

PVDF 필름 기반 센서를 이용한 무구속적인 누운 자세 추정

서상원¹ · 황수환¹ · 윤희남¹ · 정다운¹ · 최재원² · 이유진² · 정도연² · 박광석³

¹서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링 전공
²서울대학교병원 수면의학센터, ³서울대학교 의과대학 의공학교실

Unconstrained Estimation of Body Postures on Bed Using Polyvinylidene Fluoride Film-based Sensor

Sangwon Seo¹, Su Hwan Hwang¹, Hee Nam Yoon¹, Da Woon Jung¹,
Jae Won Choi², Yu Jin Lee², Do-Un Jeong² and Kwang Suk Park³

¹Interdisciplinary Program in Bioengineering, Seoul National University, Seoul, Korea

²Department of Neuropsychiatry and the Center for Sleep and Chronobiology, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

³Department of Biomedical Engineering, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

(Manuscript received 8 August 2014; revised 17 September 2014; accepted 15 October 2014)

Abstract: As body postures on bed affects various sleep related diseases, it is considered as important information when monitoring sleeping in daily life. Though there have already been a few approaches to monitor body postures on bed conventionally, the development for simple and unconstrained methods is still needed to realize the long-term daily monitoring. Focusing on the fact that ballistocardiogram changes depending on the body postures on bed, we developed a novel method to estimate body postures using extremely simple, film-type ballistocardiogram sensor which is based on polyvinylidene fluoride (PVDF) film. With 10 subjects, we performed two experiments. One was for an estimation test to show that body postures on bed can be estimated by ballistocardiogram, and the other was for a reproducibility test to present the feasibility of ballistocardiogram based body postures monitoring. To estimate body postures on bed, we made an individual template set of body postures by designating one ballistocardiogram (BCG) sample as a template in each postures. Then, we calculated Pearson's correlation coefficients between a sample and each templates and estimated the body posture of the sample by choosing a posture which corresponds to the most significant correlation coefficients. As a result, we estimated body postures on bed with 99.2% accuracy in average and found that the estimation using ballistocardiogram is reproducible.

Key words: Ballistocardiogram, sleeping position, PVDF film sensor

1. 서 론

최근 웰니스에 대한 관심이 증대되면서 일상 중의 건강 모니터링에 대한 관심과 수요가 점점 증가하고 있다. 일상

속에서 지속적으로 건강을 모니터링하기 위해서는 모니터링 과정에서 사용자의 개입을 최소화할 필요가 있다. 건강 모니터링 시스템 작동에 있어서 빈번한 사용자의 개입은 사용자로 하여금 번거로움을 유발하게 되며, 모니터링에 대한 참여 의지가 높은 사용자라 하더라도 장기적인 모니터링 과정 중에 시스템의 작동을 잊어버릴 확률이 크기 때문이다. 이런 문제를 해결하기 위한 방안으로 무구속적인 생체 신호 계측 기술을 바탕으로 한 건강 정보 추출 방법들이 다양하게 연구되어 왔다[1-4].

침대 위에서의 누운 자세는 다양한 질환에 영향을 끼치는 중요한 정보로서, 특히 수면 건강을 모니터링할 때 주요하

Corresponding Author : Kwang Suk Park
Address: Seoul National University College of Medicine,
103, Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul
TEL: +82-2-2072-3135 / FAX: +82-2-3676-2821
E-mail: pks@bmsil.snu.ac.kr

이 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. NRF-2012R1A2A2A0201-0714).

게 고려된다. 침대 위에서의 누운 자세와 관련된 대표적인 수면 질환은 수면 무호흡증으로 일상 생활에서 더 간편하게 수면 무호흡증을 진단하고 치료하기 위한 연구들이 최근까지 계속 발표되고 있다[5]. Penzel 등과 Itasaka 등은 일부 수면 무호흡증의 경우, supine 자세에 비해 lateral 자세에서 무호흡증 증상이 감소한다는 결과를 보고한 바 있다 [6-7]. 수면 무호흡증이 침대 위에서의 누운 자세에 따라 완화된다는 사실을 이용한 무호흡증 치료 방법이 실제로 연구되기도 했다[8]. 침대 위에서의 누운 자세는 무호흡증뿐만 아니라 코골이에도 영향을 미친다. Nakano 등에 의하면, 비 무호흡성 코골이가 supine 자세보다 lateral 자세에서 더 완화된다고 한다[9]. 또한, 누운 자세와 수면의 질 사이의 관계에 관한 연구들도 진행된 바 있는데[10-11], 이는 장기적인 수면 시의 누운 자세 모니터링을 통해 수면에 관한 다양한 수면 연구를 할 수 있음을 보여준다. 이런 침대 위에서의 누운 자세의 중요성 때문에 미국수면의학 아카데미의 수면다원검사 매뉴얼[12]에서도 수면다원검사 시 침대 위에서의 자세에 대한 정보를 수집하기를 권고하고 있다.

침대 위에서의 누운 자세를 추정하기 위한 기존의 연구들은 크게 세 가지 방법으로 진행되었다. 첫 번째는 가속도 센서를 이용하는 것이다[13]. 그러나 가속도 센서를 이용하는 경우 몸에 센서를 부착해야 한다는 구속적인 특성 때문에 장기적인 모니터링에 적합하지 않다는 단점이 있다. 두 번째는 압력 센서 패드를 이용하는 것이다[14-15]. 압력 센서 패드를 이용하면 누운 자세에 대한 자세한 정보를 무구속적으로 얻을 수 있지만, 2 차원 센서 배열에 필요한 센서의 수가 많아 시스템이 비싸고 복잡하며, 많은 센서에서 측정 정보가 들어오기 때문에 데이터 처리 또한 비교적 어렵다는 단점이 있다. 마지막으로 생체 신호를 이용하여 누운 자세를 추정하는 방법이 있다. 여러 생체 신호 중 심전도 (electrocardiogram, ECG)를 이용한 누운 자세 추정이 비교적 다양하게 연구되어 왔는데[16-17], 그 중 Lee 등은 용량성 전극을 통한 무구속적인 방법으로 심전도를 측정하여 침대 위에서의 누운 자세를 추정한 바 있다[17]. 그러나 용량성 전극의 경우 몸과 전극 사이의 임피던스에 크게 영향을 받기 때문에 옷의 재질이나 온습도에 매우 민감하다는 단점이 있다. 심전도를 이용한 방법 외에 무구속적으로 측정된 호흡신호[18] 혹은 심탄도(ballistocardiogram, BCG) [19]를 통한 추정 연구가 진행된 바 있지만 평균 자세 추정 성능이 각각 71%, 80% 정도로 좋지 않은 편이다.

본 연구에서는 수면 자세를 장기적으로 모니터링을 할 수 있도록, 무구속적이면서도 간단한 형태의 수면 자세 모니터링 기술을 개발하는 것을 최종적인 목표로 삼았으며, 본 논문에서는 이를 위한 선행적인 연구로서, 심탄도 신호를 통한 침대 위에서의 누운 자세 추정이 가능성이 있는지를 보

고자 하였다. 이는 심탄도 신호가 누운 자세에 따라 변화한다는 사실에 착안한 것으로, Alametsa 등에 의해서도 이와 관련된 사실이 보고된 바가 있다[20]. 심탄도는 압전 필름을 이용해 매우 간단하게 얻을 수 있기 때문에 이를 이용해 자세 추정을 한다면 무구속적이면서도 간단한 형태의 누운 자세 추정이 가능할 것이라 보았다. 물론, 앞서 언급했듯, Li 등이 심탄도를 이용한 자세 추정을 한 바 있지만[19], 이는 성능이 낮을 뿐만 아니라 누운 자세에 따른 심탄도 파형 변화가 과연 재현성이 있는가에 대한 의문을 충분히 해소하지 못했다. 따라서 본 연구는 새로운 방법을 이용하여 심탄도를 이용한 자세 추정의 성능을 높임과 동시에, 재현성에 대한 의문도 해소하여 심탄도를 이용한 자세 추정의 가능성을 확인하고자 하였다.

II. 연구 방법

1. 실험 환경

침대의 매트리스 위에 진동을 감지할 수 있는 센서를 부착하여 사용자가 누웠을 때 심탄도를 무구속적으로 측정할 수 있도록 하였다. 그림 1의 (a)에서 나타내었듯, 센서의 전체 크기는 약 30 cm × 30 cm 정도이고, 침대의 매트리스 위에 부착하여 움직이지 않도록 하였다. 센서는 침대 위에서 부터 약 45 cm 아래에 부착하였고, 센서에서 위쪽으로 5 cm 정도 떨어진 위치에 어깨를 맞추기 위한 가로선을 그어 피 실험자의 신장에 관계없이 누웠을 때 센서가 등의 바로 아래에 오도록 하였다. 심탄도를 측정하기 위한 센서는 PVDF (polyvinylidene fluoride) 필름(part no.: 3-1004346-0, Measurement Specialties, Inc., Hampton, VA, USA)을 기반으로 직접 제작하였다. PVDF 필름은 마이크나 스피커 등에 많이 사용되는 소재로서, 미세한 압력 변화도 잘 감지하기 때문에, 심장 박동에 의한 몸의 미세한 떨림을 측정하기에 적합했다. PVDF 필름의 기본적인 사양은 기존 논문 [2]에서 명시한 바와 같으며, 더 자세한 특성을 파악하고자 추가적인 실험을 진행하였다. PVDF 필름의 경우 가해진 힘의 변화량을 측정하기 때문에 기계적인 진동을 지속적으로 줄 수 있도록 지름 9 mm의 동전 형의 소형 진동 모터를 통해 실험을 진행하였다. 먼저, 진동 모터를 그림 1(a)의 지점 4에 부착한 후 가해진 전압을 달리하여 진동의 세기를 변화시켰으며, 이를 통해 자극의 크기에 따라 센서 출력의 진폭에 변화가 있는지 보았다. 다음으로, 그림 1의 (a)에 표시된 지점마다 진동 모터를 부착하여 같은 크기의 자극을 주었으며 그 때의 센서 출력의 진폭을 측정하여 지점 별 출력 차이를 보고자 하였다. 자극은 두 실험 모두 10회씩 주었고, 각 실험의 결과는 각각 그림 1의 (c), (d)와 같다. 진동 모터에 인가한 전압에 따른 센서 출력 진폭의 변화가 잘 드러

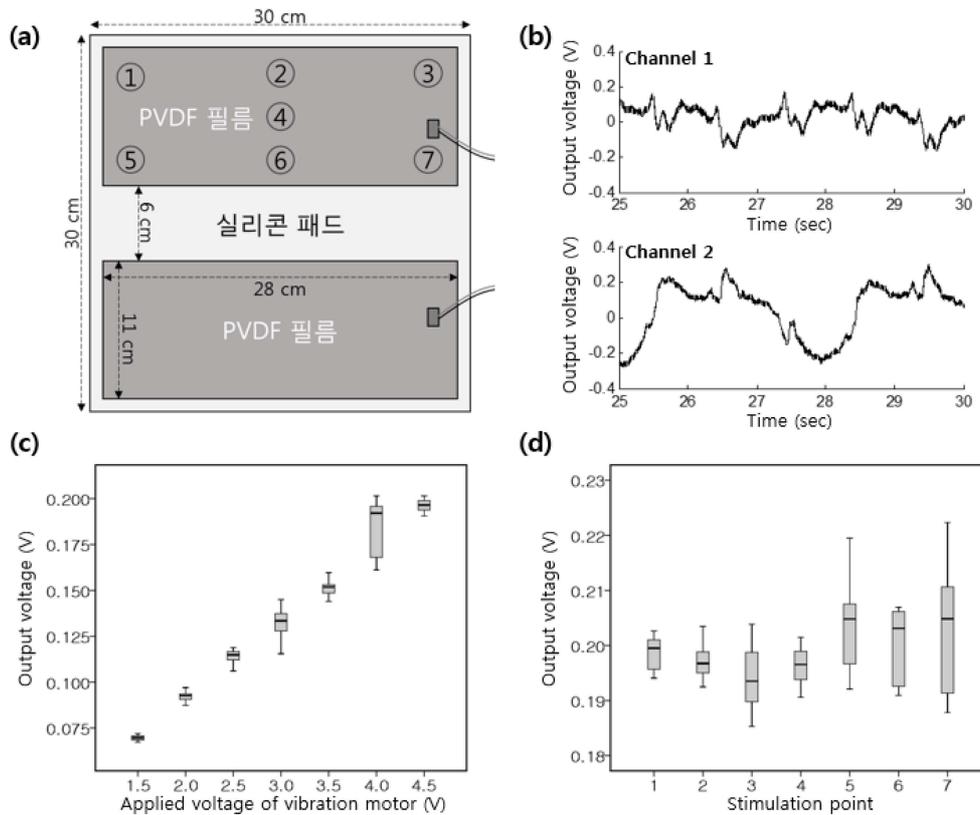


그림 1. (a) 센서 디자인 (b) 센서 각 채널의 예시 출력 파형 (c) 진동 모터 인가 전압에 따른 센서 출력 전압 변화 (d) 진동 모터의 각 지점 (1~7) 별 동일 자극에 대한 출력 전압.
 Fig. 1. (a) Sensor design and (b) an example of each channel outputs. (c) Sensor outputs according to the amplitude of variation motor and (d) to the stimulation points(1~7) of the sensor.

남을 알 수 있다. 또한, 지점 별 출력 진폭 값 차이에 관하여 Welch의 검정을 통해 분석한 결과, 유의확률이 0.09로서 지점 별 출력에 동질성이 있다고 볼 수 있다. 실제로 PVDF 필름은 기존의 연구들에서도 심탄도를 측정하는데 사용된 바 있어, 심탄도를 측정하는데 적합하다고 여겼다 [4,21-22]. 그림 1과 같이 PVDF 필름 위에는 실리콘 패드를 덧대어, 피실험자의 몸이 직접적으로 PVDF 필름에 닿지 않도록 하였다. 이는 얇은 PVDF 필름이 피실험자의 압력에 의해 바스락거리지 않도록 하여, 여러 번의 실험에도 안정적으로 측정이 잘 되게 하였다. 그림 1의 (a)와 같이, 센서는 1 mm 두께의 실리콘 패드에 두 장의 PVDF 필름이 붙어 있어, 심탄도 신호를 두 채널로 받을 수 있다. 두 채널로 센서를 설계한 이유는 다양한 신호 처리의 가능성을 열어 두기 위해서였지만, 실제 신호 처리 과정에서 큰 장점이 없었기에 본 연구에서는 한 채널의 신호만 분석에 사용하였다. PVDF 필름에 의해 측정된 심탄도 신호는 아날로그 증폭 회로를 거쳐 1.2배 증폭된 후, MP 150 모듈 (BIOPAC Systems, Inc., Goleta, CA, USA)을 통해 수집되었다. 이 때, 피실험자의 심전도 신호도 MP 150 모듈

을 통해 동시에 수집하여 분석에 이용하고자 하였다. 심탄도와 심전도는 모두 250Hz로 표본화 하였다. 센서의 총 두께는 1.1 mm 정도로 매우 얇고, 실리콘 패드와 PVDF 필름 모두 잘 구부러지는 소재이기 때문에, 피실험자들이 센서가 부착된 매트리스 위에 누워 자세를 취하더라도 실험에 불편함을 느끼지 못하였다.

2. 실험 프로토콜

총 10명의 피실험자(평균 26.2 ± 2.5세, 남자 7명, 여자 3명)가 실험에 참가하였다. 실험은 총 두 가지가 진행되었는데, 첫 번째 실험은 침대 위에서 누운 자세에 따른 피실험자들의 심탄도 파형을 구분할 수 있는가에 대한 실험이고, 두 번째 실험은 심탄도를 이용한 자세 추정이 재현성이 있는가에 대한 실험이다. 첫 번째 실험에는 10명의 모든 피실험자들이 참가하였고, 두 번째 실험은 10명 중 3명에 대해서만 진행하였다. 두 번째 실험에 참가한 3명은 모두 남자였고, 평균 26 ± 2.8세였다.

첫 번째 실험에서 구분하고자 한 자세는 총 4가지로, supine 자세(똑바로 누운 자세), prone 자세(엎드려 누운 자



그림 2. 실험 프로토콜.
Fig. 2. Protocol of the experiment.

세), right lateral 자세(오른쪽 옆으로 누운 자세), left lateral 자세(왼쪽 옆으로 누운 자세)이다. 피실험자들은 그림 2와 같이 침대 위에서 4가지 자세를 각각 7분간 순서대로 취하였다. 각 자세마다 앞의 2분은 데이터 안정화를 위한 휴식 기간으로 두고, 뒤의 5분의 데이터만 분석에 사용하였다. PVDF 필름 센서가 피실험자의 위치에 민감하게 영향을 받기 때문에 각 자세를 취한 직후의 휴식 기간에 피실험자의 위치를 어느 정도 통제하였다. 모든 피실험자에 대해 동일한 위치 기준을 적용하기 위해 침대에는 어깨를 맞추기 위한 가로선을 표시하였고, 피실험자와 침대 양쪽의 간격을 비슷하게 맞추었다.

두 번째 실험인 재현성 실험은 3명의 피실험자에 대해 진행하였다. 총 3번의 시행을 하였고, 각 시행은 첫 번째 실험과 동일하게 진행되었다. 즉, 그림 2의 프로토콜을 총 3번 반복하였으며, 한 번의 시행이 끝나면 반드시 침대에서 일어나도록 하였다. 각 시행 사이의 간격은 대략 5~10분 정도였다. 이 때도 첫 번째 실험과 마찬가지로 위치를 동일한 기준으로 매 시행마다 통제하였다. 표시한 침대의 가로선에

피실험자의 어깨를 맞추고, 피실험자가 가운데에 오게 하여 침대 양쪽의 간격이 너무 차이 나지 않도록 하였다.

3. 분석 방법

(1) 전처리

II-1에서 언급하였듯, 심탄도는 두 채널에서 수집되었지만, 분석에는 위쪽 채널의 심탄도 신호만 사용하였다. 위쪽 채널이 심장 위치와 더 가까웠을 뿐만 아니라, 그림 1(b)에서 알 수 있듯, 호흡 신호 대비 심탄도 신호의 크기가 대체로 위쪽 채널에서 더 커, 분석이 용이했다. 계측된 데이터는 먼저 1.5Hz ~ 10Hz의 대역으로 디지털 필터링하여 호흡 신호와 전원 잡음을 제거하였다. 그림 3의 (b)에 나타나듯이, 필터링을 하고 나면 반복적인 심탄도 파형이 잘 드러난다.

자세 추정은 15초를 한 에폭(epoch)으로 두고, 에폭 단위로 수행하였다. 분석을 위해 먼저, 연속적으로 나온 심탄도 신호를 박동 단위로 분할하였다. 한 박동 구간을 J-피크를

172

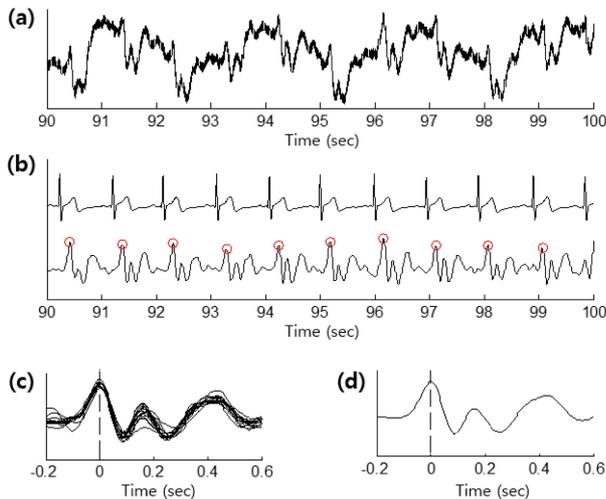


그림 3. 전처리 과정. (a) 원본 신호 (b) 1.5~10 Hz 대역 필터링 후의 신호. J-피크 점을 동그라미로 표시하였다. (c) 에폭(15 초) 내의 박동들을 J-피크 기준으로 겹친 파형 (d) 에폭 내의 박동들을 앙상블 평균한 파형. 자세 추정에 실제 사용되는 데이터이다.

Fig. 3. Sequence of pre-processing. (a) Original signal (b) Signal after 1.5~10 Hz band pass filtering. J-peaks are marked with circles. (c) Overlap of beats in one epoch(15 sec) (d) An ensemble average of all beats in an epoch. We used this data to estimate body posture.

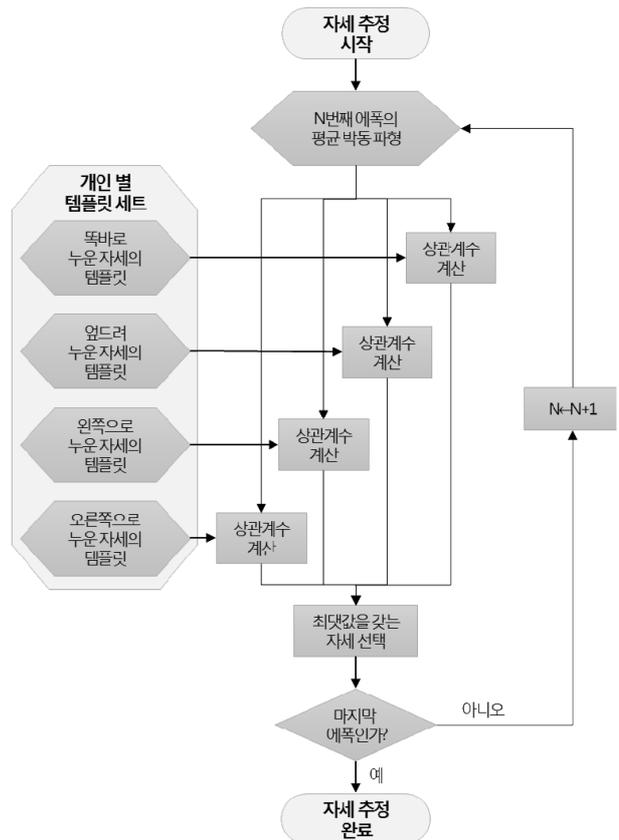


그림 4. 추정 알고리즘. 개인별 템플릿 세트는 각 피실험자의 첫 번째 시행의 심탄도 데이터 중, 각 수면 자세 별로 첫 번째 에폭의 심탄도 데이터로 두었다.

Fig. 4. Estimation algorithm. We set the templates as the individual ballistocardiogram of the first epoch in each body posture.

기준으로 -0.2초부터 0.6초 사이라 정의하고, 각 박동마다 0.8초 길이의 박동 데이터를 생성하였다. 박동 데이터의 길이는 알고리즘의 단순화를 위해, 피실험자들의 평균 심박수를 반영하지 않고 모든 피실험자에 대해 똑같이 0.8초로 정하였다. 박동의 기준이 되는 J-피크는 심전도를 참고하여 수동으로 찾았으며, 움직임에 의해 심탄도 신호가 명확하지 않은 구간은 모두 제거하였다. 호흡의 위상에 따라 심탄도의 진폭이 바뀌었기 때문에, 각 박동 데이터는 그 데이터의 최대값과 최소값의 차로 나누어 정규화하였다. 또한, 잡음의 영향을 줄이기 위해 한 에폭 내의 정규화된 박동 데이터들을 앙상블 평균하였고, 이렇게 나온 평균 파형을 각 에폭의 수면 자세 추정을 위한 대표 심탄도 파형으로 삼았다. 각 단계 별 파형은 그림 3에 나타내었다.

(2) 추정 알고리즘

자세 추정 알고리즘은 그림 4와 같이 각 피실험자의 자세 별 템플릿과 추정하고자 하는 심탄도 파형과의 피어슨 상관계수를 계산하여 비교를 한 후, 가장 높은 상관계수를 갖는 자세를 찾는 방식으로 구현하였다. 피어슨 상관계수의 수식은 다음과 같다.

$$\text{corr}(X, Y) = \frac{E[(X - \mu_X)(Y - \mu_Y)]}{\sigma_X \sigma_Y}$$

여기서 X는 심탄도 샘플 파형, Y는 템플릿 파형, μ_X , μ_Y 는 각 파형의 평균값, σ_X , σ_Y 는 각 파형의 표준편차를 의미한다.

첫 번째 실험의 경우, 각 자세에 따른 심탄도 신호 중 첫 번째 에폭의 파형을 해당 자세의 템플릿으로 두었다. 4가지 누운 자세에 각각 대응되는 심탄도 템플릿이 있으며, 심탄도 파형은 개인마다 다르므로 이 템플릿 세트는 피실험자마다 다르다. 알고리즘의 성능은 템플릿 세트를 제외한 나머지 에폭들의 자세를 얼마나 잘 추정하는가로 평가하였다. 즉, 4가지 누운 자세가 있고, 템플릿으로 사용된 첫 번째 에폭을 제외하면 각 자세 별로 19개의 에폭이 있으므로, 한 피실험자당 총 76개의 에폭을 검증에 사용하였다.

두 번째 실험인 재현성 검증 실험의 경우, 재현성 검증을 위해 각 피실험자의 첫 번째 시행의 템플릿으로 나머지 시행의 누운 자세를 얼마나 잘 추정하는지 보았다. 두 번째, 세 번째 시행에서는 모든 에폭을 검증에 사용하였기 때문에, 피실험자당 자세 별로 20개씩 총 80개 에폭에 대해 추정 성능 평가를 하였다.

III. 결 과

첫 번째 실험의 결과, 심탄도의 한 박동 파형이 자세에 따라 다음을 알 수 있었다. 자세에 따른 심탄도 파형은 그림

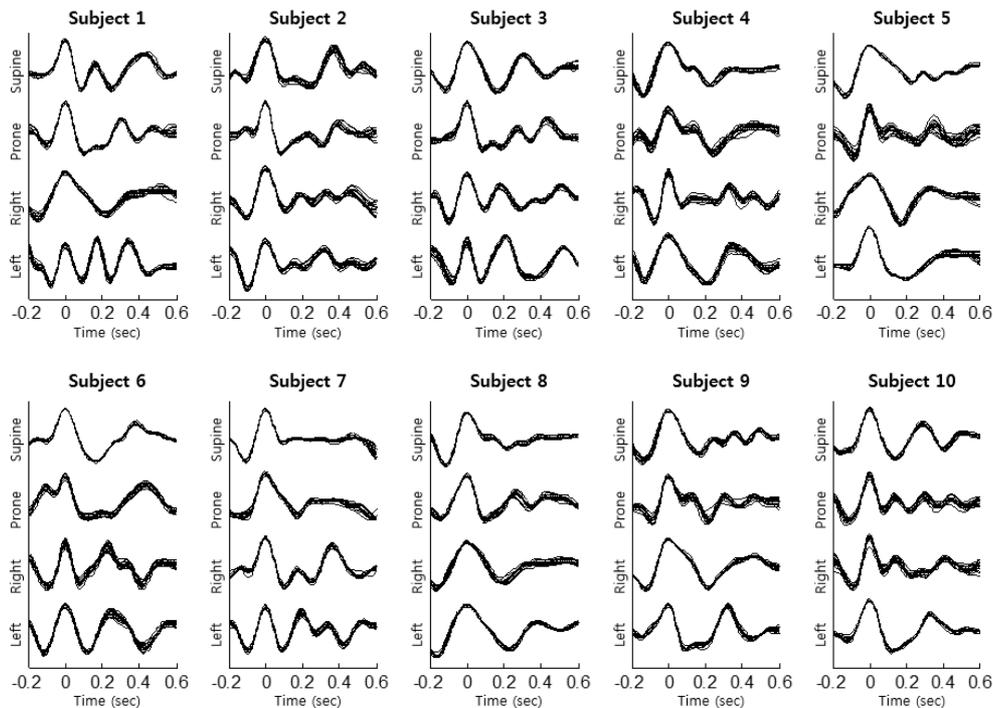


그림 5. 자세 별 심탄도 파형. 누운 자세 별로 심탄도 파형이 차이가 있음을 알 수 있다.

Fig. 5. Ballistocardiogram of each body posture. It can be known that there are differences between ballistocardiogram in each body posture.

표 1. 개인별 누운 자세 구분 실험에 대한 자세 분류 정확도(%).
Table 1. The accuracy of body posture estimation test result(%).

	Supine	Prone	Right	Left	평균
피실험자 1	100	100	100	100	100
피실험자 2	100	100	100	100	100
피실험자 3	100	100	100	100	100
피실험자 4	100	100	100	100	100
피실험자 5	100	94.7	100	100	98.7
피실험자 6	100	100	94.7	100	98.7
피실험자 7	100	100	100	100	100
피실험자 8	100	100	84.2	100	96.1
피실험자 9	100	94.7	100	100	98.7
피실험자 10	100	100	100	100	100
평균	100	98.9	97.9	100	99.2

표 2. 개인별 누운 자세 구분 실험의 혼동 행렬.
Table 2. The confusion matrix of body posture estimation test.

		추정				
		Supine	Prone	Right	Left	합계
실제	Supine	19	0	0	0	19
	Prone	0.1	18.8	0.1	0	19
	Right	0	0	18.6	0.4	19
	Left	0	0	0	19	19
	합계	19.1	18.8	18.7	19.4	76

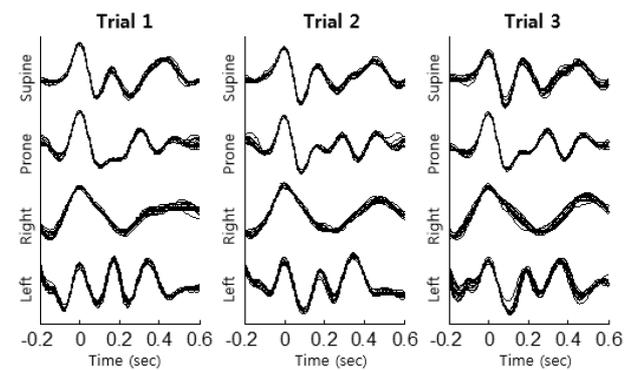


그림 6. 피실험자 1의 독립적인 시행에 따른 심탄도 파형. 가장 재현성이 떨어졌던 피실험자임에도 불구하고 독립된 시행 사이에 일관적인 파형이 나타남을 알 수 있다.
Fig. 6. Ballistocardiogram of independent trials from subject 1. Though it was the worst case of the reproducibility test, there are consistency in ballistocardiogram between independent trials.

5에 나타내었다. 그러나 그림 5의 각 피실험자 간의 파형을 살펴보면 알 수 있듯, 심탄도 파형의 변화 양상은 피실험자

표 3. 재현성 검증 실험에 대한 자세 분류 정확도(%).
Table 3. The accuracy of reproducibility test result(%).

		Supine	Prone	Right	Left
피실험자 1	시행 2	100	100	100	100
	시행 3	100	100	100	85.0
	평균	100	100	100	92.5
피실험자 2	시행 2	100	100	100	100
	시행 3	100	100	100	100
	평균	100	100	100	100
피실험자 3	시행 2	100	100	100	100
	시행 3	100	100	100	100
	평균	100	100	100	100

표 4. 재현성 검증 실험의 혼동 행렬.
Table 4. The confusion matrix of reproducibility test.

		추정				
		Supine	Prone	Right	Left	합계
시행 2 실제	Supine	19.3	0	0.7	0	20
	Prone	0	20	0	0	20
	Right	0	0	20	0	20
	Left	0	0	0	20	20
	합계	19.3	20	20.7	20	80
		Supine	Prone	Right	Left	합계
시행 3 실제	Supine	20	0	0	0	20
	Prone	0	20	0	0	20
	Right	0	0	20	0	20
	Left	1	0	0	19	20
	합계	21	20	20	19	80

마다 달랐다. 누운 자세를 추정된 결과는 표 1에 정리하였다. 결과는 정확도로 표현하였으며, 본 논문에서의 정확도는 ‘전체 심탄도 샘플의 수’에 대한 ‘알고리즘에 의해 자세를 제대로 추정된 심탄도 샘플의 수’의 비율을 의미한다. 평균 99.2%의 높은 정확도로 자세를 구분함을 알 수 있다. 표 2에는 첫 번째 실험에 대한 피실험자들의 평균적인 혼동 행렬(confusion matrix)을 나타내었다. 개인별로 특성화된 알고리즘이기 때문에 총 10명의 피실험자 각각에 대한 10개의 혼동 행렬이 나오지만, 표에는 각 개인별 혼동 행렬들의 평균치를 나타내었다.

그림 6에는 두 번째 실험의 결과인, 한 피실험자의 독립된 3번의 시행에 대한 심탄도 파형을 나타내었다. 그림의 심탄도 파형은 두 번째 실험에 참가한 3명의 피실험자 중 가장 추정 성능이 나빴던 피실험자의 파형이다. 그림에도 불

구하고, 각 자세 별 심탄도 파형이 상당히 일관되게 나옴을 알 수 있다. 실제 추정 결과와 혼동 행렬은 표 3, 4에 각각 나타내었다. 혼동 행렬의 경우, 표 2에서와 마찬가지로, 피실험자 3명의 평균치를 혼동 행렬의 값으로 사용하였고 혼동 행렬은 시행 별로 도출하였다. 첫 번째 시행의 템플릿으로 나머지 독립된 시행의 자세를 추정하더라도 평균 99.4%의 높은 추정 성능을 보임을 알 수 있다.

IV. 토 의

첫 번째 실험은 심탄도를 통해 침대 위에서의 누운 자세를 구분하는 것이 가능성이 있음을 알려준다. 정도의 차이는 있으나, 실험에 참가한 피실험자들의 누운 자세에 따른 심탄도 양상이 다름을 알 수 있었다. 가장 추정 성능이 낮았던 자세는 right lateral 자세였다. Right lateral 자세의 경우 left lateral 자세로 잘못 추정하는 경우가 많았는데, 이는 left lateral과 right lateral일 때 센서와 몸과의 접촉 양상이 비슷하기 때문이라 생각된다.

두 번째 실험은 심탄도 신호가 독립된 측정에도 동일한 패턴으로 나온다는 것을 알려준다. 센서와 몸의 위치를 어느 정도 통제된 상태에서는 독립된 계측을 통해서도 수면 자세 별로 유사한 패턴의 심탄도를 받을 수 있었다. 즉, 수면 자세에 따른 심탄도 변화 양상이 개인별로 일관되게 나타남을 알 수 있고, 이는 심탄도 파형만을 이용한 지속적인 침대 위에서의 누운 자세 모니터링이 가능성이 있음을 말해 준다.

각 실험의 결과 중 침대 위에서의 누운 자세 추정이 잘 되지 않은 에폭을 살펴보면, 움직임에 의한 잡음이 심해 심탄도 데이터가 잘 나오지 않은 경우가 많다. 즉, 양상을 평균에 사용되는 박동 데이터가 적기 때문에 에폭 내의 몇몇 특이 파형에 의해 전체 평균이 크게 영향 받게 되고 이는 추정 오류로 나타난다. 실제로 추정 단위를 15초가 아닌, 20초, 30초로 늘리면 오류가 줄어들어 전체 정확도가 99.2%에서 99.3%, 99.4%로 소폭 상승함을 확인하였다. 본 연구에서는 추정 단위를 짧게 하여 보다 실시간으로 추정을 하고자 했지만, 실제 누운 자세를 빠르게 추정해야 하는 경우는 많지 않기 때문에, 필요에 따라 추정 단위를 늘려 정확도를 높일 수 있을 것으로 보인다.

본 연구에서 진행한 침대 위에서의 누운 자세 추정 방식은 이전 연구들에서 잘 다루지 않은 심탄도를 이용했다는 점에서 의미가 크다. 심탄도의 경우 무구속적으로 계측이 가능하기 때문에 모니터링에 사용자의 개입이 거의 없다는 큰 장점을 지닌다. 또한, 심탄도를 이용해 누운 자세 추정을 하게 된다면, 누운 자세뿐만 아니라 다양한 건강 정보를 심탄도를 통해 계측할 수 있다는 장점이 있다[2,4]. 심탄도를 통해 자세 추정을 했던 이전 논문[19]의 경우 자세에 따른 심

탄도 신호의 크기가 변화함을 이용하여 80% 수준의 자세 추정 성능을 보인 바 있다. 심탄도 신호의 경우 호흡 신호의 위상에 따라 크기가 많이 변하는데, 본 연구에서는 비교적 짧은 시간 단위로 추정을 하였기에 호흡에 의한 영향 때문에 진폭 정보를 이용하기가 어려웠다. 그럼에도 본 연구의 결과가 더 나은 성능을 보이며, 추후 진폭 정보를 추가한다면 더 좋은 결과를 얻을 수 있을 것으로 보인다. 또한, 이전 연구의 경우 각 피실험자의 데이터를 한번씩만 받았기 때문에 새로운 계측 시에도 같은 결과가 나오는가에 대한 의문이 있었다. 본 연구에서는 재현성 실험을 통해 이 의문을 해소하였다는 의의가 있다. 더불어, 이전 연구의 경우 해당 논문 말미에서 지적하고 있듯, 오프라인 추정만 가능하다. 그러나 본 연구의 경우 실시간으로 J-피크 검출만 할 수 있다면, 에폭마다 추정 결과가 바로 나오기 때문에 온라인 추정이 가능한 방식이라는 장점이 있다.

물론, 본 연구에도 실제적인 활용에는 한계점이 존재하여 앞으로의 추가적인 연구가 필요한 부분이 있다. 첫 번째는, PVDF 필름 센서의 심탄도 신호가 눕는 위치에 따라 매우 민감하게 변한다는 점이다. 실험에서 사용된 센서의 경우 PVDF 필름의 크기가 부족한 매트리스의 크기에 비해 매우 작기 때문에, 실제 수면 중에는 몸의 위치가 센서 위에 바로 있지 않고, 비스듬하게 걸치거나 부분만 걸치는 경우가 생긴다. 눕는 위치에 따른 심탄도 신호의 민감도를 감소하기 위해 더 큰 사이즈의 PVDF 필름 센서를 사용하면 좋을 것으로 보이지만, 연구 단계에서 구할 수 있는 PVDF 필름의 크기에 제한이 있어 실험 설계에 한계가 있었다. 두 번째로, 본 연구는 비교적 짧은 시간 동안의 심탄도 데이터만 분석했다는 단점이 있다. 알고 있는 한, 심탄도의 장기적인 계측에 따른 변화에 대해서는 아직까지 연구된 바가 없다. 그러나 본 연구의 결과, 제한된 환경 속에서는 독립적인 시행에 따른 심탄도 파형이 유사하였기 때문에, 추후 PVDF 필름의 위치에 따른 민감도를 낮출 수 있다면, 장기적인 계측에 따른 심탄도 변화 또한 관찰하여 자세 추정 알고리즘을 보완할 수 있을 것이라 기대한다. 마지막으로, 본 자세 추정 알고리즘은 개인에 특화된 추정을 하기 때문에, 한 침대를 여러 사람이 공유하는 경우 각자의 누운 자세 추정은 하지 못한다는 단점이 있다. 심탄도 신호의 형태가 피실험자마다 편차가 크기 때문에 보편화된 알고리즘을 만드는 것은 쉽지 않았다. 만약, 심탄도 신호 전달 과정을 모델링 할 수 있다면 보편화된 알고리즘을 설계하는 것도 가능할 것이라 생각되며, 이는 앞으로 연구할 가치가 높은 주제라 생각된다.

V. 결 론

본 연구에서는 무구속적인 침대 위에서의 누운 자세 모니

터링을 위해 기존에 거의 다루어지지 않았던 심탄도를 이용하여 자세 추정을 시도하였다. 실험 결과 PVDF 필름 센서를 통해 받은 심탄도로 자세 추정이 가능하며, 심탄도가 재현성이 있어 활용 가능성이 있음을 보였다. 그러나 센서와 몸의 위치에 민감하기 때문에 실제적인 활용을 위해서는 추가적인 연구가 더 요구되며, 추후 위치에 따른 파형 변화를 보상할 수 있는 방안을 연구할 계획이다.

References

- [1] J.H. Shin, Y.J. Chee, D.U. Jeong, and K.S. Park, "Nonconstrained Sleep Monitoring System and Algorithms Using Air-Mattress With Balancing Tube Method," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 1, pp. 147-156, 2010.
- [2] S.H. Hwang, H.J. Lee, H.N. Yoon, D.W. Jung, Y.J.G. Lee, Y.J. Lee, D.U. Jeong, and K.S. Park, "Unconstrained Sleep Apnea Monitoring Using Polyvinylidene Fluoride Film-Based Sensor," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 7, pp. 2125-2134, 2014.
- [3] C.W. Wang, A. Hunter, N. Gravill, and S. Matusiewicz, "Unconstrained Video Monitoring of Breathing Behavior and Application to Diagnosis of Sleep Apnea," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 2, pp. 396-404, 2014.
- [4] D.W. Jung, S.H. Hwang, H.N. Yoon, Y.J.G. Lee, D.U. Jeong, and K. S. Park, "Nocturnal Awakening and Sleep Efficiency Estimation Using Unobtrusively Measured Ballistocardiogram," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 1, pp. 131-138, 2014.
- [5] Junghun Lee, Jeon Lee, Hyo-Ki Lee and Kyoung-Joung Lee, "Sleep Apnea Detection using Estimated Stroke Volume," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 34, no. 2, pp. 97-103, 2013.
- [6] T. Penzel, M. Moller, H.F. Becker, L. Knaack, and J.H. Peter, "Effect of Sleep Position and Sleep Stage on the Collapsibility of the Upper Airways in Patients with Sleep Apnea," *Sleep*, vol. 24, no. 1, pp. 90-95, 2001.
- [7] Y. Itasaka, S. Miyazaki, K. Ishikawa, and K. Togawa, "The influence of sleep position and obesity on sleep apnea," *Psychiatry. Clin. Neurosci.*, vol. 54, pp. 340-341, 2000.
- [8] A. Oksenberg, D. Silverberg, D. Offenbach, and E. Arons, "Positional Therapy for Obstructive Sleep Apnea Patients: A 6-Month Follow-Up Study," *Laryngoscope*, vol. 116, no. 11, pp. 1995-2000, 2006.
- [9] H. Nakano, T. Ikeda, M. Hayashi, E. Ohshima, and A. Onizuka, "Effects of Body Position on Snoring in Apneic and Nonapneic Snorers," *Sleep*, vol. 26, no. 2, pp. 169-172, 2003.
- [10] M.Y. Agargun, M. Boysan, and L. Hanoglu, "Sleeping Position, Dream Emotions, and Subjective Sleep Quality," *Sleep Hypnosis*, vol. 6, no. 1, pp. 8-13, 2004.
- [11] J.D. Koninck, P. Gagnon, and S. Lallier, "Sleep Positions in the Young Adult and Their Relationship with the Subjective Quality of Sleep," *Sleep*, vol. 6, no. 1, pp. 52-59, 1983.
- [12] R.B. Berry, R. Brooks, C.E. Gamaldo, S.M. Harding, R.M. Lloyd, C.L. Marcus, and B.V. Vaughn for the American Academy of Sleep Medicine, *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications*, Version 2.0.3, www.aasm-net.org, Darien, IL, USA: Amer. Acad. Sleep Med., 2014.
- [13] K.M. Chang and S.H. Liu, "Wireless portable electrocardiogram and a tri-axis accelerometer implementation and application on sleep activity monitoring," *Telemed. J. E. Health*, vol. 17, no. 3, 2011, pp. 177-184.
- [14] C.C. Hsia, K.J. Liou, A.P. Aung, V. Foo, W. Huang, and J. Biswas, "Analysis and comparison of sleeping posture classification methods using pressure sensitive bed system," in *Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, pp. 6131-6134, 2009.
- [15] R. Yousefi, S. Ostadabbas, M. Faezipour, M. Farshbaf, M. Nourani, L. Tamil, and M. Pompeo, "Bed posture classification for pressure ulcer prevention," in *Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, pp. 7175-7178, 2011.
- [16] C.M. Yang, C.M. Chou, S.G. Chen, B.J. Li, S.H. Hung, C.H. Yang, C.C. Wu, M.C. Hsieh, T.L. Yang, "Sleeping ECG and body position monitoring system," in *Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, pp. 1856-1859, 2009.
- [17] H.J. Lee, S.H. Hwang, S.M. Lee, Y.G. Lim, and K.S. Park, "Estimation of Body Postures on Bed Using Unconstrained ECG Measurements," *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, vol. 17, no. 6, pp. 985-993, 2013.
- [18] Z.T. Beattie, C.C. Hagen, and T.L. Hayes, "Classification of Lying Position Using Load Cells under the Bed," in *Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, pp. 474-477, 2011.
- [19] Y. Li, J. Zhu, Z. Cao, M. Yu, "A Noncontact Method for Detecting Horizontal Positions from the Ballistocardiogram under the Bed," *Journal of Electrical and Control Engineering*, vol. 3 no. 2, pp. 18-23, 2013.
- [20] J. Alametsa, J. Viik, J. Alakare, A. Varri and A. Palomaki, "Ballistocardiography in sitting and horizontal positions," *Physiol. Meas.*, vol. 29, pp. 1071-1087, 2008.
- [21] F. Wang, M. Tanaka and S. Chonan, "Development of a PVDF Piezopolymer Sensor for Unconstrained In-sleep Cardiorespiratory Monitoring," *J. Intell. Mater. Syst. Struct.*, vol. 14, pp. 185-190, 2003.
- [22] S. Rajala and J. Lekkala, "Film-Type Sensor Materials PVDF and EMFi in Measurement of Cardiorespiratory Signals - A Review," *IEEE Sens. J.*, vol. 12, no. 3, pp. 439-446, 2012.