

정재호

한양대학교 구리병원 이비인후과

Hanyang Med Rev 2015;35:97-102

<http://dx.doi.org/10.7599/hmr.2015.35.2.97>

pISSN 1738-429X eISSN 2234-4446

Rehabilitation of Sensorineural Hearing Loss: Hearing Aid

Jae Ho Chung

Department of Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery, Hanyang University Guri Hospital, Guri, Korea

Social concerns about sensorineural hearing loss have been increasing with the advent of an aging society. As most hearing loss is incurable and permanent, audiologic rehabilitation is the only option for restoring hearing. Sensorineural hearing loss includes both sensory loss of the cochlea and functional loss of the 8th cranial nerve. Because sensorineural hearing loss patients often have difficulty in understanding and locating specific sounds amidst the other ambient noise, functional amplification with hearing aids in sensorineural hearing loss is challenging work. By applying digital signal processing techniques to hearing aids, hearing rehabilitation has undergone remarkable development in recent years. Herein, the basic concepts underlying digital signal processing are reviewed briefly, followed by a short historical background of hearing aid development. The principles of hearing aid selection, counselling, frequent problems encountered in hearing aid fitting and validation are also discussed.

Key Words: Hearing Aids; Hearing Loss; Rehabilitation

Correspondence to: Jae Ho Chung
우471-701, 경기도 구리시 경춘로 153,
한양대학교 구리병원 이비인후과
Department of Otorhinolaryngology-Head
and Neck Surgery, Hanyang University
Guri Hospital, 153 Gyeongchun-ro,
Guri 471-701, Korea
Tel: +82-31-560-2369
Fax: +82-31-566-4884
E-mail: Jaeho.chung.mcl@gmail.com

Received 18 March 2015

Revised 25 March 2015

Accepted 30 March 2015

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

서론

감각신경성 난청은 신경세포의 비가역적인 손상에 의해 유발된다. 현재까지의 의학 기술로는 청신경기능을 정상으로 회복시킬 수 있는 방법이 없어, 난청환자들에 대한 치료는 주로 청력재활에 집중을 하게 된다[1].

난청이 지속되면 의사소통이 힘들어져 사회활동에 지장을 받게 되고, 오래 방치되는 경우는 정신적 장애를 유발할 수 있다. 고령화 사회로 변화하면서 노인성 난청의 빈도가 증가하고, 음향기기의 사용으로 청소년층에서도 난청이 늘어나고 있어, 난청의 진단과 재활에 대한 사회적 관심이 증가하고 있다.

보청기는 대표적인 청력 재활도구로 환자의 귀에 장착하여 소리를 증폭하여 주는 기구이다. 과거의 보청기는 주로 전음성 난청 환자를 대상으로 사용되었으며, 감각신경성 난청 환자는 신경기능의

저하로 소리를 증폭할 경우 왜곡되고 변형되어 불쾌감을 주는 경우가 많아 사용에 제한이 있었다[2]. 하지만 최근 디지털 보청기 기술의 개발과, 다양한 소리처리 방식이 적용되어 역동범위(dynamic range)가 줄어들고, 주파수 분별력이 떨어져 있는 감각신경성 난청 환자에서 청력재활에 도움을 줄 수 있다.

본 원고를 통해 청각 재활의 대표적인 방법인 보청기의 기본 구조와 원리, 난청 환자에서의 보청기의 선택법 및 조절법 그리고, 최신 보청기 기술에 대해 논해 보고자 한다.

보청기의 역사

보청기는 소리를 증폭시켜 귀에 도달시키거나 보다 효과적으로 소리를 전달해주는 장치를 말한다. 원시적 보청기는 소리 수집기의 형태로, 원뿔과 깔대기 같은 도구를 이용하여 소리를 한 곳에 집중

시켜서 잘 들을 수 있도록 하였다. 1876년 전화기의 발명으로 전기적으로 소리를 증폭시킬 수 있게 되고, 이는 현대 보청기 개발의 초석이 된다[3]. 1900년에 처음 생산된 카본 보청기는 마이크로폰, 이어폰, 배터리로 구성되었으며, 이는 현대 보청기의 시초가 된다. 이후 진공관, 트랜지스터, 반도체로 이어지는 전기 회로 기술의 발달로 책상에 올려놓고 사용할 정도로 큰 보청기의 형태에서 귀에 걸거나, 귓속에 들어 갈 수 있게 크기가 줄어들었다. 최근에는 디지털 신호처리 기술에 힘입어 신호의 왜곡이나 손실을 줄일 수 있는 기술들이 개발되었으며, 최신 무선 통신 기술의 적용으로 다른 음향 기기와의 연결이 가능한 보청기가 등장하여 사용자 편의성을 높이고 있다.

보청기의 구성 및 종류

디지털 보청기는 과거의 카본 보청기와 마찬가지로 변환기(transducer), 증폭기(amplifiers), 전원(battery)의 기본 구조를 가진다. 변환기는 에너지의 형태를 변화하는 장치로 보청기에서는 음향 에너지를 전기 에너지로 변환하는 마이크로폰(microphone), 전환기 주변의 자기장 에너지를 전기 에너지로 바꾸어주는 텔레코일(telecoil), 전기 신호를 다시 음향 신호로 바꾸는 수화기(receiver)가 있다(Fig. 1). 증폭기는 마이크로폰에서 변환된 전기신호를 증폭하는 기능을 하며, 이는 보청기에서 가장 중요한 부분이다. 증폭기의 신호 처리 방식에 따라 아날로그, 디지털로 나눌 수 있으며, 증폭방법에 따라 선형 증폭, 압축 증폭 등으로 구별할 수 있다. 전원은 소리를 증폭하는 데 필요한 에너지를 제공한다. 일반적으로 보청기에는 수은전지를 사용하며, 건전지가 약하면 보청기에서 증폭 가능한 소리 압력 수준이 제한될 수 있다. 배터리의 크기 및 작동시간은 보청기 사용자의 편의성과 직결되는 요소로 보청기 전원 기술의 개발은 증폭에 못지않게 중요하다.

현대 보청기는 형태와 크기에 따라 포켓형(box type), 귀걸이형(behind the ear, BTE), 이갑개형(in the ear, ITE), 외이도 입구를 일부 채우는 외이도형(in the canal, ITC), 고막 앞에 위치시키는 고막

형(completely in the canal, CIC)으로 나눌 수 있다(Fig. 2)[4]. 포켓형은 수신기와 마이크로폰이 분리되어 되올림현상이 일어나지 않고, 매우 큰 출력을 얻을 수 있는 장점이 있으나, 주머니에 넣는 경우 불필요한 소음들이 증폭이 되는 경우가 있다. 귀걸이형 보청기는 고막형 보청기에 비해 출력이 커서 심도 난청이 있는 환자에게 사용할 수 있으며, 전화기와 연결되는 텔레코일을 설치할 수 있다. 이 갑개형과 외이도형 보청기는 귓바퀴의 소리 집음 효과를 이용할 수 있는 장점이 있으며, 고막형 보청기에 비해서는 강한 출력을 얻을 수 있다. 보청기의 크기가 상대적으로 커서 방향성 마이크로폰이 설치가 가능하지만, 소리의 되올림이 심하고 기공(vent)을 설치하기 어려운 단점이 있다. 고막형 보청기는 겉으로 드러나지 않아 미관상 가장 우수하다. 음향학적인 관점에서도 귓바퀴와 외이도에 의한 공명과 증폭의 효과를 이용하여 보다 자연스러운 음을 들을 수 있으며, 수화기가 고막 근처에 위치하여 고막에 직접 도달하는 소리 에너지가 커서 고음역 증폭에 유리하다. 고막형 보청기는 외이도 깊숙히 위치하기 때문에 폐쇄효과가 덜하고 소리의 누출이 많지 않아 되올림의 빈도가 적은 장점이 있다. 하지만 출력이 낮아 심도 난청 환자에서 사용하기 힘들고, 고령의 환자는 조작성이 어려울 수 있으며, 배터리 사용시간이 짧은 단점이 있다[3]. 최근 수화기와 마이크로폰을 분리한 receiver in the canal (RIC) 보청기가 개발되었으며, 이는 개방형 보청기의 한 형태로 폐쇄효과 및 되올림을 막을 수 있어 좀 더 자연스러운 증폭이 가능한 장점이 있다.

보청기관련 용어

보청기의 성능과 원리를 이해하기 위해서는 음향학적인 지식의 기본이 되어야 한다. 보청기와 청력재활을 이해하기 위해 필요한 용어를 다음과 같이 정리하였다.

1. 이득(gain)

이득은 입력과 출력되는 음압의 차이를 의미하며, 데시벨(dB)로 표현한다. 최대 이득(full on gain)은 보청기의 볼륨을 최대치로 올렸을 때 얻게 되는 이득의 최댓값을 의미한다.

Hearing Aid

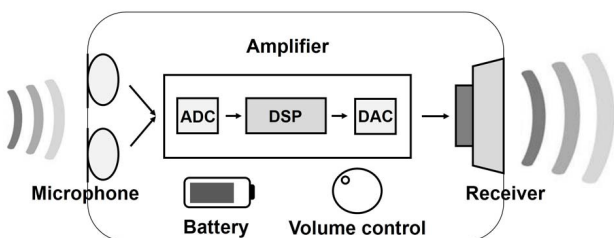


Fig. 1. Diagram of digital hearing aid. ADC, analog digital converter; DSP, digital signal processor; DAC, digital analog converter.



Fig. 2. Classification of hearing aid type (courtesy of Oticon, Inc., Somerset, NJ). CIC, complete in the canal; ITC, in the canal; ITE, in the ear; BTE, behind the ear; RIC, receiver in the canal.

2. 출력(output)

출력은 보청기에서 나오는 음향 에너지의 종합적인 양을 의미하며, dB SPL로 표현한다.

3. 포화음압치90 (saturation sound pressure level 90, SSPL 90)

보청기의 볼륨을 최대로 올린 상태에서 90 dB SPL의 소리를 주었을 때 보청기를 통해 나오는 소리의 출력을 주파수별로 측정하는 것으로 보청기의 최대 출력을 의미한다. 최대 출력을 조정하여 불편감을 최소화하고 보청기의 소리로부터 청신경을 보호하기 위해 사용된다.

4. 채널(channel)과 밴드(band)

현대 보청기는 대부분 다중 채널, 다중 밴드의 형식을 가진다. 채널과 밴드는 주파수 반응곡선을 변환시킨다는 개념에서는 동일하나, 채널은 신호처리 과정에서 독립되어 처리되는 주파수 스펙트럼의 구획의 단위를 의미하며, 압축/증폭 등의 과정이 채널을 기준으로 이루어진다. 밴드는 오디오의 이퀄라이저와 같이 주파수 구획별로 증폭의 양을 조절하기 위해 나누어진 단위를 말하며 보통 밴드는 채널의 한 부분으로 구성될 수 있다.

5. 역동범위(dynamic range)

불쾌역치(uncomfortable level of loudness)에서 어음청취역치(speech reception threshold)를 뺀 값으로 소리를 들을 수 있는 범위이다. 감각신경성 난청이 있는 경우 역동범위가 줄어들어 청취할 수 있는 소리의 범위가 줄어들게 되며, 청력재활 시 보청기의 출력이 역동범위 내에 있게 조절하여야 한다.

6. 선형 증폭(linear amplification)과 비선형 증폭(non-linear amplification)

선형 증폭은 입력과 출력이 포화출력까지 선형으로 증폭되는 것을 의미한다. 일반적인 보청기의 포화출력이라고 생각되는 120 dB SPL에 이르게 되면 입력이 증가하여도 더 이상 출력이 증가하지 않을 수 있다. 비선형 증폭은 압축 증폭이라고도 하며 설정된 knee-point보다 작은 크기의 압력에서는 선형 증폭을 하고 그 이상의 크기의 압력에서는 포화출력 이전까지 낮은 비율로 압축 증폭하는 형식이다.

최신 보청기 기술

디지털 신호처리 기술(digital signal processing)의 도입으로 보청기가 프로그래밍화되었으며, 새로운 증폭방식이 적용되고, 음질개선을 위한 다양한 노력들이 이루어진다[5].

보청기는 선형 증폭, 비선형 증폭, 압축 증폭 등 다양한 방식으로 소리를 증폭한다. 선형 증폭은 출력의 포화점에 이르기 전까지는 1:1의 입출력 기능을 가진다. 그러나 출력이 포화되면 더 이상의 증폭이 어려워 이를 극복하기 위해 정점삭제(peak clipping)와 같은 방법으로 출력을 불쾌역치 아래로 유지할 수 있다. 하지만 이러한 과정 중 많은 소리정보가 손실되어 소리가 변형되기 때문에 보청기를 통해 증폭된 음이 듣기가 불편하고 어음명료도가 감소할 수 있는 단점이 있다.

압축(compression) 증폭 기능은 일정한 수준까지는 선형 증폭을 하다가 일정 부분에서부터는 1:2, 1:3 등의 입력에 비해 출력음을 작게 하는 방식으로 증폭하여 큰소리를 역동범위 내에 들어가게 할 수 있다. 광역가청범위압축 증폭기(wide dynamic range compression, WDRC)는 주파수 스펙트럼 전체를 온화하게 압축하여 좁아지니 역동범위 안에 집어넣는 방식으로 현대 보청기의 표준으로 여기어지는 기술이다[6,7].

최근에 개발되는 보청기는 8-20개의 채널을 사용한다. 채널이 많으면 압축역치와 압축비율을 채널별로 조절하여 난청 환자의 청력에 가장 적합한 주파수 반응곡선과 보청기 출력을 제공할 수 있다[8]. 각각의 채널에서 소음감소기능과 피드백 제어 기술을 적용하면 개선된 어음인지 환경이 가능하다. 방향성 마이크로폰(adaptive directional microphone) 기술은 기존의 마이크로폰과 달리 2개 혹은 3개의 소리 입력구를 가지고 있어 전/후방의 소리 크기를 선택적으로 조절할 수 있다. 따라서 소음이 많은 장소에서 전방의 대화음은 증폭시키고 후방의 소음은 적게 수용하여 신호대 잡음비를 증가시켜 대화음을 더욱 잘 들리게 할 수 있다[9]. 그리고 난청 환자가 보청기를 사용하는 전체 시간, 일일 평균 시간, 사용한 알고리즘 등의 내역이 보청기에 기록되는 기술이 적용되어 체계적인 청력재활에 도움을 줄 수 있게 되었고[10], 블루투스, FM통신 기술을 이용하여 전화, TV, 오디오, 컴퓨터와 쉽게 연결되어 편의성과 삶의 질을 높일 수 있다[11,12].

감각신경성 난청환자의 보청기 증폭의 유의점

전음성 난청은 청신경의 기능이 보존되어 있으므로 단순한 음량의 증폭으로도 충분한 청력재활의 효과를 얻을 수 있다. 하지만 감각신경성 난청 환자들은 청각회로의 복잡한 문제들로 단순한 증폭 기능만으로는 효과적인 재활이 어려울 수 있다[2,13].

대부분의 감각신경성 난청 환자는 저음역에 비해 고음역의 청력이 더 떨어진 소견을 보인다[14]. 저음역이 주로 음성의 크기를 반영하므로 소리는 들을 수 있으나 고음역의 정보를 받아들이지 못해 음성의 의미를 이해하기 어렵게 되며 이러한 현상은 배경 소음이 심한 곳에서 더욱 과장되어 나타난다. 그리고 감각신경성 난청환자에서는 와우 외유모세포의 손상으로 와우의 주파수 특이성이 소

실된다. 예를들면 인접한 주파수의 소음과 음성이 와우를 동시에 자극하게 되는 경우, 주파수 특이성의 소실로 인해 소음과 음성을 구별하는 능력이 떨어진다. 따라서 난청 환자들이 소음 환경에서 음성을 이해하기 위해서는 보다 많은 정보가 필요하며 이를 위해 높은 신호대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)를 가진 보청기가 필요하다. 마지막으로 감각신경성 난청 환자에서는 역동범위(dynamic range)가 줄어들어 있다. 이 같은 경우 선형 증폭을 하게 되면 큰 소리의 자극은 너무 커져 버리게 된다. 따라서 역동범위 안에 더 많은 청각 정보를 제공할 수 있도록 압축 기술을 이용한 증폭이 필요하다. 이같이 감각신경성 난청의 특징인 고음역 난청, 주파수 특이성 감소, 역동범위의 감소와 같은 많은 제한점을 극복하고 성공적인 청력재활을 위해서는 보청기 기술의 개발 못지않게 보청기 착용 후 적응 및 조절의 과정이 더욱 중요하다.

난청의 평가

보청기의 처방을 위해서는 고막과 외이도의 상태를 확인해야 하고, 정확한 청력검사가 필요하다. 청력검사는 순음청력검사, 어음청력검사와 같은 주관적 청력검사와 이음향방사검사, 청성뇌간유발 반응검사의 객관적 청력검사가 있다. 이 중 어음청력검사 중 어음명료도 검사는 대화 수준의 말을 정확하게 이해하는지를 알 수 있는 검사로 보청기를 이용한 증폭의 효과를 예측할 수 있는 가장 좋은 지표이다. 어음명료도가 90% 이상이면 보청기 착용으로 최상의 효과를 기대할 수 있으며, 70-90%의 범위이면 약간의 어려움은 있지만 보청기 만족도가 양호한 편으로 알려져 있다. 그러나 50-70%인 경우는 만족도가 크지 않으며, 50% 미만인 경우는 보청기를 착용하더라도 청각적 단서만으로는 의사소통이 어려울 수 있다[3]. 역동범위(dynamic range)의 측정은 보청기의 이득과 보청기 최대 출력(SSPL90)을 정하기 위해 필요하다.

보청기 상담 및 보청기 선택

환자의 청력이 모두 다르고, 개인별로 난청으로 인한 불편한 점들이 다를 수 있기 때문에 보청기를 처방하기 전에는 충분한 상담이 선행되어야 한다. 일반적으로 좋은 쪽의 청력역치가 35 dB 이상이면 보청기 착용의 대상이 된다[15]. 하지만 청력역치가 40 dB 이하의 환자들은 난청에 대해 불편감을 못 느끼는 경우가 많다고 알려져 있다[16]. 따라서 객관적 검사에만 의존할 것이 아니라 환자가 자신의 난청을 받아들이고, 보청기 사용의 필요성을 이해하는 것이 보청기 사용의 순응도를 높이는 데 중요하다[17]. 보청기를 처음 사용하는 난청 환자들은 보청기에 대한 기대감이 상당히 높기 때문에 욕구가 단번에 만족되지 않을 경우 보청기를 사용하지 않을 가능성이 높다. 일반적으로 보청기를 처음 사용하는 경우, 보청기를 통

해 들려오는 소리에 익숙해지고 어음분별력이 만족할만한 위치에 이르기까지는 4주 이상의 기간이 필요하므로 이를 사전에 충분히 설명하여야 한다. 또한 환자의 생활패턴과, 난청으로 불편을 호소하는 시점들을 고려하여 환자에게 보청기를 이용한 재활의 목표와 한계를 정확하게 이해시키는 것이 중요하다[4].

보청기를 선택할 때는 여러 가지 요소를 고려해야 한다. 가장 먼저 생각하여야 할 부분은 바로 보청기를 착용할 귀를 선택(일측 귀 또는 양측 귀)하는 것이며, 다음으로 보청기의 스타일과 크기를 정하고, 마지막으로 보청기 회로의 특성과 부가기능을 살피는 것이다[13]. 양쪽 귀로 듣게 되면, 소리의 방향성이 호전되고, 신호대 잡음비(SNR)가 2-3 dB 가량 상승한다[18]. 따라서 양측 보청기를 사용하게 되면, 주관적인 음질이 향상되고 이해력이 높아지는 장점이 있다. 하지만 양측 청력이 심한 비대칭을 보이거나, 고령환자에서는 양이 청취의 장점이 뚜렷하게 나타나지 않아 일측 보청기로도 충분한 재활이 가능하다. 따라서 이는 환자 청력의 상태, 환자의 선호도와 경제적 상황 등을 종합적으로 고려하여 선택하는 것이 바람직할 것이다. 일반적으로 한쪽만 보청기를 해야 하는 경우는 1) 양측 청력이 55 dB보다 좋을 때는 나쁜 쪽 귀에, 2) 양측이 모두 55 dB보다 나쁠 때는 보다 청력이 좋은 쪽 귀에, 3) 비슷한 역치인 경우는 역동범위가 넓은 귀를 선택하고 차이가 없으면 우측을 선택하는 것이 좋다고 알려져 있다[17].

일반적으로 보청기의 크기가 클수록 이득과 출력이 높아지므로 보청기의 스타일을 결정할 때는 환자의 청력에 적합한 이득을 줄 수 있는 보청기를 선택하여야 한다. 환자가 보청기를 잘 다룰 수 있는 것을 확인하는 것은 보청기 선택에 있어 매우 중요한 고려사항 중 하나이다. 환자들은 보청기에 대한 낙인효과로 눈에 띄지 않는 형태의 보청기를 선호하게 되지만 작은 보청기일수록 조작이 어렵기 때문에 환자가 보청기의 삽입, 제거, 음량조절, 배터리 교체 등을 편하게 할 수 있는 크기의 보청기를 선택하는 것이 바람직하다. 또한 중이 내의 염증으로 이루가 발생하는 경우는 습기로 인한 잦은 고장으로 고막형/귓속형 보청기는 사용이 어려울 수 있다. 마지막으로 보청기 회로의 기능과 보청기의 부가기능을 선택할 수 있다. 청력손실의 형태와 경제성을 고려하여 보청기의 채널 수와 증폭기의 종류를 결정하고, 소음감소 기술, 방향성 마이크로폰, 텔레코일, 되울림 방지 기술 등 환자에게 필요할 것이라 생각되는 부가기능을 포함한 적절한 보청기를 처방한다.

보청기의 조정(Fitting) 및 흔한 문제점

소리를 증폭하여 듣는 경우 뇌에서 익숙해지기 위해서는 적응기간이 필요한 것으로 알려져 있다. 이를 순응효과(acclimatization effect)라 하며 특히 오랜 난청으로 고음역의 정보를 최대한 다시 이용할 수 있기까지 수개월이 걸린다[2]. 적응기간 동안 적절한 조정

으로 보청기 사용자들의 문제를 해결하여야 지속적인 보청기 착용이 가능하다. 환자들이 보청기를 사용하면서 발생하는 불편함은 대표적으로 되울림, 폐쇄감, 과증폭, 주위 소음, 언어청취능력감소, 소리의 변형 등이 있다.

1. 소리의 되울림(feedback)

되울림은 보청기 내부회로의 이상에 의한 문제와, 보청기와 외이도 사이의 틈으로 소리가 누출되어 발생하는 경우로 나뉜다. 수화기로 나온 증폭된 소리가 외이도로 유출되어 마이크로폰으로 들어가서 다시 증폭되어 발생하며 주로 고주파수의 음이 되울림의 원인이 된다. 이러한 경우는 옷거나 음식을 씹을 때 외이도의 연골부위가 턱관절의 움직임에 의해 함께 움직이면서 보청기와 외이도 사이에 생긴 틈으로 소리가 새어 나와 발생한다. 기본적으로 외이도를 통한 음의 누출을 막는 것이 중요하며, 보청기의 종류에 따라 CIC형의 경우 보청기를 깊게 삽입하거나, BTE형의 경우는 튜브를 길게 하여 마이크로폰과 소리 배출구와의 거리를 멀게 하여 피드백을 줄일 수 있다. 또한 보청기의 기공(vent)에 완충기(damper)를 설치함으로써 고주파음을 부드럽게 만들어 주는 것이 도움이 된다. 최근에는 디지털 보청기 기술의 개발로 고음역의 이득을 선택적으로 감소시키거나 피드백소거 알고리즘(feedback cancellation algorithm)이 개발/적용되어 과거와는 달리 비교적 쉽게 조절이 가능하다[5].

2. 폐쇄효과(occlusion effect)

보청기가 외이도를 막으면 외이도의 공명주파수가 변화되어 저주파수의 음이 강조된다. 이러한 이유로 통해 환자는 자신의 음성이 다르게 들린다고 생각하게 되고, 꽉 막힌 느낌을 호소하며 이를 폐쇄효과라고 한다. 폐쇄효과를 막기 위해서는 기공을 크게 만들거나 보청기를 외이도에 깊게 넣으면 해결이 가능하다. 짧은 귀본(ear shell)이나 큰 기공을 사용하여 외이도 내에 더 많은 공간을 확보하여 보청기 삽입에 의한 외이도 공명 주파수의 변화를 줄일 수 있다[19]. 디지털 보청기에서는 저음삭제나 고음통과필터(high pass filter) 등 주파수 조절기를 이용하여 폐쇄효과를 조절할 수 있다.

3. 주변 소음

난청이 있는 환자는 음식점, 시장같이 주변 소음(background noise)이 큰 환경에서 청취능력이 떨어진다. 주변 소음은 주로 저음으로 이루어져 있으며, 큰 소리의 저음은 고음역의 청취를 방해하여 소음환경에서 어음분별력이 떨어지는 원인이 된다. 양측 보청기를 사용하여 신호대 잡음비를 높이는 것이 소음환경에서 어음명료도를 높일 수 있는 효과적인 방법이다. 그리고 주파수 특이성이 있는 완충기를 설치하여 1,500 Hz 이하 저음역의 이득을 낮추는 방법으로 주변 소음을 조절할 수 있다. 최근 디지털 보청기에서는 지속적인 저음역의 소리를 소음으로 인지하고 이를 감쇄하는 회로가

개발되어 소음감소에 효과적으로 사용된다.

보청기 이득의 처방 및 적합 확인

보청기 증폭의 정도는 환자의 청력과 목표 청력을 함께 생각하여 처방하게 된다. 보청기 이득의 처방공식은 청력역치, 불쾌역치, 사용환경 등을 종합적으로 고려하여 결정한다. 이전 선형 보청기에서는 POGO, NAL, DSL과 같은 공식이 사용되었고, 비선형 압축 보청기가 개발되면서 NAL-NLI, LGOB, IHAF, DSL (i/o), FIG6 등의 공식들이 개발되었으며, 최근에는 각 보청기 회사에서 기존의 공식을 기반으로 각기 다른 보청기 알고리즘을 개발하여 사용한다[7,20].

환자의 청력상태에 적합하게 조절된 보청기는 착용효과를 평가해야 한다. 이를 보청기 적합 확인이라고 하며 먼저 외이도에 잘 맞고 착용감에 문제가 없는지, 조절기의 위치가 적절한지를 보고, 되울림, 폐쇄효과의 정도와 음질과 음의 크기에 대한 느낌을 알아본다. 보청기의 이득이 환자에게 적합한지를 확인하는 방법은 실이측정(real ear measurement, REM)과 음장이득측정(sound field measurement)이 있으며, 실이측정은 외이도에서 보청기의 증폭 특성을 측정하는 것으로 보청기 착용 전/후의 음압 차이를 비교하여 보청기의 이득을 알아보는 데 사용한다. 음장이득측정은 일반 청력검사 기기를 이용하여 간단히 측정이 가능하나 검사의 재현성의 실이측정에 비해 떨어지는 것으로 알려져 있다[17].

결론

감각신경성 난청은 역동범위가 줄어들고 소음환경에서 어음명료도가 떨어지는 특징을 지닌다. 최근 다양한 디지털 보청기 기술의 발달로 감각신경성 난청환자들에게도 효과적인 청각재활이 가능할 수 있게 되었으며, 다양한 주변기기와의 연결이 가능해 삶의 질 향상에 많은 도움을 준다. 하지만 보청기에 대한 낙인효과로 많은 난청환자들이 보청기 사용을 주저하고 있는 실정이다. 정확한 청력평가와 보청기 상담을 통해 보다 많은 난청환자들이 청각재활의 도움을 받을 수 있도록 의료인들의 더 많은 관심이 필요할 것이다.

REFERENCES

1. Choi J, Chung WH. Age-related hearing loss and the effects of hearing aids. J Korean Med Assoc 2011;54:918-24.
2. Dillon H. Hearing aids. 2nd ed. Sydney: Boomerang press; 2012.
3. The Korean Otology Society. Current Opinion on Hearing Aid. Seoul: Koonja; 2012.
4. Hong NP. Hearing Aid Candidacy and Selection Criteria. Korean J Audiol 1998;2:10-6.
5. Palmer CV. A contemporary review of hearing aids. Laryngoscope 2009;

- 119:2195-204.
6. Cornelisse LE, Seewald RC, Jamieson DG. The input/output formula: a theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. *J Acoust Soc Am* 1995;97:1854-64.
 7. Byrne D, Dillon H, Ching T, Katsch R, Keidser G. NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures. *J Am Acad Audiol* 2001;12:37-51.
 8. Plyler PN, Lowery KJ, Hamby HM, Trine TD. The objective and subjective evaluation of multichannel expansion in wide dynamic range compression hearing instruments. *J Speech Lang Hear Res* 2007;50:15-24.
 9. McCreery RW, Venediktov RA, Coleman JJ, Leech HM. An evidence-based systematic review of directional microphones and digital noise reduction hearing aids in school-age children with hearing loss. *Am J Audiol* 2012;21:295-312.
 10. Dreschler WA, Keidser G, Convery E, Dillon H. Client-based adjustments of hearing aid gain: the effect of different control configurations. *Ear Hear* 2008;29:214-27.
 11. Smith P, Davis A. The benefits of using bluetooth accessories with hearing aids. *Int J Audiol* 2014;53:770-3.
 12. Lewis MS, Hutter M, Lilly DJ, Bourdette D, Saunders J, Fausti SA. Frequency-modulation (FM) technology as a method for improving speech perception in noise for individuals with multiple sclerosis. *J Am Acad Audiol* 2006;17:605-16.
 13. Kim HH, Barrs DM. Hearing aids: a review of what's new. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2006;134:1043-50.
 14. Macrae JH, Dillon H. Gain, frequency response, and maximum output requirements for hearing aids. *J Rehabil Res Dev* 1996;33:363-76.
 15. Haggard M, Gatehouse S. Candidature for hearing aids: justification for the concept and a two-part audiometric criterion. *Br J Audiol* 1993;27:303-18.
 16. Weinstein BE, Ventry IM. Audiometric correlates of the Hearing Handicap Inventory for the elderly. *J Speech Hear Disord* 1983;48:379-84.
 17. Cho YS. Management of Hearing Aids Clinic. *Korean J Otorhinolaryngol-Head Neck Surg* 2010;53:333-9.
 18. Palmer CV, Ortmann A. Hearing loss and hearing aids. *Neurol Clin* 2005;23:901-18, viii.
 19. Kiessling J, Brenner B, Jespersen CT, Groth J, Jensen OD. Occlusion effect of earmolds with different venting systems. *J Am Acad Audiol* 2005;16:237-49.
 20. Lee J, Lee KW. Breakthroughs in Hearing Aid Technology and Rehabilitation. *Korean J Audiol* 2008;12:145-51.