

청각 모델을 이용한 이명 재훈련 치료용 잡음 발생기의 설계

이규동¹, 이윤정¹, 김필운¹, 조진호², 장용민³, 이상훈⁴, 김명남⁵

¹경북대학교 의용생체공학과

²경북대학교 전자전기컴퓨터학부

³경북대학교 의과대학 진단방사선과학교실

⁴경북대학교 의과대학 이비인후과학교실

⁵경북대학교 의과대학 의공학교실

(2004년 2월 13일 접수, 2004년 10월 9일 채택)

Design of a Noise Generator for Tinnitus Retraining Therapy Using Auditory Model

G. D. Yi¹, Y. J. Lee¹, P. U. Kim¹, Jin Ho Cho², Y. M. Chang³, S. H. Lee⁴, M. N. Kim⁵

¹Dept. of Medical and Biological Eng., Kyungpook National University

²School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University

³Dept. of Diagnostic Radiology, School of Medicine, Kyungpook National University

⁴Dept. of Otorhinolaryngology, School of Medicine, Kyungpook National University

⁵Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Kyungpook National University

(Received February 13, 2004. Accepted October 9, 2004)

요약 : 이명 재훈련 치료법은 백색 잡음을 이용하여 이명 환자를 치료하는 효과적인 방법이다. 이 치료법은 광대역의 청각 세포를 자극하기 위하여 백색 잡음을 이용한다. 본 논문에서는 열 잡음을 이용한 소형의 백색 잡음 발생기와 인간의 외이와 중이 시스템에 의해 변형된 주파수 응답을 보상할 수 있는 주파수 응답 조절부를 제안하였다. 실험 결과, 제안된 시스템이 기존의 백색 잡음 발생기에 비하여 이명 재훈련 치료의 목적에 보다 적합한 형태임을 알 수 있었다.

Abstract : The tinnitus retraining therapy(TRT) is an effective method for treating tinnitus patients. This therapy use the white noise to stimulate auditory cells for a wide frequency range. In this paper, the small white noise generator using the thermal noise is proposed. And frequency response controller which can compensate the frequency response changed by the human outer and middle ear system is proposed. We can know that proposed system is more proper type on a purpose of the tinnitus retraining therapy comparing with conventional white noise generator.

Key words : TRT, White noise generator, Outer and middle ear system, Frequency response controller

서론

이명(tinnitus)은 청각관련 질환의 일종으로서 외부에 음원이 없을 경우에도 지속적인 소음의 청취로 인하여 고통을 받는 증상이다. 우리나라에서는 총인구의 약 15%에서 이명을 경험하며, 수면에 심한 장애를 주는 중등도 이상의 이명은 약 8%, 일상생활에 극심한 지장을 주는 경우는 1%

에 이르며, 심한 경우 우울증의 원인이 될 수도 있다[1].

산업의 발달과 더불어 소음의 증가, 날로 복잡해져 가는 정신생활, 노령인구의 증가, 약물의 남용등 유발인자의 증가로 이명은 점차 증가하는 추세에 있으며 이명 환자의 진단과 치료에 대한 중요성이 대두되고 있다.

최근, 이명이 전달되는 신경경로가 밝혀지고 심리적인 요소가 이명 발생에 영향을 주는 것이 증명되었다[2-4]. 이러한 결과를 바탕으로 하여 이명이 대뇌로 전달되는 신경경로를 차단하고 인지적 치료개념을 도입한 이명 재훈련 치료(TRT, tinnitus retraining therapy)가 시행되면서 매우 효과적임이 입증되고 있으며 이는 임상 결과상 약 80%의 환자에서 증상 호전을 가져온다고 보고된 바 있다.[2] 이 개념은 대뇌 피질하(subcortical)에서 인지되는 이명 신호는 청각 피질계(auditory cortical area)와 변연계(limbic

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

통신저자 : 김명남 (702-701) 대구시 중구 동인동 2가 101번지

경북대학교 의과대학 의공학교실

Tel : (053) 420-5266 Fax : (053) 420-5264

E-mail : kimmn@knu.ac.kr

system) 및 자율신경계(autonomic nervous system)의 상호작용으로 인해 순환구조를 이루게 된다. 그러나 습관화를 유도하게 되면 피질하 이상에서의 상호작용을 끊어서 이명 환자들이 고통으로부터 벗어날 수 있게 한다.[3] 따라서, 이명 재훈련 치료는 강력한 의미의 이명신호를 약하게 인식하도록 바꾸어 주고 결국 이를 습관화(habituation)하도록 유도하는 방법이다. 이를 위하여 모든 주파수대의 음이 섞여 있는 백색 잡음(white noise)을 소리 치료방법으로 사용한다. 이러한 광역 소음은 뇌간에 있는 여러 주파수대의 청각 신경세포를 광범위하게 자극함으로써 이명 신호의 인식을 약하게 하여 결국 습관화를 유도한다[4].

본 논문에서는 이러한 이명 재훈련 치료에 적용할 수 있는 청각 특성 보상형 잡음 발생기를 제안하였다. 제안한 시스템에서 잡음 발생원으로는 백색 잡음에 가장 가까운 전자회로의 열 잡음 발생원리를 이용하였다. 또한, 음향이 청각 기관을 거쳐서 변형되는 현상을 고려하기 위하여 청각 시스템의 전기적 등가모델에 대한 주파수 응답 특성을 분석한 다음, 청각 시스템의 주파수 응답을 보상할 수 있는 주파수 응답 조절 시스템을 제안하였다. 일반적인 백색 잡음 발생기의 음향은 청각 시스템에 의해 특정 주파수 대역에서 증폭 또는 감쇠되는 특징을 보임에 비해 제안된 보상형 잡음 발생기는 주파수 응답을 조절하여 청각 기관에 의해 변형된 주파수 특성을 보상시켜 줄 수 있음을 확인하였다. 따라서 제안된 시스템이 이명 재훈련 치료의 본 목적에 보다 적합한 형태임을 확인할 수 있었다.

청각 시스템 모델

귀는 외이도에 의한 공명과 중이의 기계적 및 구조적 특성으로 인해 입력되는 소리의 특성이 변화되며 일반적으로 외이와 중이에 의한 주파수 응답은 2~5kHz에서 증폭된 형태를 가진다[5]. 따라서, 내이에 적절한 백색 잡음을 전달하기 위해서는 청각 구조에 의한 변형되는 주파수 특성을 보상할 필요가 있다. 외이 및 중이에 대한 다양한 모델들에 대하여 비교 및 분석하였으며, 연구되는 시스템에 적용하기 위한 청각 모델로서 Gardner의 외이 모델과 Jérôme pascal의 중이 모델을 선택하였다[6][7]. 대부분의 모델들은 외이 혹은 중이만을 대상으로 하였으며 이러한 각각의 모델들에 대한 특성의 차이로 인하여 단순히 연결하여 통합하는 것은 문제가 있다. Jérôme pascal의 중이 모델은 모델링 과정에서 Gardner의 외이 모델을 같이 고려하였기 때문에 이 모델이 중단에 연결되는 부하에 따라 크게 변하는 특성을 잘 반영하고 있다. 따라서, 외이와 중이에 대한 전반적인 특성을 고려해야 하는 본 연구의 특성과 잘 일치한다.

1. 외이 모델

Gardner에 의해 제안된 외이 모델은 그림 1에서 나타내었다. 이 모델은 외이를 소리신호의 전달소자로 가정한 등가 음향 모델이다.

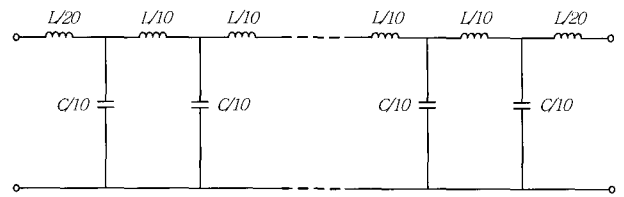


그림 1. Gardner 등이 제안한 전기음향학적 외이 모델
Fig. 1. Electroacoustic model of the outer ear by Gardner.

10개의 전기음향학적인 등가소자의 합으로 구성된 이 외이 모델은 외이도의 길이를 2.25cm, 외이도의 반지름을 0.374cm로 하여, 외이도 체적을 1.0cm³로 정하였다. 이 값들을 다음 식에 적용하여 각 소자값을 구하였다.

$$L = l \times (\rho_o / \pi r^2) \tag{1}$$

$$C = \frac{V}{\rho_o c^2} = l \times \frac{\pi r^2}{\rho_o c^2} \tag{2}$$

여기서 ρ_o 는 공기밀도를, c 는 음파속도를 나타내는 값으로 외이도를 일정한 단면적을 가지는 원통으로 가정하였을 때의 전체 인덕턴스와 커패시턴스를 나타내는 값이다.

2. 중이 모델

중이 모델은 오랜 기간에 걸쳐 수많은 연구자들에 의해 제안되었으며, 초기에는 선형적인 해석에만 중점을 두었지만 더욱 정밀한 임상 데이터와의 일치율을 위해 비선형적인 해석도 행해지게 되었다. Lutman은 Zwislocki의 모델을 기반으로 수정한 모델을 제시하였다. 이 모델은 크게 고막 손실에 관련된 부분과 등골 근육과 관련된 부분의 수정과 첨가로 구성되어 있다[8]. Jérôme pascal 등은 중이의 비선형까지 고려한 새로운 모델을 제안하였으며 그림 2에서 나타내었다. 이 모델은 기존의 선형 모델에 음향 반사와 등골 근육의 변형을 고려한 비선형 성분인 C_{st} , R_{la} , C_{la} 가 첨가된 형태이다.

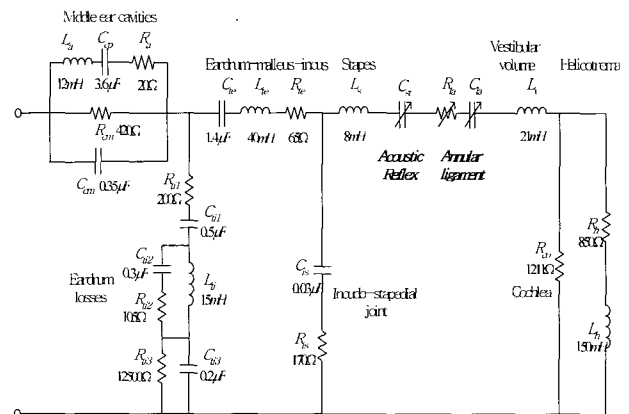


그림 2. 비선형성을 고려한 전기음향학적 중이의 모델
Fig. 2. The nonlinear electroacoustic model of the middle ear.

여기서, R_{t3} , C_{t3} 는 고막 손실과 관련되며, C_{st} 는 음향반사를 나타내고 중이의 비선형성을 표현하는 값으로 저주파수를 감소시키는 효과를 나타낸다. 등골 변이로 인한 비선형성 또한 중요한 값으로 등골 근육의 수축은 고막에서 측정된 중이의 경도를 변화시키고 인대의 변화는 고막의 음압에 따라 변화하는 특징을 나타낸다. R_{la} , C_{la} 는 이러한 인대의 최대 신장과 연관되어 있다.

시스템 설계 및 제작

제안한 이명 재훈련 치료용 백색 잡음 발생기의 전체적인 구조는 그림 3과 같으며, 전기적 백색 잡음을 발생시키는 백색 잡음 발생부, 입력 신호의 주파수 응답을 조절하여 음색을 가변 시키는 주파수 응답 조절부, 전기적 신호를 음향적 신호로 변화 시켜주는 리시버 그리고 회로에 필요한 전원을 공급하는 전원부로 구성된다. 백색 잡음 발생부는 열 잡음을 이용하여 설계하였으며, 음색 조절을 위한 주파수 응답 조절부는 청각 모델을 기반으로 해석된 주파수 응답과 리시버 특성을 보상하도록 구현하였다.

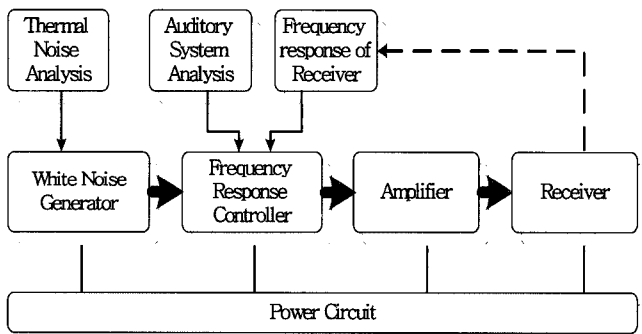


그림 3. 이명 재훈련 치료용 잡음 발생기의 블록 다이어그램
Fig. 3. Block diagram of the noise generator for TRT.

1. 백색 잡음 발생부

모든 도체 내에서 전자는 불규칙적인 열운동을 하며 이것으로 인해서 개방된 저항 양단에 잡음 전압이 발생한다. 이것을 열 잡음이라 한다. 열 잡음은 온도의 함수이며 극히 높은 주파수까지 일정한 스펙트럼을 갖는다. 저항 R 양단에 관측되는 열 잡음의 실효전압 V_{rms} 는 식 (3)과 같이 표현된다.

$$V_{rms} = \sqrt{4kTR\Delta f} \quad (3)$$

여기서, k는 볼츠만 상수이고 T는 절대온도 값이며 Δf 는 잡음대역폭이다[9]. 이와 같이 열 잡음은 백색 잡음과 가장 비슷한 형태를 가지기 때문에 이를 신호원으로 이용하였다. 일반적인 연산증폭기의 입력단의 저항에 의하여

발생한 열 잡음이 증폭되는 회로와 등가 회로를 그림 4와 같이 나타낼 수 있다. 여기서 E_{n1} , E_{n2} , I_{n1} , I_{n2} 는 모두 연산증폭기의 등가적인 입력 잡음 전압과 전류이고 E_{t1} , E_{t2} , E_{t3} , E_{t4} 는 저항에 의한 열 잡음 전압이다. 전체 출력 잡음 전압 E_{no} 은 대략적으로 식 (4)와 같다[10]. 이명 치료용 광역 소음은 가청 주파수 범위 내에서 고려되어야 되기 때문에 20 ~ 20,000Hz범위에서의 주파수특성이 가급적 균일하게 분포하는 형태를 띄게 하였다.

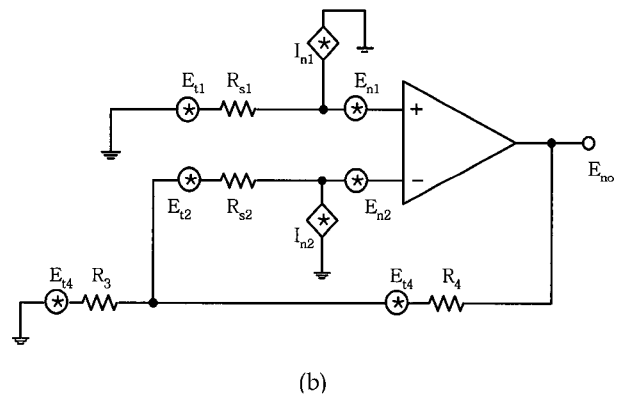
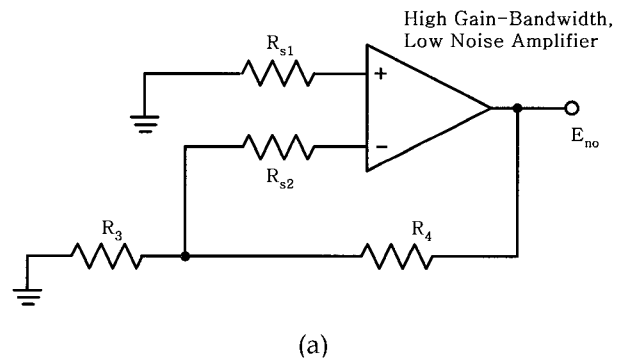
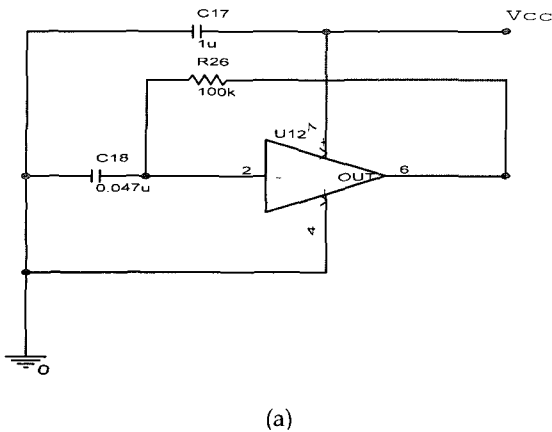


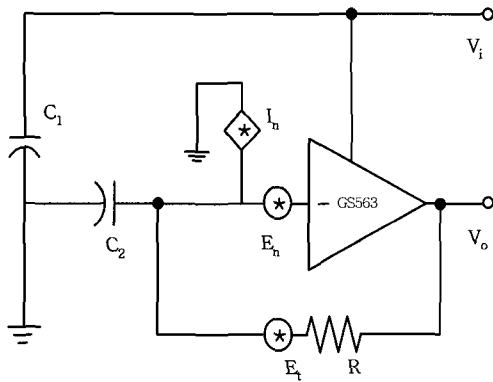
그림 4. (a) 열 잡음 증폭기와 (b) 등가회로
Fig. 4. (a) The thermal noise amplifier and (b) equivalent circuit.

$$E_{no}^2 = (E_{t1}^2 + E_{n1}^2 + I_{n1}^2 R_{s1}^2) \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right)^2 + (E_{t2}^2 + E_{n2}^2 + I_{n2}^2 R_{s2}^2) \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right)^2 + E_{t3}^2 \left(\frac{R_4}{R_3}\right)^2 + E_{t4}^2 \quad (4)$$

앞서의 해석결과를 바탕으로 크기가 2.7×2.5 mm인 소형의 연산증폭기(Gennum사 : GS563)와 SMD타입의 저항 및 커패시터를 이용하여 설계한 광역 소음 발생부의 회로도 및 등가회로는 그림 5에서 보였다. 회로에 사용된 연산증폭기는 1단 반전 증폭기이다.



(a)



(b)

그림 5. 백색 잡음기의 (a) 설계 회로와 (b) 등가 회로
Fig. 5. (a) Designed circuit of the white noise generator and (b) equivalent circuit.

전원의 안정화를 위하여 연산증폭기의 전원 V_i 에 C_1 을 연결하였으며 C_2 는 DC coupling의 역할을 한다. 그런 다음 연산증폭기의 등가 입력 잡음 전압과 전류 E_n , I_n 의 영향과 궤환 저항 R 의 잡음원 E_i 의 영향을 고려해서 설계하였다. E_n 에 의한 열 잡음이 C_2 와 R 에 의한 비반전 증폭기 형태에 의해 영향을 받으며 저항 R 의 열 잡음 전압 E_i 가 출력에 영향을 미친다. 따라서 출력 V_o 의 잡음 전압 E_o 는 식 (5)와 같이 나타낼 수 있다.

$$E_o^2 = E_n^2 \left(1 + \frac{R}{1/SC_2}\right) + E_i^2$$

$$= E_n^2(1 + SRC_2) + E_i^2 \tag{5}$$

그러나, 백색 잡음기의 출력 전압은 너무 작기 때문에 증폭하는 회로가 추가적으로 필요하다. 따라서, 소형 리시버를 구동하기 위한 유효 출력 전압을 도출하고 소형화를 고려하여 가변저항에 의하여 출력 신호의 크기를 조절할 수 있으며 내부의 레귤레이터를 통하여 백색 잡음기에 안정한 전원을 공급해 줄 수 있는 Gennum사의 초소형 증폭기 IC인 GS3024A를 이용한 주 증폭기를 연결하였다.

2. 주파수 응답 조절부

외이, 중이의 특성과 리시버의 특성에 의해 변형된 백색 잡음의 주파수 응답을 보상하기 위해 음색 조절기의 응용 회로를 사용하였다. 즉, 백색잡음이 외이와 중이 및 리시버를 통과하여 내이의 전정창에 도달하면 백색잡음의 주파수 특성은 변형된다. 따라서 전정창에서 입력되는 신호가 백색 잡음 특성을 가지게 하기 위하여 청각 기관의 반대 특성을 갖는 주파수 응답 조절부에 백색 잡음을 통과시킨 다음, 이를 외이도로 입력한다. 이러한 과정을 통하여 내이인 전정창에 백색 잡음 신호가 입력될 수 있기 때문에 이명 재훈련 치료법에 보다 더 알맞은 형태의 자극으로 사용될 수 있게 하는 역할을 주파수 응답 조절부에서 한다.

직렬 공진회로를 사용한 이퀄라이저의 경우, 인덕턴스는 주파수가 낮은 쪽에서 큰 값이 필요하게 되므로 형상이 커지게 되고, 험(Hum)이 실리는 등 특성이 나빠지는 문제가 있다. 따라서 일반적인 인덕터를 대신하여 반도체 인덕턴스를 사용하였다. 이는 연산증폭기 등의 능동소자와 C, R을 조합하여 등가적으로 인덕턴스를 구성한 것이기 때문에, 수동소자인 인덕터로는 얻을 수 없는 큰 값과 적절한 Q값을 얻을 수 있다[11]. 반도체 인덕턴스의 구현을 위한 회로를 그림 6에서 나타내었다. 그림 6(a)에서 임피던스 Z_1 을 식 (6)으로 나타내었으며 (b)에서 임피던스 Z_2 를 식 (7)로 나타낼 수 있다.

$$Z_1 = \frac{V_i}{I_1 + I_2} = \frac{1 + sC_1R_1}{1 + sC_1r_1} \cdot r_1 \tag{6}$$

$$Z_2 = R_2 // (sL_2 + r_2) = \frac{1 + s\frac{L_2}{r_2}}{1 + s\frac{L_2}{R_2}} \cdot r_2 \tag{7}$$

식 (6)과 (7)을 같다고 보았을 때 $R_2 = R_1$, $r_2 = r_1$, $L_2 = C_1R_1r_1$ 이다. 따라서 직렬 공진회로는 반도체 인덕턴스로 대체하여 회로를 구성할 수 있다.

반도체 인덕턴스를 사용하여 구성한 주파수 응답 조절부의 기본적인 회로를 그림 7에서 나타내었다. 반도체 인덕터를 사용하였을 때 공진 주파수는 $f = 1/2\pi\sqrt{C_1C_2R_4R_5}$ 이며, 주파수 응답 조절부의 회로는 공진 주파수가 서로 다른 그림 8의 회로가 다수로 구성되어 각각의 공진 주파수대의 이득을 증감할 수 있게 구현되었다. 각 소자의 값을 계산하기 위한 인덕터의 리액턴스, 공진 주파수, Q, 반도체 인덕턴스 값은 다음의 식 (8), (9), (10), (11)과 같다.

$$X_L = 2\pi \times f_o \times L \tag{8}$$

$$f_o = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC_2}} \tag{9}$$

$$Q = \frac{X_L}{R_4} \tag{10}$$

$$L = (R_5 - R_4) \cdot R_4 \cdot C_1 \tag{11}$$

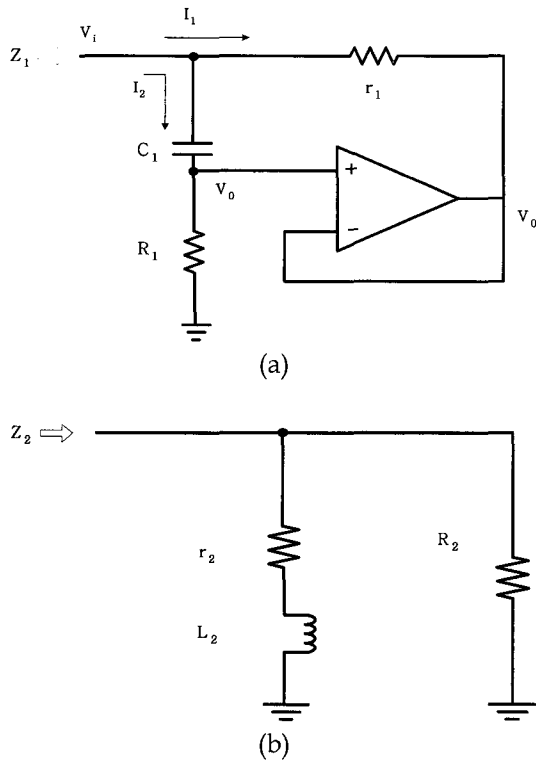


그림 6. 반도체 인덕턴스의 해석 (a) 반도체 인덕턴스 회로 (b) 등가회로
 Fig. 6. Analysis of the simulated inductor (a) simulated inductor circuit (b) equivalent circuit.

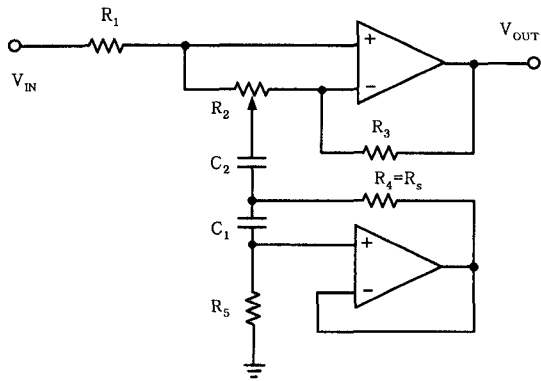


그림 7. 반도체 인덕터를 사용한 등가회로
 Fig. 7. The equivalent circuit of using a simulated inductor.

이를 기반으로 C_1 과 C_2 값을 식(12)으로 계산할 수 있다.

$$C_1 = \frac{Q \times R_4}{2\pi \times f_0 \times (R_5 - R_4)}, \quad C_2 = \frac{1}{2\pi \times f_0 \times R_4} \quad (12)$$

식(8)에서 (12)까지를 사용하여 각 소자값을 결정한 다음 제작한 주파수 응답 조절부의 회로도를 그림 8에서 나타내었다.

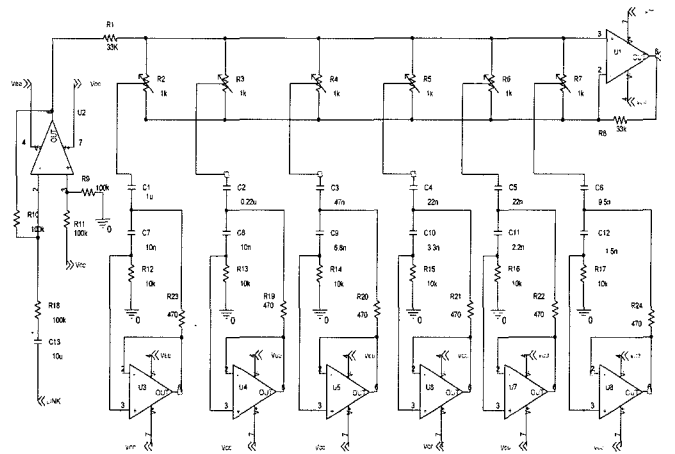


그림 8. 설계한 주파수 응답 조절부 회로도
 Fig. 8. Circuit of the designed frequency response control part.

3. 전원부

설계한 백색 잡음 발생부와 주파수 응답 조절부를 위해 전원부를 설계하였으며, 회로상의 2개의 12V 전원으로 golden power의 알카라인 건전지를 사용하였는데, 이 건전지는 직경 7mm, 길이 27mm의 소형이면서 하나의 출력 전압이 12V이기 때문에 건전지 부분의 최소화에 장점을 가진다. 그러나 백색 잡음 발생부의 경우는 1.2V, 주파수 응답 조절부 경우는 ±5V를 각각 필요로 한다. 따라서 각 전원의 크기를 맞추기 위해 레귤레이터를 사용하였다.

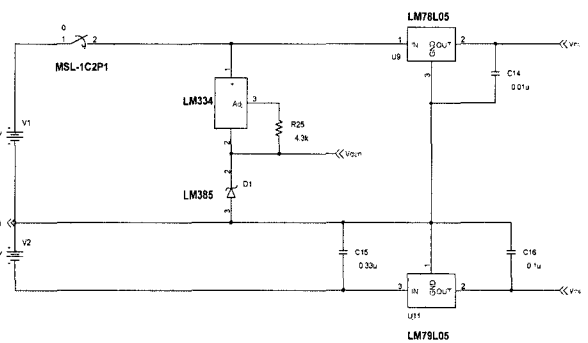


그림 9. 이명 재훈련 치료용 제어형 잡음 발생기의 전원부 회로도
 Fig. 9. A power source circuit of the controllable noise generator for TRT.

먼저 백색 잡음 발생기를 위해서는 전압 레귤레이터 다이오드인 LM385-1.2V와 가변 정전류원인 LM334를 사용하였으며, 이퀄라이저의 경우는 ±5V를 위해 두 가지의 레귤레이터를 사용하였다. +5V를 위해서는 LM78L05를 -5V의 경우는 LM79L05를 사용하였다. 그림 9는 전원부의 구성을 나타내는 회로이다. 전원의 on/off를 위해서 스위치인 MSL-1c2p가 사용되었으며, LM78L05와 LM79L05의 경우는 안정화를 위해 커패시터를 추가하였다. 이상의 내용

을 기반으로 제작한 회로를 그림 10에 나타내었다. 출력되는 백색잡음 신호의 주파수 응답 특성을 조절하는 부위는 그림 10(a)에서와 같이 6개의 가변저항으로 구현하였으며 볼륨조절을 위한 가변저항은 그림 10(b)에서 나타내었다. 그리고 리시버 연결을 위한 플러그와 전원을 조절하기 위한 스위치를 기판 외부로 배치하여 케이스와 맞물리게 하였다. 제작된 회로의 크기는 41.87×34.86mm 이다.

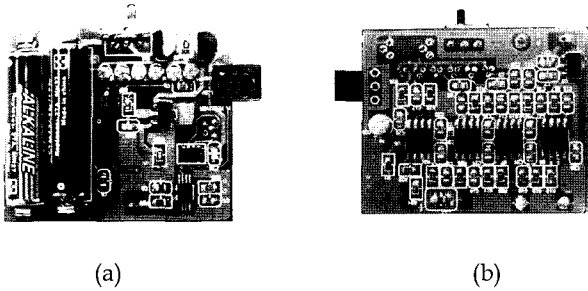


그림 10. 제작한 잡음 발생기 (a) 앞면과 (b) 뒷면
Fig. 10. The developed noise generator (a) front and (b) back.

실험 및 결과

의사소통에 관여하는 회화음역(conversational frequency range)은 100Hz부터 8,000Hz까지로 보며, 순음청력검사를 250Hz부터 8,000Hz까지 시행하는 것은 이러한 특성에 크게 관련된다[12]. 따라서 백색 잡음기의 주파수 대역을 125Hz에서 8,000Hz까지로 고려 하고자 하였다. 제작한 백색 잡음기의 출력 신호를 그림 11에서 보였다. 그림 11에서 보인 주파수 응답은 백색 잡음기의 출력을 최대로 하였을 경우 얻어진 값이다.

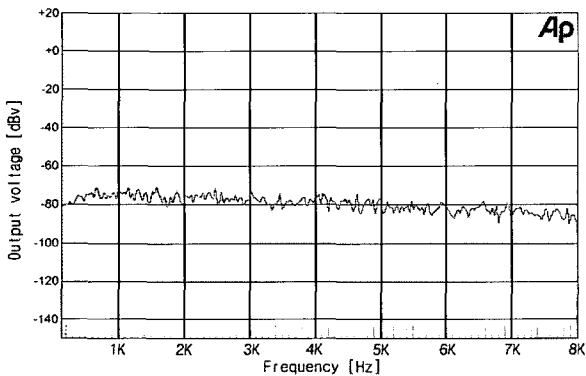


그림 11. 제작된 백색 잡음기의 주파수응답
Fig. 11. The frequency response of the designed white noise generator.

청각 구조에 의한 변형되는 주파수 응답을 알기 위해 앞서 선택된 청각 모델에 대한 특성을 시뮬레이션을 통하여 도출하였다. 외이모델의 각 소자값은 $L= 5.90\text{mH}$, $C= 0.694\mu\text{F}$ 이며, 중이 모델의 비선형소자 C_{st} , R_{la} , C_{la} 의 은 중이가 보통 전달하는 음압인 100dB SPL로 가정하여 고정하였으며, 100dB SPL = 2 Pa 이므로 $C_{st} = 0.75\mu\text{F}$, $R_{la} = 200\Omega$, $C_{la} = 0.38\mu\text{F}$ 로 정하였다[13]. 또한, 외이와 중이의 회로에 대한 나머지의 각 소자값은 임상적 데이터를 토대로 계산된 값을 사용하였다.

백색 잡음기의 출력은 리시버라는 소형의 스피커를 통해 소리로 변환되기 때문에 전기음향학적인 해석을 하기 위해서 리시버 자체가 가지는 주파수 응답 특성을 고려하였다. 사용되는 리시버는 실제 보청기에 사용되는 것으로 본 논문에서는 Knowles사의 ES series의 undamped ES-3127 모델을 사용하였다. 리시버는 보청기용으로 설계되어 있기 때문에 주파수 대역폭이 200 ~ 6,000Hz까지만 고려하고 있다. 이는 그 이상이나 이하의 주파수 대역에서는 제대로 된 응답을 표현하지 못한다는 것을 의미하기 때문에 본 논문에서 주파수 대역은 200 ~ 6,000Hz로 고려하였다.

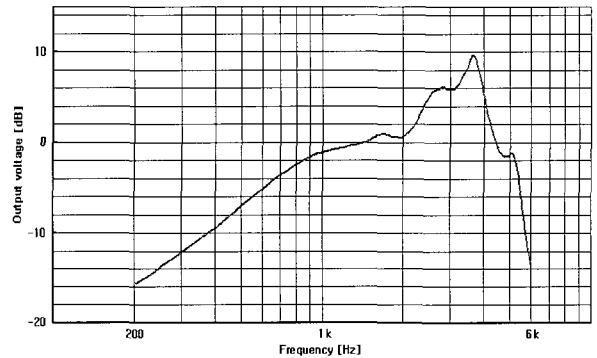


그림 12. 리시버와 청각 모델의 주파수 응답
Fig. 12. The frequency response of the receiver and auditory model

리시버와 청각 기관의 특성에 의해 변형된 주파수 응답을 그림 12에서 보였다. 즉 내이의 전원창에서는 약 2~4 kHz대역에서 증폭된 형태의 주파수 응답 특성을 가지는 신호가 입력되게 된다. 이와 같은 특성으로 인해 백색 잡음 발생기의 신호를 그대로 이명 치료에 사용하였을 경우는 이명 재훈련 치료의 목적과는 다른 결과를 가지게 된다는 것을 알 수 있다. 이러한 내용을 토대로 내이의 전정창에서 백색 잡음의 특성이 나타나게 하기 위해 주파수 응답 조절기를 사용하여 그 주파수 응답 특성을 변형 시켰다.

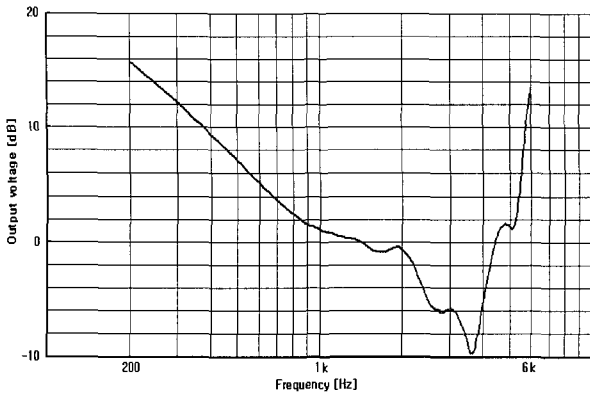


그림 13. 요구하는 주파수 응답
Fig. 13. Desired frequency response.

주파수 응답 조절부의 형태는 그림 12에서 보인 특성을 보상해야 한다. 따라서 목적하는 주파수 응답 특성을 그림 13에서 보이는 것과 같아야 한다. 본 논문에서는 특수한 형태의 주파수 응답을 원하기 때문에 주파수 보상부의 각 공진 주파수별 Q값을 다르게 정하였으며, 이퀄라이저에서의 일반적인 공진 주파수 간격값을 변화시켜 목적에 맞게 설계하였다. 설계한 회로의 각 소자값을 표 1에서 나타내었다. 표 1에서와 같이 주파수 응답의 변화가 많은 부분은 Q값을 크게 해서 세밀하게 주파수 응답을 조절할 수 있게 하였다. 이러한 방법으로 구현한 주파수 응답 조절부의 회로는 그림 8에서 보였다. 주파수 응답 조절부의 진단에는 입력되는 신호의 증폭과 위상의 보상을 위한 버퍼회로가 연결되어 있으며, 각 주파수별 응답을 조절하기 위한 가변 저항은 1k Ω 로 정하였다. 제작한 회로를 사용하여 청각구조와 리시버에 의해 변형된 주파수 응답을 보상하는 응답 특성을 가지도록 가변 저항의 값을 조절하였다. 이렇게 구현한 회로의 주파수 응답 곡선을 그림 14에서 나타내었다. 그림 14에서 특성곡선 B는 실험에 사용된 Audio precision사의 System two의 고유 주파수 응답 곡선이며, 특성곡선 A는 6밴드로 제작한 주파수 응답 조절부의 주파수 응답 곡선이다.

그림 13과 비교해 각 주파수별로 대응되는 dB값이 일치하는 것을 볼 수 있다. 그림 13의 1~5kHz 사이에 미소 변동분은 그림 11에서 보인 입력신호의 변동분에 의해 무시될 수 있으므로 회로의 소형화를 위해 음색 조절부의 밴드수를 6개로 제한하였다. 이상의 결과를 토대로 백색 잡음기의 출력이 음색 조절부를 거쳐서 나오는 주파수 응답을 그림 15에서 나타내었다.

표 1. 주파수 응답 조절부의 소자 값
Table 1. component values for a frequency response controller.

f_0	234Hz	500Hz	1.3kHz	2.7kHz	3.3kHz	6.1kHz
C_1	10nF	10nF	6.8nF	3.3nF	2.2nF	1.5nF
C_2	1 μ F	0.22 μ F	47nF	22nF	22nF	9.5nF
Q	1.4	3.07	5.46	5.62	4.58	5.77

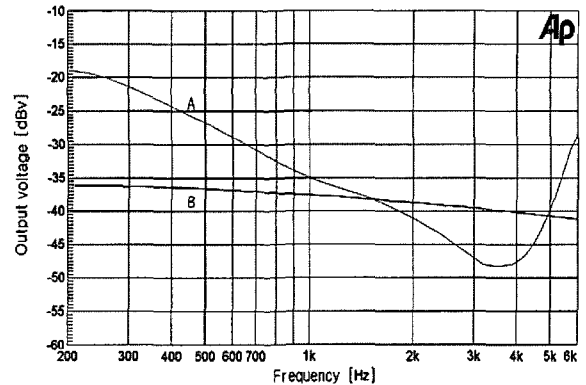


그림 14. 제작한 주파수 응답 조절부의 주파수 응답
Fig. 14. A frequency response of the fabricated frequency response controller.

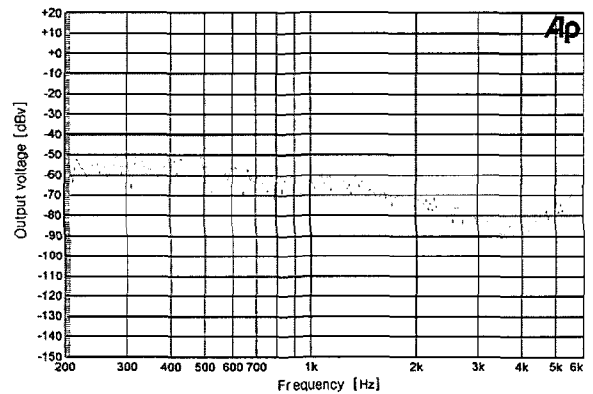


그림 15. 제안한 백색 잡음 발생기의 주파수 응답
Fig. 15. A frequency response of the proposed white noise generator.

결론

본 논문에서는 청각 시스템 모델을 기반으로 한 주파수 응답 제어형 백색 잡음 발생기를 설계하였다. 청각 시스템의 구조적, 기계적 특성으로 인해 변화하는 주파수 응답을 확인하였으며, 이명 재훈련 치료를 위한 백색 잡음 발생부와 적절한 치료를 위해 음색을 조절할 수 있는 주파수 응답 조절부를 설계하였다. 그리고 백색 잡음 발생부와 주파수 응답 조절부의 서로 다른 전원 공급을 위한 전원부를 설계하였다. 백색 잡음기의 출력이 외이와 중이의 주파수 응답 특성으로 인해 특정 주파수대의 신호가 증폭되어 전달된다. 이러한 백색 잡음기의 출력을 치료에 사용하게 되면 이명 재훈련 치료에 의한 습관화를 유도하기 어렵다. 따라서 청각 모델에 의해 변형되는 주파수 응답을 보상할 수 있는 주파수 응답 조절회로를 통해 내이에 전달되는 소리가 백색 잡음의 형태를 띠게 하였다. 열 잡음을 이용하여 백색 잡음 발생부를 소형으로 구현 가능함을 보였고, 음색 조절기를 응용하여 주파수 응답 조절부를 설계하였으

며 청각 모델에 의해 변형되는 주파수 응답을 보상 할 수 있음을 확인하였다. 향후 각 환자의 특성에 알맞은 귀의 전기 음향적인 모델이 구축된다면 본 논문의 결과를 기반으로 더욱 효과적인 치료 결과가 예측된다.

참 고 문 헌

1. 정인교, 유홍균, "이명환자에 있어서 Lidocaine 정맥주사와 Dilantin 복용효과에 관한 임상적 고찰", 한이인지, 제 30권, pp. 677-684, 1987
2. Bernhard K and Regula Z. Tinnitus rehabilitation by retraining ; a work book for sufferers. their doctors and other health care professionals, Karger 1999
3. Richard S. Tyler, Tinnitus Handbook, Thomson Learning, 2000
4. 전병훈, "이명", 대한의사협회지, 제 45권 제 7호, pp. 895-904, 2002
5. 福田忠彦, 生體情報SYSTEM論, 産業圖書 1995
6. M. B. Gardner and M. S. Hawley, "Network representation of the external ear", Journal of the Acoustical Society of America Vol. 52, 1620-1628, 1972
7. P. Jerome, B. Antoine, L. Michael, and L. Claude, "Linear and nonlinear model of the human middle ear", Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 104, No. 3, pp. 1509 - 1515, 1998
8. M. E. Lutman and A. M. Martin, "Development of an electroacoustic analogue model of the middle ear and acoustic reflex", J. Sound. Vib. Vol. 64, pp.133-157, 1979
9. 박송배, 현대 전자회로, 문운당, pp.417-456, 2002
10. W.T. Holman, J.A. Connelly, and A.B. Dowlatabadi. "An Integrated Analog / Digital Random Noise Source", IEEE Transactions on Circuits and Systems - Part I, Vol. 44, No. 6, pp. 521-528, June 1997
11. 전자기술편집부 역, 홈 일렉트로닉스, 성안당, pp. 164-170, 2000
12. 허승덕, 청각학 Audiology, 동아대학교 출판부, pp. 29-119, 2001
13. 송병섭, 조진호, "청각모델을 이용한 이식형 인공중이 시스템의 신호전달 특성 해석", 의공학회지, 제 23권 제 3호, pp. 227-233, 2002