

논문 2008-45SC-5-4

## 맥진기를 위한 동잡음 검출 시스템

(Moving Artefacts Detection System for a Pulse Diagnosis System)

이 전\*, 우 영 재\*, 전 영 주\*, 이 유 정\*, 김 종 열\*

(Jeon Lee, Young-Jae Woo, Young-Ju Jeon, Yu-Jung Lee, and Jong-Yeol Kim)

## 요 약

최근까지 맥진기에 대한 연구 및 상용화 요구가 지속되고 있으나 재현성 확보에 어려움을 겪고 있다. 이러한 재현성을 평가하는 중요 파라미터 중 하나는 맥압의 크기이다. 그러나 맥압은 동잡음에 매우 취약한 특성을 갖고 있다. 본 논문에서는 동잡음에 강한 맥진기 개발을 위하여 동잡음을 자동으로 검출하고 맥 측정구간에서 동잡음이 있는 구간을 제외함으로써 맥진기의 신뢰도를 높일 수 있는 방법을 제안하고자 한다. 동잡음 검출 시스템은 3축 가속도 센서, 근전도, 2축 기울기 센서로 구성하였으며, 시스템의 적합성을 평가하기 위하여 신장, 굴곡, 회전의 세 가지 동작에 대한 센서별 출력 신호 특성을 살펴보았다. 또한 맥진 센서를 맥진 위치에 적용한 상태에서 고주파 동잡음 및 저주파 동잡음을 유발하여 각 센서별 출력 신호 특성을 살펴보았다. 그 결과 저주파 동잡음은 근전도, 가속도 신호, 기울기 신호 순으로 동잡음 발생을 확인할 수 있었으며, 안정된 맥파 신호는 고주파 동잡음과 비슷하게 근 수축이 중단된 뒤 약 2초가 경과한 후에 얻어지는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 사실을 근거로 동잡음 검출 규칙을 설정하였으며, 이를 구현한 동잡음 검출 알고리즘을 제안하였다.

## Abstract

Despite recent studies on development of pulse diagnosis systems and needs for commercializing them, the reproducibility is one of the most controversial issues as ever. Because the pulse pressure value, which is one of the important parameters to evaluate reproducibility, is very vulnerable to moving artifacts, the reproducibility can not be obtained easily. In this paper, we suggested a moving artefacts detection system for a pulse diagnosis system so that a pulse diagnosis system can be robust to these kinds of artefacts by excluding the contaminated parts from the pulse wave signal to be analyzed. This moving artefacts detection system was designed to consist of a three-axis accelerometer, an electromyography amplifier and a two-axis tilt sensor. To assess the suitability of the system, we examined the characteristics of each sensor's output signals with regard to the three specific motions such as extension, flexion and rotation. And, we also examined the each sensor's response to the high-frequency and low-frequency moving artifacts while the pulse wave signal was acquired from a pressure sensor for the pulse diagnosis. From these results, we could find that the response to subject's motions would be reflected in electromyography signal first, in accelerometer signals and in tilt sensor sequentially. And, the facts that a stable pulse wave can be acquired in two seconds after high frequency or low frequency motions ended, were also found. Consequently, based on these findings, we set up some rules on the moving artifacts detection and designed an algorithm which is fit for our moving artifacts detection system.

**Keywords:** 맥진기, 동잡음 검출, 근전도, 가속도 센서, 기울기 센서

## I. 서 론

맥진(脈診)은 피험자 요골동맥의 맥동 또는 맥파로부터 피험자의 건강상태 또는 질병상태에 대한 정보를 얻

거나, 혹은 다른 방법에 의해 내려진 생리, 병리적 진단을 확인하는 한의학적 진단 방법이다. 일반적으로 한의사는 맥진 시 환자의 좌우 요골 경상돌기 근처에서 가압력을 증가시키거나 감소시키는 동안의 맥동(pulsation)의 변화 특성 및 맥압 분포 특성을 관찰하는데 이러한 특성을 맥상(脈象, pulse image)라고 한다<sup>1-2</sup>. 이러한 맥상을 느끼고 분류하는 과정으로 이루어진 맥진은 절대적으로 한의사의 감각과 느낌에 의존하기

\* 정희원, 한국한의학연구원

(Korea Institute of Oriental Medicine)

※ 본 연구는 지식경제부 차세대기술개발사업 중 지능형 한방 콘텐츠 개발(10028438)에 의해 이루어진 것임.

접수일자: 2008년7월30일, 수정완료일: 2008년8월28일

때문에 한의사와 환자 간뿐만 아니라 한의사들 간의 의사소통 및 치료 전후의 비교 임상연구에 있어서도 많은 제약이 존재한다.

이에 과학적이고 객관적인 맥진을 위한 맥진기 개발에 대한 요구가 지속적으로 있으며, 1970년대 최초의 상용화 맥진기인 회수식 맥진기와 이후 다수의 맥진기가 개발되었으나 한의학적 맥진의 원리를 충분히 반영하지 못하거나 재현성 및 반복성의 미흡으로 임상에서 널리 활용되지 못하고 있는 실정이다<sup>3-4)</sup>.

현재 개발되고 있는 맥진기의 대표적인 문제점으로는 요골동맥 상에서 가압력을 다단계로 증가 또는 감소 시키며 맥압의 변화 및 분포 특성을 측정하는 시스템이 필요하나 대부분의 맥진기가 이를 구비하지 않고 있거나 이를 구비한 맥진기의 경우에도 관련 기술의 노하우(know-how) 부족으로 충분한 재현성을 확보하지 못하고 있다. 이러한 재현성을 평가하는 가장 대표적 지표는 일정 가압 조건에서 측정된 맥압으로서 이는 한 주기 맥파 신호에서 이완기압에 해당하는 최소값과 수축기압에 해당하는 최대값의 차이로 계산한다<sup>5)</sup>.

재현성 높은 맥압을 측정하기 위한 최우선적 해결 방안으로서는 요골동맥을 가압하는 가압력을 항상 일정하게 제어할 수 있는 가압 시스템과 더불어 높은 충실도를 갖는 압력 센서를 채용하는 것이다. 그러나 이러한 조건을 만족한 맥진기의 경우에도 측정 절차가 부적절한 경우 63%의 측정 데이터가 분석에서 제외된 사례가 보고된 바 있으며, 이에 6 시그마 기법을 통해 안정된 맥파를 측정하기 위한 프로세스에 대한 연구가 수행된 바 있다<sup>6)</sup>. 한편, 맥파 신호는 최대 주파수가 약 30Hz 정도로 저주파 신호이며 동잡음에 매우 취약한 것으로 알려져 있다<sup>7)</sup>. 맥파 신호에 섞여 있는 동잡음은 맥파의 주파수 성분과 중첩되어 있어 전통적인 대역통과 필터를 사용할 수 없으며, 각 비트마다의 수축기 시점을 기준으로 기저선을 추정하여 제거하는 알고리즘 등이 사용되고 있으나 약 1Hz-1.5Hz 정도인 심박수보다 고주파인 동잡음에 대해서는 여전히 매우 취약하다.

따라서 맥진기 재현성 확보를 위한 최선의 방법은 동잡음을 최소화 할 수 있는 표준측정절차(SOP, standard operating procedure) 준수와 함께 동잡음 발생을 검출하여 해당 구간의 측정신호를 분석에 사용하지 않는 것일 것이다. 이에 본 논문에서는 전원에서 측정된 근전도 신호와 손목에서 측정된 가속도 신호를 통해 동잡음 여부를 검출하는 시스템을 제안하고 그 가능성을 평가하였다.

## II. 시스템 구성

맥진기 측정은 짧게는 1분 정도에서 측정 부위의 수와 측정 방법에 따라 최대 10여분까지 소요된다. 측정 동안에는 피험자는 최대한 같은 자세를 유지할 것이 요구되지만, 측정 자세 또는 피험자의 생리적, 정신적 상태 등의 피험자 요인 및 토노메트릭(tonometric) 측정을 위한 가압부 또는 팔 지지 기구물 등의 측정기 요인에 의해 필연적으로 동잡음이 발생한다. 이러한 동잡음의 형태를 두 가지로 구분해 보면, 1) 측정되는 시간동안에 서서히 자세가 변형되는 저주파 동잡음과 2) 지속적 자세 유지에 의한 근피로 또는 가압부에 의한 신경 자극 등으로 인한 경련성 고주파 동잡음으로 나눌 수 있다. 한편, 동잡음 패턴을 세 가지로 나누어 정형화해 보면, 손목의 신장(extension), 굴곡(flexion), 회전(rotation)으로 나눌 수 있다.

본 논문에서는 맥진기 측정 시 발생하는 동잡음을 검출하기 위하여 가속도 센서(accelerometer), 기울기 센서(tilt sensor), 근전도(EMG, electromyography)로 구성된 시스템을 제안하고자 한다.

가속도 센서는 500  $\mu$ A의 저전력을 소모하며 미세가공 용량성 센서를 채택한 MMA7260Q(Freescale Semiconductor Inc, USA)를 사용하였으며, 측정 범위는  $\pm 1.5g$ 로 하여 800mV/g의 높은 민감도(sensitivity)를 갖도록 설정하였다. 전원으로는 3.3V를 사용하였으며, 동잡음의 특성을 고려하여 X-out, Y-out, Z-out의 각 출력 신호에 1차 저역통과필터( $f_c=4Hz$ )를 추가하였다.

기울기 센서는 2축의 폴리머 기반 전해질 기울기 센서인 DX-045-90(ADVANCED ORIENTATION SYSTEMS, Inc, USA)를 사용하였으며, 이 센서의 측정 범위는 최대  $\pm 90^\circ$ 이며, 선형구간은  $\pm 70^\circ$ 이고 응답속도는 20msec 이하이다. 입력 전원은 7.5V를 사용하였으며 기울기에 따라 Roll(X축), Pitch(Y축)의 아날로그 신호가 출력되며, 구현의 편의성을 위해 두 축 모두  $+90^\circ$  경사에 4V,  $0^\circ$ 에는 2.5V,  $-90^\circ$ 에는 1V가 출력되도록 설계하였다.

근전도 신호 획득을 위해서는 Biopac 생체전위증폭 모듈(BIOPAC Systems Inc, USA)을 사용하였으며, 1 채널 신호를 1,000배 증폭하도록 설정하였다.

한편, 동잡음 발생이 맥파에 미치는 영향을 관찰하기 위하여 맥진 센서로 절대압을 측정할 수 있고 선형특성이 우수한 Pressure Sensor 1451(Measurement Specialties Inc, USA)를 사용하였으며, 그림 1과 같이



그림 1. 맥진신호 증폭 및 대역통과 회로 블록도  
 Fig. 1. Blockdiagram for pulse wave amplifying and bandpass filtering.

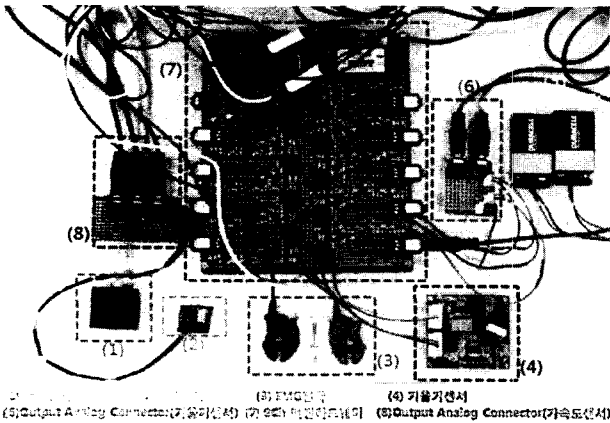


그림 2. 개발된 측정 하드웨어  
 Fig. 2. Developed measurement hardware.

맥진 센서를 위한 아날로그 회로를 구성하였다. 각 센서의 신호획득에는 Biopac UTM 모듈과 MP150 모듈을 사용하였으며, 전체 채널 수는 가속도 센서의 3 채널, 기울기 센서의 2채널, 근전도 센서의 1채널, 맥진 신호 1채널로 총 7채널이었다. 그림 2에는 측정 센서 및 이들을 위한 증폭회로를 포함하는 제작된 하드웨어를 나타내었다. 실험의 용이성을 위해 모든 채널의 샘플링률은 AcqKnowledge 소프트웨어를 통해 200Hz로 동일하게 설정하였다.

### III. 실험 방법 및 결과

본 절에서는 제안된 동잡음 검출 시스템이 앞에서 언급한 신장, 굴곡, 회전의 세 가지 움직임 패턴에 대해 어떤 신호특성을 갖는지와 저주파 및 고주파의 동잡음

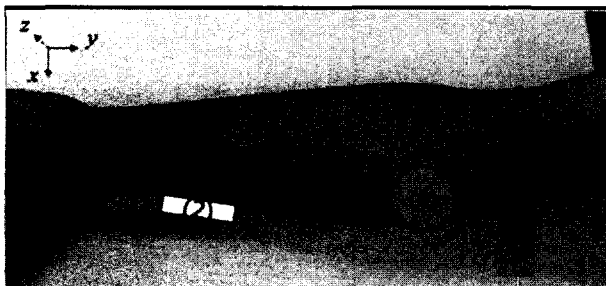


그림 3. 센서 부착 위치  
 Fig. 3. Positions for sensors attachment.

을 검출하기에 적합한지를 평가하였다. 이를 위해 피험자의 왼손 요골 근처에 부착한 각 센서 위치는 그림 3과 같다. 가속도 센서의 X축은 국소좌표의 -y축을, Y축은 -x축을, Z축은 -z축을 향하도록 부착하였고, 기울기 센서의 X축은 국소좌표의 z축 방향, 센서의 Y축은 x축 방향을 향하도록 부착 하였다. 그리고 맥진 센서는 -z 방향으로 부착하였으며, EMG 전극은 상완요골근 부위에 부착하였다.

#### 1. 움직임별 센서출력 특성

먼저, 세 가지 움직임에 대한 각 센서 출력 신호의 패턴을 관찰하기 위하여 피험자에게 맥진기 측정 자세를 취한 상태에서 각각의 움직임을 약 0.5-1Hz 정도의 속도로 수행하도록 요청하였다. 그 결과 획득된 신호의 예를 그림 4에 나타내었다. 첫 3개 채널은 가속도 센서의 X축, Y축, Z축 신호이며, 채널 4는 근전도 신호, 채널 5와 6은 각 기울기 센서의 X축과 Y축 신호이다.

먼저 가속도 센서 출력신호의 특성을 살펴보면 다음과 같다. 가속도 센서 X축의 경우 국소 좌표 상 -y축 방향으로의 움직임이 거의 없으므로 모든 움직임에서 거의 변동이 없는 것이 관찰되었다. 가속도 센서 Z축의 경우, 신장 운동에서는 하향 구형파(downward squared wave)가 관찰되었고 굴곡 운동에서는 신장 운동에 비해 손목 이동 거리가 짧기 때문에 상대적으로 크기가 작은 상향 구형파(upward squared wave)가 관찰되었다. 회전 운동에서는 가속도 센서의 Y축과 Z축에서 상향 구형파가 두드러진 특징이 있었다.

근전도 신호의 경우, 모든 움직임 이벤트 발생 시점에서 관찰할 수 있었으나, 움직임별로 차이를 관찰하기 어려우므로 움직임을 예측하기에는 부적절한 것으로 판단된다.

기울기 센서의 경우, 약 0.5초 이내의 초기 안정화 시간이 필요한 것이 관찰되었으며, 가속도 센서와 근전도 신호에 비해 응답 시간 지연 특성이 있음을 알 수 있었다. 가속도 신호의 경우와 비슷하게 움직임 범위가 큰 신장 운동에서 굴곡 운동에 비해 큰 신호가 관찰되었으며, 회전운동에서만 X축, Y축 신호가 동시에 발생하였다.

#### 2. 동잡음 주파수별 센서 출력 특성

맥진 시 고주파 동잡음 및 저주파 동잡음 발생 시 센서별 출력 특성을 살펴보았다. 맥진 측정을 위해서는 스트래퍼(strapper) 안쪽에 맥진센서를 부착하였으며,

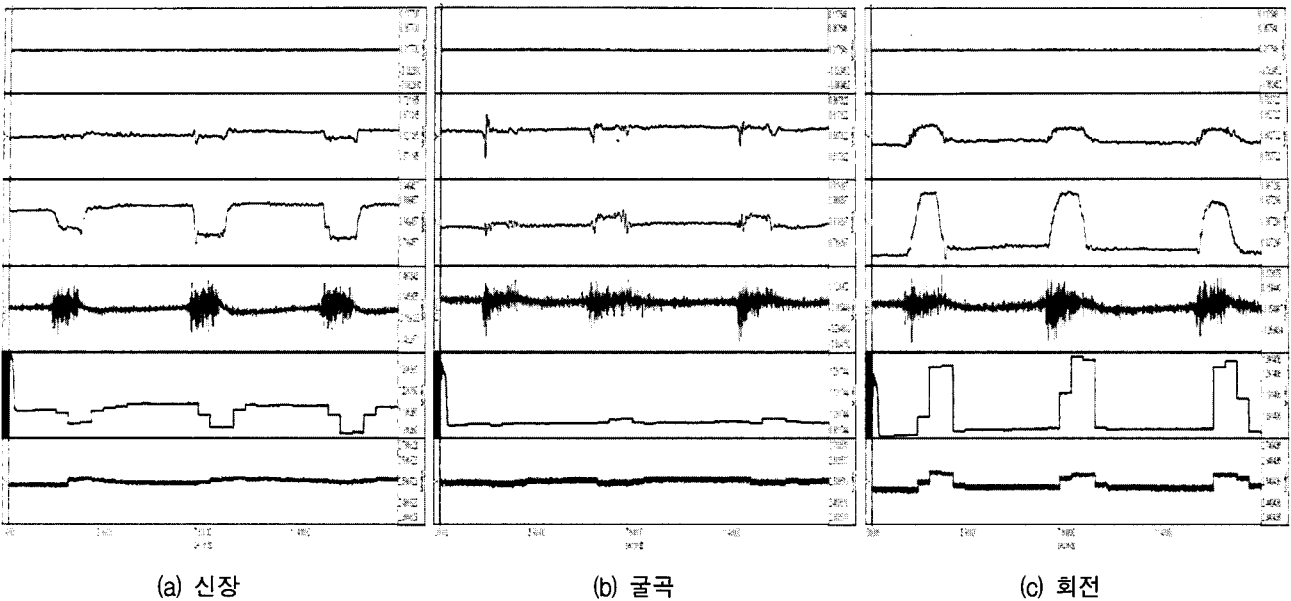


그림 4. 움직임별 각 센서 신호 출력의 예  
 Fig. 4. Examples of sensors outputs for some motions.

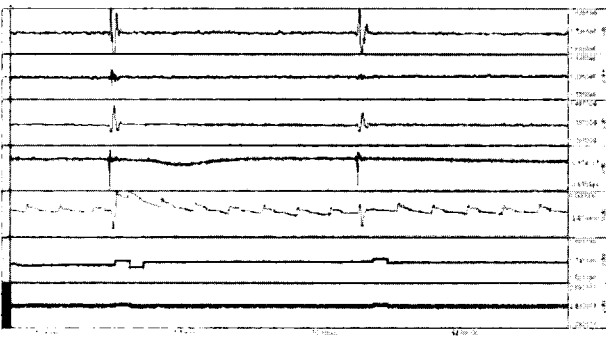


그림 5. 고주파 잡음에 대한 센서 출력 특성  
 Fig. 5. Sensors outputs characteristics for high frequency moving artefacts.

피험자의 손목 움직임이 최대 맥파 신호가 측정되도록 스프레퍼를 조절하였다. 이 실험에서는 가속도 센서 3 채널, 근전도 1채널, 맥파 1채널, 기울기 센서 2채널 순으로 총 7채널의 신호를 획득하였다.

먼저 고주파 동잡음에 대한 센서별 출력 신호의 특성을 살펴보았으며, 그림 5에 그 일례를 나타내었다. 근전도 신호를 기준으로 평가하였을 때 잡음 지속 시간은 0.2초 이내였으며, 근전도 발생이후 가속도 센서와 기울기 센서에 차례대로 동잡음 관련 신호가 발생하는 것을 알 수 있었다. 또한 근전도를 기준으로 동잡음 발생이후 다시 안정된 맥파를 얻기까지는 약 1.5초정도가 소요되는 것이 관찰되었다.

한편, 저주파 동잡음이 10초 가량 지속되는 동안의 센서별 출력 신호의 예를 그림 6에 나타내었다. 저주파

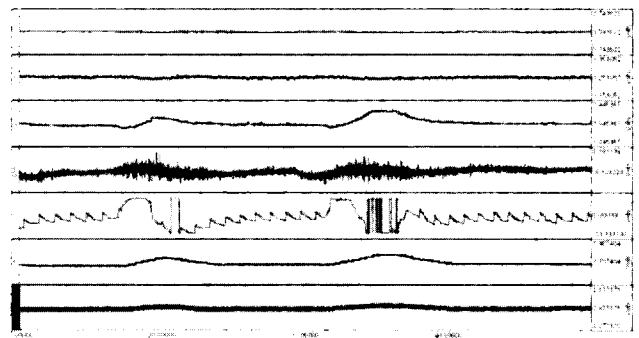


그림 6. 저주파 잡음에 대한 센서 출력 특성  
 Fig. 6. Sensors outputs characteristics for low frequency moving artefacts.

동잡음에서도 고주파 동잡음에서의 마찬가지로 근전도에서 가장 먼저 동잡음 발생 여부를 확인할 수 있었으며, 가속도 센서, 기울기 센서의 순으로 검출 가능한 것을 알 수 있었다. 안정된 맥파는 고주파 동잡음과 비슷하게 근 수축(muscle contraction)이 중단된 뒤 약 2초 가량이 소요되는 것을 확인할 수 있었다.

이러한 결과로부터 가속도 센서, 근전도, 기울기 센서로 구성된 동잡음 검출 시스템이 맥진 시 발생하는 저주파 동잡음과 고주파 동잡음을 검출할 수 있음을 확인할 수 있었다.

### 3. 동잡음 검출 알고리즘 설계

앞 절의 실험결과에 근거한 가속도 센서, 근전도, 기울기 센서로 구성된 동잡음 검출 시스템을 통해 동잡음

표 1. 동잡음 검출 논리 규칙  
Table 1. Rules on moving artefacts detection.

규칙	내용
1	가속도 센서 X축, Y축, Z축 출력 신호 중 적어도 1개 이상에서 동잡음이 검출되어야 동잡음이 발생으로 판단한다.
2	근전도 신호에서 근전도 펄스 또는 근 수축이 검출되어야 동잡음이 발생된 것으로 판단한다.
3	기울기 센서 X축, Y축 출력 신호 중 적어도 1개 이상에서 동잡음이 검출되어야 동잡음이 발생으로 판단한다.
4	가속도 센서, 근전도, 기울기 센서 중 둘 이상에서 동잡음이 발생된 것으로 판단되면 최종적으로 동잡음이 발생된 것으로 한다.
5	전체 시스템의 동잡음 종료 시점은 근전도 상 동잡음이 발생된 것으로 판단된 경우, 근전도 상 동잡음 종료 후 2초로 한다. 근전도 신호 상 동잡음이 발생하지 않은 것으로 판단된 경우, 응답이 가장 느린 기울기 센서의 동잡음 종료 시점을 시스템의 동잡음 종료 시점으로 한다.

을 검출하기 위한 논리 규칙을 정리하면 표 1과 같다.  
규칙 1을 구현하기 위해서는 가속도 센서 X축, Y축, Z축 신호를 수식 (1)과 같은 ACC(n) 신호를 생성할 필요가 있다.

$$ACC(n) = |X(n)|^2 + |Y(n)|^2 + |Z(n)|^2 \quad (1)$$

이때 가속도 센서의 고주파 동잡음에 대한 오실레이션 주파수를 고려하여 각 축 신호를 이동평균을 취한 뒤 연산하는 것도 가능하겠다. 본 시스템에서 사용한 가속도 센서인 경우 고주파 동잡음에 대해 약 10Hz의 오실레이션이 발생하였고 샘플링률이 200Hz였으므로 윈도우 크기가 20 샘플인 이동평균 필터를 사용할 수 있으며 일정 문턱치 값을 초과하는 경우 동잡음으로 판단할 수 있겠다.

규칙 2를 구현하기 위해서는 근전도 펄스를 검출하는 것과 근 수축을 검출하는 것이 필요하다. 근전도 펄스인 경우, 약 5Hz 정도로 판단되므로 수식 (2)와 같은 차분된 근전도 신호 dEMG와 이전 40 샘플의 평균 dEMG값 간의 비가 미리 결정된 문턱치를 초과하면 근전도 펄스로 판단하도록 하면 될 것이다.

$$dEMG(n) = |EMG(n) - EMG(n-1)| \quad (2)$$

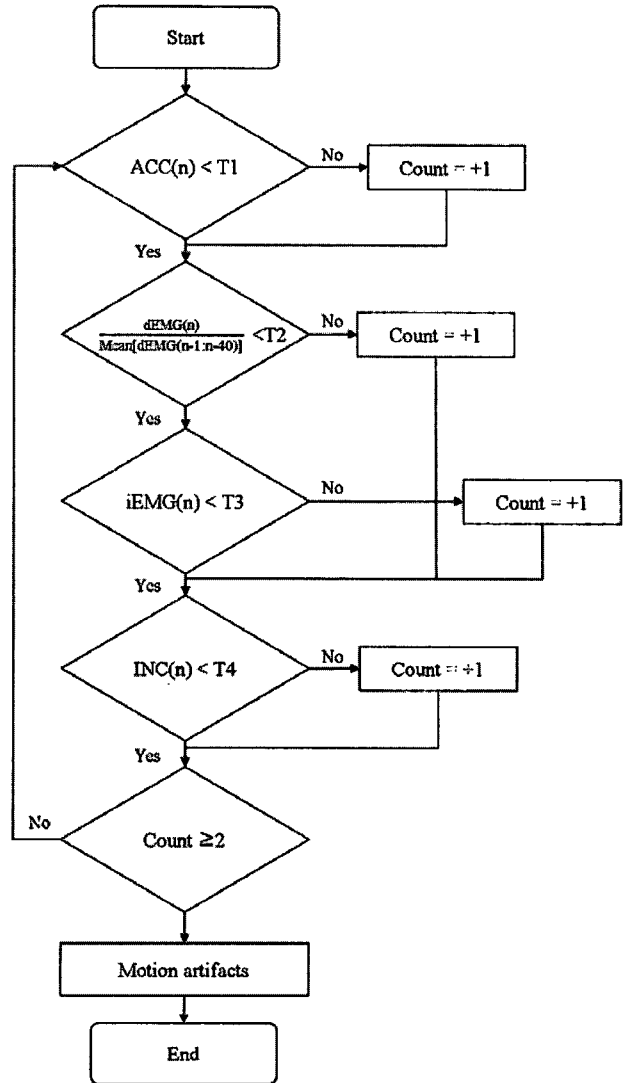


그림 7. 동잡음 검출 흐름도  
Fig. 7. Flowchart for moving artefacts detection.

한편 근 수축 검출을 위해서는 적분 EMG 신호를 생성할 필요가 있는데, 수식 (3)과 같이 0.5초에 해당하는 100샘플의 윈도우 크기를 가지는 적분 신호가 미리 설정된 문턱치를 초과하면 근 수축으로 판단할 수 있을 것이다<sup>[8]</sup>.

$$iEMG(T) = \int_0^{0.5} EMG(T-t)dt \quad (3)$$

규칙 3을 구현하기 위해서는 가속도 센서에서와 비슷한 방법으로 수식 (4)를 구현한 뒤 문턱치를 초과한 경우 동잡음으로 검출 할 수 있겠다.

$$INC(n) = |X(n)|^2 + |Y(n)|^2 \quad (4)$$

설계된 수식에 이용하여 동잡음을 검출하는 과정을 흐름도로 정리하면 그림 7과 같다.

규칙 5는 차분 근전도 또는 적분 근전도 신호로부터 동잡음이 있다고 판단된 경우, 근전도 상 동잡음이 끝난 후 2초에 해당하는 400 샘플 후부터 동잡음이 종료된 것으로 판단하면 될 것이다. 한편 근전도 신호의 크기가 상대적으로 작거나 크기가 오랜 시간을 두고 천천히 증가하는 경우에는 근전도로부터 동잡음 시작과 끝을 검출하기 어려울 수 있다. 이때는 동잡음에 대해 반응속도가 가장 느린 기울기 센서 상 동잡음 종료 시점을 검출하여 이를 시스템의 동잡음 종료 시점으로 할 수 있을 것이다.

#### IV. 결 론

최근 맥진기에 대한 연구 및 상용화 요구가 지속되고 있으나 재현성 확보에 어려움을 겪고 있다. 이러한 재현성을 평가하는 중요 파라미터 중 하나는 맥압의 크기로서 동잡음에 매우 취약한 특성을 갖고 있다. 이에 본 논문에서는 맥진기 측정 시 동잡음을 검출할 수 있는 동잡음 검출 시스템 구성과 동잡음 검출 알고리즘을 제안하였다.

동잡음 검출 시스템은 3축 가속도 센서, 근전도, 2축 기울기 센서로 구성하였으며, Biopac을 통해 200Hz 샘플링률로 데이터를 획득하였다. 시스템의 적합성을 평가해 보기 위하여 맥진기 측정 시 발생할 수 있는 신장, 굴곡, 회전의 세 가지 동작에 대한 센서별 출력 신호 특성을 살펴보았으며, 맥진 센서를 맥진 위치에 적용한 상태에서 고주파 동잡음 및 저주파 동잡음을 유발하여 각 센서별 출력 신호 특성을 살펴보았다.

먼저, 세 가지 움직임에 대한 각 센서 출력 신호의 패턴을 관찰하기 위하여 피험자에게 맥진기 측정 자세를 취한 상태에서 각각의 움직임을 약 0.5-1Hz 정도의 속도로 수행하도록 요청하였다. 그 결과 가속도 센서 X축의 경우 움직임이 거의 없으므로 모든 움직임에서 거의 변동이 없는 것이 관찰되었다. 가속도 센서 Z축의 경우, 신장 운동에서는 하향 구형파가, 굴곡 운동에서는 상대적으로 크기가 작은 상향 구형파가 관찰되었으며, 회전 운동에서는 가속도 센서의 Y축과 Z축에서 상향 구형파가 두드러진 특징이 있었다. 근전도 신호의 경우, 모든 움직임 이벤트 발생 시점에서 관찰할 수 있었으나, 움직임별로 차이를 관찰하기 어려우므로 움직임을 예측하기에는 부적절한 것으로 판단된다. 기울기 센서는 가속도 센서와 근전도 신호에 비해 응답 시간 지연 특성이 있음을 알 수 있었으며, 가속도 신호의 경우와

비슷한 출력 패턴이 관찰되었다.

고주파 및 저주파 동잡음을 유발한 실험에서는 스트래퍼 안쪽의 맥진센서로부터 얻어진 맥파 신호와 센서별 출력 특성을 관찰하였다. 고주파 동잡음에 대한 센서별 출력 신호를 살펴보면, 동잡음은 근전도, 가속도 신호, 기울기 신호에서 차례대로 관찰되었으며, 근전도를 기준으로 동잡음 발생이후 다시 안정된 맥파를 얻기까지는 약 1.5초정도가 소요되는 것이 관찰되었다. 한편, 저주파 동잡음에서도 근전도, 가속도 신호, 기울기 신호 순으로 동잡음 발생을 확인할 수 있었으며, 안정된 맥파 신호는 고주파 동잡음과 비슷하게 근 수축이 중단된 뒤 약 2초가 경과된 얻어지는 것을 확인할 수 있었다. 최종적으로 이러한 관찰 결과를 근거로 동잡음 검출 규칙을 설정하였으며, 이를 구현한 동잡음 검출 알고리즘을 제안하였다. 이 시스템을 맥진기에 적용하면 측정 데이터의 재현성 및 신뢰성을 향상시킬 수 있을 뿐만 아니라, 착용형 맥진 시스템과 같이 동잡음에 크게 노출되는 u-헬스케어 환경에서도 안정적인 맥진 데이터 수집이 가능해질 것으로 기대한다.

향후 연구에서는 본 논문에서 제작된 시스템을 소형 모듈화하거나 맥진기 측정 시 간편하게 착용할 수 있는 형태로 개선하고, 이를 실제 임상데이터 획득에 활용하여 동잡음 검출 시스템의 효용성 검증 및 검출 알고리즘을 보완 연구를 수행할 예정이다.

#### 참 고 문 헌

- [1] 백정의, “맥진의 기원과 내경의 맥진에 관한 연구”, Vol. 2, pp. 225-248, 1998.
- [2] 이봉교, 박영배, 김태희, 한방진단학, 성보사, pp. 161-276, 2004.
- [3] 박영배, “맥진기의 현황과 전망”, 대한한의진단학회지, Vol. 1, pp. 86-94, 1997.
- [4] 전영주, 이전, 유현희, 이재훈, 이시우, 김종열, “FBG를 이용한 맥진 시스템 개발”, 한국한의학연구원논문지, Vol. 13, no. 3, pp. 105-110, 2007.
- [5] R. Kelly, J. Daley, A. Avolio and M. F. O'Rourke, “Arterial dilation and reduced wave reflection”, Hypertension, Vol. 14, pp. 14-21, 1989.
- [6] 이전, 이유정, 이해정, 최은지, 김종열, “6시그마 기법을 통한 안정된 맥파 측정 프로세스 설계”, 한의학연구원논문집, Vol. 12, no. 2, pp. 85-92, 2006.
- [7] J. G. Webster, Medical Instrumentation: Application and Design, John Wiley & Sons, Inc., pp. 11, 1998.

[8] Y. St-Amant, D. Rancourt, and E. A. Clancy, "Influence of Smoothing Window Length on Electromyogram Amplitude Estimates", IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. 45, no. 6, pp. 795-800, 1998.

저 자 소 개



**이 전**(정회원)  
 1997년 연세대학교 의용전자공학과 학사 졸업.  
 1999년 연세대학교 의공학과 석사 졸업.  
 2006년 연세대학교 의공학과 박사 졸업.

2006년~현재 한국한의학연구원 선임연구원.  
 <주관심분야 : 생체신호처리, 생체계측, 생체 모델링, 한방의료기기 개발>



**우 영 재**(정회원)  
 2006년 건국대학교 의공학부 의용메카트로닉스 전공 학사 졸업.  
 2008년 연세대학교 전기전자공학 전공 생체공학협동과정 석사 졸업.

2008년~현재 한국한의학연구원 연구원  
 <주관심분야 : 의용전자, 생체계측, 한방의료기기, Wearable Computing>



**전 영 주**(정회원)  
 1999년 인제대학교 의용공학과 학사 졸업.  
 2001년 전북대학교 의용생체공학과 석사 졸업.  
 2006년 전북대학교 메카트로닉스 공학과 박사 졸업.

2006년~2007년 3월 한국전자통신연구원 post doctor.  
 2007년 3월~현재 한국한의학연구원 연구원.  
 <주관심분야 : 생체신호계측, 생체신호처리, 한방 의료기기 개발>



**이 유 정**(정회원)  
 2000년 선문대학교 전자정보통신 공학부 학사 졸업.  
 2002년 선문대학교 전자공학과 석사 졸업.  
 2001년~2004년 (주)락싸 기술연구소 연구원 근무

2005년~현재 한국한의학연구원 연구원.  
 <주관심분야 : 생체신호처리, 한방의료기기 개발, 진단 알고리즘 개발>



**김 종 열**(정회원)  
 1983년 서울대학교 건축학과 학사 졸업.  
 1985년 한국과학기술원 토목공학과 석사 졸업.  
 1996년 경희대학교 한의학과 학사 졸업.

1998년 원광대학교 한의학과 석사 졸업.  
 2001년 원광대학교 한의학과 박사 졸업.  
 <주관심분야 : 한방의료기기 개발, 데이터 마이닝, u-헬스 의료기기>