

# 노령인구를 위한 청각 보조기의 연구 동향

조진호, 송병섭\*, 이상훈\*\*

경북대학교 전자전기컴퓨터학부, 의과대학 의공학교실, \*경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소, \*\*경북대학교 의과대학 이비인후과학교실

## 1. 서론

사람은 누구나 나이가 들어감에 따라 점차 청력이 떨어지게 된다. 노령화에 따라 중이의 이소골 관절이 퇴행하여 단단해지거나 위축되어 음의 전달능력이 감소되고 내이에 시는 청신경의 퇴행이 일어난다. 또한 전정의 감수성이 감소하며, 음파를 신경충격으로 전환시키는 코르티(corti) 기관의 유모세포가 줄어들어 노인성 난청을 유발한다. 노인성 난청이 발생하게 되면 감각 신경성 난청의 형태를 나타내어 나, 고, 저 등 고역의 음에서 청력이 많이 감퇴하기 때문에 자음성분이 들어 있는 언어를 잘 알아 듣지 못한다. 이러한 주파수 대역에 대한 문제 외에도, 노인성 난청자는 소리의 강약을 받아들이는데 대한 다이내믹 레인지(dynamic range)가 현저히 감소하기 때문에 또한 어려움이 따른다. 일반인의 경우, 청년기를 지나고 나면 조금씩 청력 감소 경향을 보이다가 60대 이후 부터 가속화되어 75세 이상 노인의 경우 약 1/3 이 상당한 난청을 겪게 된다[1]-[5].

난청을 극복하기 위하여 지금까지 여러 가지 종류의 보청기들이 개발되었다. 보청기는 크게 공기전도형 보청기와 골전도형 보청기 그리고 이식형 보청기로 구분할 수가 있다. 공기전도형 보청기는 포켓형(body aid), 귀걸이형(behind the ear, BTE), 와이드형(in the canal, ITC), 고막형(completely in the canal, CIC), 귓속형(in the ear, ITE) 보청기로 구분된다. 일반적으로 보청기의 성능은 각 사용자의 청각 특성을 고려하여 얼마나 잘 보상할 수 있느냐에 달려 있지만, 투자적으로는 미용효과와 착용감 및 전지수명도 중요한 요소가 된다. 최근 디지털 신호기술과 반도체 기술의 발전에 힘입어 정교한 특성을 갖는 필터 구현이 용이해졌기 때문에 청각 특성의 보상 측면에서는 괄목할만한 성능의 향상을 거두고 있다. 그러나 여전히 보청기의 출력과 성능은 그 크기기에 비례한다고 할 만큼 노인들이 가지는 다양한 감각 신경성 난청의 상황을 공기전도형 보청기만으로 만족스럽게 극복시키기가 어려운 경우도 많아 보청기의 사용을 포기하는 경우도 적지 않다[6]-[7].

골전도형 보청기(bone conduction hearing aid)는 한이 전음계에 장애가 있는 사람으로서 공기전도형 보청기로 효과를 보지 못하는 경우에 음향에 해당하는 진동을 측두골에 인가하여 달팽이관 내부에 있는 청신경에 소리를 전달하는 방식이다. 이에 BAHA(bone anchored hearing

aid) 등의 모델이 나와 있다. 이 방식의 경우 측두골에 기계적 자극을 줄 수 있는 진동체를 이식해 주어야한다[7]-[8].

인공내이 혹은 인공와우(cochlear implant)는 달팽이관 에다 직접 음향을 신경이 필요로 하는 전기필스의 코드로 변환하여 인가하는 방식이다. 이 경우에는 청력 손실이 90dB 이상인 고도 또는 심도 난청자를 위한 것으로서 최근 농아를 위한 유일한 대안으로 널리 이식되고 있는 추세이다. 그러나 이 시스템은 소리의 원음을 그대로 전달하지는 못하기 때문에 음을 듣고 일상생활이 가능해 지기 위해서는 상당한 훈련을 요하는 동시에 가격이 수천 만원대에 이르기 때문에 노인에게 이식되는 경우는 그다지 많지 않다[10]-[11].

인공 중이(middle ear implant)의 경우 음향을 증폭시켜 고막을 울려 주는 기존의 공기전도방식의 보청기와는 달리 초소형 진동체로써 중이 이소골에다 직접 진동을 전달시키는 방식이다. 이는 수술절차를 거쳐 측두골 내부에 이식해야하는 불편은 있으나 지금까지 제시된 여러 가지의 보청기의 장점을 가지고 있는 것으로 평가되고 있다. 즉, 완전 은닉성이 있어 미용에 우수하고 기존보청기의 고질적인 문제점인 하울링이 일어나지 않으며 음질이 매우 좋다는 장점이 있다[12]-[15].

본 논문에서는 노인성 난청의 특징과 이를 효과적으로 극복할 수 있는 다양한 보청기들을 비교 분석하였다. 그리고 최근 각국에서 경쟁적으로 연구되고 있는 이식형 인공중이 보청기의 연구 동향과 국내 개발 현황 및 저자들이 개발하고 있는 인공 중이에 대하여 간단히 서술하였다.

## 2. 노령과 난청

일반적으로 대부분의 사람들은 40세를 넘어서면 청각 기능이 저하하기 시작한다. 특히 일정한 주파수의 소음에 노출된 환경에서 살고 있는 사람들의 경우, 소음의 주파수 근처에서부터 소음성 난청이 시작되게 되며 노인성 난청이 일반인들보다 더 빨리 나타난다. 그러나 대부분의 사람들은 고음영역에서 청각기능이 떨어지기 시작하며 점차 나이가 들어갈수록 난청의 정도가 심하게 된다. 최근의 통계를 보면 65세 이상 인구의 약 30% 이상이 난청을 가지고 있으며 정도의 차이는 있지만 75세가 넘어가면 대부분의 사람에게서 난청이 발견된다. 이러한 노인성 난청은 여러 가지 이유가 있지만 대부분 노화에 의하여 내이의 코르티

기관이 제 역할을 하지 못하기 때문에 발생하며, 초기에는 고음영역에서 역치가 떨어지고 점차적으로 중음과 저음영역에 영향을 준다. 그래서 대부분 그림 1에서와 같이 저역 주파수 대역에서 보다는 주로 고역 주파수 대역에서 난청이 더 심한 전형적인 감각신경성 난청(sensorineural hearing loss)의 특징을 가지게 된다.

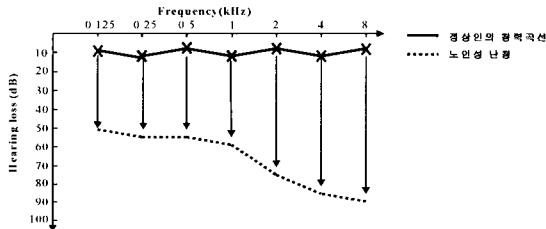


그림 1. 노인성 난청의 진행에 따른 청각 역치의 변화

이러한 경우 초기에는 소리의 강도를 크게 하면 어음명료도가 높아지지만 그림 2와 같이 나이가 많은 환자의 경우에는 어떠한 특이점을 지나면 소리의 강도가 커져도 어음명료도가 저하되는 현상이 나타나는데 이는 노인성난청이 내이에서 청신경, 뇌간, 대뇌피질로 진행하여 다이내믹 레인지가 좁아지기 때문이다[16]. 그러므로 노인성 난청의 경우 단순히 소리를 증폭하는 것 만으로는 보청기의 효과를 기대할 수 없으며 반드시 의사의 진단을 거쳐 정확한 적응(fitting)을 시켜야만 한다.

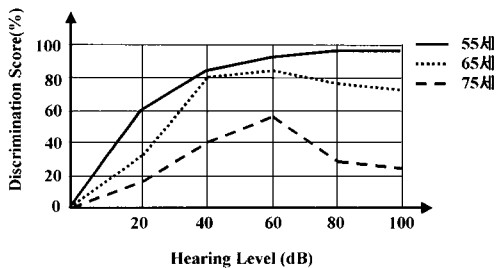


그림 2. 나이에 따른 노인성 난청자의 소리강도에 대한 어음명료도의 변화

노인성 난청은 나이가 들어감에 따라 모든 사람에게 찾아오기 때문에 회피할 수는 없었지만 소음 환경을 피하고 귀의 사용을 줄여주며, 정기적으로 의사의 검진을 받아서 적당한 처치를 할 경우 노인성 난청이 찾아오는 시기를 늦출 수 있다.

### 3. 난청 대책

난청자는 대부분 보청기를 사용하여 청력의 저하를 보상한다. 현재 시중에 출시되거나 연구중인 청각보조기를 정리하면 크게 공기 전도형 보청기, 골전도 보청기 그리고 이식형 청각보조기로 나눌 수 있다.

### 3.1. 공기 전도형 보청기

공기 전도형 보청기는 형태에 따라서 안경형, 포켓형, 귀걸이형 및 귓속형 보청기로 나눌 수 있으며 증폭 및 신호처리 방식에 따라 아날로그, 프로그래머블 및 디지털 보청기로 분류할 수 있다.

#### 3.1.1. 형태에 따른 보청기의 분류

현재 대부분의 난청자들은 공기전도형 보청기를 사용하여 난청을 해소하고 있으나 실제로 보청기를 사용해는 환자의 약 15%만이 제대로 보청기의 혜택을 받고 있으며 대부분은 여러 가지 이유로 보청기 사용을 꺼리고 있는 실정이다. 그 이유는 보청기 자체의 구조적인 문제 및 성능상의 문제 때문이기도 하지만 보청기 사용에 대한 사회적 부정적 시각이 큰 원인중의 하나이다. 실제로 시각 기능이 저하되어 사용하는 안경에 대해서는 별다른 선입관이 없지만, 보청기 사용자를 대할때는 '장애자'라는 개념으로 바라보게 된다. 그러므로 난청자들은 이러한 보청기 사용에 대한 부정적인 시각을 의식하게 되고 불편하더라도 되도록 보청기의 사용을 꺼리는 현실이다. 그리고 보청기를 사용하는 난청자의 경우에도 되도록 외부에서 보청기의 사용을 알 수 없도록 보청기를 은닉시키려는 경향이 있으며 이러한 요구에 따라 좀 더 숨기기 쉬운 소형의 보청기가 개발되어 왔다.

60년대 보청기가 일반에 보급되기 시작한 이후, 초기에는 보청기를 안경의 다리속에 은닉한 안경형 보청기가 많이 보급이 되었으며, 전자공학의 눈부신 발전에 힘입어 점차 귀걸이형, 귓속형 등 그 크기가 더 작은 보청기가 개발되었다. 현재는 보청기를 외이도내에 완전히 삽입시켜 외부에서는 보청기 사용을 알 수 없는 CIC 형태의 고막형 보청기까지 상용화 되어 있으며 그림 3에서와 같이 현재 보급되고 있는 대부분의 보청기는 귓속형 또는 귀걸이형 보청기이다[1]. 그러나 귓속형 보청기의 경우 크기가 매우 작아서 마이크와 리시버의 위치가 매우 가까울 경우 음향 되먹임에 의한 하울링이 발생할 가능성이 높아지기 때문에 난청역치가 높은 고도이상의 난청자에게는 사용이 곤란하게 된다. 결국 크기가 적어지면 은닉하기 쉬워지나 상대적으로 낮은 이득으로 사용해야 하기 때문에 두가지를 한꺼번에 만족시키기는 힘들 것으로 보인다.

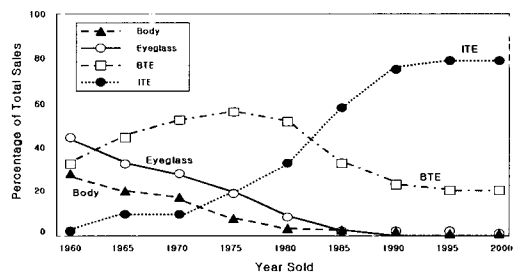


그림 3. 1960년 이후 보청기 형태별 판매 경향[1]

### 3.1.2. 신호처리 방식에 따른 보청기의 분류

보청기는 그림 4에서와 같이 소리신호를 마이크를 통하여 전기신호로 변환한 다음 이 신호를 전자회로를 이용하여 증폭한 후, 보청기용 소형 리시버(receiver)를 사용하여 다시 소리신호로 변환시켜 고막으로 전달한다. 이때 증폭하는 방법에 따라 아날로그 보청기(analog hearing aid, AHA), 프로그래머블 보청기(programmable hearing aid, PHA), 그리고 디지털 보청기(digital hearing aid, DHA)로 구분할 수 있다.

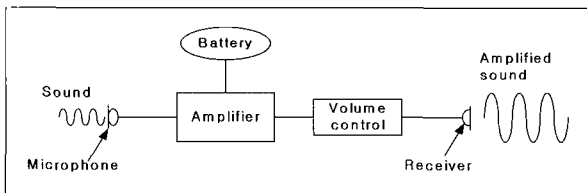


그림 4. 기본적인 보청기의 구조

AHA는 소형의 트랜지스터 또는 아날로그 IC를 이용하여 소리를 증폭하는 방식이고, PHA는 디지털 방식으로 아날로그 증폭기의 여러 가지 변수를 제어하여 난청자의 여치에 맞도록 보청기를 적용시키는 방식이다. 이에 비하여 DHA는 신호를 디지털화한 후 여러 가지 신호처리기법을 이용하여 난청자의 여치에 맞도록 적용시키는 원래 개념의 디지털 방식이다. DHA의 경우 정교한 특성을 가지는 필터의 구현이 가능하고 다양한 디지털 신호처리 방식을 이용할 수 있기 때문에 복잡하고 어려운 적용을 할 수 있고 소형 보청기에서 발생하는 음향 되먹임 현상을 다소 극복 할 수 있기 때문에 난청여치가 다소 높은 난청자에게도 사용가능하므로 최근에는 보급률이 급증하고 있으며 소형화, 저신력화된 보청기용 IC가 개발되어 판매되고 있다.

보청기는 현재 독일의 Siemens, 덴마크의 Widex, Oticon, 스위스의 Phonak, 미국의 Starkey 그리고 GN ReSound 등의 국제적인 보청기회사에서 생산을 하여 세계적으로 보급하고 있다. 국내의 경우에는 여러 보청기 회사들이 많지만 대부분 이러한 메이저 회사의 제품을 수입하여 판매하거나, Gennum사 등에서 생산하는 보청기용 IC를 수입한 후 조립하여 판매하는 영세적인 형태를 띠고 있다.

이러한 보청기의 발전에도 불구하고 보청기 자체의 구조적인 문제를 해결하는데는 한계가 있기 때문에 사용자는 좀 더 우수한 성능 및 편리한 기능의 보청기의 개발을 요구하고 있으며 몸 속에 이식하는 등의 새로운 형태의 청각 보조기에 대한 연구가 진행되어 지고 있다.

### 3.2. 골전도 보청기

골전도 보청기는 소리를 인식하는 방법중의 하나인 골전도(bone conduction) 현상을 이용하는 것으로서 전도성 난청자나 혼합성 난청자에게 주로 사용된다. 이는 그림 5

에서와 같이 귀뒤의 측두골에 티타늄 소재의 고정물을 이식한 후, 전자기 방식의 진동소자를 이용하여 소리에 해당하는 진동을 발생시킴으로써 골전도를 통해 달팽이관에 신호를 전달함으로써 소리를 인식할 수 있도록 하는 방식이다.



그림 5. 골전도 보청기(BAHA)의 착용모습

골전도 보청기의 가장 큰 장점은 외이도가 비어있기 때문에 여러 가지 이유로 외이도에 문제가 발생하여 기존의 보청기를 착용하기 힘든 사람에게 적용 가능하며, 측두골에 고정물을 이식하는 간단한 수술로 사용할 수 있다. 이 방법은 전음계에 이상이 발생할 때 주로 사용하며 외과적인 치료기간이 길어질 경우 시술하여 한시적으로 사용하거나 귓바퀴가 없는 등의 선천적인 귀의 기형, 외이에 염증이 있을 경우 또는 한쪽 귀에만 난청이 있는 경우에 사용한다.

그리고, 진동자를 머리카락으로 은닉할 수 있기 때문에 외부에서는 청각보조기 사용을 알 수 없는 장점이 있어 현재 많은 사람들에게 사용되고는 있으나 진동력의 한계로 인하여 고도 난청이상의 환자에게는 사용하기 힘들며 난청 환자의 대부분을 차지하는 감각신경성 난청자에게는 크게 도움이 되지 못한다.

### 3.3. 이식형 청각보조기

이식형 청각보조기의 장점은 청각보조기가 몸 속에 이식되므로 은닉 가능하고 외이도를 비워 둘 수 있기 때문에 외이도의 이물감, 이폐쇄감이 없으며 높은 난청여치를 가지는 고도이상의 난청자에게도 하울링없이 높은 이득을 줄 수 있는 것이다. 그러나 수술에 대한 부담감과 함께 매우 비싼 가격이 일반적인 보급에 장애가 되고 있다.

#### 3.3.1. 인공와우(Cochlear Implant)

인공와우는 청신경에 전기적 자극을 직접 인가함으로써 손상되거나 상실된 유모세포(auditory hair cell)의 기능을 대행하는 전기적 장치로서 90년대 초에 호주의 Cochlear사에 의해 개발되어 상용화된 이후 비약적인 성장을 거듭하여 왔다. 이 후 미국의 ABC사와 오스트리아의 MED-EL사에서도 개발에 성공하여 상용화 되었으나 처음 상용화에 성공한 Cochlear사가 전세계 시장의 70% 가량을 점유하고 있다.

인공와우는 그림 6에서와 같이 체외 신호처리부, 체내 수신부 및 달팽이관에 이식되는 자극전극으로 이루어 진다.

체의 신호처리부는 소리를 마이크를 이용하여 받은 후 8~22 채널의 주파수 대역으로 나누고 각 대역에서의 소리의 크기에 따라 코딩된 전기자극 펄스신호를 발생시킨 후, 고주파로 변환시켜 송신코일을 이용하여 체내로 신호를 전달한다. 귀 뒤의 측두골에 이식되는 체내기는 전달된 자극 신호를 받아서 검파한 후 자극용 전극으로 신호를 전달한다. 자극용 전극은 수술을 통하여 중이를 제거한 후 달팽이관에 설치되며 검파된 자극신호를 내이에 인가하고 이 신호가 청신경으로 전달되어 소리를 인지하도록 한다.

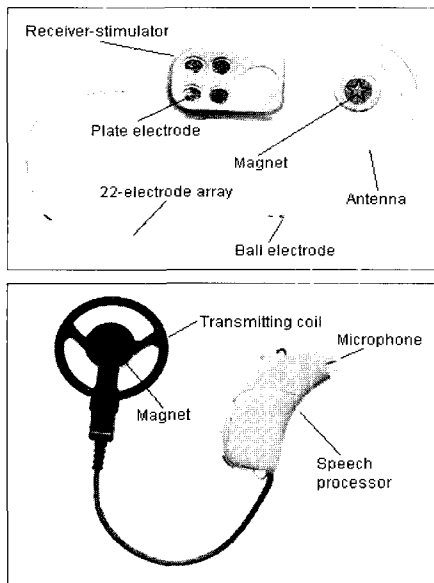


그림 6. 호주 Cochlear사의 Nucleus-24 cochlear implant system

자극용 전극은 그림 7에서와 같이 각각 다른 주파수 대역의 신호크기를 전달하기 위하여 독립된 전극의 조합으로 이루어져 있다. 각각의 전극들은 전기신호가 도통하지 않도록 절연되어 있으며 등극에 말려지도록 설계되어 있어 달팽이관에 쉽게 삽입할 수 있는데, 펄스 형태의 전기자극신호를 청신경에 전달함으로써 소리를 인지하도록 한다. 이때 인가되는 소리의 강도가 클수록 자극하는 펄스의 개수를 많게 하는 방법으로 자극의 강도를 조절한다.

인공와우는 외이도와 중이를 거치지 않고 내이로 직접 신호를 인가하기 때문에 외이도를 비워둘수 있어 착용감이 우수하고 은닉이 가능한 장점이 있다. 주로 청각역치가 90dB 이상인 고도난청 또는 심도난청자에게 이용되며, 선천적인 농아의 경우에는 청각기능을 살릴 수 있는 유일한 대안이다. 특히 농이인 소아의 경우, 언어에 대한 학습 및 기억이 전혀 없는 상태이므로 인공와우를 시술할 경우 매우 우수한 청각기능 회복을 나타내게 된다. 한편 농에 가까운 청각장애자의 경우 소리신호의 입력이 장기간 없을 경우 청각감각을 담당하는 뇌의 측두엽 부분이 다른 기능을 담당하도록 적응되므로, 뇌의 소리인지 기능이 다른 기능으로 변화되기

이전에 시술을 하는 것이 좋다. 그러므로 선천성 농이인 소아의 경우 조금이라도 더 어릴 때 시술하여야 하며 최근에는 인공와우 시술의 70%이상이 생후 3년 이내의 농아에게 집중되고 있다[17].

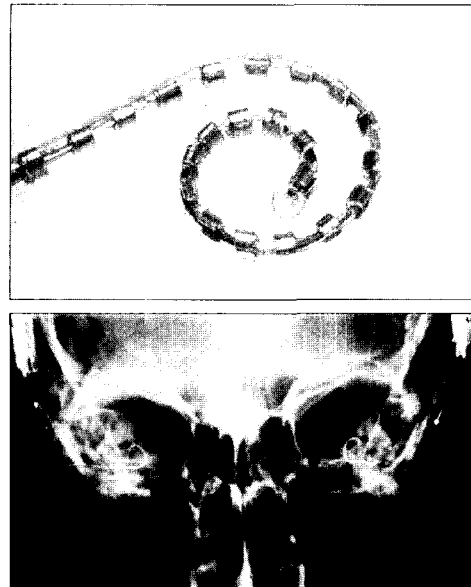


그림 7. 달팽이관에 이식되는 자극용 전극 및 양쪽 귀에 이식된 전극의 X-선 사진

그러나 인공와우는 원래의 소리와는 다른 인공의 전기 펄스신호를 청신경에 전달하기 때문에 수술 이후에 상당기간의 학습기간을 거쳐야 한다. 그러므로 후천적인 원인으로 발생하는 노인성 난청환자의 경우에는 인공와우 시술시 소리는 들리지만 원래의 음성신호와와는 다른 소리가 들리게 되므로 언어로 인식하는데 애로가 있으며 장기간의 학습을 거쳐 새로운 언어를 인지하여야 하는 문제점이 있다. 그러므로 농에 가까운 심도난청인 경우를 제외하면 노인성 난청자에게 인공와우가 시술되는 예는 드물다.

### 3.3.2. 인공중이(Middle Ear Implant)

인공중이는 마이크로폰을 이용하여 얻은 소리 신호를 증폭한 후, 중이에 이식된 진동 트랜스듀서(vibration transducer)에 인가하여 소리신호와 같은 진동신호를 발생시킴으로써 중이에 소리신호를 전달하여 사용자가 소리를 인식하도록 하는 방식이다. 이 방식은 음향 궤환이 일어나는 경로가 차단되기 때문에 음향 되먹임(acoustic feedback) 현상이 발생하지 않고 소리왜곡도 작은 장점이 있으며 주파수 응답 특성이 우수하므로 원음을 충실히 내이에 전달할 수 있기 때문에 어음 명료도 (speech intelligibility)가 기존 보청기에 비해 높다. 그러므로 상대적으로 큰 난청역치를 가지는 고도난청자 이상의 난청자에게 사용가능하다. 또한 이식형 인공중이는 진동 트랜스듀서의 구조에 따라 크게 압전 방식 (piezoelectric type)과 전자 트랜스듀서

방식 (electromagnetic type)으로 나눌 수 있다.

압전 방식은 세라믹 (ceramic)의 압전 현상을 이용하는 것으로서, 구동력이 다소 약하기 때문에 주로 중고도의 난청 역치를 가지는 난청자에게 사용한다. 이 방식은 일본의 Ehime 대학에서 80년대에 이미 개발되어 수백건의 시술례를 가지고 있으며 현재에는 일본의 Rion사에 의해 부분 이식형의 방식으로 계속 제작되어 시술이 되고 있다. 전자 트랜스듀서 방식은 코일 (coil)과 영구자석을 이용하여 진동을 발생시키는 방식으로 크게 비접촉 방식 (non-contact type)과 플로팅 매스 방식 (floating mass type, FMT)으로 나눌 수 있다. 비접촉 방식은 주파수 특성이 우수하고 인가 전류의 세기를 키울 경우 큰 진동력을 발생시킬 수 있는 장점이 있다. 그러나 이러한 경우 진동 효율이 다소 떨어지고, 수술 시 코일과 영구자석간의 정밀한 간극 (gap) 조정 작업이 필요하며 사용 중에도 생체내의 체액이 간극사이로 유입 후 경화되는 등의 문제가 발생할 수 있어서 트랜스듀서 성능 유지에 어려움이 발생 될 수 있다.

그림 8은 미국의 Symphonix Device사에서 개발된 부분 이식형 인공중이 시스템과 FMT 트랜스듀서를 보이고 있다. FMT 트랜스듀서는 코일 속에 자석을 위치시킨 형태를 갖기 때문에 누설 자기장을 최소화하여 진동 효율을 높일 수 있고 주파수 응답 특성도 우수하다. 또한 트랜스듀서 전체가 진동하는 방식이므로 간극 조정이 필요 없기 때문에 항상 안정된 진동을 발생시킬 수 있는 장점이 있다[18]-[19]. 이 방식은 현재 부분 이식형의 형태로 수백건의 시술례가 있다. 그리고 유럽의 보청기 회사중 하나인 Implex사에서 1999년에 완전 이식형 인공중이의 prototype 제품이 발표된 바 있으나 현재까지는 별다른 연구진행이 알려지지 않고 있다.

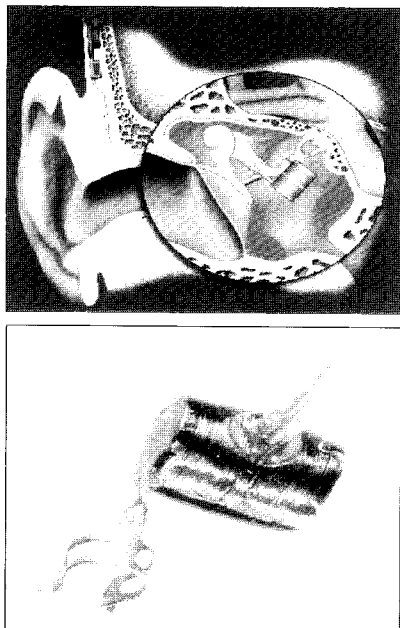


그림 8. 미국의 Symphonix device사의 부분 이식형 인공중이 시스템의 개념도 및 FMT 트랜스듀서

한편, 인공중이는 보건복지부 G7 과제의 지원에 의하여 국내에서도 저지들에 의해 연구된 바 있으며, FMT 방식보다 진동특성이 우수하고 외부의 자기장에 영향을 받지 않도록 설계된 차동 전자 트랜스듀서(differential electromagnetic transducer, DET)를 개발하여[20] 개를 이용하여 동물실험을 성공시켰다. 현재는 보건복지부 의료공학융합사업의 지원으로 인공중이의 모든 부품을 몸 속에 이식시켜 완전히 은닉가능한 완전 이식형(totally implantable) 인공중이에 대한 연구를 진행하고 있다.

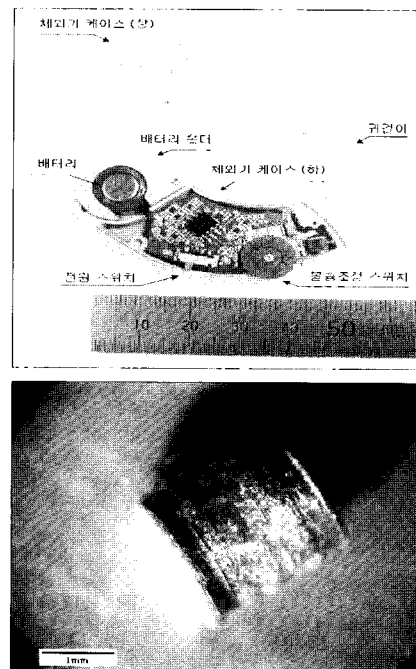


그림 9. G7 연구에 의해 국내에서 개발된 부분 이식형 인공중이 시스템 및 차동 전자 트랜스듀서

인공중이는 원래의 신호를 그대로 전달하기 때문에 인공와우에서처럼 적응 교육이 불필요하고 음향 되먹임이 없는 특징이 있기 때문에 고이득 동작이 가능하여 60dB 이상 역치를 가지는 중등고도 이상의 난청자 및 감각신경성 난청자에게 적합하다. 인공중이가 가지는 이러한 특성으로 인하여 노인성 난청환자에게 적합한 이식형 보청기는 인공중이라고 판단되며 향후 인공중이가 제품으로 개발되어 상용화되면 인공와우보다 더 큰 시장을 형성할 것으로 예상된다.

#### 4. 향후 연구

노인성 난청환자는 산업화, 노령화 사회가 도래하면서 급증할 것으로 예상되며 이에 대한 대비로 세계적으로 좀더 우수한 성능을 가지면서도 난청환자의 요구에 부응하는 청각보조기에 대한 연구가 진행되고 있어 가까운 시일 이내에 그 결과가 실제 제품으로 발표될 것으로 예상된다.

세계적인 보청기 회사에서는 90년대에 신호처리회로의 소형화, 고성능화, 저전력화를 추구하였으며 상당한 진전이 있었다. 실제로 현재 생산되고 있는 DSP 방식의 신호처리 칩은 손톱보다 더 작은 크기의 IC로 22bit 분해능을 가지면서 1.5mW미만의 전력소비를 가지고 있으며, 8채널 이상의 주파수 대역별 신호처리가 가능하다. 그래서 이러한 집적회로기술 및 신호처리 기법의 발전에도 불구하고 공기전도형 청각보조기는 보청기 자체가 가지는 구조적인 난점을 완전히 극복하기는 힘들 것으로 예상된다. 왜냐하면 은닉을 위한 소형화에 따라 음향 되먹임 현상의 발생은 증가하며 초소형 보청기용 스피커가 발생시킬 수 있는 소리의 크기 및 주파수의 한계 그리고 보청기 착용에 따르는 외이도 내부의 이물감 및 동통유발, 잦은 배터리 교환 등의 문제는 완전히 해결할 수 없기 때문이다.

그래서 공기전도형 보청기의 제약을 뛰어 넘을 수 있는 보청기의 개발필요성이 제기되어 왔다. 그러므로 향후에는 은닉가능하여 외부에서 청각보조기의 사용유무를 알 수 없으면서도 우수한 성능을 가지는 이식형 청각보조기가 시장을 점유해 나갈 것으로 보인다. 실제로 90년대 이후 상품화에 성공한 인공와우의 경우 제품 출시 후 폭발적인 성장세를 기록하고 있으며 호주의 Cochlear사의 경우 수십억 달러의 매출을 올리고 있다. 인공와우의 개발 초기에는 거의 농에 가까운 환자에게만 시술되었으나 점차로 고도 난청자에게도 시술되고 있으며 점차 그 시술폭이 확대될 전망이다. 현재는 인공와우의 시술례는 수 만건을 기록하고 있으며 앞으로도 매년 30%이상의 성장을 유지할 것으로 예상된다. 앞으로 인공와우에 대한 연구는 원래의 소리에 좀 더 가까운 신호를 전달해 줄 수 있어 수술 후 학습기간을 줄일 수 있는 방식에 대한 연구가 진행될 것이며, 좀 더 전력소비를 줄일 수 있는 저전력 신호처리 집적회로에 대한 연구가 이루어질 것으로 보인다.

이식형 인공중이의 경우는 중등고도 난청자 이상을 대상으로 하기 때문에 인공와우 보다 훨씬 더 큰 시장성을 가질 수 있어 세계적으로 수 많은 연구자에 의해 연구가 되고 있다. 국내에서도 초소형, 고효율 진동 트랜스듀서 및 완전 이식형 인공중이 개발이 저자들에 의해 가시화 되고 있다.

한편, 최근 세계적으로 발표, 등록되는 이식형 청각보조기에 대한 논문과 특허를 살펴보면 완전 이식형에 필요한 이식 가능한 마이크로폰, 체내 전력전달 기법 및 신호처리에 대한 것들이 대부분이어서 완전 이식형 청각보조기의 실현이 가까이 왔음을 알 수 있다.

## 5. 결론

고령화 사회가 진행됨에 따라 발생하는 노인성 난청에 대하여 살펴보고 이에 대한 대책을 살펴 보았다. 세계적으로

많은 연구가 진행되고 있지만 공기 전도형 보청기의 경우 구조적인 난점을 해결하기가 요원하고 미용면에서 은닉 가능하면서도 우수한 성능을 가지는 보청기를 요구하는 사용자들을 완전히 만족시키기는 곤란할 것으로 보인다. 그래서 향후에는 몸 속에 청각보조기를 이식하여 사용하는 이식형 청각보조기의 사용이 급증할 것으로 보이며 특히 모든 장치를 몸 속에 이식하여 사용하는 완전 이식형 청각보조기는 가까운 장래에 개발될 것으로 예상된다. 성능이 우수한 인공와우 및 완전 이식형 인공중이 등의 이식형 청각보조기는 기존의 보청기 시장을 급속하게 잠식할 것으로 예상되며 결국에는 청각보조기 시장을 주도하게 될 것이다. 이에 따라 노령인구가 가지는 난청의 고통을 대폭 경감시킬 수 있는 시기가 도래할 것이다.

## 감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원(02-PJ3-PG6-EV10-0001)에 의하여 이루어진 것임.

## 참고문헌

1. F. H. Bess, L. E. Humes, *Audiology the fundamentals*, 3rd edition., Lippincott W & W, Tokyo, 2003.
2. M. Pollack, *Amplification for the Hearing-Impaired*, Grune & Stratton Inc., Orlando, 1988.
3. A. Chasin, "Current trends in implantable hearing aids," *Trends in Amplification*, vol. 2, no. 3, pp. 84-107, June 1997.
4. R. Goode, M. Rosenbaum, and A. Maniglia, "The history and development of the implantable hearing aid," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, pp. 1-6, February 1995.
5. K. Huttenbrink, "Current status and critical reflection on implantable hearing aids," *The American Journal of Otolaryngology*, vol. 20, no. 4, pp. 409-415, October 1999.
6. T. Tsuiki, "補聴器と人工中耳," *Journal of Otolaryngology, Head Neck Surgery*, vol. 11, no. 4, pp. 533-536, April 1995.
7. Y. Nomura, "人工中耳・人工内耳の現状," *Journal of Otolaryngology, Head and Neck Surgery*, vol. 11, no. 4, pp. 505-506, April. 1995.
8. A. Hough, and M. Gee, "Longterm results for the xomed audiant bone conductor," *The*

*Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, pp. 43-52, February 1995.

9. A. Tjellstrom and B. Hakansson, "The bone-anchored hearing aid: design principles, indications, and longterm clinical results," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, pp. 53-72, February 1995.
10. S. Funasaka and A. Kawano, "人工内耳の歴史," *Journal of Otolaryngology, Head and Neck Surgery*, vol. 11, no. 4, pp. 537-542, April 1995.
11. <http://www.cochlear.com.au>
12. W. Ko, W. Zhu, and A. Maniglia, "Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no 1, pp. 29-41, February 1995.
13. M. Fredrickson, M. Cotichia, and S. Khosla, "Ongoing investigation into an implantable electromagnetic hearing aid for moderate to severe sensorineural hearing loss," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no 1, pp. 107-120, February 1995.
4. J. Suzuki, *Middle ear implant: Implantable hearing aids*, Karger Inc., Tokyo, 1988.
5. B. S. Song, J. H. Park, Y. H. Yoon, M. N. Kim, S. K. Park, S. H. Lee, and J. H. Cho, "Differential floating mass type vibration transducer for MEI System," *Proceedings of the 22th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biological Society*, vol 4, pp. 2575-2578, July 2000.
16. <http://www.audina.co.kr>
17. T. Renalz, "Hannover Experience with Implantable Hearing Devices," 24th Otologic Conference, Osaka, July 2003
18. A. Tjellstrom and C. Luetje, "Acute human trial of the floating mass transducer," *Ear, Nose and Throat Journal*, pp. 204-211, Apr. 1997.
19. F. Snik and W. Cremers "The effect of the floating mass transducer in hearing sensitivity," *American Journal of Otolaryngology*, vol. 21, no. 1, pp. 42-48, March. 2000.
20. B. S. Song, T. Y. Jung, S. P. Chae, M. N. Kim, J. H. Cho, "Proposal and Evaluation of Vibration Transducer with Minimal Magnetic Field Interference for Use in IME System by in-vitro Experiment" *IEICE Transactions on Electronics*, vol. E85-C, no. 6, pp. 1374-1377, June 2002.

----- 저자소개 -----



《조진호》

- 1977년 경북대학교 공업교육과 전기공학전공(공학사).
- 1979년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사).
- 1988 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사).
- 1984년 현재 경북대 전자전기컴퓨터학부 교수.
- 1992년 University of Iowa, 교환교수.
- 1984년 현재 경북대병원 의공학과 과장.
- 1999년 현재 경북대 의과대학 의공학교실 주임교수.
- 2003년 현재 첨단감각기능회복장치연구소 소장.
- 주요 관심 분야 : 생체전자, 생체신호처리, 센서응용 및 의용기기.



《송병섭》

- 1994년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사).
- 1995년 (주) 에스원 기획팀.
- 1997년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학석사).
- 2002년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학박사).
- 2002년 센서기술연구소 선임연구원.
- 2003년 현재 첨단감각기능회복장치연구소 연구교수.
- 주요 관심 분야 : 의용공학, 생체신호처리, 이식형보청기.



《이상훈》

- 1973년 경북대 의과대학 졸업(의학사).
- 1978년 경북대 병원 이비인후과 전문의.
- 1986년 전북대 대학원 의과대학 졸업(의학박사).
- 1982년 현재 경북대 의과대학 이비인후학과 교수.
- 1984년~1985년 University of Iowa, Research fellow.
- 1986년~1987년 일본 경도대학 이비인후과 교환교수.
- 1998년~2002년 경북대 생명의학연구소 소장.
- 2001년~2002년 대한 청각학회 회장.
- 2002년~현재 대한이비인후과학회 회장.
- 주요 관심 분야 : 난청, 이명, 이식형 청각시스템.