論 文
57-6-29

PTTL을 이용한 수축기 혈압추정

Estimation of Systolic Blood Pressure using PTTL

吉 世 基* · 權 章 禹** · 尹 廣 燮*** · 李 相 旻†
(Se-Kee Kil · Jang-Woo Kwan · Kwang-Sub Yoon · Sangmin Lee)

Abstract – The desirable method to diagnose abnormal blood pressure is to measure and manage blood pressure continuously and regularly. However, the sphygmomanometers that are based on a cuff have faults in that they can not measure the blood pressure continuously and they cause an unpleasant feeling. Therefore, it is essential to develop a new measuring method that causes no pain and that can obtain blood pressure continuously without any unpleasant feeling. Thus, we propose here a regression method to estimate the systolic blood pressure by using the PTTL(pulse transit time on leg) with some body parameters which are chosen from the relational analysis with systolic blood pressure. The data we use to make the regression model were obtained in triplicate from each of 50 males who were from 18 to 35 years. And we made estimation experiments of blood pressure on 10 males who did not take part in the making the regression model. According to the results, the proposed method showed a mean error of 4.00 mmHg and the standard variance was 2.45 mmHg. When we comparing the results of the proposed method with the rule of American National Standards Institute of the Association of the Advancement of Medical Instruments (ANSI/AAMI), the results satisfied the rule of a mean error less than 5 mmHg and a standard variance less than 8 mmHg. Therefore we were able to validate the usefulness of the proposed method.

Key Words : PTTL, Blood Pressure, Estimation, Regression Method, Body Parameters

1. 서 론

대부분의 병원이나 약국 및 건강센터에서 사용하고 있는 커프식의 혈압 측정법 즉, 청진법과 오실로메트릭법은 측정 후 동맥이 원상 복귀될 때까지 재측정을 할 수 없어 연속적인 혈압측정이나 장시간의 혈압 변화 추이 관찰에는 적합하지 않으며[1], 커프에 의한 압박으로 인해 피검자가 불편함을 느낄 수도 있으나[2], 현재까지는 마땅한 대안이 없는 실정이다.

최근에는 혈압의 연속적인 측정 및 측정시의 불편함 해소를 위해 맥파전달시간(PTT : pulse transit time)을 사용하는 연구가 지속적으로 수행되고 있다. 정인철[3], Lass[4]는 심전도의 R 정점과 맥파의 기시점, 수축기 최대점, 맥파의 진폭 등 특징점들 사이의 시간 간격을 이용하여 혈압을 추정하였으며, Teng[5]과 Kim[6]은 PPG에서의 수축기 정점과 이완기 정점, 그리고 맥파신호의 펄스폭을 이용하여 혈압을 추정하였다. Park[7]은 PTT와 신체 파라미터들을 사용하여 혈압을 추정하였다.

위의 연구들은 모두 혈압과 PTT와의 반비례 관계를 이용한 것으로, 혈관의 저항성분 증가나 혈관의 긴장성 상승에 의한 동맥벽 경직에 기인한 혈압의 상승은 혈류 속도 증가를 유발하여 PTT를 짧아지게 하고 반대로 혈압이 감소하면 PTT가 증가하게 되는 점에 착안한 연구들이다. 그러나 위 연구들의 경우, 특정 개인의 혈압 추정에 그친다거나 추정 정확도가 떨어지는 단점이 있는데, 이는 위 연구들에서 사용한 PTT 즉, 심전도와 요골동맥이나 손가락에서의 맥파 전달 시간과 혈압과의 상관성이 충분히 높지 못하기 때문인 것으로 판단된다.

이에 본 논문에서는 손이 아닌 발에서 측정한 맥파를 이용하는 PTTL(pulse transit time on leg) 회귀모델법을 제안하였다. 이는 혈압을 결정하는 요소 중 혈관내의 저항 성분은 상당히 큰 부분을 차지하며[8] 손에서 측정한 PTT보다는 발에서 측정한 PTTL이 더 많은 혈관의 영향을 받는 점에 착안하여 보다 개선된 결과를 얻고자 한 것이다.

PTTL 즉, 하지 PPG를 이용한 연구의 경우, 기존의 연구에서도 상하지 PPG를 이용한 회귀모델과 혈압과의 상관분석을 행한 사례[9]가 있으나, 피험자들로부터 추정된 회귀모델을 사용하여 다른 피험자들, 즉, 회귀모델 작성에 참여하지 않은 다른 피험자들에게 일반화하여 적용하는 것에는 추가연구의 필요성을 제기하고 있는 상황이다.

본 논문에서는 피험자들로부터 일반화된 혈압 추정 회귀모델을 작성하고, 이를 회귀식 작성과 관련 없는 다른 피험자들에게 적용한 결과에 대해, 기존의 PTT 일반화 회귀모델을 이용한 추정결과 및 자동혈압계의 표준인 ANSI

* 正 會 員 : 仁荷大學校 電子工學科 情報電子共同研究所 先任研究員
** 正 會 員 : 東明大學校 컴퓨터工學科 副敎授
*** 正 會 員 : 仁荷大學校 電子工學科 敎授
† 교신저자, 正會員 : 仁荷大學校 電子工學科 助敎授
E-mail : sanglee@inha.ac.kr
接受日字 : 2008年 4月 15日
最終完了 : 2008年 5月 8日

/AAMI의 기준과 비교하여 제안된 방법의 유용성을 검증하고자 하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 PTT의 형성 및 혈압과의 관계를 통해 제안의 근거를 제시하고, 3장에서는 상관분석을 통한 부가 신체 파라미터의 선정과 제안된 PTTL을 이용한 혈압추정 방법에 대해 설명하며, 4장에서는 실제 실험과 비교검토·고찰을 통해 제안된 방법의 유용성을 검증하였다. 마지막으로 논문에 대한 전체적인 결론을 짓고 향후의 활용성 및 앞으로의 연구방향에 대하여 제시하였다.

2. PTT의 형성 및 혈압과의 관계

맥파는 심장박동에 의하여 발생하는 동맥계압 파동의 전달로써, 대동맥 내압이 상승 혹은 하강하는 변화에 따라서 혈관벽이 수축과 이완을 반복하며 대동맥 내압이 혈관벽을 따라 말초로 전파되는 것을 말한다. 이때 맥파는 그림 1에 나타낸 것처럼 심전도와 200-250ms 정도의 일정 시간 지연을 두고 형성된다.

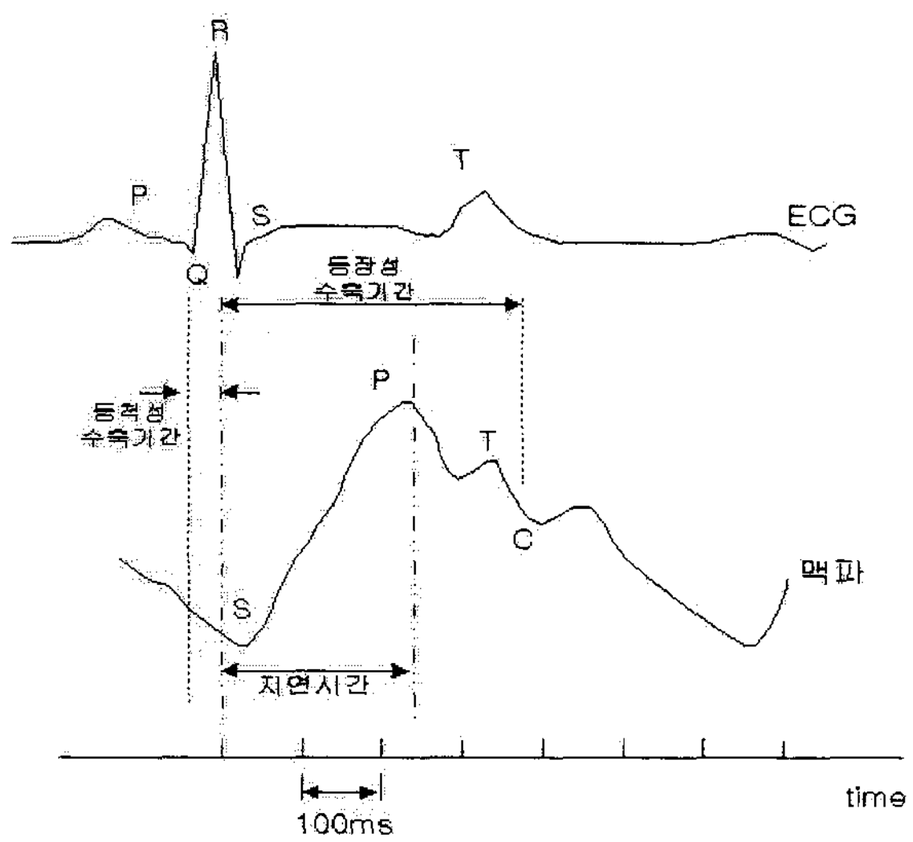


그림 1 심장의 운동에 의한 심전도와 맥파

Fig. 1 Electrocardiogram and pulsation from the motion of heart

이 때 두 생체신호 사이의 지연시간은 팔 내부 혈관들의 저항 정도나 신전성 정도에 따라 달라지며 이는 곧 맥파 전달 시간 PTT라 불리는 이 지연시간이 혈압과 일정관계가 있음을 나타내준다. 즉, 혈류의 속도는 압력에 비례하므로 혈류저항이 커져 혈압이 증가하면 혈류의 속도는 증가하고 따라서 PTT는 작아지게 되며, 반대로 혈류 저항이 작아져 혈압이 감소하게 되면 PTT는 커지게 된다[10][11]. 따라서 PTT를 이용한 기존의 혈압 추정 연구는 충분한 개연성을 가진다고 볼 수 있다.

여기에서 혈압과 PTT에 영향을 미치는 혈류저항 성분에 대해 주목해 본다면, 그림 2에 나타낸 것처럼 전체저항 중 대동맥, 동맥, 비교적 긴 동맥분지들이 차지하는 부분은 약 19% 정도일 뿐, 모세혈관과 세동맥들이 거의 절반을 차지한다. 즉, 저항의 50%는 겨우 수 mm 정도의 짧은 혈관에 존재하며, 따라서 저항의 커다란 증가는 비교적 작은 직경의 모세혈관과 세동맥 때문이라고 말할 수 있다. 체순환의 전체적인 병렬 저항을 총말초저항이라 부르는데, 어떤 순간에서의 혈압은 심박출량과 총말초저항에 의해 결정된다.

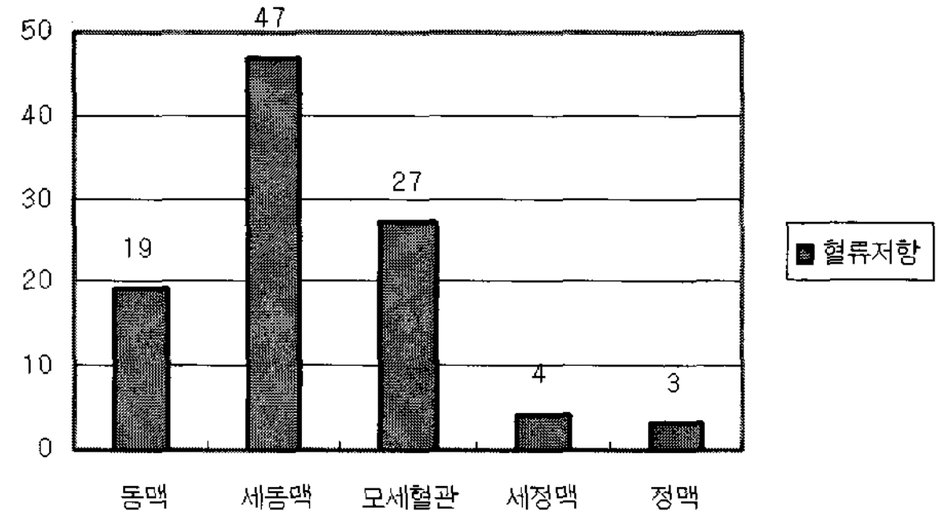


그림 2 체순환의 혈류저항

Fig. 2 Resistance of bloodstream in body circulation

따라서 제안된 PTTL 즉, 발에서 측정한 맥파 전달 시간의 경우, 심장에서 발에 이르는 수많은 세동맥, 모세혈관, 동맥을 거치며 벡터적으로 합성된 압파의 도달 시간으로 기존의 손에서의 PTT보다 더 많은 혈류저항성분의 영향을 반영할 것이므로 기존의 PTT보다 더 높은 혈압과의 상관성을 보여줄 것으로 예상할 수 있다.

3. 제안된 혈압추정법

3.1 혈압과의 상관분석 및 유효 신체 파라미터 선정

본 논문에서는 혈압과 PTT, PTTL과의 상관관계, 즉 혈압의 증감에 따른 PTT 및 PTTL의 증감의 상관성을 분석하기 위해 식(1)의 상관계수 r을 사용하였다[12].

$$r = \frac{S_{XY}}{\sqrt{S_{XX}}\sqrt{S_{YY}}}, \quad -1 \le r \le 1 \tag{1}$$

여기서 S_{XY}, S_{XX}, S_{YY}는 각각 다음과 같다.

$$\begin{aligned} S_{XX} &= \sum_{i=1}^{n}(X_i - \overline{X})^2 = \sum_{i=1}^{n} X_i^2 - n\overline{X^2} \\ S_{YY} &= \sum_{i=1}^{n}(Y_i - \overline{Y})^2 = \sum_{i=1}^{n} Y_i^2 - n\overline{Y^2} \\ S_{XY} &= \sum_{i=1}^{n}(X_i - \overline{X})(Y_i - \overline{Y}) = \sum_{i=1}^{n} X_i Y_i - n\overline{XY} \end{aligned} \tag{2}$$

표 1은 혈압과 PTT, PTTL과의 상관분석 결과이고, 그림 3은 혈압과 PTT, PTTL과의 산포도이다.

표 1 혈압과 시계열과의 상관분석 결과

Table 1 Relational analysis result of blood pressure and time series

		BP	PTT	PTTL
BP	상관계수(r)	1	-.251*	-.467*
	유의확률		.002	.000
	N	150	150	150

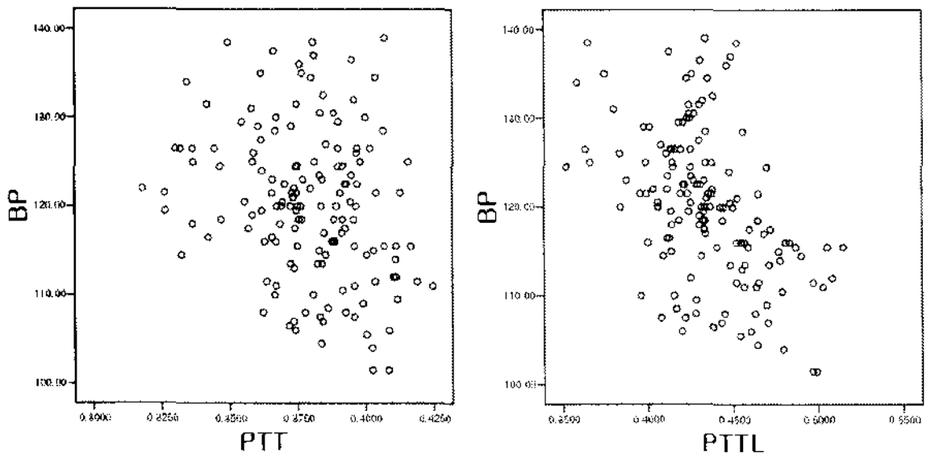


그림 3 혈압과 시계열과의 산포도

Fig. 3 Scatter plot of blood pressure and time series

표 1에서 N은 18세부터 35세까지의 남자 50명으로부터 각 3회씩 획득한 총 150회의 실험횟수를 나타낸다. 혈압과 PTT의 상관계수는 -0.251로써 25.1%의 상관성을 나타냈으며, 혈압과 PTTL의 상관계수는 -0.467로써, 46.7%의 상관성을 나타내었다. 2장에서 예상한 바와 같이 PTT보다는 PTTL이 21.6% 더 높은 혈압과의 상관성을 나타내었다.

그러나 PTTL 단독으로는 오차 없이 정확한 혈압 값을 추정하기에는 상관성이 낮은 편이며, 이런 경우, 기존 방법에서는 일반적으로 몇 가지 신체 파라미터들을 보조적으로 사용하여 왔다[7]. 본 논문에서도 혈압 추정을 위해 심전도 및 맥파 신호를 측정할 때, 표 2와 같이 총 9가지의 신체파라미터를 함께 획득하고 상관성 검토를 통해 3가지 유효 신체 파라미터를 선정하였다.

회귀모델을 사용하여 혈압을 추정할 때 일반적으로는 많은 종류의 신체 파라미터들을 사용할수록 추정 정확도가 높아지지만, 만일 추정에 사용한 파라미터 상호간의 상관성이 높을 경우, 그렇지 않은 경우보다 추정 정확도가 오히려 낮아질 수도 있다[13]. 이에 본 논문에서는 획득한 9종류의 신체 파라미터들 상호간의 상관관계를 조사하여 서로 상관성이 높은 파라미터들 중 일부분은 혈압 추정을 위한 회귀모델 설계에서 배제하도록 하였다. 신체 파라미터 배제 선택의 기준은 서로간의 상관관계가 높은 파라미터들 중 혈압과의 상관계수가 작거나 획득이 어려운 파라미터를 배제하도록 하였다.

표 2는 9종류의 파라미터들과 혈압과의 상관계수를 나타내며, 표 3은 9가지 파라미터 상호간의 상관계수를 나타낸다. 표의 내용을 살펴보면 나이를 제외한 모든 파라미터들이 서로 일정 이상의 상관성을 가지는 것으로 나타났으며 특히 몸무게와의 연관성이 큰 것으로 드러났다. 하지만 몸무게의 경우 혈압과 가장 큰 상관성을 가지므로 우선 유효 신체 파라미터로 선정하였으며, 몸 전체의 체지방과 다리의 체지방, 팔과 다리 길이와 신장과는 상관관계가 매우 크므로 체지방 및 팔과 다리의 길이는 배제하도록 하였다.

그 이유는 체지방의 경우 체중과의 상관관계가 매우 높기

표 2 혈압과 신체 파라미터들과의 상관분석 결과

Table 2 Relational analysis result of blood pressure and body parameters

		BP	Age	Height	Weight	Arm	Leg	DL	Fat	Fat_ Arm	Fat_ Leg
상관계수(r)	BP	1.000	-.241	.261	.483	.276	.344	.273	.149	-.014	.180
유의확률	BP	.	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.009	.411	.002
N	BP	150	150	150	150	150	150	150	150	150	150

표 3 파라미터 상호간의 상관분석 결과

Table 3 Relational analysis result of each body parameters

	Weight	Leg	Arm	DL	Height	Age	Fat_Leg	Fat	Fat_Arm
Weight	1	.407	.343	.310	.408	-.214	.623	.682	.495
Leg	.407	1	.699	.865	.902	-.560	-.226	-.167	-.303
Arm	.343	.699	1	.246	.777	-.365	-.129	-.116	-.220
DL	.310	.865	.246	1	.678	-.502	-.216	-.145	-.256
Height	.408	.902	.777	.678	1	-.563	-.189	-.172	-.279
Age	-.214	-.560	-.365	-.502	-.563	1	.094	.195	.304
Fat_Leg	.623	-.226	-.129	-.216	-.189	.094	1	.842	.769
Fat	.682	-.167	-.116	-.145	-.172	.195	.842	1	.798
Fat_Arm	.495	-.303	-.220	-.256	-.279	.304	.769	.798	1
선택여부	**선택**	배제	배제	배제	**선택**	**선택**	배제	배제	배제

때문이며, 신장의 경우 혈압을 재는 피험자가 팔·다리의 경우는 대부분 인지하지 못하고 측정하는 기준도 불분명하지만, 본인의 신장은 정확히 알고 있는 경우가 많기 때문이다. 따라서 본 논문에서는 유효 신체 파라미터로 몸무게, 신장, 나이를 선정하였다.

3.2 제안된 혈압추정법

3.1절에서는 혈압과 PTTL의 상관관계를 보이고, 추정 시 정확도를 높이기 위해 부가적으로 사용할 파라미터들을 선정하였다. 본 절에서는 회귀 분석법을 이용하여 PTTL과 신체파라미터로부터 혈압을 추정하는 방법을 제안한다.

회귀 분석은 하나 혹은 여러 개의 독립 변수들을 사용하여 종속변수와의 선형 관계를 규명하기 위해 사용하는 통계적 분석방법으로 일반적으로는 최소제곱법 즉, 추정에 사용되는 독립 변수들을 $X_1, X_2, X_3, \cdots, X_n$, 추정되는 종속변수를 Y, 오차를 ϵ이라고 한다면, i번째 확률표본 $(X_{1i}, X_{2i}, X_{3i}, \cdots, X_{ni}, Y_i)$ 에 관한 다중회귀모델이 아래의 식 (3)과 같이 표현된다고 할 때,

$$Y_i = \alpha + \beta_1 X_{1i} + \beta_2 X_{2i} + \beta_3 X_{3i} + \cdots + \beta_n X_{ni} + \epsilon_i, \quad i = 1, 2, \cdots, n \tag{3}$$

모든 오차의 제곱 합 S

$$S = \sum_{i=1}^{n} \epsilon_i^2 = \sum_{i=1}^{n} (Y_i - \alpha - \beta_1 X_{1i} - \beta_2 X_{2i} - \beta_3 X_{3i} - \cdots - \beta_n X_{ni})^2 \tag{4}$$

를 최소로 하는 $(\alpha, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \cdots \beta_n)$을 해로 간주하는 방법을 사용한다[25]. 본 논문 또한 최소제곱법을 사용하였다.

제안된 혈압추정 회귀모델을 작성하기 위해 사용한 데이터는 18세부터 35세의 남자 50명으로부터 획득한 데이터로, 각 피험자에 대해 신체 파라미터 측정 후 아래의 1) - 4)의 과정을 통해 5회씩 측정하였으며, 2)의 혈압 수치와 4)의 혈압 수치의 평균값을 취해 평균에서 제일 먼 두 개의 값에 해당하는 데이터는 무효처리하고 개인당 3회씩 데이터를 회귀 모델 작성에 사용하였다. 그 이유는 오실로메트릭 혈압계도 에러가 발생할 수 있으며, 침대에 누워 안정을 취한 상태에서 혈압을 측정하므로 혈압 수치의 변동이 있더라도 매우 작으리라는 가정 하에서 실험을 진행하였기 때문이다.

1) 피험자는 침대에 누워 약 3~4분간 휴식을 취한다.
2) 수축기 혈압을 측정한다.(PTTL 측정 전)
3) 심전도와 맥파를 1분간 획득한다.(PTTL 측정)
4) 다시 수축기 혈압을 측정한다.(PTTL 측정 후)
5) 1)번에서 4)번의 과정을 반복한다.

아래의 표 4는 회귀모델 작성에 사용한 데이터들의 기술통계량을 나타낸다. 회귀모델 작성에는 통계 소프트웨어인 SPSS ver 12K를 사용하였다. 측정된 혈압(BP)의 평균은 120.233 mmHg, 표준 편차 8.421 mmHg 범위였으며, PTTL은 평균 435ms, 표준편차 30ms 범위를 나타내었다.

손에서의 맥파전달시간의 일반적인 값은 보통 200~250 ms로 알려져 있는데, 표에서 PTTL값의 평균이 435ms를 보이고 있는 것은 본 논문에서 신호 획득에 사용한 MP1000 생체 모니터링 기기의 전송 특성 때문으로, 심전도와 맥파 사이에 PC 전송 시 150ms의 지연시간이 발생하기 때문이다.

표 4 PTTL 회귀모델의 기술통계량
Table 4 Descriptive statistics of PTTL regression model

	평균	표준편차	N
BP	120.233	8.421	150
PTTL	0.435	0.030	150
Weight	70.520	9.470	150
Height	175.090	2.711	150
Age	24.480	3.136	150

표 5는 식(3)과 식(4)의 다중회귀모델 최소제곱법에 의해 구해진 독립변수들의 계수와 오차 및 유의확률을 나타낸다. 따라서 종속변수인 혈압 Y는 표 5에서 구해진 각 독립변수들의 계수들을 사용하여 식 (6)과 같이 나타낼 수 있으며, 이 식이 본 논문에서 제안하는 혈압 추정 회귀모델 식이다.

표 5에서 t값을 보통 test value, t^2 을 F값 혹은 F-value라고 부르며, F값이 1 이상이면 유효한 파라미터, 1 미만이면 불필요한 파라미터라 볼 수 있다. t값은 식 (5)와 같이 정의된다.

$$t = \frac{\text{회귀모델 계수의 값}}{\text{계수의 표준편차}} \tag{5}$$

상수를 비롯한 PTTL, 몸무게, 신장, 나이 모두 F값이 1 이상이므로 각 변수들은 혈압을 추정하는데 유효한 파라미터라고 볼 수 있다.

표 5 PTTL을 이용한 혈압추정 회귀모델의 계수
Table 5 Regression model coefficients for blood pressure estimation using PTTL

회귀모델		회귀모델 계수		t	유의확률	F
		계수	표준오차			
PTTL	(상수)	139.052	17.914	7.762	.000	60.249
	PTTL	-202.909	17.539	-11.569	.000	133.841
	Weight	.379	.061	6.192	.000	38.341
	Height	.382	.104	3.662	.000	13.410
	Age	-.991	.181	-5.486	.000	30.096

제안된 PTTL 회귀모델 식 :

$$Y = 139.052 - 202.909 \times PTTL + 0.382 \times Weight + 0.379 \times Height - 0.991 \times Age \tag{6}$$

표 6과 표 7에 식 (6)에서 정의한 PTTL 회귀모델의 유효성 및 유의성을 평가하기 위한 지표들을 나타내었다. 여기에서 유효성이란 실제적으로 회귀모델이 종속변수(혈압) 추정에 도움이 되는가의 여부를 말하며, 유의성이란 통계적으로 의미가 있는가의 여부를 말하는 것으로 F의 유의확률 0.05이하를 기준으로 사용한다.

표 6 제안된 PTTL 회귀모델의 유효성 평가

Table 6 Appraisal of validation of PTTL regression model

회귀모델	r	r^2	수정된 r^2	추정값의 표준오차
PTTL	.748	.559	.547	5.667

표 7 제안된 PTTL 회귀모델의 분산분석

Table 7 Analysis of variance of PTTL regression model

회귀모델		제곱합	자유도	평균제곱	F	유의확률
PTTL	선형 회귀분석	5908.965	4	1477.241	45.992	.000
	잔차	4657.368	145	32.210		
	합계	10566.333	149			

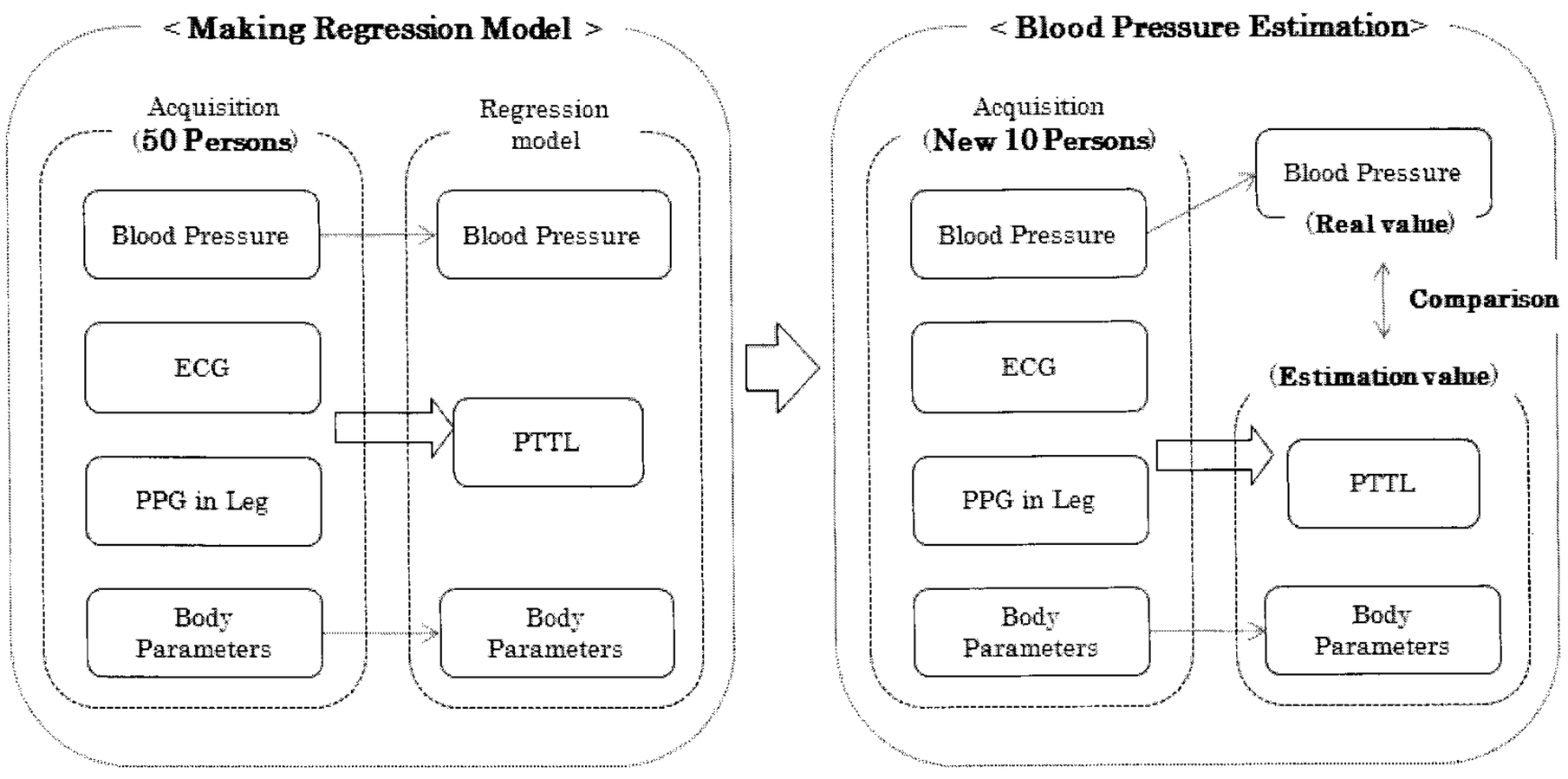
표 6의 기여율 r^2은 목적변수인 실제 측정 혈압의 변동 중 회귀모델에 의해서 설명되는 변동의 비율을 나타내는 지표로써 기여율이 1에 가까울수록 회귀모델이 좋은 결과를 나타낼 수 있다. 표 6에서 r^2의 값이 0.559라고 하는 것은 목적변수인 혈압이 갖는 정보 중 55.9%는 제안된 PTTL 회귀모델의 변동으로 설명할 수 있다는 의미이다. 기여율은 설명 변수의 수를 늘릴수록 그 변수가 유용한 것이든 아니든 점점 큰 값이 되는 단점을 가진다. 따라서 무의미한 변수를 설명변수로 사용했을 때에는 수치가 내려가도록 수정된 r^2을 사용한다. 이것을 자유도조정필 기여율이라고도 한다. 표 7은 제안된 PTTL 회귀모델의 분산분석 결과이다. F의 유의확률은 0.000으로 유의수준 0.05보다 작으므로 제안된 회귀모델은 통계적으로 의미가 있다는 결론을 얻을 수 있다. 이상의 표 6과 표 7의 결과로부터 제안된 회귀모델이 혈압추정에 있어서 실제적인 유용성을 가지며 통계적으로도 의미가 있다는 것을 알 수 있다.

4. 실험결과 및 고찰

아래의 그림 4는 본 논문의 전체 실험 구조이다. 실험은 회귀모델 작성을 위한 실험과 이후 작성된 식을 이용한 혈압 추정 실험으로 구성되며, 회귀모델 작성을 위해 18-35세의 남자 50명, 혈압 추정을 위해 다른 22-36세의 남자 10명에 대해 실험하였다. 실험기기는 데이터의 유효성 보장을 위해 실제 병원에서도 사용 중인 (주)MEK ICS의 MP1000 모니터링 기기를 사용하였으며, 회귀 모델 작성에는 SPSS ver12K 소프트웨어를 사용하였다.

아래의 표 9는 PTTL 회귀 모델을 이용한 수축기 혈압 추정 실험 결과로, 회귀 모델 작성에 사용하지 않는 새로운 22-36세의 남자 10명의 피험자 데이터에 대해 추정 실험을 진행한 결과이다. 10명에 대해 각각 3회씩 총 30회 실험한 결과, 추정 오차의 평균은 4.00 mmHg, 추정 오차의 표준편차는 2.45 mmHg를 보였다. 이는 비침습적 자동혈압계의 성능에 대한 국제 표준인 ANSI/AAMI의 기준 오차 5 mmHg, 오차편차 8 mmHg를 만족하는 수치이다.

표 10은 제안된 방법과 기존방법과의 결과 비교이다. 첫 번째 행은 ANSI/AAMI의 국제 표준이며, 기존의 손에서 측정한 맥파 전달 시간을 이용한 PTT법에 비해 제안된 방법이 보다 개선된 결과를 나타내었으며, ANSI/AAMI 표준또한 만족하는 것을 알 수 있다.



(a) 혈압추정 회귀모델 작성 (b) PTTL 회귀모델을 이용한 혈압의 추정

그림 4 실험의 전체구성도

Fig. 4 The concept of experiment

표 9 수축기 혈압 추정 실험 결과

Table 9 Estimation result of systolic blood pressure

피험자	순번	PTTL	실제혈압	추정값	오차	피험자	순번	PTTL	실제혈압	추정값	오차
	1	0.457	118.5	116.504	1.996		1	0.414	122.0	124.402	2.402
1	2	0.452	115.0	117.478	2.478	6	2	0.432	120.5	120.810	0.310
	3	0.442	114.0	119.568	5.568		3	0.421	120.5	122.981	2.481
	1	0.492	118.0	111.006	6.994		1	0.428	119.0	109.502	9.498
2	2	0.502	113.0	108.977	4.023	7	2	0.422	115.0	110.780	4.220
	3	0.511	110.5	107.171	3.329		3	0.428	112.5	109.522	2.978
	1	0.448	118.0	111.998	6.002		1	0.413	131.5	128.497	3.003
3	2	0.449	119.0	111.694	7.306	8	2	0.435	127.5	124.216	3.284
	3	0.454	118.0	110.822	7.179		3	0.468	120.0	117.337	2.663
	1	0.417	115.0	117.040	2.040		1	0.441	118.5	117.128	1.372
4	2	0.451	110.0	110.141	0.141	9	2	0.448	121.0	115.870	5.130
	3	0.451	109.0	110.202	1.202		3	0.441	122.0	117.149	4.851
	1	0.509	114.0	111.764	2.237		1	0.455	118.5	109.880	8.620
5	2	0.517	114.5	110.120	4.380	10	2	0.435	117.0	114.060	2.940
	3	0.517	113.5	110.100	3.400		3	0.455	118.0	109.900	8.100

표 10 수축기 혈압 추정 실험 결과 비교

Table 10 Comparison of systolic blood pressure estimation results

방법	신체파라미터 사용			오차평균	오차 표준편차
ANSI/AAMI(표준)	-	-	-	5.00 mmHg	8.00 mmHg
PTT(기존발표)	Weight	-	Age	5.13 mmHg	4.26 mmHg
PTT(재현)	Weight	Height	Age	13.73 mmHg	4.55 mmHg
PTTL(제안방법)	Weight	Height	Age	4.00 mmHg	2.45 mmHg

이는 서론 및 2장에서 예상한 바와 같이 손가락에서 측정한 PTT보다 발가락에서 측정한 PTTL이 더 많은 혈관의 영향을 받아 개선된 결과를 나타낼 것이라는 가정을 뒷받침하는 결과이며, 또한 표준을 만족함으로써 회귀모델 작성 및 추정 실험의 충분한 개체 수 확장 시 지금과 동일하거나 보다 더 개선된 결과를 얻을 수 있다면, 현재의 커프식 혈압계에서는 불가능한 연속형 혈압계로서의 사용도 가능할 것으로 판단된다.

4. 결 론

본 논문에서는 발가락에서 측정한 맥파전달시간 PTTL을 이용한 수축기 혈압 추정을 제안하였다. 발가락 끝의 광전맥파를 획득하여 구한 PTTL을 몸무게, 키, 나이 즉 혈압 추정의 유효 신체 파라미터와 함께 사용하여 회귀모델을 작성한 후, 혈압 추정 실험을 수행하고 ANSI/AAMI sp10의 규정 및 기존의 PTT를 이용한 연구와 비교하여 그 유용성을 검증하였다.

만 18세부터 35세의 남자 50명에게서 각 3회씩 심전도, 맥파, 혈압을 측정하여 회귀모델을 작성하였으며, 회귀모델 작성에 참여하지 않은 새로운 만 22세부터 36세의 남자 10명의 피험자 집단에 대해 개인별 3회씩 추정실험을 진행하였다. 실험결과, 오차의 평균 4.00 mmHg, 오차의 표준편차 2.45 mmHg를 얻었다. 이는 자동혈압계의 국제 표준인 ANSI/AAMI sp10의 규정인 오차 평균 5 mmHg, 오차 표준편차 8 mmHg를 만족하는 수치이며, 기존의 PTT 방법의 발표값인 오차평균 5.13 mmHg, 표준편차 4.26 mmHg 보다 개선된 결과이다.

수축기 혈압의 추정 정확도를 더 높이기 위해서는 회귀모델 설계 시 본 논문의 설계에서 사용한 데이터보다 많은 데이터가 필요하며, 획득한 각각의 데이터에 대한 정확성 및 유효성 평가와 데이터 마이닝 과정이 필요할 것으로 사료된다.

감사의 글

본 연구는 2006년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (KRF-2006-352-D00226)

참 고 문 헌

[1] K. W. Chan, K. Hung, Y.T. Zhang, "Noninvasive and cuffless measurements of blood pressure for telemedicine," IEEE Proceedings of EMBS International Conference, Vol 4, pp. 3592-3593, 2001.

[2] L. J. Archer, A.J. Smith, "Blood pressure measurement in volunteers with and without padding between the cuff and the skin," Anaesthesia, Vol 56, pp. 847-849, 2001.

[3] 정인철, "PPG를 이용한 심혈관 기능 및 혈압의 추정에 관한 연구," 공학석사학위청구논문, 연세대학교, 2005.

[4] J. Lass, et al., "Continuous blood pressure monitoring during exercise using pulse wave transit time measurement", Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp.2239-2242, 2004.

[5] X. F. Teng and Y. T. Zhang, "Continuous and Noninvasive Estimation of ArterialBlood Pressure Using a Plethysmographic Approach",Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp.3153-3156, 2003.

[6] C. M. Lee and Y. T. Zhang, "Cufless and Noninvasive Estimation of Blood Pressure Based on a Wavelet Transform Approach", IEEE, pp.148-149, 2003.

[7] E. K. Park et al, "A study on the estimation of continous blood pressure using PTT and biometric parameters," J. Biomed. Eng. Vol 27, pp1-6, 2006.

[8] 홍승길 편역, "인체 생리학," 제 1판, 고려의학, pp. 355-387, 1999.

[9] 서광석 외, "상하지 광체적변동파형의 진폭과 맥파전도시간을 이용한 지속적 동맥혈압 추정," Korean J Anesthesiol Vol 53, No. 2, pp159-168, 2007.

[10] Takazawa K, Tanaka N, Rujita M, Matsuoka O, Saiki T, Aikawa M, Tamura S, Ibukiyama C, "Assessment of vasoactive agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmograph waveform," Hypertension. 32, pp. 365-370, 1998.

[11] Sandrine C Millasseau, Franck G. Guigui, Ronan P. Kelly, Krishna Prasad, John R. Cockcroft, James M. Ritter, Philip J. Chowienczyk, "Noninvasive Assessment of the Digital Volume pulse Comparison With the peripheral Pressure Pulse," Hypertension. 36, pp. 952-956, 2000.

[12] 양완연, "일반통계학," 연학사, pp. 301-336, 2001.

[13] 노형진, "SPSS 10.0에 의한 조사방법 및 통계분석," 형설 출판사, pp.317-358, 2001.

저 자 소 개

길 세 기 (吉 世 基)

1998년 인하대학교 전자공학과 학사
2000년 인하대학교 전자공학과 석사
2006년 인하대학교 전자공학과 박사
2006년 10월-2007년 9월 일본 와세다대학교 대학원 초청연구원
2007년 10월-현재 인하대학교 전자전기공학부 정보전자공동연구소 선임연구원
관심분야 : 생체신호처리, 음성신호처리, 의용영상처리

권 장 우 (權 章 禹)

1990년 인하대학교 전자공학과 학사
1992년 인하대학교 전자공학과 석사
1996년 인하대학교 전자공학과 박사
1996년 10월-1998년 2월 특허청 심사관
2003년 9월-2007년 2월 MS 공식 SW 인력양성센터장
1998년 3월-현재 동명대학교 부교수
2007년 3월-현재 정보통신연구진흥원 인력양성사업단장
관심분야 : 생체신호처리, 유비쿼터스 컴퓨팅, 임베디드 시스템

윤 광 섭 (尹 廣 燮)

1982년 인하대학교 전자공학과 학사
1983년 Georgia Institute of Technology 석사
1989년 Georgia Institute of Technology 박사
1989년 3월-1992년 2월 Silicon Systems Inc, Tustin Calif. U.S.A Senior Design Engineer
1992년 3월-현재 인하대학교 전자전기공학부 교수
관심분야 : ADC, DAC, PLL 등 아날로그 및 혼성신호 집적회로 설계

이 상 민 (李 相 旻)

1987년 인하대학교 전자공학과 학사
1989년 인하대학교 전자공학과 석사
2000년 인하대학교 전자공학과 박사
1989년 1월-1994년 7월 LG 이노텍 선임연구원
1995년 1월-2002년 3월 삼성종합기술원 책임연구원
2005년 3월-2006년 8월 전북대학교 생체정보공학부 조교수
2006년 9월 - 현재 인하대학교 전자전기공학부 조교수
관심분야 : Healthcare system design, Psycho-acoustic, Brain-machine interface