

PTT를 이용한 자전거 운동 중 지속적인 혈압의 예측

김철승¹, 문기욱², 권정훈², 엄광문²

¹건국대학교 일반대학원 의공학과

²건국대학교 의학공학부

(Received October 9, 2006. December 11, 2006)

Continuous Blood Pressure Prediction Using PTT During Exercise

Chulseung Kim¹, Kiwook Moon², Junghoon Kwon², Gwangmoon Eom^{2,3}

¹Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Konkuk University

²School of Biomedical Engineering, Konkuk University

³Research Institute of Biomedical Engineering

Abstract

The purpose of this work is to predict the systolic blood pressure (BP) during exercise from pulse transit time (PTT) for warning of possible danger. PTT was calculated as the time between R-peak of ECG and the peak of differential photoplethysmograph (PPG). For the PTT-BP model, we used regress equations from previous studies and 3 kinds of new models combining linear and nonlinear regress equation. The model parameters were estimated with the data measured under low to middle intensity exercise, and then was tested with the data measured under high intensity exercise. Predicted BP values after high intensity exercise were compared with those measured by cuff-type sphygmomanometer. The results showed that the error between measured and predicted values were acceptable for the monitoring BP. We tested PTT-BP models 1 month after the identification without further calibration. Models could predict the BP and the errors between measured and predicted BP were about 5mmHg. The suggested system is expected to be helpful in recognizing any danger during exercise.

Key words : blood pressure, pulse transit time bp prediction, PTT-BP model, exercise

1. 서 론

건강을 고려한 운동 인구 증가에 따라 과도한 운동에 의한 부작용이 증가하고 있다. 이러한 부작용은 자신의 체력을 고려하지 않고 운동을 수행하거나 심장의 과부하로 인하여 역효과로 인하여 발생된다[1]. 심실이 수축하여 반월판을 열 때, 심실혈압은 주 동맥들의 혈압을 능가하기에 충분하여야 한다. 이 주 동맥 혈압을 후부하(after load)라고 하는데, 이는 수축이 시작 된 후 심장에 가해지는 일의 하중이다. 심장은 초기에는 후부하가 만성적으로 증가해도 이를 보상할 수 있지만 계속적으로 심장에 가해지는 과도한 하중은 심장에 병적 변화를 가져와 심장 기능 부전을 유발한다[2]. 심장에 병이 있거나 노화에 의해 심장이 약해진 경우에는 이 보상기전이 작동을 하지 않아 위험한 상황을 초래할 가능성이 있다. 따라서 운동 중 심장의 하중을 모니터링하여 혈압이 상승되었을 경우 운동을 중지시키고 휴식을 취하는 시스템이 요구된다.

심장의 하중을 모니터링하는 방법으로 혈압을 측정하는 방법이 있다. 현재 임상에서 주로 사용되고 있는 혈압 측정 방법은 팽창되는 커프(cuff)를 이용한 혈압계(sphygmomanometer)를 사용하여 간접적으로 측정하는 방법이 사용된다. 그러나 이러한 방법으로는, 지속적인 혈압의 예측이 불가능하며 운동 중 혈압을 예측하는 것은 무리가 있다[6].

최근 들어 운동 중 지속적으로 혈압을 예측하는 방법으로 PTT(Pulse Transit Time)와 혈압은 상관관계를 가진다는 기존의 연구결과[3]를 이용하여 PTT를 이용한 혈압 예측 방법이 제안되고 있다[7-10]. PTT란 혈액이 심장에서 말초 혈관까지 도달하는데 걸리는 시간으로, 혈압이 증가할수록 PTT가 빨라지게 된다. PTT는 ECG와 PPG (Photoplethysmograph)를 이용하여 계측이 가능하다[5].

PTT를 이용한 혈압 예측 방법은 측정된 혈압과 PTT를 이용하여 회귀(regression)식의 파라미터를 추정한 후 수축기(systolic)의 혈압을 예측한다[7-10]. 이러한 방법에서 PTT와 BP간의 상관관계는 일반적으로 피험자간에서는 높지 않지만 피험자내에서는 높게 나타나게 된다[4]. 그러므로 각 피험자별 보정을 통하여 운동 중 지속적으로 혈압의 예측이 가능할 것이다.

Corresponding Author : 엄광문
건국대학교 의공학부, 건국대학교 의학혁신연구소
Tel : (043) 852-9890
Fax : (043) 851-0620
E-mail : gmeom@kku.ac.kr

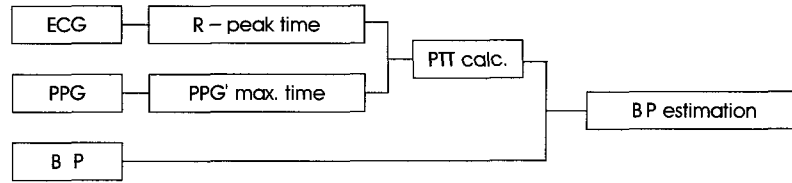


그림 1. PTT-BP 모델 파라미터
Fig. 1. PTT-BP model

지금까지의 혈압 예측 관련 연구는 회귀식을 추정한 범위 내에서의 예측 오차만을 고려한 연구가 주로 수행이 되었고, 추정 범위 외의 PTT를 이용하여 혈압을 예측할 수 있는지는 아직 밝혀진 것이 없다. 그러므로 이러한 방법을 이용하여 높은 혈압을 예측하기 위하여 높은 혈압 일 때의 정보(PTT와 BP)가 필요하게 되고, 높은 혈압을 측정하기 위해서는 고강도의 운동을 실시해야 한다. 이러한 운동은 운동 기능이 약화된 고령자 및 환자의 경우 위험 부담이 있다.

본 연구에서는 PPG와 ECG의 계측이 용이한 자전거 운동 중 혈압의 위험성 예측이 가능한 시스템의 구현을 위하여, 혈압 예측 모델의 추정 범위 외에서의 혈압 예측 성능에 대하여 조사를 하였다. 혈압 예측 모델은 심장에 무리를 주지 않는 범위 내에서의 PTT와 BP를 측정하여 구현되었고, 추정 범위 외에서의 혈압을 예측하였다.

모든 사람에게 적용이 가능한 범용 회귀식을 구현하는 것이 일반적인 혈압 예측 기법이나, 기존에 제안된 범용 회귀식[13]을 사용한 결과, 혈압의 증가에 따라 그 오차가 커지는 것이 확인되었다. 따라서 본 연구에서는 개인별 독립적인 모델 파라미터를 가지는 혈압 예측 모델을 사용하였다. 개인별로 수은혈압계를 사용한 기준혈압의 측정이 필요하나, 한번 모델 파라미터를 결정해 놓으면, 이후의 운동 중의 위험도를 예측 할 수 있으므로 가치가 있다고 사료된다. 혈압 예측 모델로써 총 5가지의 기존에 제안된 모델과 제안된 모델들을 이용한 새로운 모델이 사용되었고, 각 모델의 추정 범위 외에서의 예측 오차를 이용하여 성능이 비교되었다.

II. 방 법

A. PTT-BP 모델

Fig. 1은 PTT를 이용하여 혈압을 예측하기 위한 protocol을 보여주고 있다. PTT-BP 모델 파라미터는 ECG와 PPG를 이용하여 PTT를 계산한 후 동시에 측정된 BP를 이용하여 추정되었다.

PTT를 결정하기 위한 기존의 방법으로서, ECG의 R-peak와 PPG의 최대점 혹은 PPG 최저치 보다 40% 상승한 임계치를 사용하는 방법 및 PPG 미분값(PPG')의 최대값을 사용하는 방법 등이 사용되고 있고, 표준화된 방법은 없다. 본 연구는 PTT를 Fig. 2와 같이 ECG의 R-peak와 PPG'의 최고점까지의 시간으로 정의하였다. ECG의 R-peak와 PPG'의 최고점을 검출하기 위하여, threshold 이상에서 측정값이 상승 후 하강 하는 지점의 시간을 측정하는 방법을 사용하였다. PTT는 심박동에 따라 변동이 나타나

므로 약 10초간의 평균값을 이용하여 혈압이 예측되었다.

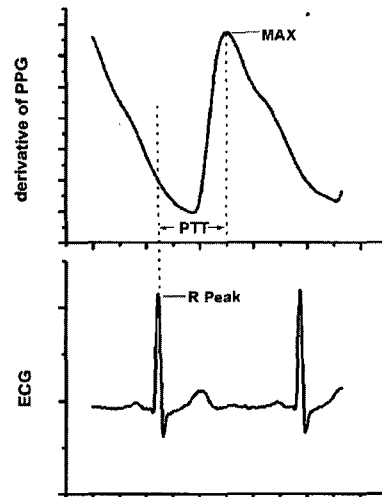


그림 2. PTT의 정의
Fig. 2. The definition of PTT

기존에 제안되는 PTT-BP 모델에서는, 다음과 같은 두 가지 모델이 주로 사용되고 있다[7-11].

$$BP_{M1} = A_1 \cdot PTT + B_1 \tag{1}$$

$$BP_{M2} = A_2 \cdot \frac{1}{PTT^2} + B_2 \tag{2}$$

A_i, B_i: coefficient of ith PTT-BP model

그러나 위의 방법은 측정된 값을 이용하여 측정 범위 내의 혈압을 예측하였을 경우에도 혈압 예측 오차가 약 10mmHg 정도가 발생된다. 그러므로 측정 범위의 이외의 값을 예측할 경우 그 오차의 정도는 더욱 커질 것이라 판단할 수 있다.

BP_{m1}의 파라미터를 추정하여 혈압을 예측하는 경우 예측된 혈압이 측정된 혈압에 비하여 과소평가되는 경향이 있고, BP_{m2}의 경우 예측된 혈압이 측정된 혈압에 비하여 과대평가되는 경향이 실험을 통하여 관찰되었다. 이러한 실험적 사실을 바탕으로 예측 성능을 개선시킬 수 있는 모델을 구현하기 위하여, 기존에 제안된 Equ. (1)과(2)를 이용하여 Equ. (3), (4) 그리고 (5)와 같은 3가지

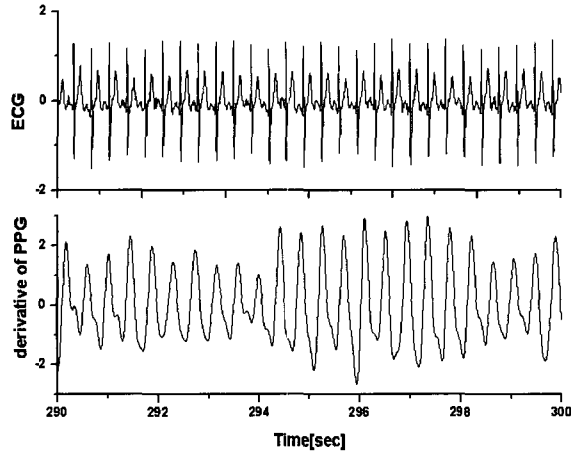


그림 3. 220W 운동시 ECG와 ΔPPG의 실험결과
 Fig. 3. Experimental results of ECG and ΔPPG during cycling at 220W load

모델을 설계하였다. Equ. (4)와 (5)의 경우, Equ. (1) 과 (2)의 결과를 사용하였다.

$$BP_{M3} = \alpha_1 \cdot \frac{1}{PTT^2} + \beta_1 \cdot PTT + \gamma_1 \quad (3)$$

$$BP_{M4} = \alpha_2 \cdot BP_{M1} + (1 - \alpha_2) \cdot BP_{M2} \quad (4)$$

$$BP_{M5} = \alpha_3 BP_{M1} + \beta_3 BP_{M2} \quad (5)$$

α, β, γ : coefficient of PTT-BP model

각 모델의 파라미터를 추정하기 위하여 LSE(least-squares estimator) 방법[12]이 사용되었다. 중강도 이하에서 측정된 혈압을 이용하여 각 모델 파라미터가 추정되었고, 추정된 모델을 이용하여 고강도 운동 후의 혈압이 예측되었다.

B. 실험

나이가 비슷하고 심혈관계 질환이 없는 정상인 6명을 대상으로 실험을 실시하였다. Table 1에서 각 피험자의 정보를 보여주고 있다. 휴식 상태에서 수축기 혈압과 심박수는 비슷하게 측정되었다.

혈압을 상승시키기 위하여, 피험자는 cycling 운동을 실시하였다. 중강도 이하와 고강도를 결정하기 위하여, 여러 운동 부하에서 운동을 실시하여 각 피험자의 주관적인 자각 운동 강도를 조사하였다. 피험자는 100W부터 시작하여 25W씩 상승시켜 각 부하당 5분간의 운동을 실시하였다. 운동 후 각 피험자는 자신이 운동한 부하를 표현하였고, 운동 부하는 힘들다고 표현하는 부하까지 상승되었다. 자각 운동 강도를 조사한 결과 피험자는 평균적으로

150W이상의 운동시 힘들다는 표현을 하였고, 본 연구에서는 150W이하의 운동 강도를 중강도 이하 운동이라 결정하였다.

운동 강도는 중강도 이하의 여러 운동 강도(75, 100, 125, 150W)를 이용하였으며, 피험자는 하루에 한가지의 운동 부하에서 2분간 운동을 실시하였다. 고강도 운동은 220W의 부하를 사용하였으며, 5분간 실시되었다.

운동 전 5분간 안정 상태에서 PPG와 ECG가 동시에 계측되었고, PPG를 계측하는 반대편 상완에서 수은혈압계(Hico, Japan)를 이용하여 혈압이 측정되었다. PPG와 ECG는 상용 시스템인 MP30(BIOPAC System inc., USA)를 사용하여 계측되었다. PPG는 반사형 적외선 센서를 이용하여 손가락 끝에서 측정되었다. PPG는 운동 중 움직임의 영향(moving artifact)을 많이 받므로, 운동 중 피험자에게 손가락을 움직이지 않도록 지시하였다. 운동 후 ECG의 R-peak를 기준으로 PPG의 손실 여부를 파악하여 손실되었을 경우 다음날 실험을 다시 수행하였다.

상완의 양측에서 PPG와 혈압을 각각 계측하는 방법은 양쪽의 약간의 혈압차(5-10mmHg)로 인하여 오차가 발생할 수 있다[2]. 그러나 PPG와 동일한 팔에서 혈압을 측정할 경우, 커프의 압력으로 인하여 동시에 PPG를 계측하는 것이 불가능하여 순차적으로 측정해야 하므로, PPG와 BP의 시간 오차가 약 30초 정도가 발생하게 된다. PPG와 BP를 동시에 측정하지 못하여 발생한 오차는 상완 양쪽 간의 혈압차 보다 더 클 것으로 판단된다. 또한 상완 양쪽의 혈압차가 일정하게 유지된다고 가정하면, PTT-BP 모델 파라미터 추정 시 이 오차가 보정될 것이다. 운동 직후에 동일한 방법으로 PPG, ECG 그리고 혈압이 측정되었다.

표 1. 피험자 정보 (n=6)

Table 1. Subjects information (n=6)

| Age[yr] | Height[cm] | Weight[kg] | Sys.pressure[mmHg] | BPM |
|----------|------------|------------|--------------------|----------|
| 25.6±0.5 | 171.1±6.6 | 72.9±13 | 122.3±5.7 | 77.6±3.5 |

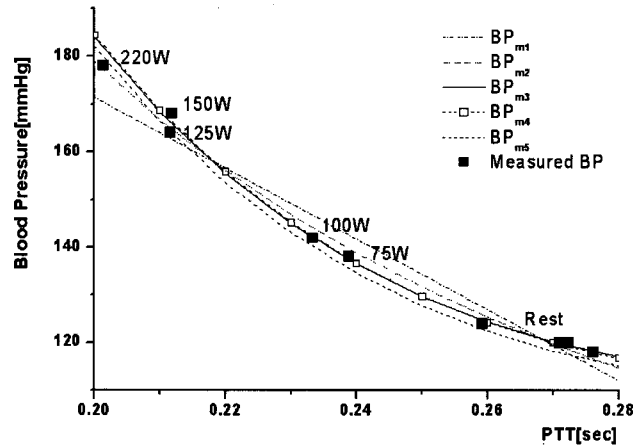


그림 4. 피험자 C의 측정된 혈압 값과 예측한 5가지 모델의 결과
 Fig. 4. Measured BP and predicted three models results of subject C

III. 결과 및 고찰

Fig. 3는 220W 운동시 운동 종료 10초 전부터의 ECG와 PPG'을 보여주고 있다. 실험 결과에서 보는 것과 같이 운동 중에도 ECG와 PPG는 정확하게 검출되었다.

Table 2은 전체 영역(0~220W)의 측정 결과를 이용하여 추정된 5가지 모델의 고강도 운동(220W) 후의 혈압 예측 오차를 보여주고 있다. 본 연구 결과에서 볼 수 있는 것과 같이, 추정 범위 내에서의 오차는 10mmHg이하로 나타났다. BP_{m2}, BP_{m3}, BP_{m4}, BP_{m5}의 오차는 BP_{m1}에 비해 작았으나 BP_{m1}을 제외한 다른 모델 간의 통계적인 유의차는 없었다. 이러한 결과로부터, 본 연구에서 제안한 3가지 모델은 기존에 제안된 모델들에 비하여 성능이 개선

되었거나 비슷하다고 판단되고, 추정 범위 안에서의 혈압 예측은 상당히 정확하다고 판단된다.

Table 3는 각 피험자의 운동 부하별로 측정된 혈압과 0~150W까지 운동 후의 혈압을 이용하여 추정된 모델 파라미터들을 보여주고 있다. 측정된 혈압에서, 운동 부하가 증가함에 따라 혈압이 상승하고 있는 것을 볼 수 있다. 또한 추정된 모델 파라미터는 각 피험자별로 차이가 많이 나는 것을 볼 수가 있다. 이는 기존의 연구 결과[4]와 일치하는 결과로서, 하나의 모델을 이용하여 모든 피험자의 혈압 특성을 예측할 수 없다는 것을 의미한다. 즉 PTT를 이용한 혈압의 예측은 개인 보정을 통한 방법이 불가피하다.

Fig. 4은 피험자 C의 각 운동 부하 별 측정된 혈압값과 0~150W까지의 측정 결과를 이용하여 예측한 5가지의 PTT-BP 모델의 결

표 2. 전체영역(rest~220W)의 측정 결과를 이용하여 추정된 고강도운동(220W)후의 혈압 예측 오차

Table 2. Prediction errors of high load (220W) BP using whole load (rest~220W) data

| | Subject A | Subject B | Subject C | Subject D | Subject E | Subject F | Average |
|------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-------------|
| BP _{M1} | -5.29 | -4.66 | -4.97 | -6.94 | -4.67 | -9.57 | 6.27 ± 1.94 |
| BP _{M2} | 0.83 | 0.34 | -0.55 | -0.78 | 3.26 | -2.95 | 1.87 ± 2.05 |
| BP _{M3} | 2.45 | -0.27 | 1.26 | -0.5 | 1.74 | -1.1 | 1.42 ± 1.41 |
| BP _{M4} | 2.76 | -0.34 | 1.54 | -0.46 | 1.54 | -0.82 | 1.49 ± 1.44 |
| BP _{M5} | 0.95 | -0.01 | -0.1 | -0.66 | 2.54 | -2.35 | 1.49 ± 1.63 |

표 3. 측정된 혈압 값과 추정된 PTT-BP 모델 파라미터

Table 3. Measured BP and estimated PTT-BP models parameters

| Subject | Measured Blood Pressure | | | | | | Estimated parameters | | | | | | | | | | |
|---------|-------------------------|-----|------|------|------|------|----------------------|--------|------------------|-------|------------------|--------|---------|------------------|-----------|------------------|--------|
| | resting | 75W | 100W | 125W | 150W | 220W | BP _{M1} | | BP _{M2} | | BP _{M3} | | | BP _{M4} | | BP _{M5} | |
| | | | | | | | A1 | B1 | A2 | B2 | α1 | β1 | γ1 | α2 | β2 | α3 | β3 |
| A | 128 | 142 | 168 | 170 | 180 | 190 | -725.46 | 326.41 | 5.39 | 55.7 | 9.27 | 537.18 | -142.64 | -0.701 | 1.701 | -0.74 | 1.72 |
| B | 126 | 140 | 152 | 162 | 166 | 180 | -658.57 | 305.12 | 4.9 | 59.32 | 3.6 | -177.7 | 125.51 | 0.26861 | 0.73139 | 0.25 | 0.73 |
| C | 120 | 138 | 142 | 164 | 168 | 178 | -740.4 | 319.39 | 5.23 | 48.05 | 9.23 | 577.66 | -162.37 | -0.75485 | 1.75485 | -0.78 | 1.77 |
| D | 110 | 138 | 160 | 168 | 172 | 184 | -619.47 | 300.57 | 5.25 | 56.75 | 5.25 | -0.5 | 56.95 | 0.00079836 | 0.9992016 | 0.0008115 | 0.9992 |
| E | 124 | 152 | 158 | 168 | 172 | 190 | -734.31 | 316.36 | 4.71 | 55.24 | 5.82 | 176.06 | -6.94 | -0.23378 | 1.23378 | -0.24 | 1.23 |
| F | 120 | 150 | 152 | 154 | 164 | 186 | -681.29 | 319.68 | 6.54 | 43.32 | 6.76 | 23.23 | 33.93 | -0.0337 | 1.0337 | -0.034 | 1.03 |

과를 보여주고 있다. 여기에서 볼 수 있는 것과 같이, BP_{m1}을 제외한 다른 모델의 경우 220W 운동 후의 결과와 비슷하게 예측된 것을 알 수가 있다. Table 4는 중강도 이하(150W)에서 측정된 혈압을 이용하여 모델 파라미터를 추정한 후 고강도(220W)일 때의 PTT를 이용하여 예측된 혈압과 고강도 운동 후 측정된 혈압의 차이를 보여주고 있다. 피험자 6명의 혈압을 예측한 결과 기존에 제안된 방법인 BP_{m2}의 에러가 가장 적게 나타났다. 그러나 BP_{m1}을 제외한 다른 모델간의 통계적인 유의차는 없었다. 비선형 모델의 예측 오차가 선형 모델에 비해 더 작게 나타나는 것을 볼 수가 있었다. 그러므로 PTT와 혈압은 단순 선형 관계가 아니라고 판단된다.

Table 4에서 BP_{m3}는 BP_{m2}에 비하여 파라미터의 개수가 많으나, 오차가 더 큰 것을 볼 수가 있다. Table 3에서 대부분의 피험자의 경우(Subject B 제외) 내삽(interpolation) 영역에서의 예측 성능을 높이기 위하여, BP_{m3}의 곡률 파라미터(α_1)가 BP_{m2}의 곡률 파라미터(α_2)에 비하여 더 큰 것을 볼 수가 있다. 이로 인하여 중강도 이하에서 예측된 혈압의 범위에서는 성능이 좋아지게 되나, 커진 곡률로 인하여 고강도에서의 외삽(extrapolation) 영역에서의 예측 성능은 더욱 나빠지게 됐다고 판단할 수 있다. 이러한 결과로부터, 고강도일 때의 PTT-BP 관계는 중강도 이하일 때 보다 선형적인 특징이 더욱 강해진다고 판단할 수 있다.

BP_{m1}을 제외한 모델의 경우, 평균 예측 오차는 모두 5mmHg 이하로 나타났다. 이는 혈압계가 오차 평균이 5mmHg 이하이고 표준편차가 8mmHg 이하이어야 한다는 혈압계의 국제 표준인 ANSI/AAMI의 규격[13]에 만족하는 결과이다. 그러나 본 연구에서는 국제 표준에서 요구하는 피험자수(n>85)를 만족하지 못하였다. 국제 표준을 만족하기 위해서는 향후 추가 실험이 필요할 것이다.

위의 결과를 통하여 BP_{m1}을 제외한 다른 4 가지 모델의 성능은 비슷하게 측정이 되었다. 비슷한 성능의 모델의 경우 효율적인 측면에서 볼 때 추정해야 할 파라미터가 상대적으로 적은 BP_{m2}가 유

리할 것으로 판단된다.

Fig. 5는 운동 중 적용 가능성을 평가하기 위하여 PTT-BP 모델 파라미터를 추정한 후 약 1개월 후 운동 중 지속적으로 혈압을 예측한 결과를 보여주고 있다. 두 명의 피험자가 실험에 참여하였으며, 각 피험자는 220W의 부하에서 5분간 운동을 실시하였다. 운동 시간이 지남에 따라 PTT가 짧아지게 되고 이러한 영향으로 인하여 예측된 혈압이 증가하는 것을 볼 수가 있다. 운동 중 혈압을 측정하는 장비의 부재로 인하여 운동 중 예측된 혈압을 검증할 수는 없으나, PTT와 혈압은 상관관계를 가진다는 기존의 결과 및 본 연구 결과에서 보는 것과 같이, 운동 중 Fig. 5와 같은 패턴으로 혈압이 변화할 것이라 판단할 수 있다.

운동 전 측정치는 subject B는 120 mmHg, subject F는 126 mmHg 이었다. 그러나 본 연구에서 사용한 방법은 약 10초간의 PTT를 평균하여 사용하였다. 그러므로 운동 시작 직후와 예측이 시작된 혈압과는 시작 시점에 차이가 있다. 이로 인하여 운동 시작 후에 혈압이 높게 예측되었다.

Table 5에서 보는 것과 같이, 피험자 B와 F의 운동 종료 시 혈압은 측정치는 각각 176mmHg 와 176mmHg 이었다. 예측치는 BP_{m1}을 제외한 다른 모델의 경우 비슷하게 예측되었고, 오차는 4mmHg 이하였다. 본 결과에서 보는 것과 같이 운동 중에도 혈압의 예측이 가능할 것이라 판단된다.

본 실험은 1개월 전에 중강도 이하의 결과를 이용하여 추정된 모델의 혈압 예측한 결과이다. 모델 파라미터의 갱신은 지속적으로 수행되어야 할 것이나, 본 결과에서 보는 것과 같이 빈번한 보정 작업을 수행할 필요가 없다는 것을 알 수가 있다. 그러나 PTT를 이용한 혈압 예측은 신체 조건이 변할 경우 혈압 예측치의 오차가 더 커질 수 있으므로 지속적인 보정 작업이 필요할 것이다.

본 연구에서는 위험도가 낮은 혈압을 이용하여 높은 혈압을 예측하는 방법이 사용되었다 이는 고령자 및 환자에 적용할 경우 타당한 방법이라 사료된다. 또한 결과에서 보는 것과 같이, 운동 중 지속적인 혈압의 예측이 가능하였고, 예측치와 예측치의 오차가

표 4. 중강도 이하(rest-250W)에서 예측된 데이터를 이용하여 추정된 고강도(220W)운동에서의 혈압 예측 오차

Table 4. Prediction errors of high load (220W) BP using low to medium load (rest~150W) data

| | Subject A | Subject B | Subject C | Subject D | Subject E | Subject F | Average |
|------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-------------|
| BP _{M1} | -8.25 | -7.5 | -7.65 | -9.93 | -7.65 | -15.04 | 9.71 ± 2.93 |
| BP _{M2} | 1.5 | 0.65 | -0.95 | -1.24 | 6.72 | -5.44 | 3.64 ± 3.99 |
| BP _{M3} | 7.68 | -1.49 | 3.71 | -1.25 | 9.91 | -5.13 | 5.79 ± 5.85 |
| BP _{M4} | 8.34 | -1.54 | 4.12 | -1.25 | 10.08 | -5.12 | 6.03 ± 6.04 |
| BP _{M5} | 4.28 | -1.26 | 1.73 | -1.25 | 9.21 | -5.18 | 4.76 ± 5.03 |

표 5. 운동 종료 시 측정된 혈압 값과 추정된 혈압 값 [mmHg]

Table 5. Results of measured BP and predicted BP [mmHg]

| | Measured BP | BP _{m1} | BP _{m2} | BP _{m3} | BP _{m4} | BP _{m5} |
|-----------|-------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| Subject B | 176 | 171.5 | 178.9 | 177 | 176.9 | 177.2 |
| Error | | -4.5 | 2.9 | 1 | 0.9 | 1.2 |
| Subject F | 176 | 169.26 | 172.67 | 173.34 | 173.02 | 173.05 |
| Error | | -6.74 | 3.33 | 2.66 | 2.98 | 2.95 |

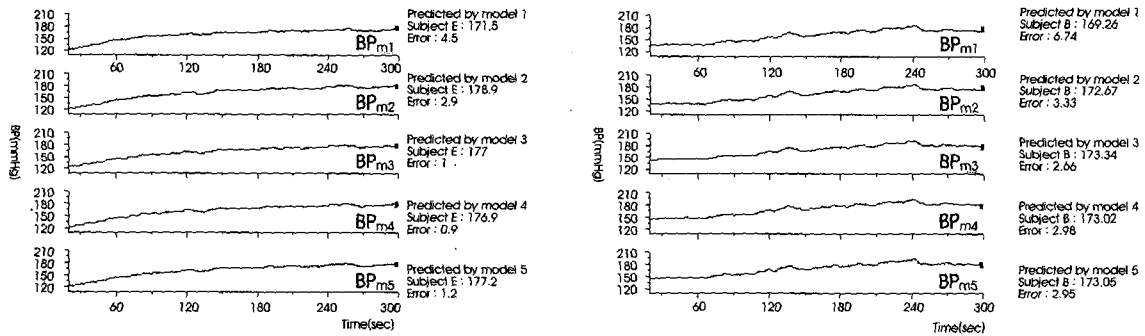


그림 5. 운동 중 피험자 B(좌측)와 F(우측)를 이용하여 측정된 혈압 값과 (네모: ■) 예측한 혈압 값 (실선: —)
 Fig. 5. Results of measured BP (block box: ■) and predicted BP (solid line: —) using models of subject B (left) and F (right) during exercise

작은 것을 볼 수 있었다. 본 연구에서 제안한 방법은 실제 운동에 적용이 가능할 것이다.

기존의 cycle ergometer이나 treadmill과 같은 운동 기구에는 ECG측정 시스템이 내장되어 있는 것이 많다. 여기에 PPG와 PTT 측정 시스템을 추가한다면 본 연구에서 제안한 운동 위험 예측 시스템을 쉽게 구성할 수가 있다. 운동 기구에 본 연구에서 제안한 운동 위험 예측 시스템을 추가하여 운동을 수행한다면, 안전하고 효율적인 운동을 할 수 있을 것이라 기대된다.

IV. 결 론

본 연구에서는 중강도 이하의 안전한 운동 강도에서 측정된 혈압을 이용하여 고강도 운동시 혈압을 예측하고 운동 중 위험성을 경고할 수 있는 시스템을 구현하고자 하였다. PTT를 이용하여 지속적으로 혈압을 예측하기 위한 5가지 PTT-BP 모델을 비교한 결과 예측 성능은 BP_{m1}를 제외한 4가지의 모델이 비슷하였으나, 상대적으로 파라미터가 적은 BP_{m2}가 유리할 것이라고 판단할 수 있었다. PTT-BP 모델의 성능은 결과에서 보는 것과 같이 만족할 만한 수준이었고, 약 1개월 후 보정 작업 없이 혈압을 예측한 결과 예측 오차는 BP_{m1}을 제외하고 4mmHg이하였다.

본 연구에서 제안한 시스템은 운동 중 심혈관계 사고를 예방하는데 큰 도움을 줄 수 있을 것이다.

참고문헌

[1] American College of Sports Medicine, *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription 6th edition*, Lippincott Williams & Wilkins, 2003, pp. 27-29.
 [2] Sheriwood, L., *Human physiology: from cells to systems 5th edition*, Thomson Learning, 2004, pp. 302.
 [3] Pollak, M. H., and Obrist, P. A., "Aortic-radial pulse transit time and ECG Q-wave to radial pulse wave as indices of beat-to-beat blood pressure change," *Psychophysiology*, vol. 20, pp. 21-28, 1983.

[4] Kalju Meigas, Rain Kattai and Jaanus Lass, "Continuous blood pressure monitoring using pulse wave delay," in *Proc. the 23rd Annual EMBS international Conference*, Istanbul, Turkey, 2001, pp. 3171-3174.
 [5] Smith, R. P., Argod, J., Pepin J. L. and Levy, P. A., "Pulse transit time: and appraisal of potential clinical applications," *Thorax*, vol. 54, pp. 452-458, 1999.
 [6] Paulus, D. A., "Noninvasive blood pressure measurement," *Medical instrumentation*, vol. 15, pp. 91-94, 1981.
 [7] C. M. Lee and Y. T. Zhang, "Cuffless and noninvasive estimation of blood pressure based on a wavelet transform approach," in *Proc. IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering*, Keihanna, Japan, 2003, pp. 148-149.
 [8] Parry Fung, Guy Dumon, Craig Ries, Chris Mott, Mark Ansermino, "Continuous Noninvasive Blood Pressure Measurement by Pulse Transit Time," in *Proc. of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, C.A., USA, 2004, pp. 738-741.
 [9] Park, E. K., Cho, B. H., Park, S. H., Lee, J. y., Hwang, J. S., Park, H. K., Lee, J. S., Kim, I. Y. and Kim, S. I., "A study on the estimation of continuous blood pressure using PTT and biometric parameters," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 27, pp. 1-5, 2006.
 [10] Chen, W., Kobayashi, T., Ichikawa, S., Takeuchi, Y., and Togawa, T., "Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration," *Med Biol Eng Comput*, vol. 38, pp. 569-574, 2000.
 [11] Jang, J. S. R., Sun, C. T., and Mizutani, E., *Neuro-fuzzy and soft computing: a computational approach to learning and machine intelligence*, Prentice-Hall, pp-104, 1997.
 [12] Association for the Advancement of Medical Instrumentation, *Manual, electronic, or automated sphygmomanometers*, American National standard, ANSI/AAMI SP10:2002 & ANSI/AAMI SP10:2002/A1:2003.
 [13] Lee, S. M., Park, E. K., Kim, I. Y., Kim, S. I., "An estimating method for systolic blood pressure by using pulse transit time and physical characteristic parameters," *The Institute of electronics engineers of Korea*, vol. 42, no. 3, pp. 145-150, 2005.