

특집논문 (Special Paper)
방송공학회논문지 제18권 제4호, 2013년 7월 (JBE Vol. 18, No. 4, July 2013)
<http://dx.doi.org/10.5909/JBE.2013.18.4.543>
ISSN 2287-9137 (Online) ISSN 1226-7953 (Print)

광혈류량 신호의 움직임 훼손 보상 기법

김한솔^{a)}, 이의철^{b)†}

A Method for Motion Artifact Compensation of PPG Signal

Hansol Kim^{a)} and Eui Chul Lee^{b)†}

요 약

자율신경계 및 중추신경계 반응 신호는 취득 시 피험자의 움직임이 있는 경우 노이즈가 첨가되어 의도한 분석이 불가능하게 될 수 있다. 본 논문에서는 생리신호 취득시 피험자의 영상을 동시에 촬영 및 분석하고 움직임을 감지하여, 생리신호의 노이즈 구간을 정의하는 방법을 제안한다. 움직임 감지를 위해 시계열에서 영상 프레임간 1차 미분하고 임계치 이상 움직임이 발생했을 때를 해당 신호의 노이즈 발생 구간으로 정의하였다. 또한, 영상을 사용하지 않는 방법으로써, 수집된 신호를 주기 단위로 분석하여 길이와 높이를 특징으로 한 정상 신호를 2차원 가우시안 확률밀도함수로 모델화하여, 신호의 훼손 구간을 정의하는 방법을 제안한다. 두 방법으로 정의된 훼손 구간은 가우시안 함수를 기반으로 보간하였다. 광혈류량 신호에 적용한 결과, 심전도 신호에서 추출된 평균 심박간격에 가까운 수치로 복원됨을 확인하였다. 또한, 영상기반 방법은 정상구간을 훼손구간으로, 신호기반 방법은 훼손구간을 정상구간으로 잘못 인식하는 경우가 나타남을 확인하였다.

Abstract

Motion artifacts of central and autonomic nervous system signals degrades the performance of the bio-signal based human factor analysis. Firstly, we propose a defining method of motion artifact section by analyzing successive image frames. Motion artifact section is defined when the amount of motion is greater than the pre-defined threshold. In here, the amount of motion is estimated by first derivation of image frames at temporal domain. Secondly, we propose another defining method of motion artifact section through designing 2D Gaussian probability density function model by analyzing feature vectors of one cycle of signal such as length and amplitude. The defined motion artifact sections are interpolated on the basis of 1D Gaussian function. At result of applying the method into photoplethysmography signal, we confirmed that the calculated heartbeat rate from the restored photoplethysmography came up to the one from electrocardiography. Also, we found that the video based method generated relatively more false acceptance of motion artifact section and the probability density function based method generated relatively more false rejection of motion artifact section.

Keyword : Signal restoration, Motion artifact, Photoplethysmography, Electrocardiography

a) 상명대학교 디지털미디어학과 (Department of Digital Media, Sangmyung University)

b) 상명대학교 컴퓨터과학과 (Department of Computer Science, Sangmyung University)

† Corresponding Author : 이의철 (Eui Chul Lee)

E-mail: eclee@smu.ac.kr

Tel: +82-2-781-7553

※ 이 논문은 2013년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No. NRF-2012R1A1A1013000).

※ 이 논문의 연구결과 중 일부는 'IPIU 2013'에서 발표한 바 있음.

· Manuscript received May 13, 2013 Revised July 12, 2013 Accepted July 12, 2013

I. 서론

최근 디스플레이의 종류 및 방송 콘텐츠를 경험하는 사용자의 감성 변화 및 사용성 평가를 위한 객관적인 지표로 생리신호 측정에 기반한 방법들이 많이 사용되고 있다. 생리신호는 인체 피부의 표면에 센서를 부착하여 몸의 반응이 연속된 시계열 신호로 측정된 것을 의미한다. 자율신경계 반응을 측정하기 위한 생리신호로는 광혈류량(PPG; PhotoPlethysmoGraphy), 피부온도(SKT; SKin Temperature), 피부반응(GSR; Galvanic Skin Response), 심전도(ECG; Electro-CardioGram) 등이 있으며^[1], 중추신경계 반응을 측정하기 위한 신호는 뇌파(EEG; ElectroEncephaloGram)가 대표적으로 많이 사용된다^[2].

이 중 광혈류량은 사람의 손가락 끝 또는 귓볼에 부착하여 가시광선 및 적외선 파장의 빛의 투과율 차이를 통해 혈류의 양을 측정하여, 단위시간당 심박수를 측정하기 위한 목적으로 주로 사용된다. 하지만, 팔이나 얼굴의 움직임이 있는 경우 진폭이 크고 파장이 긴 노이즈 성분이 첨가되어 원래 신호를 훼손할 수 있다. 뇌파 또한 얼굴의 움직임, 눈 깜박임, 입술의 움직임, 얼굴 표정의 변화 등에 의해 훼손될 가능성이 크기 때문에, 뇌파 관련 연구에서 이러한 노이즈 첨가 요소(artifact)를 제거하고 보정하는 기술은 필수적이다^[3].

기존의 광혈류량 훼손 구간 검출 및 보상에 관한 연구들이 다음과 같이 진행된 바 있다. Kim의 연구에서는 광혈류량 신호의 quasi-periodicity를 개발하여 움직임에 의한 훼손을 보간하는 방법을 제안하였다^[4]. 독립성분분석법을 통해 훼손된 신호를 검출하였다. Chan의 연구에서는 적응적으로 변화하는 step-size 제어와 least mean square 방법을 통해 신호의 훼손 구간을 추출하였다^[5]. Lee의 연구에서는 웨이블릿 기반의 방법을 통해 훼손을 경감하는 방법을 제안하였으며^[6], Yao의 연구에서는 Beer-Lambert law에 기반한 알고리즘을 이용하여 움직임의 영향을 받은 구간을 추출하는 방법을 제안하였다^[7]. 하지만, 제안하는 방법들은 훼손 구간 결정을 위한 복잡한 트레이닝 과정 또는 주파수 분석 과정을 위한 변환과, 지나치게 정확한 신호의 복원을 위한 필터링 및 복원 과정으로 인해 연산 시간이 오래 걸리

는 문제점을 가지고 있다. 또한 광혈류량 신호의 개인차 및 개인의 시간차에 대한 고려가 이루어지지 않았다는 문제가 있다.

이러한 문제를 해결하기 위해 본 연구에서는 생리신호 취득 대상인의 상반신 영상을 시계열 차분량 계산 방법으로 분석하여 움직임을 감지하고, 그 움직임량이 일정 임계치 이상인 구역에 대해서는 생리신호를 보정하는 방법을 제안한다. 또한, 영상 정보를 사용하지 않고, 광혈류량 신호 자체를 주기 단위로 분석하여, 길이와 높이(진폭) 특징을 검출하고, 이를 2차원 가우시안 함수로 모델링하여, 훼손 여부 판단을 위한 기준을 마련한다. 본 연구에서는 광혈류량 신호의 주기 길이와 진폭이 중요한 정보임에 초점을 맞추어 정확한 신호의 복원보다는 가우시안 함수 기반의 보간 방법을 사용하였다. 제안하는 방법의 검증을 위해 상대적으로 움직임에 의한 노이즈 첨가 가능성이 적고 신호의 품질이 우수하면서 동일한 정보 추출이 가능한 심전도 신호를 ground-truth 데이터로 활용하였다.

II. 제안하는 방법

1. 영상 분석을 통한 움직임 감지

생리신호를 취득하는 동안 피험자의 상반신 영상을 취득한다. 영상 촬영에 사용된 카메라는 640×368 RGB 칼라 영상을 초당 15프레임 이상 취득할 수 있는 웹캠을 사용하였다. 피험자는 시각적 자극으로 3D TV 화면을 보면서 광혈류량 (검지 손가락에 센서를 부착하여 취득), 심전도, 뇌파, 피험자의 상반신 영상을 취득한다. 광혈류량과 심전도는 Biopac사의 PPG100C 및 ECG100C 증폭기를 통해 측정되었으며, 500Hz의 샘플링율로 측정되었다. 본래 3D TV 시청에 따른 피로 측정을 위한 실험이지만, 본 논문에서는 광혈류량을 상반신 영상에 의해 보정하고, 성능을 시험하기 위해 심전도를 사용하므로, 뇌파는 분석에 사용되지 않는다. 피험자의 상반신 영상에서 수식 (1)과 같이 이전 프레임 ($n-1$)과 현재 프레임(n)의 평균 절대차를 구하여 움직임량 (M)을 측정할 수 있다.

$$M = \frac{1}{WH} \sum_{j=0}^{H-1} \sum_{i=0}^{W-1} |I_n(i, j) - I_{n-1}(i, j)| \quad (1)$$

수식 (1)에서 $I_k(i, j)$ 는 k 번째 프레임 영상의 j 행, i 열 픽셀을 나타내며, W 와 H 는 영상의 가로, 세로 공간해상도를 나타낸다. 실험해서 사용된 영상은 초당 15프레임으로 취득되었고, W 와 H 는 각각 640픽셀, 368 픽셀이었다. 영상의 프레임간 움직임량을 추출한 예는 그림 1과 같다.

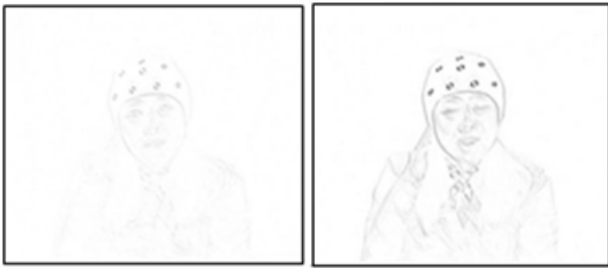


그림 1. 인접 프레임간 차 영상 중 움직임 양이 적은 영상(좌)과 상대적으로 큰 영상(우)의 예 (가시성을 위해 차 영상의 반전 영상을 제시함)

Fig. 1. Examples of differentiated result of adjacent two frames (Left: little motion case, Right: Comparatively much motion case)

순차 영상에 대해 위의 방식을 적용하여 추출된 시계열 움직임 데이터는 그림 2와 같다. 움직임이 없는 경우 평균 움직임량(M)은 1 정도를 유지하고 있으나, 손 또는 얼굴을 포함한 상반신의 움직임이 발생한 경우 3 이상의 큰 값이 나타남을 확인할 수 있었다. 약간의 움직임은 신호의 품질에 영향을 끼치지 않기 때문에, 동작이 큰 움직임이 발생할 때 M 값이 3 이상이 됨을 관찰하여 경험적으로 threshold 값을 3으로 결정하였다. Threshold 값이 커지거나 작아짐에

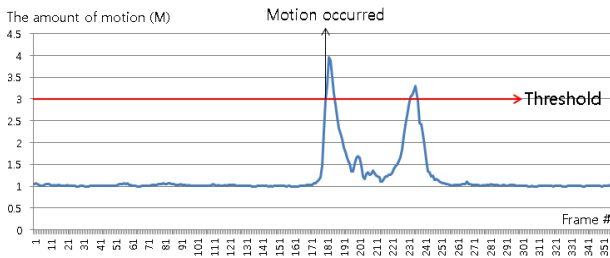


그림 2. 시계열 움직임 데이터

Fig. 2. Temporal signal for the amount of motion

따라 신호의 훼손 구간을 오판(false acceptance 또는 false rejection)할 수 있을 것으로 생각되며, 이 내용은 실험결과를 통해 분석한다.

2. 주기 신호 특징을 이용한 훼손 감지

사람마다 평균 심장박동수나 심장박동의 세기가 다 다르기 때문에 사람마다 적용 가능한 정상범위의 기준이 각각 다를 수 밖에 없다. 따라서 각자에게 맞는 정상 범위의 구간을 지정하기 위하여 다음과 같은 방법을 이용한다. 실시간으로 입력되는 피험자의 광혈류량 신호에서 정상 신호의 범위를 정의하기 위해서 가장 최근에 들어온 30 주기 신호를 기반으로 가우시안 모델을 정의하는 방법을 사용하였다. 따라서, 정상신호의 범위는 신호의 입력에 따라 적응적으로 갱신된다. 만약 입력된 신호가 정의된 가우시안 모델의 범위 내에 속하면 그 신호는 정상적인 신호로 판단하고 그렇지 않은 경우 움직임에 의해 훼손된 신호로 판단하게 된다.

먼저, 입력된 신호의 주기 수, 주기의 길이와 진폭을 알기 위해서는 신호를 주기단위로 나누는 작업이 필요하다. 이를 위해 입력된 신호에서 노이즈에 의한 지역적 변곡점을 없애기 위해 저주파 통과필터링을 수행한다. 500Hz로 입력되는 광혈류량 신호에 대해 201 샘플의 윈도우 사이즈로 평균 필터링을 수행하였다. 그림 3과 같은 광혈류량 신호는 그림 4와 같이 저주파 통과된 형태로 바뀌게 되며, 극소점과 극대점만이 존재하는 형태로 나타난다. 이때 각 극소점은 신호들의 주기의 시작(끝)을 나누는 기준점이 된다. 201 샘플 윈도우 사이즈의 평균 필터링 시 원래 위치를 중심으로 대칭이 되도록 convolution 연산하였으므로, 필터링된 신호에서의 극소점은 필터링 전 신호에서의 변곡점이라고 여겨질 수 있다.

신호의 주기를 나누었으면 한 주기 신호의 길이와 진폭을 알 수 있다. 본 논문에서는 길이를 한 주기의 전체 길이 (L), 진폭(A)은 한 주기 신호의 최댓값과 그 신호의 마지막 값의 차를 이용하였다. 이러한 길이와 진폭을 특징으로 하는 (L, A) 데이터들의 공분산(Σ)는 식 (2)와 같이 계산될 수 있다.

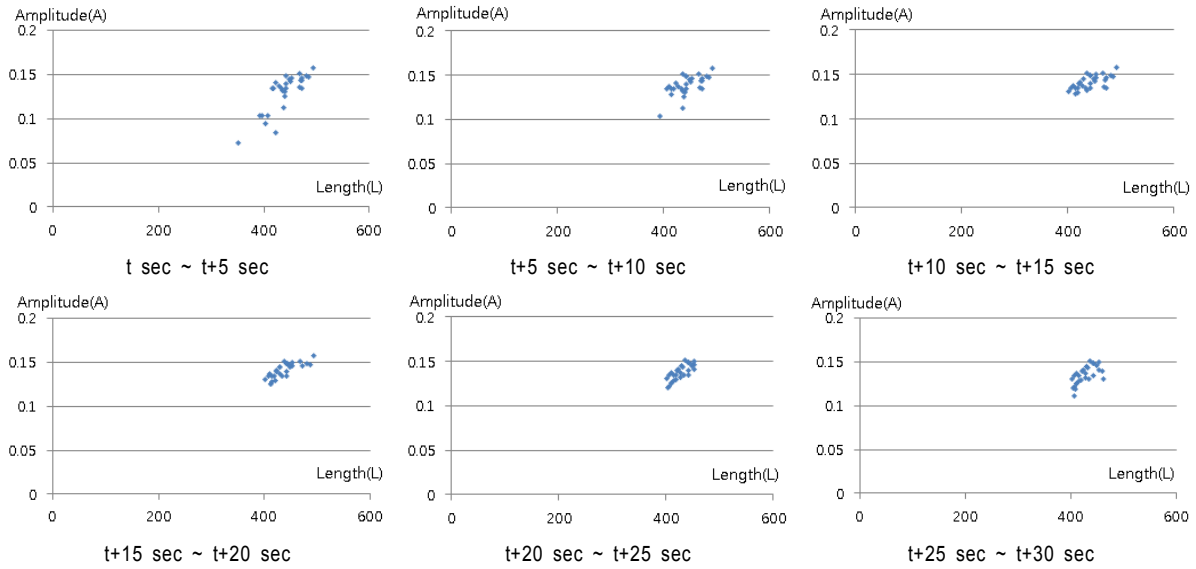


그림 3. 5초 간격으로 관찰한 최근 30개 주기 신호의 특징 분포
 Fig. 3. 2D distributions of features extracted from the recent 30 period of photoplethysmography signal

$$\Sigma = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (X_n - M)(X_n - M)^T \quad (2)$$

수식 (2)에서 X_n 은 길이(L)와 진폭(A)를 특징으로 하는 2차원 특징벡터이며, M 는 N 개 특징벡터들의 중심좌표 벡터이다. 본 연구에서는 최근 30개의 데이터를 이용해서 가우시안 모델을 추정하므로, N 은 30이다. 이렇게 구한 공분산값과 식 (3)과 같은 가우시안 확률밀도함수를 이용해서 신호 정상범위를 모델링한다. 시간의 흐름에 따른 (L, A)의 분포 변화는 그림 5에서 보는 것과 같다.

$$g_{\mu, \sigma}(X) = \frac{1}{\sqrt{2\pi^2} \sqrt{\det(\Sigma)}} e^{-\frac{1}{2}(X-M)^T \Sigma^{-1}(X-M)} \quad (3)$$

3. 노이즈 구간 신호 보정 방법

일반적으로 움직임에 의한 신호의 훼손이 발생하여 광혈류량 신호에 노이즈 성분이 추가됨으로써 신호가 불안정하게 되면 다시 안정화되기까지 수 초간의 시간이 소요된다. 따라서, 본 연구에서는 그림 6에서 보는 것과 같이 thresh-

old를 넘는 움직임이 발생한 지점의 바로 직전 기울기가 -에서 +로 전환되는 지점(A)으로부터 움직임 발생 후 3초(사전실험을 통해 신호가 안정화 되기까지의 시간을 측정하여 경험적으로 결정)가 지난 후 최초로 신호의 기울기가 -에서 +로 전환되는 지점(B)까지를 보정이 필요한 신호구간(C)으로 정의한다. 단 구간 C에서 다시 움직임이 발생한 경우는 위와 같은 방법으로 B를 재정의하여 C를 확장하는 방법을 이용하였다. 신호의 주기 특성을 이용한 방법 또한 같은 방법으로 노이즈 구간의 정의하였다. 단 본 연구에서는 광혈류량 신호를 그림 2와 같이 평균 필터링 했을 때의 극소점 만으로도 평균 심박수(R-R Interval) 또는 심박간 편

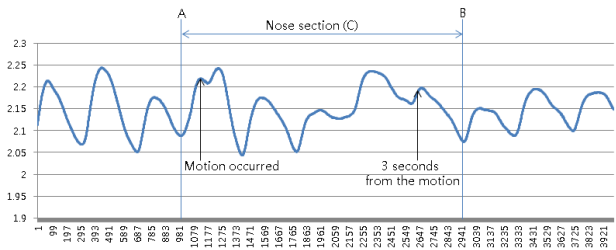


그림 6. 노이즈 구간 정의 방법
 Fig. 6. Conceptual diagram for defining the motion artifact section

차(Heart Rate Variability) 등의 주된 특징을 추출하는데 문제가 없고, 신호 보간시에도 그림 7과 같이 가우시안 함수를 기반으로 간단하게 보간할 수 있으므로, 광혈류량 신호를 average 필터링 한 결과신호를 사용하였다.

노이즈 구간 C 가 정의되고 나면, 노이즈 구간 이전 n 개의 주기 신호의 평균 파장(L)과 진폭(A)을 측정한다. 본 논문에서는 n 을 3으로 설정하여, 노이즈 구간 이전 세 번의 주기 신호의 파장을 평균하였다. 하지만 평균 파장의 신호를 통해 노이즈 구간 C 가 끝나는 지점과 연속적으로 진행되도록 보간하는 것은 거의 불가능하다. 따라서, 위에서 계산된 L 을 노이즈 구간에 맞게 조정된 보간 파장(L')을 아래의 수식 (4)와 같이 계산한다. 단, C 와 L 의 단위는 시간이 아닌 해당 구간의 샘플 개수로 하며, 본 연구에서 사용된 광혈류량 데이터 샘플링율은 500Hz이다.

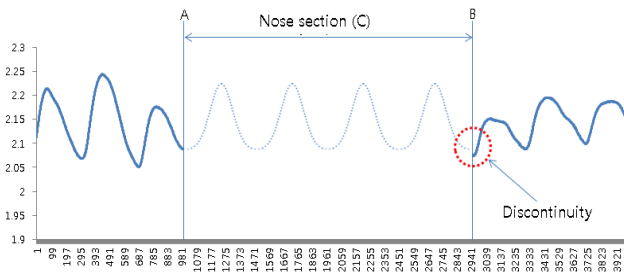


그림 7. 광혈류량 신호의 노이즈 구간에 대한 보간 예
 Fig. 7. Example of interpolation against the motion artifact section

$$L' = \left[\frac{C}{L} \right] \quad (4)$$

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (5)$$

즉, C 와 L 이 정수로 나누어 떨어지지 않으므로 보간할 신호의 파장을 반올림하여 정수로 결정하기 위함이다. 보간을 위해서는 결정된 파장(L')과 진폭(A)를 가장 잘 만족하는 가우시안 함수를 결정하기 위해 LMS(Least Mean Square) 기법을 사용하여 수식 (5)의 파라미터들을 결정한다^[8]. 수식 (5)에서 μ 값은 자명하므로, L' 과 A 를 가장 잘 만족하는 σ 값을 LMS 기법을 통해 결정함으로써, C 구간을 보간할 기본 주기 함수가 결정된다. 보간이 완료된 신호의 예는 그림 7과 같다. 단, 보간이 끝나는 지점에서 원래 신호로 바뀌는 순간에 불연속 지점이 나타나는 것을 확인할 수 있으나, 이는 해당 위치 주변(± 5 샘플)에 대해 11개의 kernel 크기로 median 필터링을 수행하여 제거하였다. 하지만, 변곡점 위주의 광혈류량 신호처리 방식만을 사용하는 응용에서는 문제가 없으므로 별도의 처리를 하지 않을 수 있다.

III. 실험 결과 및 분석

움직임에 의한 노이즈가 포함된 광혈류량 신호와 동시에 취득된 10명의 심전도 신호 각 2 세트 (각 10분)를 이용하여 실험을 진행하였다. 심전도 신호는 움직임에 의한 노이즈가 거의 관찰되지 않았으므로, 복원 전 후 성능비교를 위한 기준 (ground-truth) 데이터로 사용하였다. 심전도 신호나 광혈류량 신호에서 모두 추출 가능한 평균 심박수를 추정하였다. II-2절에서 설명한 주기 단위로 분리하는 방법을 기반으로 자체 개발한 알고리즘을 통해 자동으로 추정되었다.

표 1. 심전도 신호 및 복원 전 후 광혈류량 신호에서 추출한 평균 주기 길이 및 분당 심박수 (괄호 안 수치는 표준편차)
 Table 1. Heartbeat related values estimated from electrocardiography and photoplethysmography before and after restoration

	PPG before restoration	Image based restoration (A)	Gaussian PDF based restoration (B)	Fusion A with B by AND rule	ECG (Ground-truth)
Average length of a periodic signal(Samples)	425	378	409	398	391
# of Heart beat / minute (Standard deviation)	70.6(±8.96)	79.4(±6.38)	73.3(±5.42)	75.4(±6.01)	76.7(±6.15)

실험 결과는 표 1과 같다. 심전도 신호에서 추출된 평균 분당 심박수는 76.7회로 나타났으며, 이는 취득된 신호가 500Hz의 샘플링율이므로, 한 개 주기 신호의 평균 길이가 391샘플이라는 의미이다. 하지만 동시에 취득된 광혈류량 신호는 움직임에 의한 신호 훼손 구간이 포함되어 있어서 분당 평균 심박수가 70.6회로 나타났다. 이는 한 주기 신호의 평균 길이가 425샘플이라는 의미이기 때문에 움직임에 의한 신호의 훼손은 신호의 주기를 길게 하는 형태로 나타난다는 것을 예측할 수 있다. 훼손 구간이 포함된 광혈류량 신호를 제안하는 영상 기반 복원 방법에 의해 복원 한 결과 신호의 평균 주기 길이가 378샘플로 크게 줄어드는 현상을 확인할 수 있었으며, 이는 분당 79.4회의 심박수에 해당하는 수치로, 기준 데이터인 심전도 신호의 수치와 가까워지는 현상을 확인할 수 있었다. 다음은 영상 정보를 사용하지 않고 신호 자체의 주기 특징을 이용한 가우시안 확률 분포 모델에 기반한 방법을 통해 복원을 수행하였다. 복원 결과 평균 주기 길이가 409샘플로 나타나 기준이 되는 심전도 신호의 수치와의 차이가 줄어드는 현상을 확인하였다.

위와 같은 결과가 나타난 이유는, 영상기반 복원 방법은 움직임 발생 순간은 모두 신호의 훼손이 발생한 것으로 간주하여 해당 구간을 복원했기 때문에, 훼손 구간이 아님에도 불구하고 훼손 구간으로 잘못 받아들이는 FA (False Acceptance) 경우가 많았기 때문에 복원 후 평균 주기신호의 길이가 기준 수치에 비해 크게 줄어든 것으로 분석될 수 있다. 반면에 신호자체의 주기 특성을 이용한 방법은 상대적으로 훼손 구간임에도 불구하고 훼손 구간이 아닌 정상 구간으로 잘못 판단하는 FR (False Rejection) 경우가 존재하기 때문에 복원 후 평균 주기신호의 길이가 기준 수치보다 여전히 큰 것으로 분석될 수 있다.

이런 두 방법의 단점을 상호 보완하기 위하여, 두 방법의 신호 훼손 구간 판단 결과를 AND 규칙으로 혼합하여 적용한 결과 복원 후 신호의 평균 주기 길이가 398샘플로 나타나, 기준 수치인 심전도 신호에 가장 근접하게 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

IV. 결 론

본 논문에서는 자율신경계 반응인 광혈류량 신호 취득시 신체의 움직임에 의한 훼손 구간을, 영상 분석 기반 움직임 검출 방법과 신호의 주기 특징으로 구성된 가우시안 확률 분포 모델을 통해 검출하고 보간하는 방법을 제안하였다. 제안하는 두 방법을 적용한 실험결과 심전도 신호에서 검출한 평균 심박수에 가깝게 복원됨을 확인할 수 있었다. 또한 두 방법을 혼합하여 적용한 결과 비교 기준치에 가장 가깝게 복원됨을 확인하였다. 추후 연구에서는 PPG 신호를 deconvolution 기반 방법으로 복원하여, ECG 신호에 가까운 신호로 복원하는 기법에 대해 연구할 계획이다.

참 고 문 헌

- [1] J. Kim, M. Whang, and J. Woo, "The Research on Adaptive Process for Emotion Recognition by Using Time-Dependent Parameters of Autonomic Nervous Response", Lecture Notes in Computer Science, Vol. 5610, pp. 77-84, July, 2009
- [2] B. James and Jr. Ranck, "Which elements are excited in electrical stimulation of mammalian central nervous system: A review", Brain Research, Vol. 98, Issue 3, pp. 417-440, Nov. 1975
- [3] B. Kim and S. Yoo, "Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 53, Issue 3, pp. 566-568, Mar. 2006
- [4] B. S. Kim and S. K. Yoo, "Motion Artifact Reduction in Photoplethysmography Using Independent Component Analysis", IEEE Transaction Biomedical Engineering, Vol. 53, Issue 3, pp. 566-568, Mar. 1975
- [5] K. W. Chan and Y. T. Zhang, "Adaptive Reduction of Motion Artifact from Photoplethysmographic Recordings using a Variable Step-Size LMS Filter", Proceedings of International Conference on Sensors, Vol. 2, pp. 1343-1346, Dec. 2002
- [6] C. M. Lee and Y. T. Zhang, "Reduction of Motion Artifacts from Photoplethysmographic Recordings Using a Wavelet Denoising Approach", Proceedings of IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering, pp. 194-195, Oct. 2003
- [7] J. Yao and S. Warren, "A Novel Algorithm to Separate Motion Artifacts from Photoplethysmographic Signals Obtained with a Reflectance Pulse Oximeter", Proceedings of International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 1, pp.2153-2156, Sep. 2004
- [8] L. Weifeng, P. Pokharel, and J. Principe, "The Kernel Least-Mean-Square Algorithm", IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 56, no. 2, pp. 543-554, Feb, 2008

저 자 소 개



김 한 솔

- 2011년 3월 ~ 현재 : 상명대학교 디지털미디어학과 - 대학원 컴퓨터과학과 학 석사연계과정
- 주관심분야 : 영상처리, 신호처리, 패턴인식



이 의 철

- 2005년 2월 : 상명대학교 소프트웨어학과 학사
- 2007년 2월 : 상명대학교 대학원 컴퓨터과학과 석사
- 2010년 2월 : 상명대학교 대학원 컴퓨터과학과 박사
- 2010년 3월 ~ 2012년 2월 : 국가수리과학연구소 융복합수리과학연구부 전임연구원 (National Agenda Project 연구책임자)
- 2012년 3월 ~ 현재 : 상명대학교 컴퓨터과학과 조교수 (패턴인식 연구실)
- 주관심분야 : 영상처리, 신호처리, 패턴인식, Human factor