

보간 방법에 따른 언더샘플링된 광용적맥파 복원 가능성 평가

Reconstruction of the Undersampled Photoplethysmogram with Various Interpolation Methods

신항식* · 김훈†

(Hangsik Shin · Hoon Kim)

Abstract - The purpose of this research is to investigate the effect of sampling frequency on the photoplethysmography (PPG) and to evaluate the performance of interpolation methods for under-sampled PPG. We generated down-sampled PPG using 10 kHz-sampled PPG then evaluated waveshape changes with correlation coefficient. Correlation coefficient was significantly decreased at 50 Hz or below sampling frequency. We interpolated the down-sampled PPG using four interpolation method-linear, nearest, cubic spline and piecewise cubic Hermitt interpolation polynomial - then evaluated interpolation performance. As a result, it was shown that PPG waveform that was sampled over 20 Hz could be reconstructed by interpolation. Among interpolation methods, cubic spline interpolation showed the highest performance. However, every interpolation method has no or less effect on 5 Hz sampled PPG.

Key Words : Interpolation, Photoplethysmography, Power management, U-Healthcare, Undersampling

1. 서론

정보통신기술(ICT, Information and Communication Technology)의 발전으로 현대인들의 삶에서 스마트폰, 웨어러블 기기, 사물인터넷(IoT, Internet-of-Things) 기기는 필수적인 요소로 자리 잡아 가고 있다. 이와 더불어 치료에서 예방으로 건강 관리 패러다임이 변화함에 따라, 질병 발생 전 모니터링을 통해 건강상태를 관리 하고자 하는 사용자 요구도 증가하고 있다. 이러한 사회적 변화와 요구는 유헬스케어(u-Healthcare)로 귀결된다. 유헬스케어 적용 노력은 2000년대 이후 꾸준히 지속되어 왔으며 최근 스마트폰, 웨어러블기기 확산에 따라 급속한 증가를 보이고 있다[1,2]. 스마트기기를 사용한 유헬스케어, 특히 모바일 헬스케어의 가장 큰 어려움 중 하나는 제한된 플랫폼으로 인한 사용성의 한계라고 할 수 있다. 특히, 모바일 헬스케어의 큰 장점이라 할 수 있는 연속모니터링(continuous monitoring), 무공백 측정(blankless sensing)은 모바일, 웨어러블 플랫폼의 제한된 저장공간, 낮은 연산능력 및 배터리용량으로 인해 아직까지 완벽하게 적용되지 못하고 있다.

스마트기기, 웨어러블기기를 사용하는 유헬스케어에서 가장 일반적으로 사용되는 생체신호는 광용적맥파(PPG, Photoplethysmogram)이다. PPG는 손가락, 발가락, 귓볼 등의 인체 말단에서

혈액량의 변화를 측정할 수 있는 기술로, 비침습적 측정이 가능하고 제작이 쉽다는 장점이 있다[3]. 이러한 장점으로 인해 PPG는 손목형 웨어러블 측정기기나 스마트폰에 적용되어 심박수를 측정하거나 운동, 스트레스 등을 분석하기 위한 도구로 활용되고 있다. 하지만, 제한된 배터리 용량에 비해 PPG 측정에 사용되는 광원의 소비전력은 초저전력(ultra low power) 소자를 사용하고 해도 약 0.1 W에 달하기 때문에 일상생활 속에서의 연속 측정은 사실상 불가능한 상황이며 이로 인해 더욱 정교하고 다양한 건강관리에 활용되지 못하고 있다. 이상의 문제를 해결하기 위한 방법으로 고성능 프로세서, 대용량 배터리 사용 등의 대책을 우선 고려할 수 있으나, 휴대용 플랫폼의 필수 요소인 소형화, 경량화와 상충되기 때문에 실제 적용되기는 어렵다. 따라서, 하드웨어 플랫폼의 변경을 최소화 하면서 고정형 의료/건강관리 기기와 동등 수준의 결과를 제공할 수 있는 방법을 모색해 볼 필요가 있다.

이러한 관점에서, 샘플링 주파수를 최소화 하는 것은 하드웨어 플랫폼의 효율을 높일 수 있는 하나의 방법이다. 실제로 샘플링 주파수를 조절하여 전력소비를 최적화하기 위한 지난 연구에서는 가변 샘플링 주파수를 적용하는 경우 고정된 샘플링 주파수를 사용할 때와 비교하여 40~80%의 전력소비 감소효과가 있는 것을 보였다[4,5]. 다시 말해, 샘플링 주파수를 낮추게 되면 소비전력 감소, 데이터 용량 감소, 연산량 감소 등을 통해 사용시간 증가, 저장공간 확보, 데이터 송수신 시간 단축 등의 효과가 있을 수 있다. 하지만, 지나치게 낮은 샘플링 주파수는 언더샘플링(undersampling)에 의한 신호의 왜곡(aliasing)을 유발할 수 있으며[6], 생체신호의 관점에서 이러한 왜곡은 극단적으로는 오진, 의료사고 등의 심각한 결과로 이어질 수 있기 때문에 적절 수준

† Corresponding Author: School of Mechanical Design Engineering, Chonnam National University, Korea.

E-mail: khoon97@jnu.ac.kr

* Department of Biomedical Engineering, Chonnam National University, Korea.

Received : June 20, 2016; Accepted : July 11, 2016

의 샘플링 주파수에 대한 연구와 고찰이 반드시 필요하다.

PPG활용과 샘플링 주파수의 관계를 연구한 지난 연구에서는 샘플링 주파수의 시간 분해능에 따라 PPG의 극점 위치가 변화하는 것을 보였다[7]. PPG의 샘플링 주파수에 따른 맥박변이도 (PRV, Pulse Rate Variability) 변수 변화를 관찰했던 또 다른 연구에서는, 다운샘플링에 따라 10,000 Hz, 5,000 Hz, 2,500 Hz, 1,000 Hz, 500 Hz, 250 Hz, 100 Hz, 50 Hz, 25 Hz, 20 Hz, 15 Hz, 10 Hz, 5 Hz로 샘플링된 PPG를 생성하고 이를 통해 PRV를 유도한 후 시간영역, 주파수 영역, 비선형 변수에 대해서 샘플링주파수에 따른 통계적 유의성 변화를 관찰하였다. 결과적으로, PRV 분석 변수에 따라 샘플링 주파수에 의한 영향이 다른 것으로 나타났으며 시간영역 분석을 위해서는 50 Hz 이상의 샘플링 주파수가[8], 주파수 분석에 있어서는 25 Hz 이상의 샘플링주파수가[9], 비선형 분석 중 샘플엔트로피(sample entropy) 분석에는 20 Hz 이상의 샘플링이 요구됨을 확인하였다[10], 이상의 연구는 일정 수준 이하의 샘플링 주파수가 PPG의 파형을 왜곡시키며 경우에 따라 분석결과에도 심각한 왜곡을 가져오게 됨을 보여 준다. 낮은 샘플링 주파수에 의한 극점 변화를 보정하기 위한 지난 연구로는 선형 보간후 안티에일리어징(anti-aliasing)필터 및 스플라인 보간을 통한 극점 위치의 복원가능성을 평가했던 연구가 있다 [11]. 이 연구에서는 두 보간법 모두에서 언더샘플링에 의한 극점위치 오차가 보간 후 감소하는 경향을 보였으며, 특히 샘플링 주파수가 25 Hz 이상인 경우 보간 후 극점 위치 오차가 크게 감소(<1 ms)하는 것을 확인하였다.

본 연구는 초저주파수 샘플링, 심지어 언더샘플링 환경에서 획득된 PPG신호의 사용성을 검토 및 향상시키기 위한 연구로, 다양한 보간 방법을 사용하여 언더샘플링된 신호를 복원하고 복원된 파형의 유의성을 평가 및 고찰하였다.

2. 연구 방법

2.1 보간법

본 연구에서 사용된 보간법은 선형 보간(LI, Linear Interpolation), 최근접 이웃 보간(NNI, Nearest Neighbor Interpolation), 3차 스플라인 보간(CSI, Cubic Spline Interpolation), 구분적 3차 에르미트 보간(PCHIP, Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial)법[12-14]이며 각 보간법을 기반으로 다운샘플링된 광용적맥파의 복원 가능성을 평가하였다.

다음은 xy -좌표계에서 주어진 점에 대하여 각 보간 방법을 설명한다. 컴퓨터 시뮬레이션은 Matlab 2015b (Mathworks inc., MA, USA)를 사용하여 수행되었고 선형보간, 최근접이웃보간, 3차 스플라인 보간, 구분적 3차 에르미트 보간을 위해 *interp1* 함수와 *linear*, *nearest*, *spline*, *pchip* 옵션이 각각 사용되었다.

2.1.1 선형보간

선형보간은 두 점 (x_k, y_k) , (x_{k+1}, y_{k+1}) 이 주어졌을 때 임의

의 점 x 에서의 근삿값 $P(x)$ 를 두 점을 연결한 직선의 일차 함수로부터 구하는 방법으로 식(1)과 같이 정의된다.

$$P(x) = \frac{y_k(x - x_{k+1}) - y_{k+1}(x - x_k)}{x_k - x_{k+1}} \quad (1)$$

2.1.2. 최근접 이웃보간

최근접 이웃보간법은 새롭게 생성되는 점의 값을 가장 가까운 원신호 값으로 보간하는 방법이다. 최근접 이웃보간법은 새로운 값을 생성하지 않으므로 가장 간단하다고 할 수 있으나 불룩형태가 생성되어 신호 품질이 저하될 수 있다.

2.1.2. 3차 스플라인 보간

스플라인은 저차의 부분구간 다항식을 의미하며, 각 소구간에서 스플라인을 이용하는 보간 방식을 스플라인 보간이라고 한다. Lagrange 보간법이나 Newton 보간법이 주어지는 점의 수에 비례하여 다항식의 차수가 높아져 진동하는 경향을 보이는 반면 스플라인 보간은 구분적으로 보간다항식을 생성하기 때문에 이러한 문제에서 자유롭다.

스플라인 보간에서 $x_k \leq x \leq x_{k+1}$ 인 k 번째 구간을 h_k 라고 한다면 h_k 와 k 번째 구간의 스플라인함수 $P_k(x)$ 는 다음 식(2), 식(3)과 같이 표현할 수 있다.

$$h_k = x_{k+1} - x_k \quad (2)$$

$$P_k(x) = a_k(x - x_k)^3 + b_k(x - x_k)^2 + c_k(x - x_k) + d \quad (3)$$

여기서 a_k , b_k , c_k 는 접속 조건을 만족시키기 위한 상수이고 경계조건은 경계면에서 일계도함수와 이계도함수가 연속이어야 하므로 식(4), 식(5)와 같이 주어진다.

$$\begin{aligned} P'_{k-1}(x_k) &= P'_k(x_k) \\ P''_{k-1}(x_k) &= P''_k(x_k) \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} P'_k(x_{k+1}) &= P'_{k+1}(x_{k+1}) \\ P''_k(x_{k+1}) &= P''_{k+1}(x_{k+1}) \end{aligned} \quad (5)$$

2.1.4. 구분적 3차 에르미트 보간

평면위에 주어진 점들을 $P(x)$ 라는 3차 다항식으로 근사화 할 때, k 번째 구간을 h_k , k 번째 구간의 기울기를 δ_k 라고 하면 h_k 와 δ_k 는 다음 식(6), 식(7)과 같이 표현할 수 있다.

$$h_k = x_{k+1} - x_k \quad (6)$$

$$\delta_k = \frac{y_{k+1} - y_k}{h_k} \quad (7)$$

그리고 x_k 에서 $P(x)$ 의 기울기가 $d_x = P'(x)$ 라 할 때, 구간적

선형 보간법(piecewise linear interpolation)에서는 $d_k = \delta_{k-1}$ 또는 $d_k = \delta_k$ 가 성립하지만 2차원 이상을 사용하여 보간하는 경우 적용될 수 없으므로 $x_k \leq x \leq x_{k+1}$ 구간에서 $s = x - x_k$, $h = h_k$ 를 가정하여 식 (8)과 같이 3차 다항식 $P(x)$ 를 표현할 수 있다.

$$P(x) = \frac{3hs^2 - 2s^3}{h^3}y_{k+1} + \frac{h^3 - 3hs^3 + s^3}{h^3}y_k + \frac{s^3(s-h)}{h^2}d_{k+1} + \frac{s(s-h)^3}{h^2}d_k \quad (8)$$

이 때 미지수를 구하기 위한 경계조건은 식 (9)과 같다.

$$P(x_k) = y_k, P(x_{k+1}) = y_{k+1}, P'(x_k) = d_k, P'(x_{k+1}) = d_{k+1} \quad (9)$$

2.2. 데이터 생성 및 처리

2.2.1 데이터 획득

심혈관 질환이 없는 건강한 성인 28명을 대상으로 심전도와 광용적맥파를 획득하였다. 피험자는 남성 18명, 여성 10명으로 구성되었으며, 평균나이, 신장, 체중은 각각 22±3세, 170.2±7.3 cm, 체중 70.5±15.4 kg이었다. 신호 측정전 피험자는 편하게 누운 상태에서 5분간 안정을 취하였고, 이 후 PPG와 ECG 신호를 동시에 기록하였다. 이 때, 샘플링 주파수는 고해상도 신호획득을 위해 10 kHz로 설정하였고 20분 동안 신호를 기록하였다. PPG와 ECG는 각각 MP150(Biopac inc., CA, USA)의 OXY100E, ECG100C를 사용하여 측정되었다.

2.2.2 다운샘플링 및 보간 데이터 생성 및 평가

획득된 10 kHz PPG 데이터를 슈움(decimation)하여 5,000 Hz, 2,500 Hz, 1,000 Hz, 500 Hz, 250 Hz, 100 Hz, 50 Hz, 25 Hz, 20 Hz, 15 Hz, 10 Hz PPG를 생성하였다.

보간된 신호 생성을 위해, 다운샘플링된 신호는 위에 언급된 각각의 보간방법에 따라 기준신호의 주파수로 보간되었다. 이 때 기준신호는 10 kHz로 샘플링되어 획득된 원신호와 1,000의 상관계수를 가지는 다운샘플링된 신호를 사용하였다. 다운샘플링 후 그리고 보간 후 PPG는 기준 신호와 비교하여 상관성을 평가하였다. 상관성 평가에는 Pearson's correlation을 사용되었고 95% 신뢰구간, P<0.05를 유의수준으로 설정하였다.

3. 결 과

3.1. 다운샘플링된 신호의 상관성 분석

표 1은 다운샘플링된 PPG와 10 kHz PPG의 상관계수 (평균±표준편차)를 보여준다. 표 1의 모든 경우에서 상관도는 유의한 값(P<0.001)을 보였다. 결과로부터 샘플링 주파수가 50 Hz 이상인 경우 10 kHz와 상관도가 1.000임을 확인할 수 있다. 따라서, 본

표 1 다운샘플링 된 PPG와 10 kHz로 샘플링된 PPG 의 상관 계수

Table 1 Correlation coefficient between 10 kHz-sampled PPG and down-sampled PPG

Sampling Frequency (Hz)	Correlation Coefficient (Mean±Standard Deviation)
5	0.8413±0.0533
10	0.9844±0.0043
15	0.9966±0.0009
20	0.9989±0.0003
25	0.9995±0.0001
50	1.0000±0.0000
100	1.0000±0.0000
250	1.0000±0.0000
500	1.0000±0.0000
1000	1.0000±0.0000
2500	1.0000±0.0000
5000	1.0000±0.0000

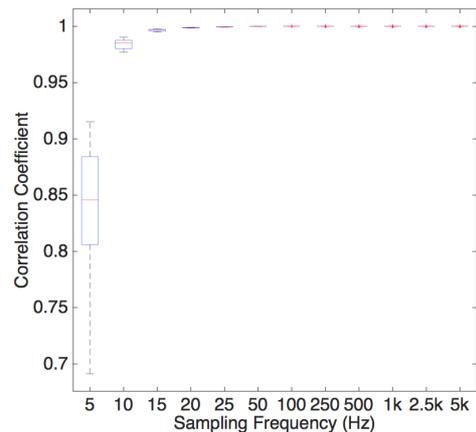


그림 1 다운샘플링된 PPG와 10 kHz PPG와의 샘플링 주파수에 따른 상관 계수

Fig. 1 Correlation coefficient between 10 kHz-sampled PPG and down-sampled PPG

연구에서는 연산량과 수행시간 단축을 위하여 보간을 위한 기준 신호의 주파수를 50 Hz를 선택하였다. 그림 1은 다운샘플링에 따른 상관계수의 박스도(box plot)를 나타낸 것으로 샘플링 주파수 감소에 따라 상관도가 감소하며 5 Hz 구간에서 상관도의 급격한 감소를 확인할 수 있다. 그림 2는 다운샘플링에 의한 PPG 파형 변화를 보여준다.

3.2. 보간을 통한 신호 복원 성능 평가

표 2는 보간 방법에 따라 복원된 신호와 기준신호의 상관계수를 나타낸 것이다. 결과적으로 기준신호와 0.99 이상의 상관계수

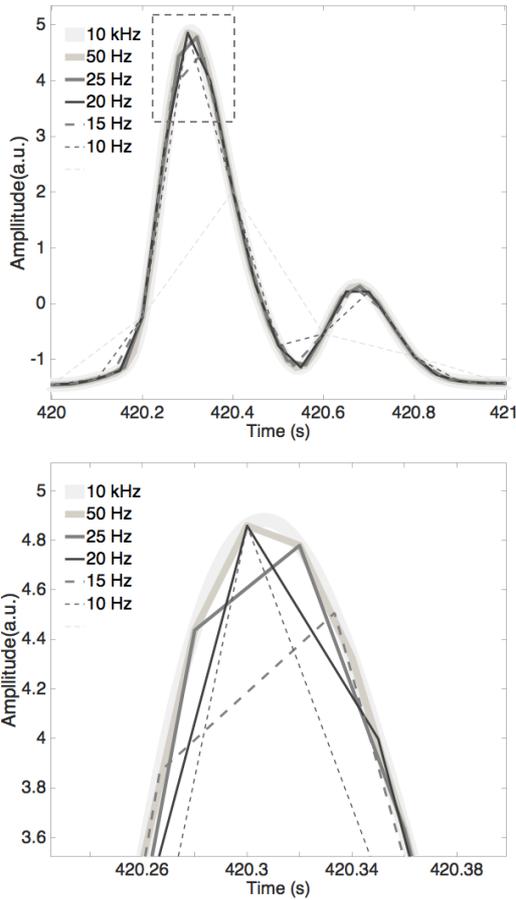


그림 2 샘플링 주파수에 따른 PPG파형변화(상), 점선 안을 확대한 모습(하)

Fig. 2 PPG waveform change according to the sampling frequency (top), enlarged waveform of dashed rectangle

표 2 다양한 보간법에 의해 보간된 PPG 파형과 50 Hz로 샘플링된 PPG 파형의 상관 계수

Table 2 Correlation coefficient between interpolated PPG and 50 Hz-sampled PPG with the various interpolation methods

Sampling Frequency (Hz)	Correlation Coefficient (R)			
	LI	CSI	NNI	PCHIP
5	0.8413 ±0.0100	0.8312 ±0.0126	0.7794 ±0.0088	0.8457 ±0.0098
10	0.9850 ±0.0008	0.9916 ±0.0006	0.9368 ±0.0026	0.9885 ±0.0008
15	0.9970 ±0.0002	0.9996 ±0.0000	0.9711 ±0.0012	0.9984 ±0.0001
20	0.9991 ±0.0000	1.0000 ±0.0000	0.9836 ±0.0007	0.9996 ±0.0000
25	0.9997 ±0.0000	1.0000 ±0.0000	0.9894 ±0.0004	0.9999 ±0.0000

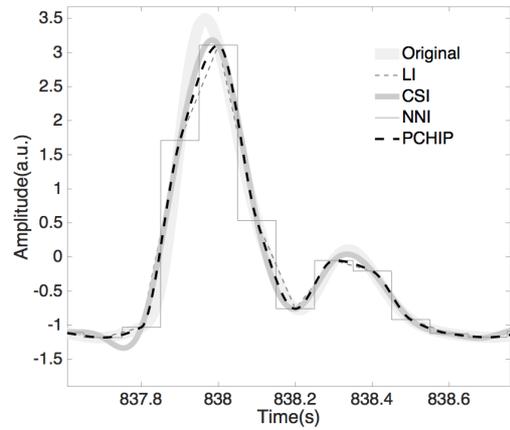


그림 3 5 Hz로 다운샘플링 된 PPG의 보간법에 따른 보간 결과
Fig. 3 Interpolation result of the 10 Hz down-sampled PPG according to the interpolation method

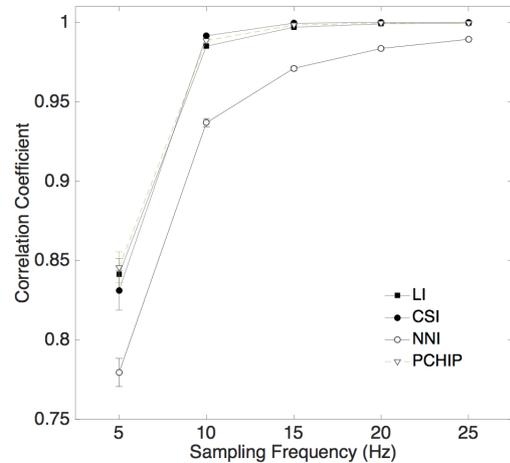


그림 4 보간 방법에 따른 샘플링 주파수별 상관계수
Fig. 4 Correlation coefficient of interpolated PPG according to the sampling frequency and interpolation method

를 가지기 위해서는 선형보간의 경우 15 Hz 이상, 3차 스플라인 보간의 경우 10 Hz 이상, 구분된 3차 에르미트 보간의 경우 15 Hz 이상의 PPG 샘플링 주파수가 요구됨을 알 수 있었다. 최근접 이웃보간법은 선형보간에 비해 오히려 상관도가 낮은 것으로 나타났다. 그림 3은 5 Hz로 다운샘플링된 PPG를 다양한 보간방법으로 보간한 결과를 보여준다. 그림에서부터 3차 스플라인 보간, 구분적 3차 에르미트보간이 다른 보간에 비해 원신호와 더욱 유사한 형태를 가짐을 확인할 수 있다. 그림 4는 각 보간방법 별로 샘플링 주파수에 따른 상관계수 변화를 보여준다. 결과적으로 5 Hz 샘플링 된 PPG에 대해서는 구분적 3차 에르미트 보간이 가장 우수한 성능을 보였으나 10 Hz 이상부터는 3차 스플라인 보간이 가장 좋은 성능을 보임을 알 수 있다.

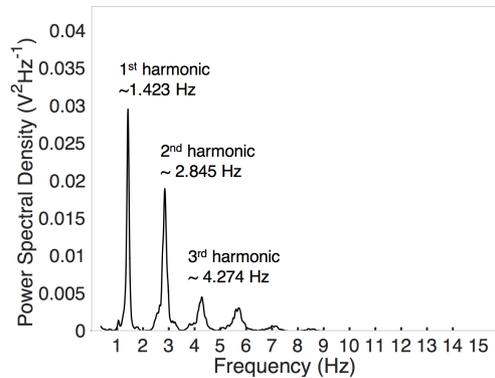


그림 5 일반적인 PPG 주파수 스펙트럼
 Fig. 5 PPG frequency spectrum

4. 결과고찰

본 연구에서 도출된 결과는 다운샘플링 측면과, 보간 측면에서 고찰할 수 있다. 먼저 다운샘플링 결과로부터 파형 특성을 관찰하는 경우 50 Hz 이상의 샘플링은 큰 의미가 없는 것을 확인할 수 있다. 또한, 다운샘플링에 따른 상관도 감소 측면에서 샘플링 주파수가 5 Hz인 경우 신호의 상관도가 급격하게 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 이것은 PPG 신호의 특성에서 그 이유를 찾을 수 있다. PPG의 일반적인 주파수 스펙트럼은 그림 5와 같다. PPG 주파수 스펙트럼은 평균 심박수에 해당하는 1 Hz 인근의 기저주파수(fundamental frequency) 성분과 이의 고조파성분(harmonics)로 구성된다. 고조파성분의 크기는 차수(order)가 증가함에 따라서 감소하는 것으로 알려져 있는데, 이전 연구에서는 대략 5차 고조파까지를 사용하여 신호를 재구성하였을 때 원신호와 상관계수 $R=1.000(P<0.001)$ 을 보였고, 95% 이상의 신호파워를 포함하는 것으로 보고되었다[15]. 그림 5는 분당 평균심박수가 대략 85회(~1.423 Hz)인 경우의 파워스펙트럼으로 이 때, 5차 고조파는 대략 7.12 Hz에 위치하게 된다. 이 경우 신호의 온전한 기록을 위해서는 새넨의 샘플링 정리(Shannon's sampling theorem)에 의해 최소 15 Hz 이상의 샘플링 주파수가 요구된다. 이를 고려할 때 15 Hz 또는 그 이하의 샘플링 주파수에서 PPG 파형이 급격하게 변화할 것을 유추할 수 있으며 본 실험의 결과에서 또한 이러한 변화를 확인할 수 있다.

보간방법에 의한 복원 가능성, 복원 방법별 복원성능에 대한 결과에서는 3차 스플라인 보간과 구분적 3차 에르미트 보간이 상대적으로 우수한 성능을 보이는 것을 확인하였다. 선형보간은 특정 위치 사이의 샘플 개수를 증가시키지만 파형을 변형시키지는 않는다는 것을 고려하면 최근접 이웃보간법은 오히려 PPG파형을 왜곡 시키는 것으로 보여진다. 5 Hz 샘플링의 경우 보간을 통한 상관계수의 변화는 그리 크지 않았으며 오히려 구분적 3차 에르미트 보간 외에는 상관도를 감소시키는 것으로 나타났다. 이상의 결과를 고려할 때, PPG의 획득시 왜곡없는 파형을 획득하기 위해서는 최소 50 Hz 이상의 샘플링 주파수가 요구되나, 20 Hz 이상의 샘플링과 3차 스플라인 보간을 통해 고주파 샘플링

된 신호와 매우 상관도가 높은($R=1.000$) 신호를 확보할 수 있다는 것을 확인하였다. 또한, 10 Hz 샘플링과 3차 스플라인 보간을 통해 상관도 0.99 이상의 신호로 복원할 수 있었으며, 이 또한 응용에 따라 활용가능 할 것으로 생각된다.

5. 결 론

본 연구에서는 언더샘플링된 PPG를 고찰하고, 다양한 보간법을 사용하여 보간 후 원 신호와 유사한 상관성을 가질 수 있는 지를 고찰하였다. 본 연구결과는 PPG를 획득하는데 몇 가지 유의할 사항을 시사한다. 첫번째는 PPG를 획득할 때 파형의 높은 상관성 확보를 위해서는 최소 샘플링 주파수가 50 Hz 이상이 요구된다는 것이고, 두번째 시사점으로는 50 Hz 이하로 샘플링 된 PPG를 보간하여 원신호와 같은 상관성을 가질 수 있으며 3차 스플라인 보간이 가장 좋은 성능을 보인다는 것이다. 또 다른 시사점으로는 5 Hz 이하로 샘플링 된 경우는 보간을 통한 복원효과가 거의 나타나지 않는다는 것이다. 이상의 결론은 다양한 연령에 대한 평가, 부정맥, 저관류 등의 비정상신호 대상 평가를 통해 보다 일반화된 결과를 제공할 수 있을 것으로 보이며, 최적화된 PPG 측정 시스템을 제작하거나, 하드웨어 플랫폼의 제약이 있는 환경에서 PPG 측정 시스템을 설계하는 경우 적절한 샘플링 주파수 선정에 가이드를 제공할 수 있을 것으로 사료된다.

References

- [1] K.-L. Foh, "Integrating Healthcare: The Role and Value of Mobile Operators in eHealth," GSMA mHealth Programme, May. 2012.
- [2] PwC, "mHealth insights: The global mHealth market opportunity and sustainable reimbursement models," July, 2013.
- [3] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement." *Physiol meas*, vol. 28, no. 3, pp. R1-39, 2007.
- [4] C. Alippi, G. Anastasi, M.D. Francesco, M. Roveri, "An adaptive sampling algorithm for effective energy management in wireless sensor networks with energy-hungry sensors," *IEEE Trans Instrum Meas*, vol. 59, no. 2, pp. 335-344, 2010.
- [5] W.R. Dieter, S. Datta and W.K. Kai, "Power reduction by varying sampling rate," In Proceedings of the 2005 international symposium on Low power electronics and design, ACM, Aug. 2005.
- [6] A.V. Oppenheim and W.S. Ronald, *Discrete-time signal processing*, Pearson Higher Education, 2010.
- [7] H. Shin and S. Kang, "Investigation of Peak Location Changes of Photoplethysmography according to the Sampling Frequency Changes", *Bio-Medical System*

Conference, Welli-Hilli park, Heongsung-gun, Gangwon-do, South Korea, Jan. 2016.

- [8] Y. L. Yang and H. Shin, "An Effect of the Sampling Frequency to the Pulse Rate Variability Analysis," *International Biomedical Engineering Conference (IBEC) 2015*, Gyeong-ju IBEC 2015
- [9] Y. L. Yang and H. Shin, "An Investigation of the Effect of Sampling Frequency to the Frequency Domain Analysis of Pulse Rate Variability," *The 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine, Orlando, USA*, 2016.
- [10] Y.L. Yang and H. Shin "An Effect of Sampling Rate to the Sample Entropy Analysis of Pulse Rate Variability", Summer Conference of *the Korean Institute of Electrical Engineers (KIEE)*, Gangwon- do, South Korea, 2016.
- [11] S. Kang and H Shin, "An Investigation of the Feature Point Restoration of Undersampled Photoplethysmogram Using Interpolation", Summer Conference of *the Korean Institute of Electrical Engineers (KIEE)*, Gangwon-do, South Korea, 2016.
- [12] C. De Boor, E.U. Mathématicien, *A practical guide to splines*, vol. 27, New York: Springer-Verlag, 1978.
- [13] F.N. Fritsch, and R.E. Carlson, "Monotone Piecewise Cubic Interpolation," *SIAM J. Numerical Analysis*, vol. 17, pp. 238-246, 1980.
- [14] W.G. Bickley, "Piecewise cubic interpolation and twopoint boundary problems" *The Comput J*, vol. 11, no. 2, pp. 206-208, 1968.
- [15] H. Shin, "An evaluation of cardiovascular system using photoplethysmography", Ph.D. dissertation, Dept. Elect and Electro Eng, Yonsei Univ., 2010.

저 자 소 개



신 항 식 (Hangsik shin)

2003년 연세대학교 기계전자공학부 졸업(공학사). 2005년 연세대학교 대학원 전기전자공학과 석사졸업(공학석사), 2010년 연세대학교 대학원 전기전자공학과 박사졸업(공학박사). 2010년 3월~2013년 8월 삼성전자주식회사 DMC연구소 책임연구원. 2013년 9월~현재 전남대학교 의공학과 조교수



김 훈 (Hoon Kim)

1986년 2월 전북대학교 정밀기계공학과 졸업(공학사), 1988년 2월 전북대학교 기계공학과 석사졸업(공학석사), 1994년 3월 토호쿠대학교 기계공학과 박사취득(공학박사), 1997년 9월~현재: 전남대학교 기계설계공학부 교수

Tel : 061-659-7223

Fax : 061-659-7229

E-mail : khoon97@jnu.ac.kr

감사의 글

본 연구는 한국연구재단의 신진연구지원사업연구결과로 수행되었음 (NRF-2015R1C1A1A02036535)