

# 감음성(感音性) 난청인의 언어청력 향상에 관한 연구

이상민\*, 우효창\*\*, 김동욱\*, 송철규\*, 이영목\*, 김원기\*

\*삼성생명과학연구소 임상의학센터, \*\*삼성의료원 이비인후·두경부외과

## An Improvement of Speech Hearing Ability for sensorineural impaired listners

S.M. Lee\*, H.C. Woo\*\*, D.W. Kim\*, C.G. Song\*, Y.M. Lee\*, W.K. Kim\*

\* Biomedical Engineering Center, SAMSUNG Biomedical Institute,

\*\* ORL-IINS, SAMSUNG Medical Center

### ABSTRACT

In this paper, we proposed a method of a hearing aid suitable for the sensorineural hearing impaired. Generally as the sensorineural hearing impaired have narrow audible ranges between threshold and discomfortable level, the speech spectrum may easily go beyond their audible range. Therefore speech spectrum must be optimally amplified and compressed into the impaired's audible range. The level and frequency of input speech signal are varied continuously. So we have to make compensation input signal for frequency-gain loss of the impaired, specially in the frequency band which includes much information. The input signal is divided into short time block and spectrum within the block is calculated. The frequency-gain characteristic is determined using the calculated spectrum. The number of frequency band and the target gain which will be added input signal are estimated. The input signal within the block is processed by a single digital filter with the calculated frequency-gain characteristics. From the results of monosyllabic speech tests to evaluate the performance of the proposed algorithm, the scores of test were improved.

### 1. 서 론

난청은 더 이상 특수장애가 아닌 장애로서 구분되고 있으며 개방적이고 사회활동이 활발한 사회에서 점점 난청극복에 대한 중요성이 높아지고 있다. 특히 인구구성비가 늘어나고 있는 노인들의 경우 난청으로 인한 사회활동의 제약은 복지사회로 가는데 있어서 해결해야할 기본과제이다.[1] 난청의 음향적 특성인 주파수 특성은 개인에 따라 다양하고 또한 병상의 진행에 따라서 특성이 변한다.[2] 과거에는 난청자에 대한 입력신호의 보상을 주파수 영역에서 아나로그소자를 사용하여 선형 증폭을 하였으나 최근에는 디지털 신호처리 기술을 도입하여 난청자의 개인별 청력 손실 특성에

잘 대응하도록 설계된 알고리즘들이 발표되고 있으며 잡음제거, 음성강조, 제환잡음제거 등 여러분야에서도 청력손실을 보상하기 위한 연구가 진행되고 있다.[3]~[6] 본 논문에서는 음성신호를 대상으로 보청처리의 한 방법으로 시간변화 디지털 필터를 이용한 보청방식을 제안한다. 이 방법은 입력신호의 레벨과 그에 따른 주파수 스펙트럼이 변하여도 이를 감지하여 주파수대역별 출력신호를 난청자의 청력특성에 맞게 증폭처리하는 것이 가능하도록 하였다. 특히 정상 청력인에 비하여 청력의 다이내믹 범위(dynamic range)가 협소한 감음성 난청인(sensorineural hearing impaired)에 대하여 수청명료도가 개선될 것이 기대된다.

### 2. 과거의 보청처리 문제점

난청의 원인은 기능저하, 신경손상, 질병의 후유증 등 여러가지가 있으며 난청의 종류를 나누어 보면 청력장애의 부위에 따라 크게 전도성 난청 (Conduction hearing loss)과 감음성 난청 (Sensorineural hearing loss)으로 나눌수 있다.[2] 전도성 난청은 고막(tympanic membrane)이나 이소골(auditory ossicles)등의 외이(external ear) 또는 중이(middle ear)에 병변이 있을때 발생하는 난청으로서 최소가청역치(hearing threshold)가 상승하면서 불쾌역치(Uncomfortable Level)도 함께 상승하여 청력의 동적범위(dynamic range)는 정상인과 같다. 감음성 난청은 최소가청역치가 상승하는데 반해 불쾌역치는 정상인과 유사한 정도를 가진다. 즉 청력의 동적범위가 협소해진다. 이를 보충현상(補充現象, recruitment)이라하며 그림1에 나타내었다. 노인성 난청은 주로 이러한 감음성 난청으로 분류되는데 특히 고주파 대역에서 최소가청역치가 상승하는 특성을 많이 보인다. 또한 감음성 난청은 청각계의 시간분해능과 주파수분해능이 나빠진다.[7]

#### 2.1 선형증폭 보상

전도성 난청의 경우는 최소가청역치와 불쾌역치가 같이 상승하므로 입력신호를 선형증폭시키는 것만으로도 많은 효과가 있지만 감음성 난청은 최소가청역치가 상승하는데 반해 불쾌역치는 정상인과 동일하므로 단순한 선형 증폭으로는 보청이 잘 안된다. 즉 이득이 작으면 최소가청역치를 넘어서기

어렵고 이득이 크면 큰소리 입력시 불쾌역치를 초과한다.

2.2 진폭압축 보상

입력음성신호의 평균적 스펙트럼을 난청인의 쾌적 청취레벨로 적절하게 증폭시키고 불쾌역 레벨을 초월하는 신호는 리미트(limit)로 억제하는 방식을 사용하였다. 이러한 방법은 입력신호레벨의 변동범위가 적절히 작을때 효과가 있으나 일반적인 회화등에 나타나는 입력 레벨의 범위를 효과적으로 보상하기에는 한계를 가진다.

2.3 보충현상(補充現象, recruitment)의 보상

감음성 난청의 작아진 청력 동적범위에 맞추기 위하여 보충현상을 적절하게 보상하는 관점에서 압축처리를 행하는 연구가 진행되고 있다.[8] 이경우 보통 loudness현상에 대해서 연구를 하는데 입력대역을 분할할 것인가? 만약 분리한다면 대역수는 몇 개로 할 것인가? 어떤 대역분할 필터를 사용해야 하는가? 어떤 난청자에 대해 loudness보상 특성을 어떻게 정할 것인가? 하는 것들이 연구되어 지고 있다.

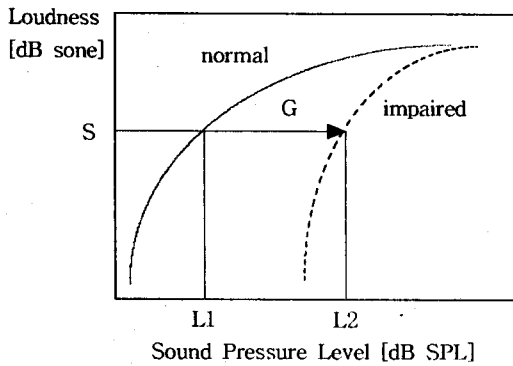


Fig.1 An example of gain decision for loudness compensation at a certain frequency

3. 입력신호 스펙트럼을 추적하는 보청처리

입력신호의 주파수대역에서의 레벨변동을 추적하는 보청방식에 대해서 다대역진폭압축방식이 제안되고 있다.[9] 이것은 입력을 필터뱅크(filter bank)를 이용하여 대역을 분할하여 각대역에서 신호의 포락선 검출을 하여 각대역의 증폭율을 지정하는 것이다. 그러나 이 방식은 입력신호를 복수의 대역으로 분할 처리하는데 주파수 대역간에서의 증폭율 차이가 큰경우에는 주파수 특성이 불연속되는 등 자연성이 손실되어 단순 진폭 압축보다는 효과가 있으나 성능의 개선이 요구된다.

여기서 우리는 단일 디지털 필터를 이용하여 입력신호를 단구간 스펙트럼을 추적하여 각 주파수 밴드별 증폭특성을 변화시키는 보청알고리즘을 제안한다. 이 알고리즘은 정상인과 난청인의 loudness 상관 관계를 이용하여 입력신호의 스펙트럼에 대

응하여 출력 음성신호의 주파수 특성을 변화하여 출력신호를 난청인의 좁은 청력분야내에 있도록 처리한다. 다대역 진폭압축방식과 다르게 단일 디지털필터에 의해 처리를 하므로 시스템이 작아지고 스펙트럼의 변화량이 작은 구간에서는 선형필터 같은 동작을 한다.

3.1 알고리즘 개요

음성신호의 스펙트럼은 음소에따라 많이 변하고 한 음소내에서도 과도적인 변화가 있으므로 입력신호를 스펙트럼의 변화량이 비교적 작도록 하여 단시간 구간으로 나누어 구간 단위로 증폭처리한다. 단구간에 대응하는 입력신호의 스펙트럼을 조사하여 그 스펙트럼과 난청인의 잔존청력을 기준으로 구간에서의 최적 주파수특성 보상량 즉 입력되는 신호의 주파수 특성에 적합하게 주파수밴드를 나누어 각 밴드별로 이득을 결정하여 증폭처리를 행하여 입력음성신호를 난청인이 자신의 청력 범위 내에서 들을수 있도록 한다. 그림2는 제안한 시스템의 처리 블록도이다.

입력신호를 작은 블록 (128samples, 10.7ms, 12KHz)로 나누고 블록내의 신호를 short term 64 point FFT 분석을 하여 블록내의 평균스펙트럼을 구한다. 이 데이터에서 주파수 밴드별(250~ 6KHz)로 분리된 loudness 상관함수를 이용하여 이 블록에 대응하는 최적의 주파수특성보상을 결정한다. 또한 주파수 대역별 스펙트럼의 변화량을 검사하여 스펙트럼의 변화량에 따라 주파수 대역수를 조정한다. 필터링에 frequency-sampling FIR 필터를 사용하며 spline 함수로 필터계수를 설정하였다.

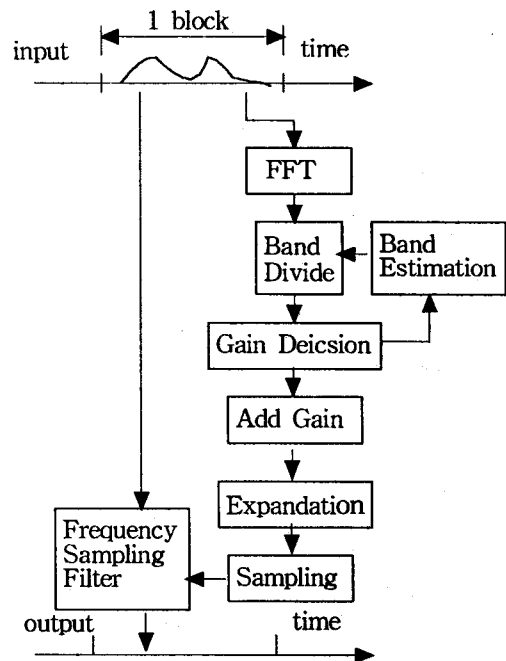


Fig.2 Block diagram of the hearing aid process

3.2 주파수밴드 평가

그림1.에서 보듯이 같은 정상인과 난청인이 같은 loudness 를 가지기 위하여 어떤 주파수 대역에서

입력레벨 L1과 L2차이 만큼인 G정도의 증폭이 필요하다. 이러한 정상인과 난청인 사이의 loudness 상관함수는 주파수별 비선형특성을 가지므로 어느 정도는 선형함수로 도출해내는 것이 중요하다. 주파수 밴드 분류는 옥타브(octave)밴드로 최초 5밴드를 초기치로 설정하였다. 밴드내의 에너지 변화를 판단하여 각 밴드를 더 작은 밴드로 나누는데 몇 개의 밴드가 최적인가를 구하는 문제는 난청의 특성에 영향을 받는다.

4. 평가 실험

4.1 방법

한국어 단음절 단어에 대하여 2명의 전형적인 감음성 난청인과 2명의 정상인에 대하여 수행하였다. DAT(Digital Audio Tape)으로 단음절 단어를 수집하고 제안한 알고리즘을 컴퓨터로 처리하여 헤드폰을 이용하여 청취 이해도 시험을 하였다. 음성신호의 수집과 출력은 삼성의료원의 교정된 청력검사장비와 시설을 이용하였다.

4.2 결과

그림3에 단음절 언어 청취시험 결과를 나타내었다. 입력신호 레벨을 3단계로 나누어 시험한 결과 제안된 알고리즘으로 처리된 음성신호에 대한 난청인의 청취이해도가 크기로는 20[dB]이상, 입력신호 70[dB]에서 이해도는 70[%] 이상 향상되었음을 알 수 있었다. 그러므로 비실시간이며 환경조건이 시험실이라는 제한된 조건이었으나 제안된 알고리즘의 유용성이 확인되었다.

5. 결 론

감음성 난청인의 언어 청취 이해도 향상을 위한 알고리즘을 제안하고 정상인과 비교 시험을 하여 제안된 알고리즘의 효과를 확인하였다. 제한된 시험조건이었으나 언어 청취 향상도는 기존의 알고리즘보다 좋은 결과를 보였다. 더 많은 난청인에 대한 시험과 다양한 감음이 존재하는 환경에서의 시험을 통하여 loudness상관함수와 주파수밴드 분리기법에 대한 연구가 진행된다면 더 좋은 결과도 도출되리라 판단된다.

참 고 문 헌

1. 강성훈 외, "장애인 및 고령인을 위한 복지통신 단말", 전자공학회지, p58~64, 1993.8.
2. 백만기, 최신이비인후과학, 일호각, 1987.
3. 鈴木陽一 外, "디지털補聽器をための 信号處理と 電機工學", BME, p37~45 Vol.7, No.7, 1993.
4. 尾野益夫 外, "디지털보청기의 현황と 展望", 일본음향학회지, p778~784, 47권10호, 1991.
5. Yang Ming Cheng and Douglas O' Shaughnessy., "Speech enhancement based conceptually on auditory evidence "International Conference on Acoustic, Speech,Signal Pro., p961~964, 1991.

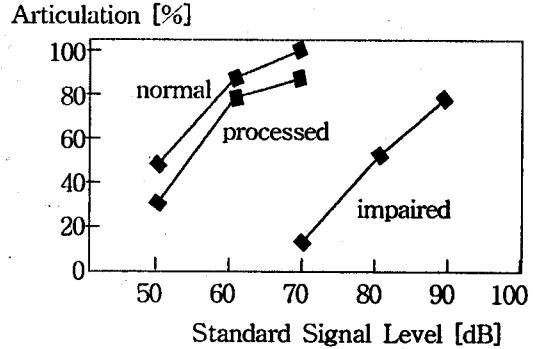
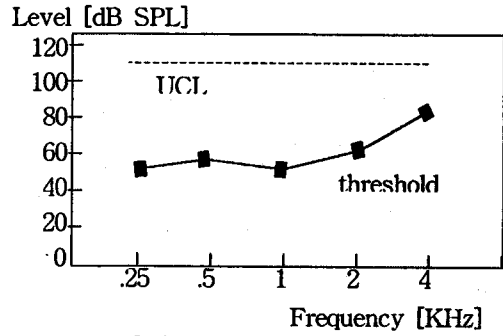


Fig. 3 Experimental results obtained by Sub.  
 (a) Threshold and uncomfortable level  
 (b) Score articulation test

6. D.K. Bustamante, T.L.Worrall, M.J. Williams, "Measurement and adaptive suppression of acoustic feedback in the hearing aids.", International Conference on Acoustic, Speech,Signal Pro., p2017~2020, 1989.
7. E.Zwicker, Psychoacoustics, Springer-Verlag, New York, 1982
8. Kollmeier B: "Speech enhancement by filtering in the loudness domain." Acta Otolaryngol Suppl 469, p207~214, 1990.
9. 關本壯太郎 外, "補聽器のための 週波數 壓縮音聲の 明瞭度特性", 음향학회지 41, p841~849, 1985.
10. Marjorie R. Leek and Van Summers, "Auditory filter shapes of normal-hearing and hearing-impaired listeners in continuous broadband and noise" J.Acoustic.Soc. Am. p3127~3137. Dec. 1993.