

보청기용 비상관 궤환제거 알고리즘

이행우*

A Decorrelative Feedback Cancellation Algorithm for Hearing Aids

Haeng-Woo Lee*

요약

본 논문에서는 음향궤환제거기의 수렴특성을 향상시키기 위한 새로운 적응 알고리즘을 제안하였다. 이 알고리즘은 음성신호와 같이 상관도가 높은 신호를 사용하여 적응필터의 계수를 갱신할 때 궤환신호의 상관도를 감소시켜주기 위해 비상관 잡음을 사용함으로써 수렴성능을 향상시킨다. 시뮬레이션 결과, 제안한 궤환제거 알고리즘은 약 20 dB 이상의 SNR 성능이 개선되는 것을 보여 주었다.

ABSTRACT

This paper is on a new adaptive algorithm which can cancel the acoustic feedback signals in the digital hearing aids. The proposed algorithm uses the normalized LMS algorithm with decorrelators. By doing so, it can be reduced the autocorrelation for the voice signals. As the results of simulations, it is proved that the feedback canceller adopting this algorithm shows the improved SNR of about more than 20 dB.

키워드: 보청기, 궤환제거, 상관도, 적응 알고리즘

I. 서론

아날로그 방식의 보청기는 마이크를 통해 입력된 음성신호를 전기신호로 변환한 후, 증폭 및 필터링 과정을 거쳐 스피커에 부분적으로 증폭된 음을 공급한다. 이때 시스템에 포함되는 잡음 피크제한기, 자동이득조정기 등이 아날로그 신호로 처리되기 때문에 이로 인해 발생하는 원음의 험(hum), 이득 및 위상오차, 누화 등의 문제점이 항상 존재하게 된다. 반면 반도체 및 DSP 기술의 발달에 의해 개발된 디지털 보청기는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환한 후, 각 음색의 최적 파라미터 값을 효율적으로 적용하여 보청기의 기능을 매우 정밀하게 제어할 수 있다. 즉 각 환자의 청각특성에 따라 주파수 대역별로 이득조정을 달리 함으로서 보다 정확하게 청각손실을 보정해줄 수 있다. 감음성 난청환자의 청각특성에 맞게 보청기를 보정하기 위해서는 청력 검사기를 사용하여 청각능력을 정확히 진단하고,

그 결과인 오디오그램(audiogram)을 바탕으로 손실된 각 대역의 이득을 개별적으로 산출하여 보정해 주어야 한다.[1] 오디오그램은 개인의 청력손실역치곡선을 나타낸 것으로 각 주파수마다 인지할 수 있는 이득으로 표시한다. 여기서 20 dB 이내는 정상적인 청각으로 판단하고, 그 이상일 경우 손실된 청각으로 판단하여 이를 보상해 주게 된다.

디지털 보청기를 사용함에 있어 청력손실뿐만 아니라 하울링이나 음향궤환(acoustic feedback) 신호가 보청기 사용자들에게 불쾌감을 주고 음성인식을 어렵게하는 요인이 되고 있다.[2] 음향궤환은 보청기 외벽과 귀 사이의 틈을 통하여 마이크로 궤환되는 신호이다. 이 신호는 감쇠가 적은 공진 주파수에 해당하는 신호가 증폭기에 의해 공진함으로서 귀에 거슬리는 소리를 발생한다. 일반적으로 궤환경로를 통과하면서 40-50 dB 감쇠되지만 약 7 kHz 부근의 높은 주파수 영역에서는 20 dB 정도로 감쇠가 적은 반면, 보청기에 필요한 증폭이득은 15-50 dB가 요구된다.

따라서 이 주파수 영역에서 케환되는 음향신호는 입력신호와 비슷한 크기가 되어 쉽게 공진이 발생하게 된다.[3]

이와 같은 보청기의 성능을 저하시키는 문제를 해결하기 위하여 음향케환경로를 적응적으로 추정하여 케환성분을 제거하는 적응 음향케환제거기가 도입되고 있다. 그러나 이 방법은 보청기 사용자에게 음향신호를 전달함과 동시에 연속적으로 적응필터 계수를 갱신하게 되는데, 보청기 입력신호와 출력신호 사이에 상관성이 존재하면 케환신호를 완전히 제거하지 못하는 경우가 발생할 수 있다. 즉 적응필터가 보청기 입력신호에 따라 케환경로를 추정하여 케환신호 성분을 제거할 때, 입력신호와 출력신호 간에 상호상관성이 나타나면 적응필터가 케환경로를 정확하게 추정하지 못하게 된다.

일반적으로 음성신호의 경우 자기상관도가 높기 때문에 입력신호와 출력신호의 상관성이 크다. 따라서 음향케환제거기에서 적응필터가 정상적으로 수렴하지 못하는 경우가 발생할 수 있다. 본 연구에서는 비상관 신호를 이용하여 보청기의 입력신호와 출력신호 간에 상관성이 없는 적응필터 구조를 제안하고, 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 케환제거 성능을 평가하였다. 논문의 내용은 II절에서 새로운 음향케환제거기를 제안하였고, III절에서는 제안한 음향케환제거기를 시뮬레이션한 결과에 대하여 기술하였으며, 마지막으로 IV절에서 결론을 도출하였다.

II. 비상관 케환제거 알고리즘

그림 1은 디지털 보청기 시스템의 기본구조를 보여주고 있다.

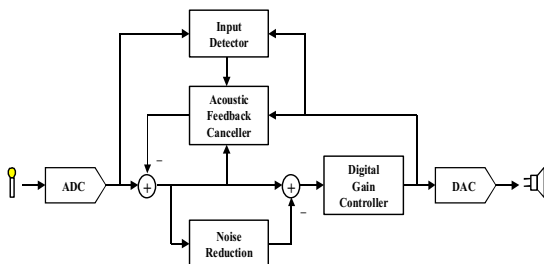


그림 1. 디지털 보청기 블록도

마이크를 통해서 들어온 음향은 일단 ADC를 거쳐 12-bit 디지털 신호로 변환된다. 이 디지털 신호에 포함된 잡음 및 음향케환신호가 적응필

터에 의해 제거된다. 그리고나서 대역필터에 의해 8개 주파수 대역별로 분리되어 40 dB 증폭된다. 이 과정이 완료되면 DAC를 통해 다시 아날로그 신호로 변환된 후, 리시버에서 증폭된 음성신호로 출력된다. 리시버에서 증폭된 음성출력은 귀 내부와 외부의 공기압을 조절해주는 통풍구 또는 보청기 외벽과 귀 사이의 좁은 틈을 통하여 외부로 유출되고, 이 신호가 다시 마이크를 통하여 유입됨으로서 음향케환이 발생하게 된다. 통풍구의 주파수 특성에 있어서 감쇠가 적은 공진 주파수에 해당하는 신호가 증폭기에 의해 공진함으로서 귀에 거슬리는 소리를 낸다. 즉 케환신호의 주파수 성분이 주변 음향신호와 동위상이면서 크기가 더 크게 마이크에 도달할 때 공진이 발생하게 된다.

음향케환제거기는 리시버에서 마이크에 이르는 음향케환 경로를 특성화하여 리시버신호에 의한 케환신호의 복제를 구하고, 이를 마이크 출력신호로부터 감산함으로써 음향케환효과를 제거할 수 있다. 케환경로의 특성은 시간 및 주위 환경, 즉 귓속 내부공간의 크기나 형태, 보청기와 피부 접촉면의 상태, 리시버와 마이크의 상대적 위치, 또는 음의 크기 등에 따라 다양하게 나타나기 때문에 적응적으로 동작하는 구조를 갖게 된다. 리시버신호에 의한 케환신호의 경로는 샘플된 임펄스응답 h_n 의 선형 시스템으로 모델링되므로, 마이크로 입력되는 케환신호는 적응 FIR 필터를 사용하여 제거할 수 있다. 리시버로 출력되는 음성추정신호를 $\tilde{s}(k)$ 라 하면 음향케환경로에 의한 케환신호는

$$f(k) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n \tilde{s}(k-n) \quad (1)$$

여기서, N 은 리시버에서 마이크에 이르는 음향케환경로에 대한 임펄스 응답의 길이를 나타낸다. 위 식은 FIR 필터로 케환신호의 복제를 구하여 마이크의 출력으로부터 감산하게 되는데, FIR 필터의 계수값이 음향케환경로의 임펄스 응답과 같게 되면 케환신호가 완전히 제거된다. FIR 필터의 출력은 케환복제신호로서 다음과 같이 구해진다.

$$\hat{f}(k) = \sum_{n=0}^{N-1} c_n \tilde{s}(k-n) \quad (2)$$

여기서, c_n 는 FIR 필터의 계수로서 케환신호와 케환복제신호 간 오차 $r(k)$ 를 이용하여 케환경로의 임펄스 응답에 다음과 같이 적응적으로 수렴하게 된다.

$$c_n(k+1) = c_n(k) + \alpha r(k) \frac{\tilde{s}(k)}{\beta + \sigma_s^2(k)} \quad (3)$$

여기서, α 는 필터의 계수가 조정되는 양을 나타내는데 입력신호 전력의 평균치로 정규화시킴으로서 입력신호의 평균치가 변하더라도 조정되는 양의 평균치는 일정하게 유지되도록 한다. 또한, β 는 입력신호가 매우 작을 때 조정값이 과도하게 커지는 것을 방지한다. 이 적응 알고리즘을 NLMS 알고리즘이라 하며, 간단하고 구현이 용이하기 때문에 광범위하게 사용되고 있다. 그러나 음성신호와 같이 상관도가 높은 입력신호에 대해서는 수렴성능이 현저하게 저하되는 단점이 있다. 따라서 본 논문에서는 음성신호의 상관도를 감소시켜 수렴성능의 저하를 방지할 수 있는 새로운 적응 구조를 제안한다.

일반적으로 적응필터 계수의 갱신은 입력신호가 불규칙하게 들어올 때 가장 잘 수렴된다. 그러나 음성의 경우 상관도가 크기 때문에 수렴성능이 크게 떨어진다. 이를 해결하기 위해 입력을 랜덤화시키는 프리 필터를 사용하게 되는데, 여기에는 다시 원래의 신호로 복원하기 위하여 역필터가 필요하게 된다. 역필터는 필수적으로 극점을 가지게 되어 시스템 불안정의 요인이 된다. 따라서 본 논문에서는 이러한 문제를 해결할 수 있는 새로운 구조의 케환제거기를 사용한다. 즉, 적응필터의 수렴 성능을 향상시키도록 백색잡음을 이용하여 계수 갱신기능을 수행함으로써 역필터를 필요로 하지 않는 것이다. 이와 같은 구성을 통해 안정된 수렴상태에서 성능을 향상시키는 효과를 얻을 수 있다.

그림 2에서 마이크 입력신호는

$$m(k) = s(k) + n(k) + f(k) \quad (4)$$

여기서 $s(k)$ 는 음성신호, $n(k)$ 는 잡음, 그리고 $f(k)$ 는 케환신호를 나타낸다. 비상관도를 높이기 위해 추가하는 백색잡음을 $d(k)$ 라 하면 케환제거기의 케환추정치는

$$\hat{f}(k) = \sum_{n=0}^{N-1} c_n(k) (\tilde{s}(k-n) + d(k-n)) \quad (5)$$

이와 같이 케환추정치를 산출하는데 음성추정신호뿐만 아니라 잡음도 사용되므로 마이크신호에도 이 잡음이 포함되어야 한다. 이를 위해 케환제거기의 계수는 FIR 필터로 복사된다. 따라서 케환신호가 제거된 후 잔차신호는

$$r(k) = s(k) + n(k) + f(k) + \sum_{n=0}^{N-1} c_n(k) d(k-n) - \hat{f}(k) \quad (6)$$

그러므로 케환제거기가 수렴하여 마이크 신호에서 케환신호가 완전히 제거되었을 때 다음과 같이 표현된다.

$$f(k) + \sum_{n=0}^{N-1} c_n(k) d(k-n) = \hat{f}(k) \quad (7)$$

그리고 케환제거기의 계수 갱신은

$$c_n(k+1) = c_n(k) + \alpha r(k) \frac{\tilde{s}(k-n) + d(k-n)}{\beta + \sigma_{sd}^2(k)} \quad (8)$$

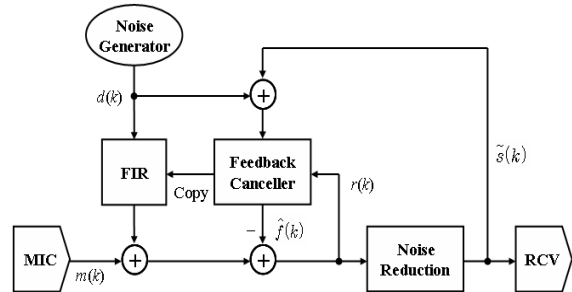


그림 2. 제안한 비상관 케환제거기

III. 시뮬레이션 및 결과

본 논문에서 제안한 비상관 신호를 이용한 음향케환제거기의 성능을 상위수준에서 검증하기 위해 시뮬레이션 프로그램을 작성하고, 이 알고리즘을 적용한 경우의 수렴특성을 관찰하였다.

입력은 음성신호를 사용하였으며 음향케환경로에 대한 임펄스 응답의 길이는 약 8 ms로서 8 kHz의 주파수로 샘플링할 경우 64-tap을 필요로 한다. 그림 3은 음성신호의 파형을 나타내고, 그

림 4는 퀘환이 제거된 후의 파형을 보여준다.



그림 3. 퀘환신호의 파형

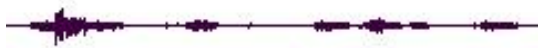


그림 4. 잔차신호의 파형

그림의 파형으로부터 퀘환신호가 거의 제거됨을 알 수 있으며 20 dB 이상의 SFR을 달성하였다. 이는 제안한 알고리즘이 음성신호와 같은 유색신호에서 양호한 성능을 나타냄을 보여준다.

IV. 결 론

본 논문에서는 음향퀘환제거기의 수렴특성을 향상시키기 위한 새로운 적응 알고리즘을 제안하였다. 이 알고리즘은 음성신호와 같이 상관도가 높은 신호를 사용하여 계수의 적응시 신호의 상관도를 감소시켜주는 비상관 잡음을 이용함으로써 수렴성능을 향상시킨다. 시뮬레이션 결과, 제안한 퀘환제거기는 약 20 dB 이상의 SNR 성능이 개선되는 것을 보여 주었다.

참고문헌

- [1] D. K. Bustamante, T. L. Worrall, M. J. Williamson, "Measurement and adaptive suppression of acoustic feedback in hearing aids", *Proc. ICASSP-89*, pp.2017-2020, April 1989.
- [2] J. M. Kates, "Feedback cancellation in hearing aids : results from a computer simulation", *IEEE Trans. Signal Process.*, Vol.39, No.3, pp.553-562, March 1991.
- [3] J. A. Maxwell, P. M. Zurek, "Reducing acoustic feedback in hearing aids", *IEEE Trans., Speech Audio Processing*, Vol.3, No.4, pp.304-313, July 1995.