

WT평면에서의 디지털 청각 보조 신호 처리 시스템의 설계

이현철·석광원·전철완·이진·이영석·김성환

= Abstract =

A Study on the Design of a Digital Hearing Aids Signal Processing System in the Wavelet Transform Domain

H.C. Lee, K.W. Seok, C.W. Jon, J. Lee, Y.S. Lee, S.H. Kim

This paper presents digital hearing aids signal processing system in WT(wavelet transform) domain. For implementation of hearing aids in WT domain, the gain in frequency domain is approximated in WT domain. We also present the gain selection algorithm to deal with the change of input signal power. Most transform methods produce blocking effect, and this effect degrades the convergence rate of feedback canceller. As a solution, we proposed wavelet transform based feedback canceller. To evaluate the performance, we compared it with LOT (lapped orthogonal transform) method in the frequency domain. This system has not shown the blocking effect, and improves convergence rate as compared with the LOT based feedback canceller.

Key words : Wavelet transform domain, Blocking effect, Convergence rate, Feedback canceller.

서론

최근 아날로그 청각 보조 장치의 한계를 극복하기 위해 디지털 청각 보조 장치에 대한 연구가 활발하게 이루어지고 있다. Ventura[1], Lunner[2] 등은 디지털 청각 보조 장치의 이득 조절에 관한 연구를, Kates[3], Bustamante [4] 등은 궤환 잡음 제거기(feedback canceller)에 관한 연구를 수행하였다. 특히, Kates는 계산량이 현저히 줄어드는 Wiener-filter를 이용한 궤환 잡음 제거기를 구현함으로써, 디지털 청각 보조 장치의 실시간 구현에 대한 가능성을 제시하였다. 그러나, 이러한 연구들은 각기 한 가지 기능에 대해서만 언급되었고 모두 시평면에서 이루어짐으로써 청각 보조 장치의 여러기능, 즉 frequency shaping[1,2], 궤환 잡음 제거기, 잡음 제거(noise reduction)[5] 등을 통합하기가 어려운 단점이 있다.

그러한 반면에 주파수 평면에서는 frequency shaping 이 단순히 곱으로 수행될 수 있고, 궤환 잡음 제거기를 구현하는 데에 이용되는 적응 필터링 기법들이 주파수 평

면에서 성능 향상을 가져올 수 있으므로[6] 디지털 청각 보조 시스템의 여러 기능들을 통합하기가 쉬워진다. 다만, 이산 푸리에 변환(discrete Fourier transform)이나 이산 여현 변환(discrete cosine transform)과 같은 기존의 변환 기법들이 블록 변환(block transform)을 하는 과정에서 블록킹 효과(blocking effect)를 일으키는 문제가 있다. 이러한 블록킹 효과는 청각 손실을 보상하는 frequency shaping을 수행하는 과정에서 왜곡을 발생시킬 수 있으며, 궤환 잡음 제거기를 구현하기 위해 이용한 적응 알고리즘의 성능 저하를 가져올 수 있다[7]. 이러한 문제를 해결하기 위해 Kuo와 Voepel[8]은 LOT(lapped orthogonal transform)를 이용하여 주파수 평면에서 청각 보조 시스템을 설계하였다. 그러나 LOT는 한 블록의 데이터 샘플이 N개일 때 블록킹 효과를 감소시키기 위해 앞 블록에서 N/2 개의 데이터 샘플을, 그리고 다음 블록에서 N/2 개의 데이터 샘플을 이용하여 변환을 해야 하기 때문에 N개의 변환 계수를 얻기 위해서는 2N개의 데이터 샘플을 이용해야 하는 단점이 있다[9].

서울시립대학교 대학원 전자공학과
Dept. of Electronics Eng., Seoul City Univ.

이 논문은 1995년도 서울시립대학교 학술연구비 지원을 받아 이루어 졌음
통신저자 : 이현철, (130-743) 동대문구 전농동 90 서울시립대학교 전자공학과, Tel.(02)210-2318, Fax.(02)249-6802

본 논문에서는 LOT의 단점을 보완하기 위해 웨이브렛 변환 평면에서 디지털 청각 보조 신호 처리 시스템을 제안하였다. 본 논문의 청각 보조 시스템은 청각 보조 장치의 기본 기능을 수행하는 기본 구조와 주변 환경의 변화에 따른 입력 신호의 다양한 전력 변화에 대처하기 위한 이득 선택 알고리즘, 그리고 청각 보조 장치에서 피할 수 없는 왜곡 성분을 제거하기 위한 왜곡 잡음 제거기로 구성되어 있다. Frequency shaping을 보다 효율적으로 수행 하기 위해 입력되는 신호의 평균 전력을 구하여, 이에 대응되는 이득을 선택적으로 조절하도록 하였다. 그리고 청각 보조 장치에서 피할 수 없는 왜곡 신호를 제거하기 위해 웨이브렛 변환 평면에서 LMS 알고리즘을 이용한 왜곡 잡음 제거기를 제안하고 Kuo와 Voepel[8]이 제안한 방법과 성능을 비교하였다.

웨이브렛 변환 평면의 디지털 청각 보조 신호 처리 시스템의 제안

1. 웨이브렛 변환과 대역 분할 특성

웨이브렛 변환은 mother 웨이브렛 $g(t)$ 를 스케일링 파라미터 a 와 병진 파라미터 τ 에 의해 변화시킨 웨이브렛을 시평면 신호 $f(t)$ 와 내적(inner product)을 취한 꼴로 식 (1)과 같이 나타낼 수 있으며, 웨이브렛 변환을 통해 발생한 웨이브렛 계수들은 서로 스케일링 파라미터 a 와 병진 파라미터 τ 에 대하여 직교성이 성립한다[10][11].

$$W_x f(a, \tau) = |a|^{-\frac{1}{2}} \int f(t) g^* \left(\frac{t-\tau}{a} \right) dt \quad (1)$$

- a : 스케일링 파라미터 (scaling parameter)
- τ : 병진 파라미터 (translation parameter)
- $g(t)$: mother 웨이브렛 함수

웨이브렛 평면에 투사된 함수는 웨이브렛 역변환을 거쳐 다시 복원될 수 있다. 역변환에 관한 정의 식은 식 (2)와 같다.

$$f(t) = \frac{1}{C_x} \int_{-\infty}^{\infty} W_x f(a, \tau) |a|^{-\frac{1}{2}} g \left(\frac{t-\tau}{a} \right) \frac{d\tau da}{a^2} \quad (2)$$

웨이브렛 변환의 스케일링 파라미터 a 는 신호의 대역을 결정하기 때문에, 주파수 평면에서 웨이브렛 변환의 대역 분할 특성은 그림 1과 같이 상대적인 대역 폭을 갖고 있으며 다양한 응용 분야를 갖는다[12-15].

2. 디지털 청각 보조 시스템의 구성

본 논문에서 제안된 디지털 청각 보조 신호 처리 시스템

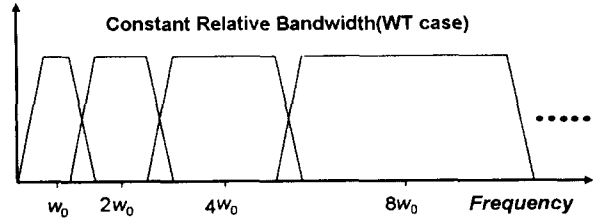


그림 1. 웨이브렛 변환의 대역 분할
Fig. 1. Subband decomposition of wavelet transform

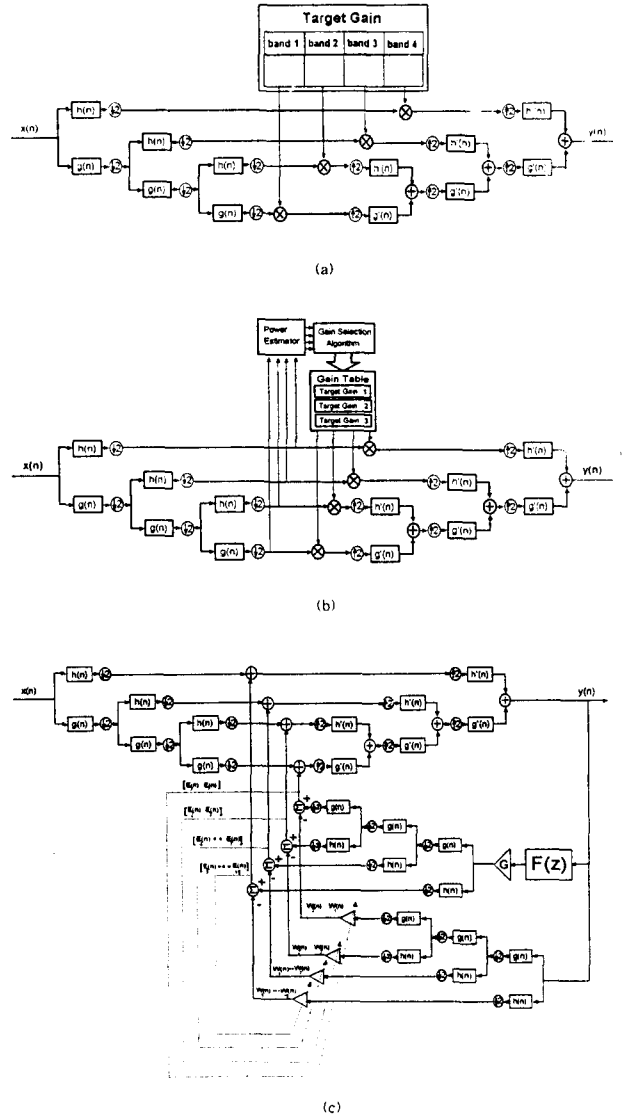


그림 2. 웨이브렛 변환 평면의 디지털 청각 보조 신호 처리 시스템
(a) 기본 구조 (b) 이득 선택 알고리즘 (c) 왜곡 잡음 제거기
Fig. 2. Digital hearing aids signal processing system in wavelet transform domain
(a) Basic structure (b) Gain selection algorithm (c) Feedback canceller

템은 기본 구조, 이득 선택 알고리즘, 케환 잡음 제거기로 이루어져 있다. 기존의 청각 보조 장치의 기본적인 기능은 청각 검사를 통하여 구한 이득으로 청각 손실을 보상해 주는 것이다. 그림 2(a)는 이러한 기능을 수행하는 웨이브렛 변환 평면의 청각 보조 시스템의 기본 구조를 나타낸다. 여기서 이득은 주파수 평면에서 설계된 이득을 토대로 하여 웨이브렛 변환 평면의 대역 분할 특성에 맞게 근사화한 것이다. 그림 2(b)에 나타난 이득 선택 알고리즘은 주변 환경의 변화에 적절히 대처하기 위해 필요한 기능으로써, 갑자기 매우 큰 전력을 가진 입력 신호가 청각 보조 시스템에 입력되었을 때 평상시보다 작은 이득을 선택하여 착용자에게 안전하고 보다 나은 소리를 들려 주기 위한 것이다. 그림 3(c)의 케환 잡음 제거기는 청각 보조 장치의 수신 단에서 입력 단의 마이크로 폰으로 되돌아와 음성 신호를 왜곡시키는 케환 성분을 제거하기 위한 것이다.

2.1 기본 구조

그림 2(a)는 청각 보조 장치의 기본 기능을 수행하기 위하여 웨이브렛 변환 평면의 청각 보조 시스템의 기본 구조를 나타내었다. 그림에서 $x[n]$ 은 청각 보조 시스템에 입력되는 음성 신호를 나타낸다. $h(n)$ 과 $g(n)$ 은 저역 및 고역 통과 필터를 나타내며, $\downarrow 2$ 는 2배의 서브샘플링(subsampling)을 의미한다[16]. 이는 웨이브렛 변환을 나타내는 필터 뱅크 구조로써, 이러한 과정을 거쳐 그림 1과 같은 대역 분할 특성을 얻게 된다. 따라서 그림에 target gain이라고 나타난 청각 보조 시스템의 이득은 일반적으로 주파수 평면에서 설정된 이득을 토대로하여 각 대역을 대표할 수 있는 값으로 근사화한다. 즉, 보통 이득은 주파수 평면에서 설정되기 때문에 웨이브렛 변환 평면에서 청각 보조 시스템을 설계하고자 할 경우 웨이브렛 변환 평면의 대역 분할 특성에 맞게 이득을 설정해 주어야 한다. 이를 위하여 주파수 평면의 이득 중 웨이브렛 평면의 각 대역에 포함된 이득을 평균하여 그 대역의 이득으로 하였다. 이러한 방법으로 얻은 이득을 웨이브렛 변환된 음성 신호에 곱한 다음 역변환을 하게 되는데, 그림 2(a)에서 $h'(n)$ 과 $g'(n)$ 으로 구성된 필터 뱅크 구조는 이 역변환을 나타낸다. $y[n]$ 은 입력 $x[n]$ 을 웨이브렛 변환하고 각 대역에 이득을 곱한 다음 역변환한 이 시스템의 출력이다.

2.2 이득 선택

일반적으로 청각 보조 시스템에 입력되는 신호의 전력은 주변 환경의 변화에 따라 매우 다양하게 변화한다. 보통 이득은 조용한 환경에서 청각 검사를 한 결과를 토대로 설정되기 때문에 갑자기 전력이 큰 신호가 청각 보조 시스템에 입력되었을 경우에는 이러한 환경에서 설정된

이득을 곱해주는 것은 적절하지 못하다. 따라서 입력 전력에 대응하는 상대적인 이득을 선택해 주는 알고리즘이 필요하게 된다. 본 논문에서는 입력 전력에 대응되는 이득들에 대한 테이블을 만들어 입력 전력을 검사하고, 입력 전력의 크기에 가장 최적인 이득을 선택해 주는 알고리즘을 추가하였다. 그림 2(b)는 그림 2(a)에 이득 선택 알고리즘을 더한 것이다. 이 그림에서 이득 테이블 내에 target gain 1, target gain 2, target gain 3는 각각 그림 2(a)의 target gain과 같은 구조를 갖는다. 각 target gain의 대역별 이득의 크기를 입력 전력의 변화에 대응하도록 설정하여 그림과 같이 이득 테이블을 형성하게 된다. 전력 추정기는 다음과 같이 1차의 IIR(infinite impulse response) 필터로 구성하였다.

$$P_k(n) = \alpha P_k(n-1) + (1-\alpha) |X_k(n)|^2, \\ k=0, 1, \dots, N-1 \quad (3)$$

여기서 $X_k(n)$ 은 입력의 k 번째의 웨이브렛 변환 계수를 나타내고, $P_k(n)$ 은 k 번째의 계수에 대한 전력의 추정치이다. α 는 forgetting factor로써 거의 1에 가깝다. 추정된 전력을 그 블록에 대해 식(4)와 같이 평균하여 얻는다.

$$P_{av, M} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} P_{M, k}(n) \quad (4)$$

여기서 $P_{av, M}$ 은 M 번째 블록의 평균 전력이고, $P_{M, k}(n)$ 은 M 번째 블록의 k 번째 변환 계수에 대해 식(3)을 이용하여 추정된 전력이다. N 은 한 블록의 데이터 샘플의 개수를 나타낸다. 식(4)를 이용하여 얻은 그 블록의 평균 전력에 대응되는 이득을 이득 테이블에서 선택해 주는 것이다. 그림 2(b)의 target gain 1의 이득은 조용한 환경에서 청각 검사를 토대로 설정된 이득이고, target gain 2의 이득은 전력의 상승을 대비한 이득으로써 각 대역의 이득이 target gain 1에 비해 50%의 비율로 감소된 이득이 설정되며, target gain 3의 이득은 갑자기 전력이 상승하여 청각 보조 장치의 입력 전력이 최대 입력 허용치의 약 65%를 초과했을 때, 착용자의 안전을 보호하기 위해 모든 대역의 이득의 크기를 1로 설정한 것이다. 이때 입력 전력이 조용한 환경의 전력을 기준으로하여 약 50% 정도 상승하였을 때, 이득 선택 알고리즘은 이득 테이블에서 상대적으로 작은 target gain 2의 이득을 선택하게 된다. 그러나 전력 변화에 따른 최적의 이득은 개인의 청각 특성에 따라 다르므로 청각 검사시 각 입력 전력에 대해 최적의 결과를 보이는 이득의 크기를 설정하여야 한다.

2.3 케환 잡음 제거기

청각 보조 시스템에서 발생하는 케환 현상은 수신 단으로 출력되는 신호의 일부가 입력 단의 마이크로폰으로 되돌아가는 것을 말하는데, 이러한 케환 성분이 다음의 입력 신호와 중첩되기 때문에 입력 신호에 왜곡이 발생한다. 전형적인 청각 보조 시스템에서의 케환은 주로 acoustic feedback 형태로 존재한다[17]. 즉 보청기의 튜브를 통해 소리가 직접 새어 나가는 경우이다. 따라서 청각 장애자에게 좋은 소리를 들려주기 위해서는 효과적인 알고리즘을 이용하여 케환 신호를 제거해 주는 것은 필수적이다. 본 논문에서는 LMS 알고리즘을 이용하여 웨이브렛 변환 평면에서 케환 잡음 제거기를 제안하였다. 그림 2(c)에 웨이브렛 변환 평면의 케환 잡음 제거기를 나타내었다. 웨이브렛 변환의 결과로 형성된 각 대역간의 성분들은 서로 직교하며, 또한 같은 대역 내에서도 각각의 성분들은 직교성을 만족한다. 따라서 한 블록의 데이터 개수만큼의 독립적인 적응 필터링이 가능하다. 일반적으로 LMS 알고리즘의 수렴속도는 입력 자기 상관 행렬(input correlation matrix)의 가장 큰 고유치와 가장 작은 고유치의 비를 나타내는 condition number에 의존한다. 웨이브렛 변환은 직교 변환의 일종이므로 입력 자기 상관 행렬을 대각화시켜 condition number를 줄일 수 있기 때문에 수렴 속도를 향상시킬 수 있다[15][18]. 웨이브렛 변환 평면에서 LMS 알고리즘은 식(5)~식(8)로 나타낼 수 있다.

$$Y_k(n) = X_k(n)W_k(n), \quad k=0, 1, \dots, N-1 \quad (5)$$

$$E_k(n) = D_k(n) - Y_k(n), \quad k=0, 1, \dots, N-1 \quad (6)$$

$$\mu_k(n) = \frac{\mu}{a + P_k(n)}, \quad k=0, 1, \dots, N-1 \quad (7)$$

$$W_k(n) = W_k(n-1) + 2\mu_k(n)E_k(n)Y_k(n), \quad k=0, 1, \dots, N-1 \quad (8)$$

여기서 식(5)의 $W_k(n)$ 은 적응 필터의 가중치, $Y_k(n)$ 은 적응 필터의 출력이고, 식(6)의 $E_k(n)$ 은 오차 신호를 나타낸다. 식(6)에서 $D_k(n)$ 은 기대 신호(desired signal)를 나타내는데 케환 경로 $F_k(n)$ 의 입력으로 $Y_k(n)$ 을 주었을 때 생성되는 출력, 즉 $F_k Y_k$ 을 의미한다. 전력 추정은 식(3)과 같으며 각각의 웨이브렛 계수들에 대한 N개의 step size는 각 블록의 계수들로부터 식(3)을 이용하여 추정된 전력으로 정규화(normalization)하였다. 식(7)에서 파라미터 a 는 step size를 각 대역의 전력으로 정규화하는 과정에서 발생할 수 있는 알고리즘의 발산을 방지하는 기능을 한다. 만일 각각의 웨이브렛 변환계수의 전력 중의 일부가 너무 작아져서 영에 가까워지게 되면 식(7)의 step size가 너무 커져서 알고리즘이 발산하게 된다. 따라서 파라미터 a 를 적절한 값으로 정해 주면 이러한 문제를 해결할 수 있다.

시뮬레이션 및 결과 고찰

1. 이득 설정

그림 3(a)는 강남 삼성 병원 청각 검사실에서 청각 검사를 하여 얻은 청각 손실에 대한 이득을 나타낸 것이다. 그러나, 이와 같은 이득을 이용하여 청각 보조 시스템을 설계하기에는 대단히 까다로우며, 인간의 청각은 주파수가 높아지면서 주파수를 구분할 수 있는 분해능이 떨어지므로, 그림 3(a)와 같은 정교한 이득 특성은 필요가 없게 된다. 그러므로, 본 연구에서는 이와 같은 인간의 청각

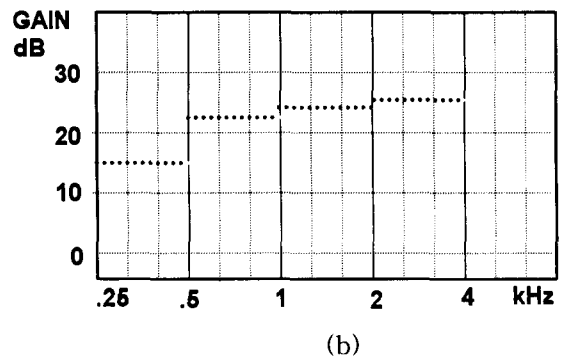
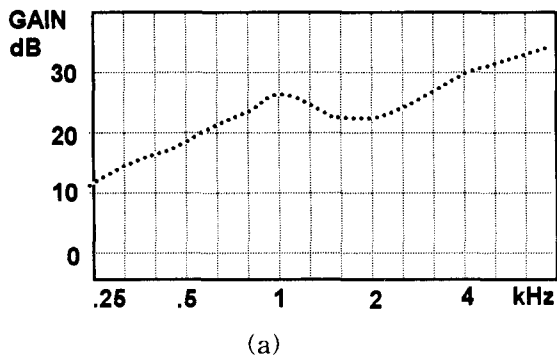


그림 3. 웨이브렛 평면에서 이득의 근사화. (a) 주파수 평면의 이득 (b) 웨이브렛 변환 평면의 이득
 Fig. 3. Gain approximation in wavelet transform domain
 (a) Gain in frequency domain (b) Gain in wavelet transform domain

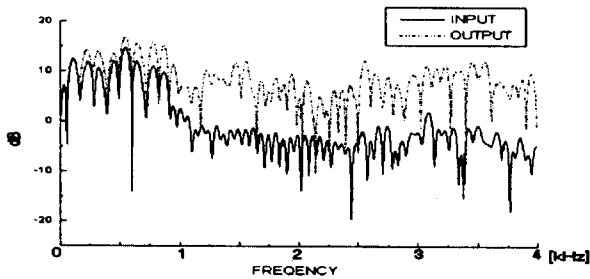


그림 4. 그림 2(a)의 시스템에 대한 입력과 출력의 전력 스펙트럼
 Fig. 4. Input and output power spectrum for the system of Fig. 2(a)

특성을 고려하여 웨이브렛 변환의 대역 분할 특성에 맞게 그림 3(b)와 같이 이득을 근사화하였다. 음성을 4kHz로 제한하고 웨이브렛 평면에서 네 개의 대역으로 나누었을 때, 웨이브렛 변환의 대역 분할 특성에 의해 대역 1은 0~500Hz, 대역 2는 500Hz~1kHz, 대역 3은 1kHz~2kHz, 대역 4는 2kHz~4kHz가 된다. 따라서 그림 3(b)는 각 대역에 포함된 주파수 평면의 이득을 평균하여 그 대역의 이득으로 근사화한 것이다.

그림 4는 이와 같은 근사화 방법이 청각 손실을 적절하게 보상하는 지를 알아 보기 위해 저역보다 고역에 상대적으로 높은 이득을 설정하여 그림 2(a)의 시스템의 입력과 출력의 전력 스펙트럼을 비교한 것이다. 실선은 입력되는 음성 신호의 전력 스펙트럼이고 점선은 출력 신호의 전력 스펙트럼이다. 이 그림에서 고주파 성분의 전력이 저주파 성분보다 상대적으로 많이 상승된 것으로 보아 웨이브렛 평면에서의 근사화 방법으로 청각 손실이 적절하게 보상됨을 알 수 있다.

2. 이득 선택 알고리즘

이득 선택 알고리즘은 입력되는 음성신호에 전력이 매우 큰 신호가 섞여 들어올 때, 미리 설정되어진 적절한 이득의 크기를 이득 테이블에서 선택하여 전력을 최적의 수준으로 맞추어 주는 것을 목적으로 한다. 본 논문의 전력 추정기는 식(3)과 같이 1차의 IIR 필터로 구성되었으며, 한 블록의 평균 전력을 식(4)를 이용하여 구한 다음 그 블록의 평균 전력에 대응되는 가장 최적의 이득을 선택해 준다. 이득 선택 알고리즘의 기능을 실험하기 위해 그림 2(b)의 청각 보조 시스템에 전력이 큰 신호를 입력에 섞어 인가하였다. 이 때 입력과 출력의 전력 스펙트럼을 그림 5에 나타내었다. 앞의 두 블록은 입력에 비해 출력의 전력 스펙트럼이 상승하였으나 마지막 블록에서는 입력과 출력의 전력 스펙트럼에 차이가 없음을 보인다. 마지막 블록에서 출력 스펙트럼 곡선이 없는 것은 이 블

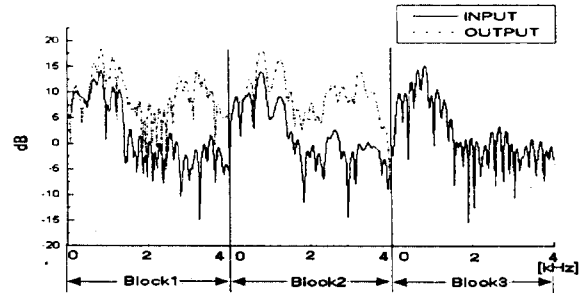


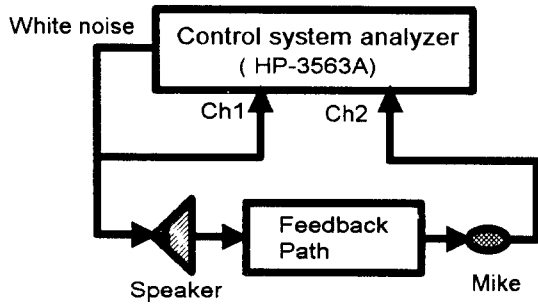
그림 5. 그림 2(b)의 시스템에 대한 입력과 출력의 전력 스펙트럼
 Fig. 5. Input and output power spectrum for the system of Fig. 2(b)

록의 평균 전력이 허용치를 초과 ($P_{av,M} > 0.65$)하여 최소의 이득 1을 선택하였음을 나타낸다. 이 결과로부터 이득 선택 알고리즘은 입력 전력 스펙트럼에 대하여 이득 테이블로부터 최적의 이득을 선택하여 출력을 발생시킴을 알 수 있다. 이와 같이 청각 보조 시스템에 이득 선택 알고리즘을 적용시키면 입력 전력의 전력 변화에 대응할 수 있으므로 청각 보조 장치를 안전하게 설계할 수 있다.

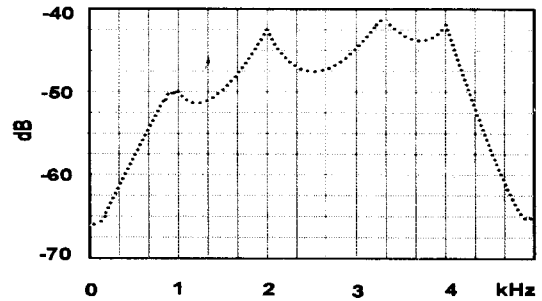
3. 궤환 잡음 제거기

기존의 변환 방법에서 문제시되는 블록킹 효과를 감소시켜 수렴율을 향상시킬 목적으로 Kuo와 Voepel이 제안한 LOT를 이용한 궤환 잡음 제거기와 본 논문에서 제안한 궤환 잡음 제거기의 성능을 비교하기 위한 실험으로써, 두 방법의 수렴율을 비교하여 성능을 평가하였다. 실험에 사용된 음성 데이터는 "away"로써 10kHz로 샘플링하여 얻은 것이다. 그림 6은 실험에 사용하기 위해 측정된 궤환 경로의 주파수 응답 특성이다. 그림 6(a)에 나타난 것처럼 백색 잡음을 수신단에 입력한 다음 궤환 경로를 통해 마이크로 폰으로 되돌아 오는 성분을 제어 시스템 분석기(HP-3563A)로 측정하였다. 그림 6(b)에 나타난 바와 같이 궤환 성분은 무시할 수 있을 정도로 작지만 계속 축적되어 결국에는 원신호를 왜곡시키게 된다. 궤환 성분이 충분히 커져 무시할 수 없을 정도가 되었고 가정을 하기 위해 그림 6(b)에 나타난 궤환 경로의 주파수 응답 특성에 이득 1000을 주어 시뮬레이션하였다.

블록 변환을 할 때 한 블록 안의 데이터 샘플 N 은 8로 하였다. Step size μ 의 초기치는 0.1이고 forgetting factor α 는 0.96, 파라미터 a 는 0.09를 주었다. Mother 웨이브렛은 D_4 를 사용하였다[11]. 그림 2(c)의 궤환 잡음 제거기에서 궤환 경로 $F(z)$ 에 대한 이득 G 는 1000을 주었다. 그림 7은 실험에 사용한 음성 데이터의 전체 3000 샘플을 나타낸다.



(a)



(b)

그림 6. 궤환 경로의 주파수 응답 측정 (a) 측정 장치의 블록 선도. (b) 궤환 경로의 주파수 응답
 Fig. 6. Measurement of feedback path frequency response
 (a) Block diagram of the measurement unit (b) Frequency response of the feedback path

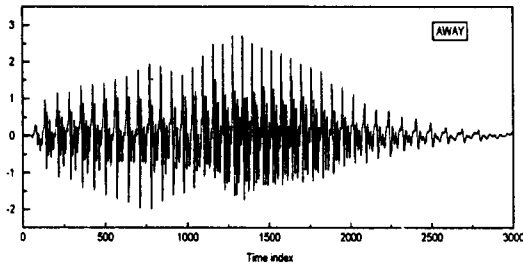


그림 7. 음성 데이터 (샘플링 주파수 10kHz)
 Fig. 7. Speech data (sampling frequency 10kHz)

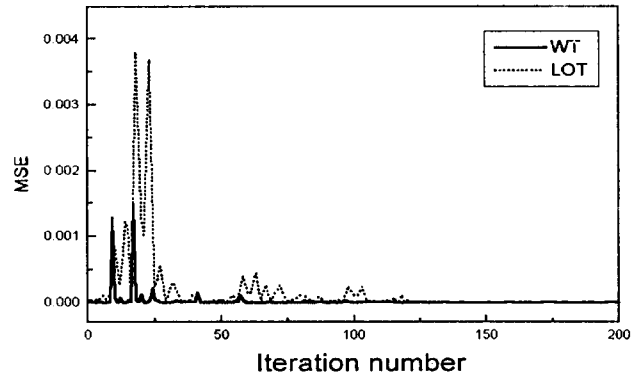


그림 8. 궤환 잡음 제거기에서 발생한 평균 자승 오차
 (점선 : Kuo와 Voepel이 제안한 방법, 실선 : 본 논문에서 제안한 방법)
 Fig. 8. Mean squared error produced in the feedback canceller (dotted line : Kuo and Voepel's method, solid line : proposed method)

그림 8은 궤환 잡음 제거기의 실험 결과를 보여준다. 그림 8에서 점선으로 나타낸 것은 LOT를 이용하여 적응 필터링을 수행하여 얻은 평균 자승 오차이다. 본 실험에서는 5개의 음성 데이터 "away"를 입력으로 하여 반복 실험한 후 오차의 자승에 대해 앙상블 평균(ensemble average)을 취하였다. 즉, 연속되는 블록을 LOT 변환하여 적응 필터링을 수행하고 이때 발생하는 궤환 잡음 거기의 오차 신호 $E_k(n)$ 을 역변환하여 제공하였으며, 이러한 실험을 5회 반복하여 얻은 자승 오차에 대한 평균을 구한 것이다. 또한 실선은 웨이브렛 변환 평면에서 수행하여 같은 방법으로 얻은 평균 자승 오차이다. 그림에 나타난 바와 같이 웨이브렛 변환을 이용하였을 때 20샘플 이후에는 오차 신호가 거의 나타나지 않는다. 반면에 LOT를 이용했을 때 오차 신호는 초기에 큰 오차와 함께 50샘플 이후에도 계속하여 나타남을 보인다. 이러한 결과로 보아 웨이브렛 변환은 여타의 변환 기법이 블록 변환 시에 보이는 블록킹 효과의 영향을 받지 않음을 알 수 있다. 또한 LOT를 이용했을 때에는 비록 작기는 하지만 오차 신호가 수렴 영역 이후에도 거의 주기적으로 나타나는 것을 볼 수 있는 데, 음성의 비정상적인(nonstationary) 성질로 인하여 음성의 피치(pitch)가 발생하는 부분은 주

파수 영역에서 적응 필터링의 성능을 저하시키는 원인이 될 수 있다. 이 실험의 결과로부터 웨이브렛 변환의 신호 분할 능력이 음성의 비정상성에 좋은 성능을 보임을 알 수 있다.

결 론

본 논문에서는 웨이브렛 변환 평면에서 디지털 청각 보조 신호 처리 시스템을 제안하였다. 주파수 평면에서 설정되는 청각 보조 시스템의 이득을 웨이브렛 변환 평면의 대역 분할 특성에 맞게 근사화 하고 청각 보조 시스템의 입력과 출력의 전력 스펙트럼을 비교했을 때, 웨이브렛 변환 평면에서의 이득 설정 방법으로 청각 손실이 적절하게 보상될 수 있음을 알 수 있었다. 주변 환경의 다양한 변화에 대처할 수 있도록 하기 위해 전력 추정기를 사용

하여 입력의 평균 전력을 검사하여 적절한 크기의 이득을 선택해 주도록 설계하였다. 제한 잡음 제거기에 대한 시뮬레이션은 여타의 변환 기법에서 문제시되는 블록킹 효과가 웨이블릿 변환을 이용한 제한 잡음 제거기에서는 거의 영향을 미치지 않았으며 비정상적인 음성 신호에 대하여 LOT를 기본으로 한 제한 잡음 제거기에 비해 수렴 속도가 향상되었다.

참 고 문 헌

1. J. C. Ventura, "Digital audio gain control for hearing aids", Proc. ICASSP, pp. 2049-2052, 1989.
2. T. Lunner, J. Hellgren, "A digital filterbank hearing aids-design, implementation, and evaluation", Proc. ICASSP, pp. 3661-3664, 1991.
3. J. M. Kates, "Feedback cancellation in hearing aids: Results from a computer simulation", IEEE Trans. Signal Process, vol 39, no. 3, pp. 553-562, 1991.
4. D. K. Bustamante, T. L. Worrall, M. J. Williamson, "Measurement and adaptive suppression of acoustic feedback in hearing aids", Proc. ICASSP, pp. 2017-2020, 1989.
5. A. Schaub, P. Straub, "Spectral sharpening for speech enhancement/noise reduction", Proc. ICASSP, pp. 993-996, 1991.
6. S. S. Narayan, "Transform Domain LMS Algorithm", IEEE Trans. ASSP, vol. ASSP-31, no. 3, 1983.
7. H. S. Malvar, *Signal Processing With Lapped Transforms*, Norwood, Preface p. xv. Artech House, MA, 1992.
8. Sen M. Kuo and Steven Voepel, "Digital Hearing Aid with Lapped Transform", Digital Signal Processing 3, pp. 228-239, 1993.
9. Ali N. Akansu, Richard A. Haddad, *Multiresolution Signal Decomposition*, New York, ACADEMIC PRESS, pp. 76-83, 1992.
10. S. Hosur, A. H. Tewfik, "Wavelet Transform Domain LMS Algorithm", IEEE, ICASSP, vol. 3, pp. 508-510, 1993.
11. Randy K. Young, *Wavelet Theory and its Applications*, Kluwer Academic Publishers, London, pp. 19-24 and 52-60, 1993.
12. Martin Vetterli, "Wavelets and Filter Bank: Theory and Design", IEEE Trans. Signal Processing, vol. 40, no. 9, 1992.
13. 김종원, 김성환, "웨이블릿 변환평면에서의 근전도 신호인식에 관한 연구", 의공학회지, 제 15 권, 제 2호, pp.159-165, 1994.
14. 김종원, 김성환, "웨이블릿 변환평면에서의 병렬 신호 추정 알고리즘의 제안", 대한전자공학회 지, 제 32권, 제9호, pp.52-61, 1995.
15. 김종원, 김성환, "웨이블릿 변환과 디지털 신호처리에의 응용", 전기학회지, 제 44권, 제3호, pp.3-8, 1995.
16. M. Vetterli, "Filter Banks Allowing Perfect Reconstruction", Signal Processing Magazine, vol. 10, no. 3, pp. 219-244, 1986.
17. M. C. Pollack, *Amplification for the Hearing Impaired*, New York, Grune & Stratton, 1988.
18. N. Erdol, F. Basbug, "Performance of Wavelet Transform Based Adaptive Filter", ICASSP, vol. 3, pp. 500-503, 1993.