

양손 전극의 임피던스법을 이용한 심박출량 측정의 최적화

논 문
60-9-21

Optimization of Measuring Cardiac Output by Both Hands Electrode Impedance Method

정 상 오* · 심 명 현** · 정 운 모* · 김 민 용*** · 윤 찬 솔*** · 윤 형 로†
(Sang-O Jung · Myeong-Heon Sim · Woon-Mo Jung · Min-Yong Kim ·
Chan-Sol Yoon · Hyung-Ro Yoon)

Abstract - In this study, a new method that can estimate ICG data from a subject's both hands to measure Cardiac Output under convenient sensor environment. With this aim, a grip-type electrode was implemented to measure ICG. To improve the accuracy of measurement, the regression equation was extracted using multiple bio-parameters and our result was compared with the thoracic ICG equipment(Physio Flow®, PF104D, Manatec Biomedical, France), which is being used in clinics. The subjects consist of 26 men and 4 women(age in 22.0±3.32). They are no cardiac disease. Parameters available for regression model were used gender, BMI, MBP, LVET, dZ/dt(max), distance between the measured electrodes, body impedance, and PTT. As a result of analyzing the ICG measurement value on thorax and both hands, the correlation with stroke volume, heart rate, and cardiac output was $R^2=0.853$, $R^2=0.958$ and $R^2=0.899$, respectively.

Key Words : ICG(Impedance Cardiography), Cardiac output, Stroke volume, Non-invasive

1. 서 론

현대인들의 생활수준의 질적 향상과 과학·기술 발전에 따라 저출산 및 노령화가 급격히 진행되었다. 노령화가 진행됨에 따라 개인의 건강에 대한 관심이 높아지면서 후 치료기 아닌 질병 전 병의 유무를 판단하기 위한 선 진단을 위해 현재 헬스케어 기반의 연구들이 수없이 진행되고 있다[1, 2]. 현대인들의 일상생활에서 사용이 편리하고 무구속적이며 병원을 방문을 하지 않고도 건강상태를 자가 진단 가능한 가정용 의료기기가 수없이 쏟아져 나오고 있다. 이러한 의료 시스템의 발전에도 불구하고 2009년 사망원인통계·결과(2009년 사망원인통계 결과, 통계청, 2010)에 따르면 3대 사망원인은 악성신생물(암), 뇌혈관 질환, 심장 질환으로 총사망자의 48.1%에 해당하는 것으로 조사되었다. 암이나 뇌혈관 질환은 숙련된 의사의 진단과 고가의 장비가 있어야 병의 유무를 판단 가능하지만 심장 질환의 유무는 심장의 전기적 특성을 갖고 있는 심전도와 심장 기능의 대표적인 파라미터인 심박출량으로도 심장의 이상 유·무를 판단이 가능하다.

심박출량은 심장 박동을 통해 전신으로 나가는 분당 혈액

양으로, 심장 기능뿐만 아니라 전체 순환계의 상태를 반영하는 지표이며, 전신 조직의 자율적인 조절을 통해 통제된다. 심박출량의 저하는 심장에서 전신으로 원활한 산소의 공급을 할 수 없기 때문에 뇌의 손상이나 장기의 기능 저하로 인한 질병, 또는 죽음으로 이어질 수 있기 때문에 심장의 기능을 모니터링 하는 것은 매우 중요하다. 현재 임상에서 환자의 심박출량(Cardiac Output)을 측정하는데 널리 쓰이는 Fick 방법(Fick method), 지시물질 희석법(Indicator dilution) 등은 카테터의 심장주입에 따르는 위험성, 부작용 및 고도의 기술요구와 측정 장비 및 주변 기구 비용의 고가, 측정 횟수의 제한, 환자의 고통 등 여러 가지 문제점을 내포하고 있다. 이러한 침습적인 측정 방법들의 단점들을 해결할 수 있는 방법으로서 초음파를 이용한 방법, 이산화탄소 재호흡법, 혈압파형분석법 및 전기저항 측정법등이 있다[3, 4].

이들 중 Electrical Impedance Cardiography(ICG)는 인체에 해를 주지 않는 전류를 가해 심장 박동시 혈액의 양에 따라 변화하는 동맥에서의 임피던스 변화를 전압형태로 측정함으로써 비침습적으로 각 심장 박동마다의 데이터를 획득하고 나아가서 심박출량 및 1회 박출량(Stroke Volume) 및 심근육의 수축력 등 심장의 역학적 기능을 감시할 수 있는 방법이다. 하지만 이 방법 역시 흉부(thoracic)에 band 타입이나 spot 타입의 전극을 몸에 부착하고 측정을 하기 때문에 완전히 비구속적이라고 할 수 없다[5, 6]. 또한 심장의 기능을 판단함에 있어서 흉부의 정해진 위치에 전극을 부착해야 하기 때문에 숙련된 시술자의 도움을 필요로 하는 단점이 있다. 흉부에서의 ICG 측정 장비는 비침습적으로 심박출량을 측정이 가능하다는 장점을 가지고 있지만 병원을 방문해야 하며, 고가의 장비를 이용해야 하기 때문에, 노령층

* 정 회 원 : (주)누가의료기 기술연구소 연구원
** 정 회 원 : 연세대학교 의공학과 대학원 박사과정
*** 준 회 원 : 연세대학교 의공학과 대학원 석사과정
† 교신저자, 정회원 : 연세대학교 의공학과 교수. 공박
E-mail : hryoon@yonsei.ac.kr
접수일자 : 2010년 12월 16일
최종완료 : 2011년 8월 11일

에 대한 심폐기능 저하의 조기진단이 어려울 뿐만 아니라 개인 건강의 관심이 높아지고 있는 중·장년층에게서 운동에 의한 심폐기능 강화의 과정을 모니터링 하기에는 많은 불편함을 가지고 있다.

따라서 본 연구에서는 환자 및 사용자의 편의성을 고려해 양손 핸드그립형 전극을 통해 측정된 ICG(Impedance Cardiography)를 기존 방법의 1회 박출량 및 심박출량과 비교하였으며, 나아가서 ICG 데이터에 실려 있는 심장의 역학적 기능들을 평가하고자 한다. 또한 심박출량의 산출에 영향력 있는 다양한 파라미터들은 기존의 ICG 산출 수식과 연관 지음에 따라 양손 ICG 측정 최적화 수식을 도출하고자 한다. 양 손에서 획득한 ICG 데이터는 현재 임상에서 사용되고 있는 기존의 흉부 ICG 장비와 비교하고 심박출량의 정확성을 파악하기 위해 심조음파에 의한 1회 박출량 및 심박출량과 비교한다. 또한 ICG를 이용해서 판단할 수 있는 심장의 역학적 기능들을 분석하여 좀 더 편리한 방법으로서 환자나 사용자의 심장 상태를 확인하려 한다.

2. 본 론

2.1 실험대상

본 연구의 시스템을 검증하기 위해 30명의 일반인(남 26, 여 4, 나이 22.0 ± 3.32 세)을 대상으로 실험을 실시하였으며 모든 피험자는 심혈관 질환을 가지고 있지 않으며 약물 치료 중이 아닌 건강한 사람을 대상으로 진행하였다. 실험 전 모든 피험자는 실험에 대한 전반적인 교육을 하였으며 연구에 참여 동의를 받은 후에 실험을 진행하였다.

30명의 피험자 중 호흡으로 인한 데이터의 심한 왜곡과 레퍼런스 장비인 Physio flow 데이터의 신뢰성이 부족해 분석이 불가능한 4명을 제외한 26명의 데이터를 분석하였다.

2.2 실험대상

본 연구에서 제시한 양손 임피던스법을 이용한 ICG 시스템을 검증하기 위해 Physio Flow[®](PF104D, Manatec Biomedical, France)를 통해 1회 박출량과 심박출량의 레퍼런스 데이터를 획득하였다. Physio flow는 흉부에서의 ICG를 이용하여 심박출량을 측정하는 여러 연구에 많이 사용되어 왔으며 운동 중 심박출량의 변화를 관찰 가능하다는 장점을 통해 여러 연구에서 정확성과 재연성이 검증되었다[7, 8, 9].

Physio Flow와 본 연구에서 제시된 시스템은 모두 흉부나 양손에 전류를 주입하기 때문에 서로 간섭이 생기는 부작용을 나타낼 수 있으므로 동시에 전극을 부착한 실험이 불가능하다. 따라서 흉부에 부착된 전극을 통해 Physio Flow의 데이터를 획득하고 흉부에 부착된 전극을 제거 후, 제안된 시스템의 데이터를 획득하였다.

실험의 방법은 그림 1에서와 같이 10분간의 휴식상태를 거친 후 오실로메트릭 혈압계(Model-53000, WelchAllyn, USA)를 이용하여 상완에서 혈압을 측정하였다. 혈압의 측정 후 흉부에 전극을 부착하여 Physio flow를 통해 데이터

획득 후 흉부의 전극을 제거한 후, 양손 임피던스 시스템의 전극을 잡고 데이터를 획득하였다.

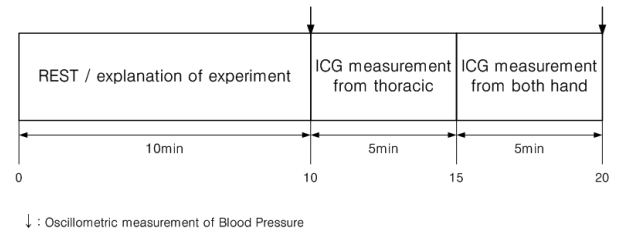


그림 1 실험순서

Fig. 1 The steps of clinical trial

Physio flow로부터 측정된 데이터는 1회 박출량 및 심박출량의 변화가 총 5분간 5초 간격으로 저장이 되며 5분간 1회 박출량이나 심박출량의 변화가 거의 없는 경우 데이터의 유효성을 판단하여 실험을 진행하였다.

제안된 시스템의 경우 혈관의 탄성을 검출하기 위해 오른손 검지손가락에 집게형 PPG 프로브(DS-100A, Nellcor, Japan)를 부착시키고 편한 상태에서 양손 전극을 잡고 실험을 진행하였다. 시스템으로부터 출력되는 아날로그 신호는 12bit의 분해능을 갖는 Power Lab(ML880, AD Instrumentation, Australia)을 이용하여 1kHz의 샘플링 주파수로 데이터를 획득하였다. 획득되는 신호는 혈관의 탄성도와 혈관의 상태를 평가하기 위한 ECG 및 PPG(photo plethysmography)의 AC/DC가 획득되며, 1회 박출량 및 심박출량을 평가하기 위한 Z_0 (body impedance), ΔZ (ICG), dZ/dt (1'st derivation of ICG)가 동시에 측정되었다. 또한 혈관의 탄성도를 평가하기 위한 PTT나 PWV를 위해 피험자의 심장으로부터 팔 끝까지의 길이와 양팔 사이의 길이를 측정하였다.

2.3 실험장치 및 방법

기존의 흉부 임피던스 측정법의 단점을 해결하기 위해 본 연구에서는 핸드그립 형태의 전극을 이용하여 매 심주기마다의 임피던스를 측정하기 위해 그림 2와 같이 새로운 형태의 하드웨어를 제작하였다. 또한 임피던스와 ECG의 측정을 하나의 통합된 전극 시스템을 이용하여 동시에 측정하였다.

직류 형태의 전류는 인체 각질층을 통과하지 못함에 따라 교류형태의 전류를 몸에 인가해야 한다. 따라서 Wein-Bridge Oscillator를 이용하여 100kHz의 정현파를 생성하고 이를 몸에 주입하기 위해 Howland Current Source를 이용해 1mA의 정전류를 발생시킨다.

전류부에서 생성된 정전류는 CH(Current High; Current injection), CL(Current Low; GND)의 전극을 통해 인체로 주입된다. 매 심주기마다 대동맥에서의 임피던스 변화에 따라 ohm의 법칙을 통해 주입된 전류와 임피던스의 변화를 통해 전압형태로 바뀌게 된다. 이러한 전압의 변화를 VH(Voltage High; Detection High)와 VL(Voltage Low; Detection Low)을 통해 검출한다. 또한, 임피던스의 변화 신호의 측정과 동시에 ECG를 측정하기 위해 VH, VL, CL을 이용하여 Lead I의 ECG를 검출하고 검출된 ECG와 ICG를 통해 심장의 역학적 기능을 판단하는데 사용하였다.

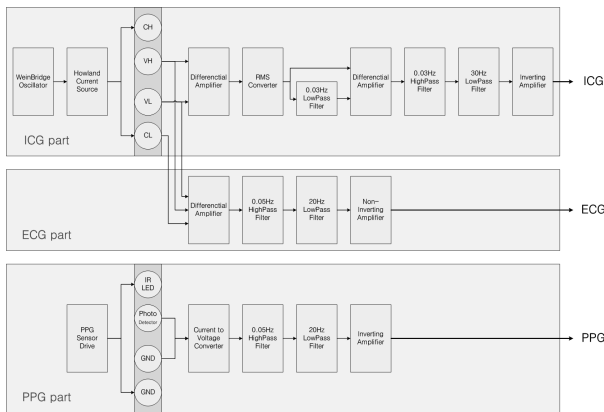


그림 2 전체 시스템 구성도
Fig. 2 System Configuration

체임피던스에는 심박출량을 측정 가능한 ICG 정보를 포함하고 있다. 또한 매 호흡 시 폐의 부피변화에 따른 임피던스를 포함한다. 체임피던스와 호흡임피던스에 의한 측정 결과는 high level의 전압이고, ICG는 아주 미세한 임피던스 변화를 반영하는 미세한 전압의 변화이다. 따라서 ICG 신호만을 증폭하기 위해서는 기존의 체임피던스 level 및 호흡에 따른 호흡 임피던스 level을 제거해야 한다. 이 DC 성분을 제거하기 위해 고대역통과필터(High Pass Filter)를 사용하게 되면 ICG 정보가 왜곡되기 때문에 본 하드웨어에서는 체임피던스 신호를 0.03Hz 저대역통과필터(Low Pass Filter)를 거치고 이 필터된 신호를 체임피던스 신호에서 빼어 DC 성분을 제거하였다. DC 성분이 제거된 신호는 0.03Hz의 고대역통과필터와 30Hz의 저대역통과필터를 거친 후 증폭을 통해 0.1ohm/volt의 크기로 증폭을 거쳤다. 결과적으로 대동맥에서의 혈류 이동에 따른 0.1~0.2ohm 크기의 임피던스 변화를 전압형태로 변환해 ICG를 획득하였다.

본 연구에서 제시한 핸드 그립형 ICG 시스템에서 출력되는 모든 아날로그 신호는 PowerLab을 이용하여 ADC 되었으며, LabVIEW를 이용하여 신호처리 및 각 특징점 검출과 본 연구에서 제시한 양손 ICG 추출 알고리즘을 적용한 1회 박출량, 심박출량을 도출하였다. 또한 심장의 역학적 기능을 판단하기 위한 파라미터 검출을 하였다.

그림 3은 Raw ICG 데이터를 통해 1회 박출량 및 심박출량을 검출하기 위한 알고리즘이다.

2.3 실험결과

LabVIEW를 이용하여 분석된 결과는 SPSS(ver. 12.0, SPSS Inc., an IBM Company, USA)를 이용하여 중회귀 분석을 하였다. 중회귀 분석 시 사용되는 파라미터들은 심박출량에 영향을 줄 수 있는 변수들을 찾아내었으며 사용된 파라미터들은 나이(age), 성별(gender), 키(Height), 몸무게(Weight), 측정 전극사이의 거리(양팔 사이의 거리; L), 체임피던스(Z_0), 좌심실 박출시간(LVET), 심실최대박출량(dZ/dt(max)), 혈압(수축기 및 이완기 혈압; SBP, DBP), Pulse Transit Time(PTT), Pulse Wave Velocity(PWV)가 사용되었다. 본 연구에서 제시한 시스템에서의 데이터와 Physio flow의 1회 박출량 및 심박출량, 혈압계

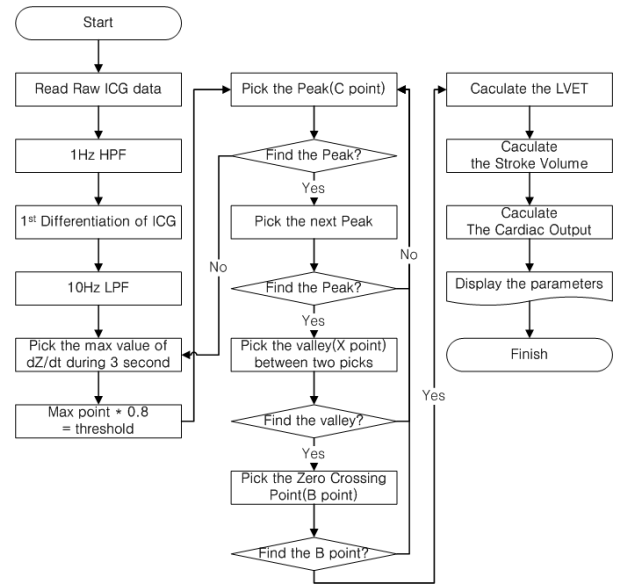


그림 3 ICG 신호처리 방법 및 특징점 검출 알고리즘
Fig. 3 The detection of characteristic point of ICG

(Model-53000, WelchAllyn, USA)에서 획득한 혈압에 대한 통계량을 표 1에 표시하였다.

표 1 회귀식에 사용되는 파라미터의 통계량
Table 1 Descriptive statistics of subjects

Parameter	N	Min.	Max.	Mean	Std. Deviation
Mean_BP	26	69	102	80.23	7.722
LVET	26	.251	.426	.315	.041
dZ/dt(max)	26	1.093	3.051	1.67	0.379
L^2/Z_0	26	21.773	50.320	36.031	7.290
PTT(peak)	26	298.38	374.58	337.310	21.098
PWV(peak)	26	.205	.252	.231	.014
SV_physio	26	77	106	91.330	8.144

기존의 임피던스법을 이용한 심박출량 추정에 사용되는 파라미터인 LVET, dZ/dt(max), L, Z_0 에 추가하여 정확성과 재현성 및 상관성을 높이기 위해 본 연구에서 제시한 새로운 파라미터인 Mean Blood Pressure(MBP)와 BMI(body mass index), L^2/Z_0 (impedance index), PTT(peak), PWV(peak)의 파라미터 사용 가능성을 검증하기 위해 SPSS를 이용하여 Pearson 상관관계 분석을 수행하였다.

Pearson 상관관계 분석을 통해 유의수준 $p < 0.05$ 범위 내에서 대부분의 파라미터가 상관계수가 0.4 이상의 값을 나타내어 본 연구에서 제시할 수 있는 파라미터로서 적합성을 나타내었지만, PWV(peak)의 경우 상관계수가 -0.155로서 ±0.2보다 작은 결과를 나타내어 상관관계가 낮고 유의하지 않았기 때문에 회귀분석에 사용될 파라미터로 적합하지 않음을 확인하였다. 또한 MBP가 음의 상관관계를 갖는 것을 확인할 수 있는데, 이는 본 연구에서 제시한바와 같이 1회

박출량과 혈압은 반비례적 관계를 갖는 것을 확인하였다. 따라서 PWV(peak)를 제외한 모든 파라미터를 바탕으로 중 회귀분석을 수행하였다.

본 연구에서 제시한 시스템 예측을 위한 회귀분석 과정을 위해 여러 가지 파라미터들 중 유의수준 $p < 0.05$ 를 기준으로 후진제거법을 이용하여 최적 모형을 설정하는데 필요한 독립파라미터들을 선정하였다.

회귀모형의 타당성을 검증하기 위해 잔차에 대한 다중공선성의 문제점에 대한 검토와 이상점과 영향점에 대한 회귀진단을 실시하여 수식 (1)과 같은 최종 회귀방정식을 개발하였다.

$$\begin{aligned}
 & \text{Stroke Volume} \\
 & = 56.878 - 5.397 \times Sex + 1.843 \times BMI - 0.546 \times MBP \\
 & + 19.506 \times LVET + 2.720 \times dZ/dt(\max) \\
 & - 0.070 \times L^2/Z_0 + 0.105 \times PTT(\text{peak}) \quad (1)
 \end{aligned}$$

다음으로 회귀모형이 통계적으로 적합한지에 대한 검정을 위해 F-통계량을 이용한 일원분산분석(One-Way ANOVA)을 실시하여 그 결과가 유의미한지에 대한 검증을 하였다.

표 2 회귀모형을 검증하기 위한 ANOVA 분석

Table 2 ANOVA Analysis

Model	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1 Regression	1414.252	7	202.036	14.901	.000 ^a
Residual	244.053	18	13.559		
Total	1658.306	25			

- a. Predictors : (Constant), PTT(peak), dZ/dt(max), LVET, Mean_BP, L^2/Z_0 , BMI, Gender
- b. Dependent Variable : SV_physio

ANOVA 분석의 수행결과에 따르면 F값이 14.901이고 p-value(Sig.)가 0.000임에 따라 본 연구에서 제시한 회귀모형이 적합하다고 판단하였다.

본 연구에서 제시한 회귀분석 수식의 검증을 위해서 수식에 사용되는 모든 파라미터들을 입력 후 결과로 나타나는 1회 박출량의 결과를 도출하였고, ICG에서 얻어지는 심박수를 1회 박출량에 곱해 심박출량을 도출하였다. 또한 레퍼런스 장비인 Physio flow에서 출력되는 1회 박출량, 심박출량, 심박수와와의 비교를 통해 본 연구에서 제시한 회귀분석의 타당성을 검증하였다.

Physio flow의 결과와 본 연구에서 제시한 시스템의 결과를 표 3에 나타내었다.

Physio flow에서의 결과와 본 논문에서 제시한 시스템의

표 3 회귀모형의 결과

Table 3 The results of regression models

Parameter	N	Min.	Max.	Mean	Std.	
					Deviation	
Physio flow	HR (bpm)	26	55.13	89.27	67.33	9.03635
	SV (mL)	26	77.00	106.20	91.33	8.14446
	CO (L/min)	26	4.53	7.80	6.12	0.73996
System	HR (bpm)	26	53.51	91.74	66.73	9.24262
	SV (mL)	26	78.80	104.54	91.17	7.51639
	CO (L/min)	26	4.61	8.01	6.06	0.75534

심박수, 1회 박출량, 심박수의 결과를 보면 심박수는 $(67.33 \pm 9.03635 / 66.73 \pm 9.24262)$ bpm, 1회 박출량은 $(91.33 \pm 8.14446 / 91.17 \pm 7.51639)$ mL, 심박출량은 $(6.12 \pm 0.73996 / 6.06 \pm 0.75534)$ L/min의 결과를 나타내었다. 따라서 본 연구에서 제시한 시스템에서의 결과가 레퍼런스 장비인 Physio flow와 유사한 결과를 나타내는 것을 확인할 수 있다.

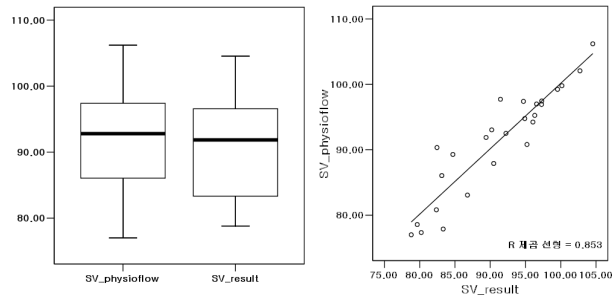


그림 4 제안된 시스템과 Physio flow의 1회 박출량 비교
Fig. 4 The stroke volume of proposed system Vs. Physio flow

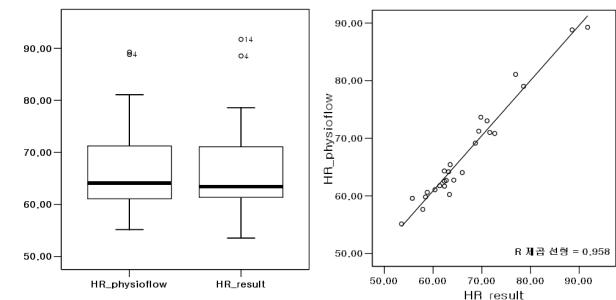


그림 5 제안된 시스템과 Physio flow의 심박수 비교
Fig. 5 The heart rate of proposed system Vs. Physio flow

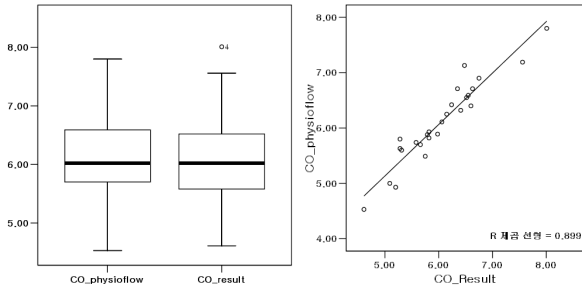


그림 6 제안된 시스템과 Physio flow의 심박출량 비교
 Fig. 6 The cardiac output of proposed system Vs. Physio flow

그림 7과 같이 Bland and Altman 분석을 이용하여 1회 박출량 검출을 위한 각각의 방법들의 차이를 분석하였을 경우, $mean \pm 2SD$ 가 범위 내에 존재함에 따라 본 연구에서 제시한 시스템의 1회 박출량과 레퍼런스 장비로 사용한 Physio flow의 1회 박출량 사이의 유의성을 확인하였다.

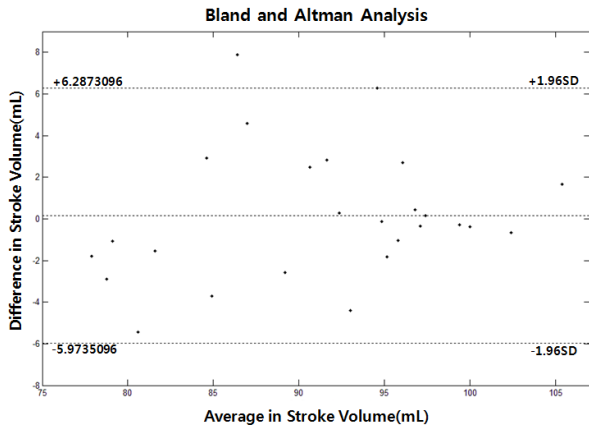


그림 7 제안된 시스템과 Physio flow의 Bland and Altman 분석 결과
 Fig. 7 The Bland and Altman analysis result of stroke volume

이와 같은 결과에 의해 본 연구에서 제시한 1회 박출량 검출 알고리즘에 따라 결정된 1회 박출량 및 심박수, 심박출량은 기존의 ICG 수식에 추가하여 성별, BMI, Mean Blood Pressure(MAP), Pulse Transit Time(PTT)를 이용할 경우 기존의 흉부에서의 ICG 측정 방법과 양손에서 ICG를 측정하는 방법이 유의하다는 것을 확인하였다.

또한 본 연구는 연세대학교 원주의과대학 원주기독병원의 IRB 승인을 통해 제시된 시스템과 양손 ICG 측정의 최적화된 수식을 검증하기 위해 입원 중인 환자의 ICG 데이터를 획득·검증하였다.

양손 ICG 시스템의 데이터에 회귀수식을 입력 후 얻어낸 결과와 임상에서 사용하고 있는 흉부 ICG 장비 및 심장내과에서 사용하고 있는 Doppler 장비를 이용하여 1회 박출량, 심박수, 심박출량을 비교하였다. 결과는 그림 8과 같이 나타내었다.

1, 2번 데이터의 경우는 심장의 질환을 가지지 않은 일반인의 데이터이며 3, 4, 5번 데이터의 경우는 심장의 질환을 가지고 있어 일정 기간마다 심장내과의 진료를 받고 있는 환자를 나타낸다.

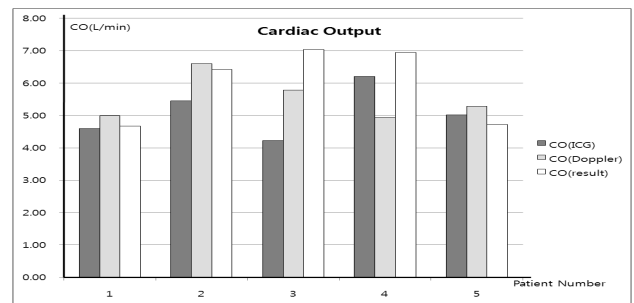
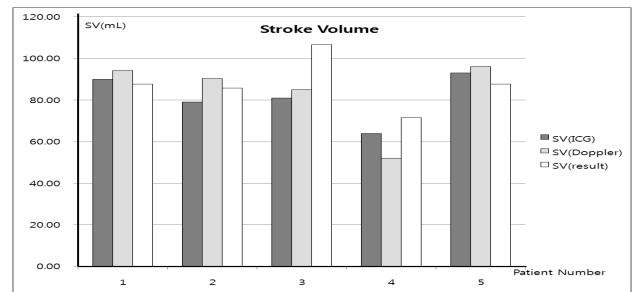
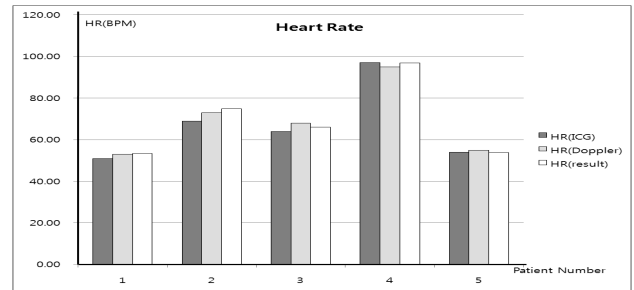


그림 8 제안된 시스템과 임상 장비와의 비교
 Fig. 8 Proposed system Vs. Clinical equipment

결과를 통해, 제안된 시스템에서의 결과가 기존 임상 장비와의 유사한 결과를 보이는 것을 확인할 수 있다. 하지만 3, 4번 환자의 경우 1회 박출량 및 심박출량에서 큰 차이를 보였다. 3번 환자의 경우 심장의 이상을 갖고 있는 환자로서 대동맥 관막이 완벽하게 닫히지 않아 심장으로부터 매 심주기마다 혈액이 샘으로서 정확한 결과를 나타내지 못하였다. 또한 이 환자들의 임상 장비에서의 1회 박출량과 심박출량 결과 역시 차이를 보이는 것을 확인하였는데, 이는 도플러를 이용한 장비와 흉부 ICG 장비 모두 시술자의 경험과 시술에 따라서 큰 차이를 보이는 것으로 판단할 수 있다.

그러나 획득·분석된 데이터의 추이에 따라 제안된 양손 ICG 측정 방법이 기존의 고가 장비와 비교해서 비교적 높은 유의성과 추이를 따라가는 것으로 판단할 수 있다.

3. 결 론

첫째, 기존의 비침습적인 심박출량 측정 중 하나인 흉부 ICG 장비가 갖는 단점을 보완하기 위해 리드와 전극을 흉부에 부착하는 대신 제작된 양손 핸드 그림형태의 전극을 통해 시술자의 도움 없이도 용이한 방법으로 ICG를 측정하고자 하였다. 기존 ICG의 disposal 전극과는 달리 핸드그림형 타입의 모형에 크롬 도금을 입힌 전극을 제작함에 따라 반영구적인 사용이 가능하였다. 또한 기존의 흉부 임피던스 장비는 목에 한 쌍의 전극과 검상돌기에 한 쌍의 전극을 부착하기 때문에 ECG를 측정하고자 할 경우 가슴에 또 다른 전극을 부착해야 하지만 본 연구에서는 양손 전극에서 ICG를 측정하는 동시에 ECG를 측정하기 때문에 전극과 리드로 인한 불편함을 최소화 할 수 있었다.

둘째, 기존의 ICG 수식은 혈액의 고유저항(ρ), 측정전극 사이의 거리(L), base impedance(Z_0), LVET, $dZ/dt(\max)$ 만을 이용하기 때문에 사람마다 혈액의 고유저항이 다르고, 흉부의 크기가 다르기 때문에 혈액의 고유저항과 측정전극 사이의 거리를 고정상수로 대신한다. 따라서 흉부 ICG의 측정 결과, 많은 연구 결과에서 정확성이 떨어지는 단점을 가지고 있다. 하지만 본 연구에서는 이를 보상하기 위해 심박출량에 영향을 줄 수 있는 중심 동맥 혈압과 혈관의 저항상태를 반영하는 PTT 및 PWV를 추가적으로 계산하여 정확성과 재연성을 높이고자 하였다. 이를 위해 ICG 하드웨어와 동시에 ECG와 PPG의 하드웨어를 추가로 제작하여 한 시스템에서 여러 파라미터를 측정 할 수 있는 시스템을 제작하였다. 또한 피험자마다의 신체적 특징이 다르고 성별이 다르기 때문에 이를 보상하기 위해 BMI와 성별을 추가하여 새로운 회귀식을 도출하였다.

셋째로, 본 논문에서 제시한 양손 ICG 방법을 이용하여 제안된 회귀식을 검증하기 위해 심장의 이상이 있는 임상환자를 대상으로 분석을 하였다. 분석 결과는 어느 정도의 상관성을 갖기는 하지만 심장의 이상이 있는 환자의 경우 정확성이 떨어지는 단점을 갖고 있다. 하지만 임상에서 사용되는 장비인 흉부 ICG 장비와 도플러를 이용한 심초음파 장비 역시 서로의 정확성에서 차이를 보임으로서 임상 장비 역시 시술자에 의한 경험과 판단에 의해 오차를 발생하는 것을 확인하였다.

결과적으로 본 연구를 통해 양손 ICG 방법을 이용할 경우 사용될 수 있는 파라미터들로는 성별(gender), 키(Height)와 몸무게(Weight)로부터 계산된 체질량계수(BMI), 평균혈압(MBP), ICG 파형에서 도출할 수 있는 좌심실분출 시간(LVET)과 $dZ/dt(\max)$, 체임피던스지수(L^2/Z_0), ECG와 PPG의 연산을 통한 PTT(peak)등을 이용하여 1회 박출량과 심박출량을 계산 가능함을 확인하고 검증하였고 회귀분석을 통한 회귀식의 결과를 보면 기존 흉부에서의 ICG 방법에 비교하여 1회 심박출량의 경우 $R=0.923$, $R^2=0.853$ 으로서 높은 상관관계를 갖는 것을 확인할 수 있다.

이를 통해서 병원을 방문하지 않고, 시술자의 도움 없이도 가정에서 편리하게 자신의 1회 박출량과 심박출량, 혈관의 상태를 측정할 수 있을 것으로 판단된다.

Acknowledgement

This research was financially supported by the Ministry of Knowledge Economy(MKE), Korea Institute for Advancement of Technology(KIAT) and Gangwon Leading Industry Office through the Leading Industry Development for Economic Region.

Reference

- [1] Martinez I., Fernandez J., Galarraga M., Serrano L., De Toledo P., Jimenez-Fernandez S., Led S., M. Martinez-Espronedada, Garcia J., "Implementation of an end-to-end standard-based patient monitoring solution," Institution Engineering and Technology Communications, Vol.2, pp. 181-191, 2008.
- [2] Lee R.G., Lai C.C., Chiang S.S., Liu H.S., Chen C.C., Hsieh G.Y., "Design and implementation of a mobile-care system over wireless sensor network for home healthcare applications," Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings, no.4029238, pp. 6004-6007, 2006.
- [3] S.M. Lee, "Cardiac Output Measurement," Korean J. Anesthesiol Vol.46, No.1, pp. 1-9, 2004.
- [4] W.S. Ahn, "Problems in Cardiac Output Measurement and Clinical Understanding," Korean J. Anesthesiol, Vol.54, No.3, pp. 241-55, 2008.
- [5] Kubicek W.G., Kottke F.J., Ramos M.U., Patterson R.P., Witsoe D.A., Labree J.W., Remole W., Layman T.E., Schoening H. and Garamela J.T., "The Minnesota impedance cardiograph - theory and applications," Bimed. Eng., Vol.9, No.9, pp. 410-6, 1974.
- [6] Thomas A.N., Ryan J., Doran B.R.H. and Pollard B.J., "Bioimpedance versus thermodilution cardiac output measurement : the Bomed NCCOM3 after coronary bypass surgery," Intensive Care Med., Vol.17, pp. 383-386, 1991.
- [7] Charloux A., Lonsdorfer-Wolf E., Richard R., Lampert E., Mammosser M.O., Mettauer B., Geny B. and Lonsdorfer J., "A New Impedance Cardiograph Device for the Non-invasive Evaluation of Cardiac Output at Rest and During Exercise : Comparison with the "Direct" Fick Method," European Journal of Applied Physiology, Vol.82, No.4, pp. 313-320, 2000.
- [8] Lepretre J.M., Koralsztein J.P. and Billat V.L., "Effect of Exercise Intensity on Relationship between $VO_2\max$ and Cardiac Output," Med. Sci. Sports Exerc., Vol.36, No.8, pp. 1357-1363, 2004.
- [9] Tordi T., Mourrot L., Matusheski B., Hughson R.L., "Measurements of Cardiac Output during Constant Exercises : Comparison of Two Non-Invasive

Techniques," Int J. Sports Med., Vol.25, pp. 145-149, 2004.

저 자 소 개



윤형로 (尹亨老)

1949년 2월 17일생. 1972년 연세대학교 전기공학과 졸업. 1986년 동 대학원 전자공학과 졸업(공학박사). 1988년 Johns Hopkins Univ. 객원교수. 현재 연세대학교 의공학과 교수.

E-mail : hryoon@yonsei.ac.kr



정상오 (鄭尙昨)

1981년 10월 5일생. 2008년 연세대 의공학과 졸업. 2011년 동 대학원 졸업(석사). 현재 (주)누가의료기 기술연구소 연구원. 관심분야는 심혈관 및 임피던스를 이용한 심박출량 측정.

E-mail : zzanggu45@hanmail.net



심명헌 (沈明憲)

1980년 10월 23일생. 2007년 연세대 의공학과 졸업. 현재 동 대학원 박사과정. 관심분야는 심혈관 및 임피던스를 이용한 폐기능 측정.

E-mail : bmesim@gmail.com



정운모 (鄭運模)

1984년 5월 14일생. 2009년 연세대 의공학과 졸업. 2011년 동 대학원 졸업(석사). 현재 (주)누가의료기 기술연구소 연구원. 관심분야는 심혈관 시스템 및 혈압.

E-mail : zzanggu45@hanmail.net



김민용 (金珉用)

1986년 12월 7일생. 2010년 연세대 의공학과 졸업. 현재 동 대학원 석사과정. 관심분야는 심혈관 기능 시스템.

E-mail : kmy1207a@naver.com



윤찬술 (尹찬술)

1985년 11월 8일생. 2011년 을지대 의공학과 졸업. 현재 연세대 의공학과 대학원 석사과정. 관심분야는 심혈관 기능 시스템.

E-mail : iamlionking@naver.com