디지털 청진기를 위한 잡음 제거 기술 개발 및 구현

이근상¹ · 지유나¹ · 전영택² · 박영철¹

¹연세대학교 컴퓨터정보통신공학부, ²(주) 시그젠

Development and Implementation of Noise-Canceling Technology for Digital Stethoscope

Keunsang Lee¹, Youna Ji¹, Youngtaek Jeon² and Young Chool Park¹

¹Computer & Telecomm. Eng. Division, Yonsei University, ²Sigzen Co., Ltd.

(Manuscript received 24 September 2013; revised 29 October 2013; accepted 7 November 2013)

Abstract: In this paper, an algorithm for suppressing acoustic noises contained in stethoscope sound is proposed and implemented in real-time using an embedded DSP system. Sound collected by stethoscope is down-sampled and band-pass filtered, and later an NLMS adaptive filter is used to cancel the acoustic noise induced from external noise sources. Also, the unpredictable impulsive noises due to fabric friction and instantaneous tapping are detected using the SD-ROM algorithm, and suppressed using an algorithm approximating the morphology filter. The proposed algorithm was tested using signals collected with a digital stethoscope mockup, and implemented on an ARM920T-based DSP system.

Key words: Digital Stethoscope, Noise Cancellation, Adaptive Filter, Impulsive Noise Detection, Impulsive Noise Cancellation, Real-Time System

1. 서 론

일반적으로 청진은 심음, 호흡음을 포함한 인체에서 발생하는 생체 소리를 청취하여 심장과 소화기관의 상태를 확인하는 방법을 말한다. 청진기(Stethoscope)는 체내에서 발생하는 심음이나 호흡음을 비롯하여 동맥음, 장잡음, 혈관음을 청취하여 정상적인 상태인지의 여부를 확인하기 위해 사용된다[1].

청진기는 구현 기술에 따라 크게 아날로그 청진기와 디지털 청진기로 구분할 수 있다. 아날로그 청진기를 사용하는 경우 생체음의 라우드니스가 사람의 청력 역치보다 큰 경우에만 청진이 가능하다[2]. 그러나 그림 1에서 볼 수 있듯이 심음의 주파수는 대부분 사람의 청력 역치 보다 낮은 크기

를 청진하는데 어려움이 있다[3]. 반면 디지털 청진기는 집음기를 이용하여 수집된 소리를 전기적 신호로 변환한 뒤

그림 1. 생체음의 주파수 분포 및 청력 역치 곡선[2]

Fig. 1. Frequency distribution of heart sound and hearing threshold curve[2]

적절하게 증폭하여 스피커로 출력하기 때문에 사람의 청력 역치 보다 낮은 크기의 생체음도 청진이 가능하다. 또한 목표가 되는 장기의 소리만을 선택하여 증폭하는 등 여러 가지 신호 처리 알고리즘을 적용할 수 있다[2]. 하지만 잡음된 소리를 증폭하는 과정에서 생체음뿐 만 아니라 함께 잡음된 음향 잡음 또한 증폭되어 청진에 어려움이 발생한다[2].

따라서 잡음된 생체음에 포함된 배경 음향을 제거하는 과정이 반드시 필요하다. 잡음 제거를 위해 목표 청진 주파수 대역만을 통과 시키는 대역 통과 필터를 흔히 사용한다[4]. 하지만 대역 통과 필터를 이용한 방법은 목표 청진음과 동일한 주파수 대역을 공유하는 잡음 신호는 제거할 수 없는 문제가 발생한다. 이러한 대역 통과 필터의 문제를 해결하기 위해 적응 필터를 이용한 외부 잡음 제거 방법이 사용될 수 있다[5,6].

디지털 청진기의 또 다른 장점은 아날로그 청진기와 달리 환자가 탈의 하지 않은 상태에서도 청진이 가능하다는 것이다. 하지만 청진 과정에서 의복과의 마찰과 집음기에 가해지는 작은 충격들에 의해 순간적으로 임펄스 형태의 잡음들이 발생한다. 이러한 임펄스 잡음들은 외부 마이크 신호로는 측정 및 예측이 불가능하기 때문에 적응 필터로 제거할 수 없다.

본 논문에서는 디지털 청진기에 유입된 외부 잡음을 제거할 수 있는 잡음제거 알고리즘을 제안하고, 제안된 알고리즘을 ARM920T 기반의 임베디드 DSP 시스템을 사용하여 실시간으로 구현한다. 잡음제거 과정은 선형적으로 예측 가능한 잡음을 제거하는 기술과, 선형적 예측이 불가능한 임펄스 형태의 잡음을 제거하는 기술로 구성된다. 선형적으로 예측 가능한 외부 잡음은 기존의 방법[5,6]과 유사하게 NLMS 알고리즘을 사용하여 제거한다. 임펄스 잡음을 제거하기 위해 본 논문에서는 먼저 SD-ROM(Signal Dependent Rank Order Mean)[7] 기법을 이용하여 임펄스 구간을 검출 한 뒤, 이를 형태학 필터(Morphology Filter)[8]를 근사적으로 구현하는 알고리즘을 사용하여 제거한다.

본 논문은 2장에서 제안하는 임펄스 잡음 제거 알고리즘을 설명하고 3장에서 알고리즘의 복잡도와 실시간 구현에 대해서 알아본다. 그리고 4장에서는 실험을 통해 제안 시스템의 성능을 평가하며 마지막으로 5장에서는 결론을 맺는다.

II. 디지털 청진기 시스템

그림 2는 본 논문에서 제안하는 잡음 제거 알고리즘이 포함된 디지털 청진기 시스템의 구조를 보여주고 있다.

$d(n)$ 은 청진기의 집음 신호이고, $x(n)$ 은 외부 마이크의 잡음 신호이다. 각 신호는 청진기의 심음 및 폐음 청진 모드에 따라 전처리를 거친 뒤 적응 필터에 입력되어 외부 배경

그림 2. 제안하는 디지털 청진기 시스템 블록선도

Fig. 2. Block diagram of proposed digital stethoscope system

표 1. 청진 목적음에 따른 대역 통과 필터 대역폭 및 샘플링 주파수
Table 1. Bandwidth of bandpass filter and sampling frequency for hear and breath sounds

	대역 통과 필터 주파수 대역	샘플링 주파수
심음	20~300 Hz	2 kHz
호흡음	100~1500 Hz	4 kHz

잡음 신호가 제거된 $e(n)$ 을 출력한다. 출력 신호는 다시 임펄스 검출과 제거부에 동시에 입력되어 검출된 임펄스 구간에서 임펄스 제거를 수행하여 개선된 청진음 $s(n)$ 이 출력된다. 이때 청진 모드에 따라 임펄스 제거 수행 여부가 결정된다.

1. 전처리

전처리 과정은 생체 신호의 왜곡이 없는 범위에서 잡음을 최대한 제거하는 것을 목적으로 한다. 집음기를 통해 얻은 생체 신호와 외부 마이크를 이용해 얻은 배경 잡음 신호는 주파수 특성이 서로 다르기 때문에 적응 잡음 제거 필터를 적용하기 위해서 다운 샘플링과 대역통과 필터를 이용하여 두 입력 신호가 동일한 주파수 특성을 갖도록 전처리를 설계한다.

제안하는 시스템은 8 kHz 샘플링 주파수를 사용한다. 심음은 약 300 Hz 이하에서 대부분 신호가 분포하며 호흡음은 약 1500 Hz 이하에 대부분 신호가 분포한다[9]. 따라서 전처리에서는 시스템의 계산량을 최소화하기 위해 대상 신호의 주파수 분포에 맞춰 다운 샘플링을 수행하며, 대역 통과 필터를 사용하여 신호의 대역폭 이외의 신호를 차단한다. 표 1은 심음과 호흡음에 대한 최종 샘플링 주파수와 대역 통과 필터의 대역폭을 보이고 있다.

2. 적응 잡음 제거 필터

생체에서 발생하는 청진음과 동일한 주파수 대역을 공유하는 음향 배경 잡음은 전처리 과정을 통해 제거되지 않는다. 이러한 잡음은 청진기 외부에 부착된 마이크로 수집된

신호를 이용하여 선형적으로 제거할 수 있다[5]. 이 때 외부 마이크는 외부 잡음만을 측정할 목적으로 낮은 감도의 마이크를 사용한다.

선형 잡음 제거를 위해 다양한 적응 알고리즘을 사용할 수 있다. NLMS(Normalized Least Mean Squares) 적응 필터는 구조가 단순하고 효율적이나 수렴 속도가 느린 단점이 있다. AP(Affine Projection) 알고리즘은 NLMS에 비해 수렴성능은 뛰어나지만 많은 연산량을 요구하는 문제점이 있다[6]. 디지털 청진기와 같은 작은 장치에서는 배터리 용량이 제한되므로 본 논문에서는 간단한 구조로 안정적인 수렴 성능을 보장하는 NLMS 알고리즘을 사용하였다. 청진기 집음기로 수집된 신호를 $d(n)$, 외부 마이크에 의해 수집된 신호를 $x(n)$ 이라고 할 때, N -차 NLMS 필터의 계수 갱신 식은 다음과 같다[6].

$$e(n) = d(n) - \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n) \quad (1)$$

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu \frac{\mathbf{x}(n)e(n)}{\|\mathbf{x}(n)\|^2 + \varepsilon} \quad (2)$$

위에서 μ 는 수렴 상수, $\mathbf{w}(n) = [w_0(n), \dots, w_{N-1}(n)]^T$ 는 필터 계수 벡터, $\mathbf{x}(n) = [x(n), \dots, x(n - N + 1)]^T$ 는 참고입력 벡터, $e(n)$ 는 오차 신호이다. $\|\bullet\|^2$ 은 벡터의 유클리디안 놈을 의미하며, ε 은 영으로 나뉘지는 경우를 방지하기 위한 조정 요소이다.

3. 임펄스 잡음 검출

디지털 청진기를 이용하여 생체음을 청진할 때 옷과의 마찰 또는 청진기에 가해지는 미세한 충격으로 인해 순간적인 임펄스 잡음이 발생한다. 임펄스 잡음은 외부 마이크보다 감도가 높은 집음기에서 측정되며 선형적으로 예측이 불가능하기 때문에 기존의 적응 필터를 통해서 제거할 수 없다.

본 논문에서는 SD-ROM(Signal Dependent Rank Order Mean)를 이용하여 임펄스 잡음을 검출하고, 수정된 형태학 필터(Morphology Filter)를 이용하여 검출된 잡음을 제거한다.

임펄스 잡음을 사전에 검출하는 이유는 임펄스 잡음이 비교적 간헐적으로 발생하기 때문에 신호 전반에 걸쳐 잡음제거를 시도할 경우 신호의 왜곡을 발생시킬 뿐만 아니라 전체적인 계산량도 증가하기 때문이다.

SD-ROM 알고리즘과 형태학 필터는 임펄스 검출 및 제거를 위해서 다양한 신호처리 분야에 널리 사용되고 있다[7,8]. 현재 신호를 기준으로 이웃한 신호들 간의 관계를 이용하는 SD-ROM 알고리즘은 $x(n)$ 을 제외한 $x(n - M/2)$ 부터 $x(n + M/2)$ 까지의 신호를 오름차순으로 정렬하여 $\mathbf{r}(n) = [r_1(n), r_2(n), \dots, r_M(n)]$ 을 구한 뒤 순위 차이(Rank Order

Difference) $\mathbf{y}(n) = [y_1(n), y_2(n), \dots, y_{M/2}(n)]$ 과 순위 평균(Rank Order Mean) $u(n)$ 을 다음 식을 이용하여 구한다[7].

$$y_i(n) = \begin{cases} r_i(n) - x(n), & \text{if } x(n) \leq u(n) \\ x(n) - r_{M-i}(n), & \text{if } x(n) > u(n) \end{cases} \quad \text{for } i = 1, 2, \dots, M/2 \quad (3)$$

$$u(n) = \frac{r_{M/2}(n) + r_{M/2+1}(n)}{2} \quad (4)$$

M 은 SD-ROM 차수이다. 임펄스 구간 검출을 위해 순위 차이 $y_i(n)$ 과 문턱치 T_i 를 비교하여 다음과 같이 $\mathbf{c}(n)$ 을 구한다.

$$c_i = \begin{cases} 1, & y_i(n) > T_i \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}, \quad \text{for } i = 1, 2, \dots, M/2 \quad (5)$$

이때 $\sum_{i=1}^{M/2} c_i(n) \geq 1$ 이면 임펄스 잡음이 발생한 구간으로 판단한다.

4. 임펄스 잡음 제거

검출된 임펄스 잡음을 제거하기 위해서는 형태학 필터(Morphology filter)[10,11]를 고려할 수 있다. 형태학 필터는 다양한 신호처리 분야에 널리 사용되고 있는 임펄스 제거 방법이다. 비선형 신호 변환 방법으로 침식(Erosion)연산, 팽창(Dilation)연산, 제거(Opening)연산 그리고 채움(Closing)연산으로 구성되어 있다. 형태학 필터는 임펄스 잡음 구간 신호를 입력으로 하여 구조 요소의 형태로 변형 시키도록 동작한다[11]. 형태학 필터의 가장 큰 단점은 많은 계산량이다. 논리연산을 반복적으로 수행하기 때문에 짧은 구간에 대해 필터링을 적용하더라도 상당한 계산량을 소요한다.

형태학 필터의 역할은 신호의 왜곡을 최소화하기 위해 신호의 형태를 유지 시키면서 신호의 크기를 조절하는 것이다. 이러한 형태학 필터의 특성을 근사화하기 위해 본 논문에서는 신호의 크기에 따라 이득 값을 다르게 적용하여 임펄스 잡음의 크기를 축소시키는 가변 이득을 알고리즘을 사용한다. 이때 가변 이득 값은 임펄스 구간 초기 값과 임펄스 구간 신호간의 변화량을 기반으로 결정하였으며 다음 식과 같다.

$$\beta(i) = \exp\left(-r \left| \frac{e^2(n+i)}{e^2(n-L/2)} - 1 \right| \right), \quad i = -\frac{L}{2}, \dots, \frac{L}{2} \quad (10)$$

$$s(n+i) = \lambda e(n-L/2) + (1-\lambda)\beta(i)e(n+i) \quad (11)$$

L 은 임펄스 구간의 길이이며, λ 와 γ 는 평활인자와 척도 조절 상수이다. 이때 임펄스 신호는 비선형 특징을 가지며 순간적으로 큰 신호가 발생하기 때문에 가변 이득 값은 식 (10)과 같이 초기 값과 구간 신호의 파워비에서 1을 차감하여 얻은 변화량에 지수함수를 적용하여 비선형적으로 결정한다.

그림 3. (a) 형태학 필터와 제안 알고리즘의 임펄스 잡음 제거 비교와 (b) 제안 알고리즘의 가변 이득 $\beta(i)$

Fig. 3. (a) Impulsive noise reduction performance comparison between morphology filter and proposed algorithm and (b) variable gain $\beta(i)$

임펄스 구간에서 가변 이득 값은 피크 부분으로 갈수록 작은 이득 값이 결정되어 신호의 파형을 왜곡 시킬 수 있다. 따라서 식 (11)과 같이 초기 값을 이용하여 신호의 파형을 유지 시켜주었다.

한편 일반적으로 심음은 임펄스 신호와 유사한 특성을 보이기 때문에 임펄스 잡음 제거를 수행하게 되면 심음을 왜곡 시킬 수 있다. 따라서 본 논문에서는 목표 청진음이 심음일 때는 임펄스 잡음 제거를 수행하지 않도록 하였다.

제안된 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 동일한 임펄스 잡음 신호를 입력으로 하여 임펄스 잡음 제거를 수행한 결과를 형태학 필터와 비교하여 그림 3에 보이고 있으며, L 은 100, λ 와 γ 는 각각 0.5와 0.001을 사용하였다.

그림 3의 (a)로부터 형태학 필터와 제안 알고리즘은 임펄스 신호의 파형을 최대한 유지하면서 크기를 줄이도록 동작하는 것을 관찰할 수 있다. 제안 알고리즘은 0.025초 동안의 임펄스 잡음 구간에서 동작하며 이득 값은 초기 값과의 차이에 따라 가변적으로 결정되는 것을 (b)로부터 확인할 수 있다.

III. 전체 알고리즘 복잡도 및 실시간 구현

1. 알고리즘 연산량 측정

디지털 청진기와 같이 제한된 전력을 사용하는 장치는 실시간으로 동작하기 위해 연산량의 제한을 받게 된다. 제안 알고리즘의 연산량은 목표 청진음에 따라 달라진다. 먼저, 심음의 경우 심음의 왜곡을 방지하기 위해 임펄스 검출 및 제거를 수행하지 않으므로 대역 통과 필터와 적응 필터만 수행하여 청진음을 개선하는 반면 호흡음은 임펄스 검출 및 제거를 모두 수행하게 된다. 이때 임펄스 제거는 임펄스 잡

표 2. 제안 알고리즘의 단계별 연산량, K 는 IIR 필터 차수, N 은 적응 필터 차수, M 은 임펄스 잡음 검색 구간

Table 2. Computational complexity of proposed algorithm at each stage, K and N are order of IIR filter and adaptive filter, and M is length of impulsive noise detection

	곱셈	덧셈
대역 통과 필터	$2K + 1$	$2K$
적응 필터	$2N + 1$	$2N$
임펄스 잡음 검출	1	$M/2$
임펄스 잡음 제거	5	2

음 구간에서만 수행하게 된다. 따라서 대역 통과 필터와 적응 필터는 목표 청진음에 관계없이 매 샘플 수행하는 반면 임펄스 잡음 검출은 호흡음 청진시 임펄스 구간을 검출 할 때까지 매 샘플 수행하여 임펄스를 검출하면 현재 샘플 n 을 기준으로 $[n - L/2, n + L/2]$ 구간에서 임펄스 잡음 제거를 수행한 뒤 $n + L/2 + 1$ 부터 다시 임펄스 검출을 수행한다.

제안된 임펄스 잡음 제거 알고리즘의 계산량을 형태학 필터와 비교하면, 먼저 형태학 필터는 임펄스 구간에서 단일 샘플을 얻기 위해 $4P(L - P + 1)$ 의 덧셈이 필요하다. 이때 L 과 P 는 각각 임펄스 구간의 길이와 구조요소 차수이다. 반면, 제안 알고리즘은 5번의 곱셈과 2번의 덧셈 그리고 한번의 지수함수 연산을 필요로 한다. 하지만 지수함수를 미리 계산하여 테이블화하면 지수함수 연산은 한 번의 테이블 읽기와 한 번의 곱셈으로 구현할 수 있다.

표 2에 단일 샘플에 대한 제안 알고리즘의 단계별 연산량을 정리하였다.

임펄스 잡음 제거를 제외한 단계별 연산량을 비교해 보면 각 필터 차수에 비례하여 연산량이 증가하는 반면 임펄스 잡음 제거는 식 (10)과 (11)에 의해 고정된 연산량을 사용하므로 다른 프로세서에 비해 적은 연산량을 사용하게 된다.

2. 알고리즘 실시간 구현

제안된 알고리즘을 ARM920T 기반의 임베디드 DSP 보드에 적용하여 실시간으로 구현하였다. 그림 4는 실시간 구현에 사용된 DSP 보드와 목업을 보여주고 있다.

제안 알고리즘은 식 (2)로부터 한 번의 나눗셈 연산이 요구되며, 실시간 구현에 있어서 나눗셈 연산은 곱셈과 덧셈에 비해 많은 연산 복잡도가 필요하다. 센서를 통해 수집된 신호는 16bit PCM 신호로 변환되어 입력되고 식 (2)의 나눗셈을 위한 분모는 제공 값으로 항상 양수를 갖는다는 사실을 기반으로 분모 값의 최상위 비트 만큼 분자 값에서 오른쪽으로 쉬프트(Shift) 시켜 줌으로써 나눗셈 연산을 대체하였다. 이때 나눗셈을 위한 분자와 분모 값은 반올림 하여 정수 값으로 변환하여 연산을 수행하였다. 또한, 호흡음에

그림 4. 실험에 사용한 디지털 청진기 목업과 DSP 시스템 구성
Fig. 4. Digital stethoscope mockup and DSP system for real-time simulation

표 3. 제안 알고리즘의 단계별 Cycle
Table 3. Cycle of proposed algorithm at each stage

	심음 Cycle	호흡음 Cycle
대역 통과 필터	4.4 <i>M</i>	8.8 <i>M</i>
적응 필터	10.3 <i>M</i>	46.3 <i>M</i>
임펄스 잡음 검출	-	30.0 <i>M</i>
임펄스 잡음 제거	-	1.6 <i>M</i>
평균 Cycle	24.4 <i>M</i>	94.7 <i>M</i>
최대 Cycle	24.4 <i>M</i>	106 <i>M</i>

대해서 수행하는 임펄스 잡음 제거는 식 (11)과 같이 $L + 1$ 신호에 대해 잡음 제거를 수행한 뒤 출력하게 되므로 항상 $L + 1$ 의 신호를 저장해야 한다. 따라서 호흡음은 $L + 1$ 에 대한 시간 지연이 발생하므로 청진기 시스템이 항상 동일한 시간 지연을 갖도록 심음에 대해서도 $L + 1$ 의 동일한 시간 지연을 발생 시켰다.

알고리즘은 부동 소수점 연산 형태로 구현되었으며, 구현 성능을 평가하기 위해 알고리즘 단계별로 CPU cycle 수를 측정하였다. 측정 결과는 표 3에 정리되어 있다.

제안 알고리즘을 K 는 3 그리고 M 과 L 은 각각 11과 100으로 고정하였으며 적응 필터의 차수는 심음과 호흡음에 따라 각각 12와 24로 하여 측정한 결과를 표 3에 정리하였다. 심음과 호흡음에 대한 연산량 측정 결과를 살펴보면 표 2와 같이 적응 필터의 연산량이 가장 많으며 임펄스 잡음 제거가 가장 적은 연산량을 보이는 것을 표 3에서 확인할 수 있다. 반면 임펄스 잡음 검출 연산량이 표 2에 비해 크게 나타나는 것은 SD-ROM에서 정렬을 수행하는 논리 연산이 상당한 클럭을 소요하기 때문이다. 심음에 대한 제안 알고리즘의 10초 동안의 평균 및 최대 cycle수는 24.4*M*로 SOC-

2410A 칩의 최대 코어 cycle수인 200*M*의 비해 적은 연산량으로 전체 칩의 약 12% 정도를 사용한다. 반면, 호흡음은 임펄스 제거의 수행 여부에 따라 연산량이 달라지기 때문에 10초 동안 간헐적으로 임펄스 신호가 약 10회 발생할 때의 평균 cycle 수는 94.7*M*인 반면, 10초 동안 대부분의 신호가 임펄스 신호로 발생 하였을 때의 최대 cycle 수는 106*M*으로 각각 전체 칩 계산량의 47%와 53% 정도 사용하여 구현되었다.

IV. 실험 및 결과 고찰

1. 신호 측정 및 실험 환경

실험용 신호는 그림 4의 목업과 DSP 보드를 이용하여 측정하였다. 청진기 목업은 하부에 생체음 수집을 위한 집음기가 설치되어 있고 상부에는 디지털 청진기의 동작 및 청진 모드 선택을 위한 사용자 인터페이스가 구성되어 있다. 빨간색 원은 배경 잡음을 수집하기 위한 소형 외부 마이크이다. 실험용 데이터는 실제 잡음 환경을 구성한 후, DSP 보드와 USB-AD를 이용하여 집음기와 외부 마이크 신호를 동시에 측정하였다.

디지털 청진기의 집음기와 외부 마이크로부터 수집된 신호는 8 kHz로 샘플링되며, 청진 목적음에 따라 표 1과 같이 다른 샘플링과 대역 통과 필터를 적용한다. 이때 대역 통과 필터로는 3차의 IIR 필터를 사용하였다.

집음기에 포함된 배경 잡음을 효과적으로 제거하기 위해 각 센서를 통해 수집된 잡음 신호가 높은 상관도를 갖도록 외부 마이크와 집음기 사이의 거리를 1 cm 미만으로 하였다. 수집되는 두 신호간의 음향 경로가 짧을 경우 배경 잡음 제거를 위해 작은 차수의 적응 필터를 사용할 수 있다는 장점이 있다. 이때 목표 청진음에 따라 다른 샘플링 주파수를 다르게 결정하였기 때문에 동일한 적응 필터의 수렴 특성을 만족하기 위해 NLMS 필터의 차수와 수렴 상수를 표 4와 같이 결정하였다. 정해진 차수는 0.006 ms의 경로를 추정할 수 있으며, 수렴 계수를 초기 상태에서 0.125초 이내에 정상상태에 도달하도록 실험적으로 설정하였다.

2. 배경 잡음 제거 실험

다음 그림 5와 6은 디지털 청진기를 이용하여 심음과 호흡음을 각각 청진할 때 1 m 전방에서 여성 음성이 배경 잡

표 4. NLMS의 필터 차수 및 수렴 상수
Table 4. Filter order and step-size of NLMS algorithm

	필터 차수	수렴 상수
심음	12	0.002
호흡음	24	0.001

그림 5. (a) 잡음 환경에서 청진기를 통해 수집된 심음의 전처리 출력 신호와 (b) 외부 마이크로 수집된 배경 잡음의 전처리 출력 신호 그리고 (c) 잡음 제거 수행 후 심음 신호의 주파수 영역 관찰 (d) 정상 상태에서의 잡음 신호와 잡음 제거 신호의 스펙트럼 비교

Fig. 5. (a) Pre-processed heart sound signal collected by stethoscope in noise environment and (b) pre-processed external noises from outer microphone, (c) enhanced heart sound spectrum after the noise reduction, (d) spectrum comparison between noisy and enhanced heart sound in steady-state

209

그림 6. (a) 잡음 환경에서 청진기를 통해 수집된 호흡음의 전처리 출력 신호와 (b) 외부 마이크로 수집된 배경 잡음의 전처리 출력 신호 그리고 (c) 잡음 제거 수행 후 호흡음 신호의 주파수 영역 관찰 (d) 정상 상태에서의 잡음 신호와 잡음 제거 신호의 스펙트럼 비교

Fig. 6. (a) Pre-processed breath sound signal collected by stethoscope in noise environment and (b) pre-processed external noises from outer microphone, (c) enhanced breath sound spectrum after the noise reduction, (d) spectrum comparison between noisy and enhanced breath sound in steady-state

그림 7. (a) 임펄스 잡음 환경에서 수집한 호흡음 신호와 (b) 임펄스 잡음 제거 수행 후 호흡음 신호의 시간 영역 관찰, (c) 임펄스 잡음 구간 검출

Fig. 7. (a) Breath sound in impulsive noise environment and (b) breath sound after impulsive noise reduction in time domain, (c) impulsive noise detection

음으로 발생하였을 때를 가정하여 배경 잡음 제거를 수행한 결과를 보이고 있다.

그림 5는 목표 청진음이 심음일 때의 결과로 배경잡음이 발생하지 않는 환경에서 집음기를 통해 심음을 수집한 뒤 외부 마이크로로부터 잡음 신호를 수집하였다. (a)와 (b)는 각각 수집된 심음과 배경잡음 신호를 합성한 신호와 배경 잡음 신호가 전처리 과정을 거친 뒤에 얻은 결과이다. 음성 신호의 경우 첫 번째 포만드 주파수인 200 Hz 부근에서 큰 에너지를 가지는 반면, 심음은 약 150 Hz 이하 대역에 분

그림 8. 임베디드 보드를 이용하여 실시간으로 (a) 심음과 (b) 호흡음 청진실험 결과 시간 영역 관찰

Fig. 8. Real-time simulation results of (a) heart and (b) breath sound in time domain using embedded board

포하는 것을 볼 수 있다. 집음기에는 배경 잡음과 심음이 동시에 측정되는 반면 외부 마이크에는 배경 잡음 신호만 측정되는 것을 확인할 수 있다. (c)는 적응 필터를 이용하여 배경 잡음을 제거한 결과로 대부분 잡음이 제거되어 청진음이 개선된 것을 볼 수 있으며 정상상태에서의 잡음 신호와 개선된 청진음의 스펙트럼을 비교한 결과인 (d)로부터 잡음 신호 주파수 대역인 160에서 300 Hz 대역에서 대략 40 dB 정도 줄어든 것을 확인할 수 있다. 이때 검은색 점선은 목표 심음의 스펙트럼으로 심음의 대부분의 성분이 포함되어 있는 300 Hz 이하 대역에서 심음의 왜곡이 발생하지 않는 것을 관찰할 수 있다.

그림 9. 임베디드 보드를 이용하여 실시간으로 (a) 심음과 (b) 호흡음 청진실험 결과 주파수 영역 관찰

Fig. 9. Real-time simulation results of (a) heart and (b) breath sound in frequency domain using embedded board

그림 6은 호흡음에 대한 실험 결과이다. 잡음으로는 동일한 여성 음성이 사용되었다. 호흡음은 심음에 비해 청진 주파수 대역이 넓기 때문에 더 많은 외부 잡음 신호가 호흡음 주파수 대역에 분포하는 것을 관찰할 수 있다. 이때 배경 잡음을 제거한 결과 (c)로부터 적응 필터를 이용하여 배경 잡음이 효과적으로 제거된 것을 확인할 수 있다. 또한, 정상상태에서의 스펙트럼을 비교하면 150에서 800 Hz까지 넓게 분포한 잡음 음성 신호가 목표 호흡음의 왜곡 없이 평균적으로 약 20 dB 정도 감소되는 것을 관찰할 수 있다.

3. 임펄스 잡음 검출 및 제거 실험

임펄스 잡음은 짧은 구간에서 순간적으로 발생한다고 가정한다. 임펄스 잡음 검출을 위한 SD-ROM의 차수 M 은 11로 하였으며, 0.15부터 0.45까지 $\lfloor M/2 \rfloor$ 등분 하여 문턱치 값 T 로 사용하였다. 임펄스 제거는 검출된 구간을 중심으로 약 0.125초 구간 에 대해서 그림 7에 구조 요소를 사용하여 형태학 필터를 적용하였다. 이때 검출 구간 L 과 구조 요소 차수 P 는 각각 50과 19로 하였다.

그림 7은 호흡음 청진시 마찰에 의해 발생한 임펄스 잡음을 제거한 실험 결과이다. (a)는 집음기와 옷 사이의 마찰로 인해 잡음 된 호흡음에 순간적으로 큰 에너지를 갖는 임펄스 잡음이 다수 포함된 것을 확인할 수 있다. (b)와 (c)는 제안된 임펄스 제거 알고리즘을 수행하여 얻은 개선된 청진 신호와 임펄스 구간 검출 결과로 간헐적으로 분포되어 있는 임펄스 잡음들이 효과적으로 제거된 것을 확인할 수 있다.

4. 실시간 실험 결과

구성된 디지털 청진기 목업과 임베디드 DSP 보드를 이용하여 실시간으로 생체음을 측정하고 처리한 뒤에 USB-AD를 통해 저장한 결과를 그림 8에 보이고 있다. 그림 9는 그림 8의 결과를 주파수 영역에서 관찰한 스펙트로그램이다.

그림 8과 9의 심음과 호흡음은 초기 10초 동안은 잡음 환경에서 잡음 제거를 수행하지 않은 상태에서 측정한 뒤 잡음 제거를 수행하여 약 10초간 지속한 결과를 보이고 있다. 결과로부터 효과적으로 잡음 제거를 수행하는 것을 확인할 수 있다.

V. 결 론

본 논문에서는 잡음 환경에서 디지털 청진기로부터 수집된 청진음을 개선하기 위해 외부 배경 잡음 및 임펄스 잡음을 효과적으로 제거하는 방법을 제시하고 실시간으로 구현하였다. 배경 잡음은 다운 샘플링과 대역 통과 필터 그리고 적응 필터를 이용하여 효과적으로 제거하였고, SD-ROM를 이용하여 임펄스 잡음을 검출 한 뒤 형태학 필터의 성능을

근사화하는 알고리즘을 이용하여 임펄스 잡음을 효과적으로 제거함으로써 청진음의 품질을 개선하였다. 또한 제안 알고리즘은 ARM920T 기반의 임베디드 DSP 시스템을 이용하여 실시간으로 구현하였다.

References

- [1] M.L. Rice and D.J. Doyle, "Comparison of phonocardiographic monitoring location," in Proc. 17th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Montreal, Canada, Sept. 1995, pp. 685-686.
- [2] P. Varady, "Wavelet-based adaptive denoising of phonocardiographic records," in Proc. 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Istanbul, Turkey, Oct. 2001, pp. 1846-1849.
- [3] M.C. Grenier, K. Gagnon, J. Genest Jr., J. Durand, and L.G. Durand, "Clinical comparison of acoustic and electronic stethoscopes and design of a new electronic stethoscope," *American Journal of Cardiology*, vol. 81, issue. 5, pp. 653-656, 1998.
- [4] Y.W. Bai and C.L. Lu, "The Embedded digital stethoscope uses the adaptive noise cancellation filter and the Type 1 Chebyshev IIR bandpass filter to reduce the noise of the heart sound," in Proc. 7th International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry, Busan, Korea, June 2005, pp. 278-281.
- [5] N. Jatupaiboon, S. Pan-ngum and P. Israsena, "Electronic stethoscope prototype with adaptive noise cancellation," in Proc. 8th International Conference on ICT and Knowledge Engineering, Bangkok, Thailand, Nov. 2010, pp. 32-36.
- [6] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, Prentice Hall, 4 edition, 2001, pp. 334-340.
- [7] E. Abreu and S. K. Mitra, "A signal-dependent rank ordered mean (SD-ROM) filter-a new approach for removal of impulses from highly corrupted images," in Proc. IEEE International Conference Acoustic, Speech, Signal Processing, Detroit, USA, May 1995, pp. 2371-2374.
- [8] C. Chandra, M.S. Moore and S.K. Mitra, "An efficient method for the removal of impulse noise from speech and audio signals," in Proc. IEEE International Symposium on Circuits and System, Monterey, USA, Jun. 1998, pp. 206-208.
- [9] J.C. Chien, M.C. Huang, Y.D. Lin and F.C. Chong, "A study of heart sound and lung sound separation by independent component analysis technique," in Proc. 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New York, USA Sept. 2006, pp. 5708-5711.
- [10] C-H.H. Chu and E.J. Delp, "Impulsive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using morphological operators," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 36, no. 2, pp. 262-273, 1989.
- [11] F. Zhang and Y. Lian, "QRS Detection based on multi-scale mathematical morphology for wearable ECG devices in body area networks," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 3, no. 4, pp. 220-228, 2009.