3에서 보면 상대음성과 자기음성이 섞인 경우 평균 98%인 피험자의 SDT값이 남자평균 남녀전체평균 70.00±6.93(%)로 약 38%가량 감소함을 알 수 있다.

자기음성억제 알고리즘 처리 시 표 4와 같이 남녀전체평균 SDT값이 77.80±6.73(%)로 7.75±4.20(%) 향상되었음을 볼 수 있다. 그림 11은 남녀별 향상된

SDT값을 나타낸 그래프이다. 0°일 때를 제외하고 남녀평균 SDT값이 10.90±0.90(%)상승했음을 볼 수 있다. 0° 일 경우 양귀도 들어오는 소리의 시간의 차가 동일하여 자기음성억제 알고리즘에 적용되지 않아 향상된 SDT값이 남녀평균 1.46±1.04(%)로 차이가 별로 없음을 알 수 있다.

표 5는 피험자를 대상으로 실시한 음질 MOS 실험에 대한 결과이다. 음질의 경우 남자평균 3.08±0.44 점, 여자평균 3.03±0.15점을 얻었다. 상대적으로 점수가 낮은 0° 70dB와 45° 70dB와 90° 70dB 경우 남녀의 평가의 점수 차가 크고 전체 평균을 보아도 2.7점~2.9점 사이므로 조금 좋아졌다는 긍정적인 결론을 내릴 수 있다고 생각된다.

Table 3. Result of SDT of original recorded data

표 3. 녹음된 원본데이터의 SDT 결과

내용	Speech Discrimination Test Score(%)		
	남자	여자	전체
a(1)	70.00±5.00	78.33±3.00	75.00±4.60
a(2)	64.00±3.00	68.00±2.00	66.40±3.12
a(3)	81.50±3.75	78.67±5.78	79.80±5.08
a(4)	57.50±3.50	60.00±5.33	59.00±4.60
a(5)	75.50±2.50	76.33±3.78	76.00±3.20
a(6)	60.50±4.50	66.00±5.33	63.80±6.24
평균	68.17±7.50	71.22±6.56	70.00±6.93

Table 4. Result of SDT of self-voice suppressed data

표 4. 자기음성억제 처리된 데이터의 SDT 결과

내용	Speech Discrimination Test Score(%)		
	남자	여자	전체
b(1)	72.00±6.00	81.33±2.67	77.60±5.28
b(2)	63.50±2.50	69.33±3.33	67.00±3.60
b(3)	90.00±4.00	90.67±4.44	90.40±4.32
b(4)	71.50±4.75	71.00±5.00	71.20±4.96
b(5)	85.50±3.50	85.33±3.78	85.40±3.68
b(6)	73.00±5.50	76.67±4.44	75.20±4.96
평균	75.92±7.89	79.06±6.72	77.80±6.73

Table 5. Result of MOS test

표 5. 음질 MOS 실험 결과

내용	Mean Opinion Score(1~5)		
	남자	여자	전체
b(1)	3.00±0.50	3.33±0.44	3.20±0.48
b(2)	2.50±0.50	2.83±0.28	2.70±0.42
b(3)	3.75±0.38	3.17±0.56	3.40±0.60
b(4)	2.75±0.38	3.00±0.33	2.90±0.36
b(5)	3.75±0.38	3.00±0.67	3.30±0.70
b(6)	2.75±0.75	2.83±0.28	2.80±0.48
평균	3.08±0.44	3.03±0.15	3.05±0.25

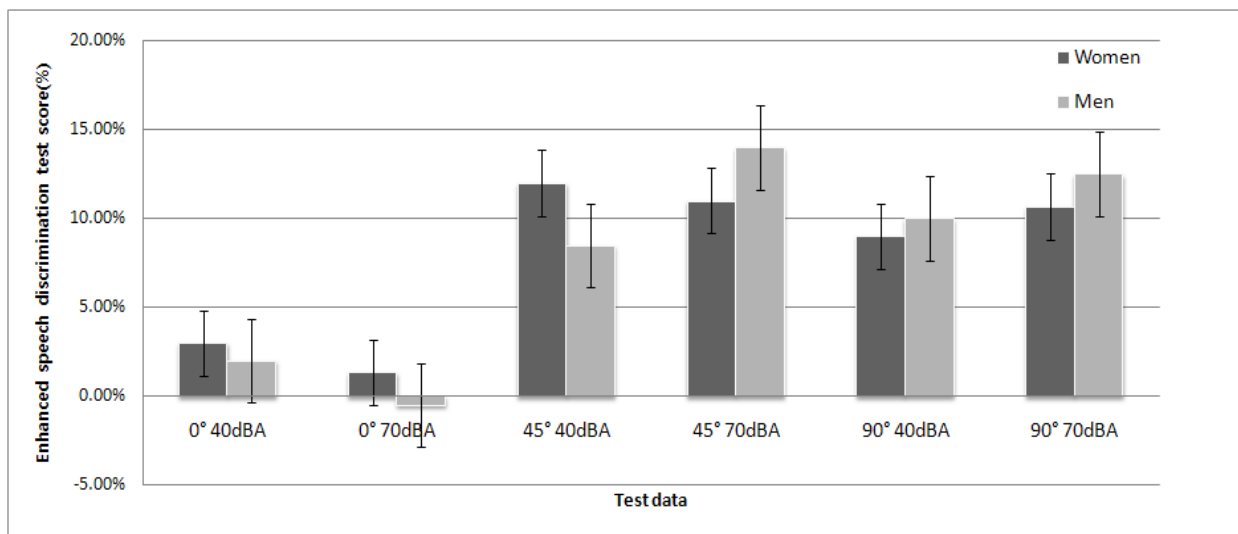


Fig 11. The result of enhanced SDT

그림 11. 향상된 SDT 결과 그래프

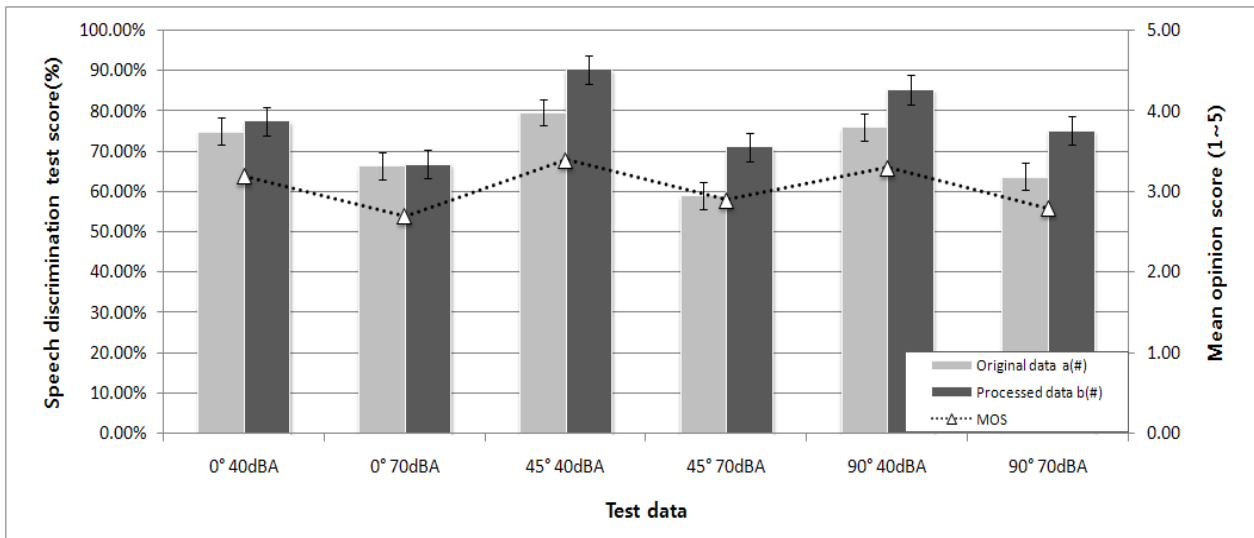


Fig 12. The average all subjects's SDT and MOS  
 그림 12. 남녀 전체 평균 SDT, MOS 그래프

그림 12은 남녀 전체 평균 SDT 및 MOS 결과 값을 나타내는 그래프이다. 전체적으로 자기음성억제 알고리즘 처리 시 70dBA보다 40dBA의 MOS 값이 좋게 나타났음을 볼 수 있다. 이는 일정 거리에 있어 감쇠되어 들어오는 상대음성의 음압보다 자기음성의 음압이 크게 들어온다 하더라도 완전히 구분하여 억제할 수 없는 한계점 때문이다. 즉, 자기음성으로 분류된 입력신호의 레벨 평균을 계산하여 80dB 혹은 50dB이상의 1KHz이하 성분을 억제 시 자기음성 뿐만 아니라 화자의 음성 또한 일부 억제되기 때문이다. 피험자가 듣기에 소리 큰 70dBA 데이터일 경우 40dBA와 비교하여 상대음성정보가 더욱 왜곡 그로 인해 음질 평가가 더욱 낮게 나오는 것을 볼 수 있다. 하지만 그림 11과 같이 70dBA 경우 향상된 SDT값은 40dBA의 향상된 SDT값보다 커 효율 면에서 더 좋게 나타냄을 볼 수 있다.

### V. 결론

본 논문에서 크로스 보청기 착용자가 상대와 동시 대화시 자기음성이 크게 들어와 상대음성인식에 어려움이 있을 수 있고, 이를 방지하고자 자기음성억제 알고리즘을 개발하였다. 실제 자기음성이 상대음성인식에 미치는 영향을 확인하기 위해 SDT실험을 하였다. SDT결과 표 3와 같이 음성 인식률이 20%~40% 가량 감소해 자기음성이 화자의 음성인식에 방해요소가 됨을 확인하였다.

크로스 보청기의 음성인식 효율을 높이고자 개발된

자기음성억제 알고리즘은 자기음성을 분류하여 억제시키는 알고리즘으로 구성되었다. 음성인식의 향상도를 확인하고자 본 실험에서는 자기음성억제 알고리즘을 처리한 데이터와 처리하지 않은 원본데이터 가지고 SDT를 시행하였다. 그 결과 그림 11과 같이 남녀 전체 평균 SDT값이  $7.75 \pm 4.20(\%)$  가량 향상되었음을 확인하였다. 또한 음질을 대상으로 한 MOS 실험에서 남녀평균  $3.05 \pm 0.25$ 점을 얻어 대체적으로 조금 좋아졌다는 긍정적인 평가를 얻었다. 그림 12에서 보면 70dBA보다 소리가 작은 40dBA의 MOS 결과 값이 더 높게 나타난다. 이는 자기음성과 상대음성을 완벽히 분류하지 못해 상대음성도 일부 억제되어 왜곡이 생기는 현상이 있기 때문이다. 상대적으로 소리가 큰 70dBA일수록 자기음성에 방해가 많아 SDT값이 더욱 떨어지고, 왜곡에 영향을 받아 MOS평가가 낮은 것으로 생각된다. 하지만 그림 11에서 보듯이 70dBA같은 경우 SDT결과 약 2%가량 높게 나와 자기음성억제 알고리즘의 효율이 높아 음질감화현상은 큰 문제가 되지 않는 것으로 생각된다.

이로서 본 논문에서는 자기음성억제 방법으로 양귀로 소리를 입력받아 들어오는 음성의 시간의 차를 이용하여 자기음성을 분류고, 자기음성일 경우 입력레벨의 평균을 계산하여 억제레벨을 결정 후, 결정된 억제레벨 이상의 음성인 경우 한국어의 주요 에너지 주파수 인 1 KHz이하의 성분을 억제함으로써 향상된 음성 정보를 얻을 수 있음을 제안한다.

제안한 자기음성억제 알고리즘이 화자음성인식에 도움이 되며 음질에서도 조금 좋아졌다는 평가를 얻을 수 있어 크로스 보청기의 피팅 알고리즘으로 도움이 될 것으로 생각된다. 또한 향후 크로스보청기에서 자기음성과



화자의 음성을 명확히 구분하고 지능적인 억제과정을 통해 음성인식 및 음질 향상에 더욱 도움이 되는 자기음성억제 알고리즘 연구가 활발히 이루어지기를 기대한다.

### 참고 문헌

- [1] Du Hwan Yun, Tae Hyun Yoon, Kwang Sun Lee, "Subjective Satisfaction in Hearing Aid Users by APHAB," *Korean J Otolaryngol*, 43, 698-702, 2000
- [2] Bess F.H., Tharpe A. M. "Unilateral hearing impairment in children. Pediatrics," *Pediatrics*, 74, 206-216, 1984
- [3] Harford E., Barry J. A., "rehabilitative approach to the problem of unilateral hearing impairment : Contralateral routing of signal(CROS)," *Journal Speech and Hearing Disorders* 30, 121-138, 1965
- [4] Hable L.A., Gudmundsen G.I., "CROS-PLUS : A physical CROS system," *Hearing Instrument* 41, 1990
- [5] Koenig W., "Subjective effects in binaural hearing," *Journal of Acoustic Societies of America*, 22, 62-62, 1950
- [6] Davis A.C., Haggard M.P., "Some implications of audiological measure in the population for binaural aiding strategies," *Scand Audiol Suppl*, 15, 167-179, 1982
- [7] Junhak L., Kyoung-won L., *Hearing Aid Evaluation*, Hakgi, 43 283-286, 2005
- [8] Valente M., Potts L.M., Valente M & Goebel J, "Wireless CROS versus transcranial CROS for unilateral hearing loss," *American Journal of Audiology* 4, 1995
- [9] Sung-kyu Choi, "The Effects on FM Auditory Trainers to Improve Speech Discrimination Abilities for Children with Unilateral Hearing Loss," *KSSE*, Vol.13 No.1, 149-156, 1996
- [10] Ralf Burda, Christian Wietfeld, "Multimedia over 802.15.4 and ZigBee Networks for Ambient Environment Control," *IEEE*, 1550-2252, 179-183, 2007
- [11] J.H. Lee, "Standardization of the speech Audiometry Method," *A Report for Technical Development that is Standardization of the Speech Audiometry Method*, pp. 177, 2008

### 저 자 소 개

#### 임 원 진 (학생회원)



2008년 : 인하대학교 정보통신공학부 학사

2008년 3월~현재 : 인하대학교 전자공학과 석사과정

<주관심분야>

무선 보청기 시스템,

음성신호처리, 심리음향

#### 고 영 환 (비회원)



1991년 : 단국대학교 문리과대학 전산통계학과 졸업 (이학사)

2009년~현재 : (주)HTi 기술연구소 소장

<주관심분야>

유·무선통신, 신호처리

#### 전 유 용 (비회원)



2006년 : 전북대 생체정보공학부 학사

2009년 : 인하대 전자공학과 석사

2009년 3월~현재 : 인하대 전자공학과 박사 과정

<주관심분야>

음성신호처리, 보청기 시스템,

심리음향

#### 길 세 기 (정회원)



1998년 : 인하대학교 전자공학과 학사

2000년 : 인하대학교 전자공학과 석사

2006년 : 인하대학교 전자공학과 박사

2006년 9월~2007년 9월 : 일본 와세다대학교 대학원 초청연구원

2007년 10월~2009년 6월 : 인하대학교 전자공학과 정보전자공동연구소 연구교수

2009년 7월~현재 : 한국체육과학연구소 연구원

<주관심분야>

생체신호처리, 음성신호처리, 유비쿼터스 헬스케어, 의용영상처리

**윤 광 섭** (비회원)



1982년 : 인하대학교 전자공학과 학사  
 1983년 : Georgia Institute of Technology  
 전자공학 석사  
 1989년 : Georgia Institute of Technology  
 박사  
 1989년 3월~1992년 2월 : Silicon  
 Systems Inc, Tustin Calif. U.S.A

Senior Design Engineer

1992년 3월 ~ 현재 : 인하대학교 전자공학과 교수

<주관심분야>

혼성신호처리 집적회로 설계, 설계 자동화 및 소  
 자/회로/시스템 모델링 등

**이 상 민** (정회원)



1987년 : 인하대학교 전자공학과 학사  
 1989년 : 인하대학교 전자공학과 석사  
 2000년 : 인하대학교 전자공학과 박사  
 1989년 1월 ~ 1994년 7월 : LG이노텍  
 선임연구원  
 1995년 1월-2002년 3월 : 삼성중  
 합기술원 책임연구원

2002년 4월-2005년 2월 : 한양대학교 의공학교실  
 연구교수

2005년 3월-2006년 8월 : 전북대학교 생체정보공학  
 부 조교수

2006년 9월-현재 : 인하대학교 전자전기공학부 부교수  
 <주관심분야>

Healthcare system design, Psychoacoustic,  
 Brain-machine interface