

---

# Swan-Ganz Catheter를 이용한 심폐기능 이상자의 정확한 Cardiac Output 측정 플랫폼 개발

정용현\* · 나상신\*\* · 김영길\*\*\*

Cardiac Output Measurement Platform Development  
Using Swan-Ganz Catheter in Cardiopulmonary Patients with More Accurate

Yong-hyun Jeong\* · Sang-Sin Na\*\* · Young-kil Kim\*\*\*

## 요 약

본 논문에서는 심폐기능에 이상이 있는 중환자의 상태를 진단하거나 치료 방향을 정하기 위하여 심박 출량을 측정하는 플랫폼 구현에 관한 연구로써, 센서가 내장된 Swan-Ganz Catheter를 체내에 삽입 후, 생리식염수를 투입하여 생기는 온도변화량을 열희석법을 이용하여 심박출량을 구하는 방법을 사용한다. Swan-Ganz Catheter는 온도센서와 압력센서를 포함하고 있으며 이를 통해 입력되는 센서 값을 보다 세밀하게 수집한다면 심박출량, 전신 및 폐혈관저항, 산소소모량 등을 보다 정확하게 계산해 낼 수가 있으므로 환자의 상태를 보다 정확하게 진단 및 치료가 가능하게 한다.

## ABSTRACT

In this paper, on cardiopulmonary function in the intensive care unit over the direction of the state to define the diagnostic or therapeutic cardiac output Study on Implementation of measures as a platform, Swan-Ganz Catheter with sensor inserted into the body by inserting a saline solution Using temperature change caused by using thermodilution be used to obtain cardiac output. Swan-Ganz Catheter with temperature sensors and pressure sensors and sensor value which is entered through the acquisition more closely if the cardiac output CO, systemic and pulmonary vascular resistance, oxygen consumption and may be able to more accurately calculate the patient's condition than accurate diagnosis and treatment is possible.

## 키워드

심박출량, 스완-간즈 카테터, 폐동맥 카테터, 열희석법, MSP430

## Key world

Cardiac Output, Swan-Ganz Catheter, Pulmonary Catheter, Thermodilution, MSP430

---

\* 준회원 : 아주대학교 석사과정

\*\* 정회원 : 아주대학교

\*\*\* 종신회원 : 아주대학교

접수일자 : 2010. 12. 06

심사완료일자 : 2011. 06. 23

## I. 서 론

### 1.1. 심박출량

심박출량은 심장 박동을 통해 전신으로 나가는 분당 혈액의 양으로써, 심장 기능뿐만 아니라 전체 순환계의 상태를 반영하는 지표이며, 전신 조직의 자율적인 조절을 통해 통제된다. 심박출량이 현저히 떨어졌음에도 불구하고 전신 혈관저항이 증가하면 혈압은 유지될 수 있고, 실제로 전신혈관저항의 현저한 증가로 심박출량의 감소에도 불구하고 혈압은 증가할 수 있다. 이와는 대조적으로 저혈압을 보이는 환자에서 체순환저항이 현저히 감소하여 있어 심박출량은 매우 높은 경우도 있을 수 있다. 따라서, 환자를 치료하는데 있어, 혈압, 좌심실충만압, 심박출량, 전신혈관저항을 모두 고려하여 치료 방향과 방법을 결정하여야 한다.

### 1.2. 심박출량에 영향을 미치는 요소

심장으로의 정맥 순환, 전신혈관저항, 조직의 산소 요구량, 혈액량, 심박수, 체위, 호흡 양상, 심근 수축력 등에 의해 심박출량이 조절되는 데, 분당 5-6 L의 심박출량을 갖는 정상인의 경우 심박출량의 예비용량은 매우 커서 경우에 따라 분당 25-30 L까지도 증가할 수 있다. 심박수는 중추 및 자율 신경계에 의해 조절되고 일회 심박출량은 전부하, 후부하, 그리고 심장 수축력에 의해 조절된다. 이 외에 심박출량에 영향을 미치는 요소들로는 대사율, 성별, 신체의 크기, 나이 등이 있다. 대사율과 산소요구량은 심박출량의 주요 결정요소인데, 대사율과 산소요구량이 증가하면 심박출량이 증가하고 반대의 경우 심박출량은 감소한다. 체온도 대사에 직접 영향을 미치므로, 체온이 증가할 경우 심박출량은 증가하게 된다.

### 1.3. 심박출량 측정의 중요성

심박출량을 측정함으로써 전체적인 순환계 기능을 반영하는 많은 지표들을 산출해 낼 수 있다. 심박출량과 중심정맥압, 그리고 혈압을 이용하면 전신혈관저항을 알아낼 수 있다. 정상 혈압과 정상 중심 정맥압을 보이는 환자에서 저심박출량과 높은 전신혈관저항으로 인해 주요 장기의 관류가 나쁠 수가 있으며, 마찬가지로 심박출량을 모를 경우 폐동맥 혈압이 의미하는 바를 완전히 이해할 수는 없을 것이다. 전부하, 후부하,

그리고 수축력을 효과적으로 유지하고 약물학적으로 치료하려면 정확한 심박출량을 측정하여 알고 있어야 한다.

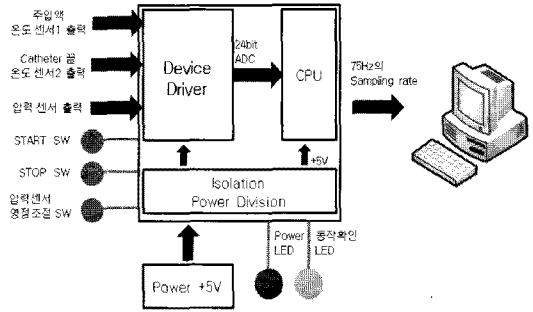


그림 1. Cardiac Output 플랫폼 구성도  
Fig. 1 Cardiac Output Platform System Diagram

본 논문에서 구현하고자 하는 플랫폼은 그림1의 구성도와 같으며 이를 통해 보다 정확한 심박출량 측정 플랫폼을 개발함으로써, 해당 플랫폼에 대한 고가의 외산 장비비를 대치고 이를 통해 기술적 발전과 경제적 비용의 절감을 동반한 국산화에 크게 기여할 수 있다. 본 연구의 제품 국산화를 통해 향후 유사 과제에 적용함으로써 점차 많은 장비로의 국산화를 진행함에 수월함을 가질 수 있다.

## II. 관련 연구 및 시스템 설계

### 2.1. 열희석법(Thermodilution)

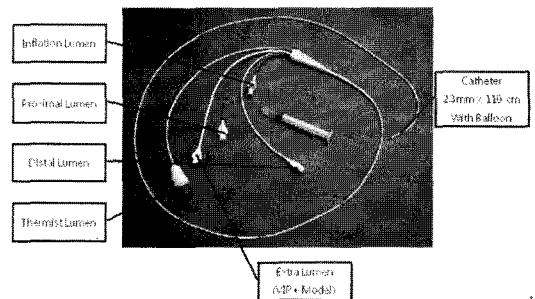


그림 2. Swan-Ganz 표준 폐동맥 카테터  
Fig. 2 Swan-Ganz Standard Thermodilution Pulmonary Artery Catheter

폐동맥 카테터가 수술실 및 중환자실 환자 관리에 이용되기 시작한 1970년대 초 이후로 임상에서 현재까지 가장 흔히 사용되는 방법은 지시물질 희석법의 일종인 Swan-Ganz 카테터, 즉 폐동맥 카테터를 이용한 열희석법 측정이다. 열희석법에 의한 측정은 심박출량이 낮은 경우 가장 부정확하며, 심박출량이 높은 경우 가장 정확한 측정 방법이다. Swan-Ganz 카테터를 이용하여 심박출량을 측정하게 되면 체순환저항, 폐동맥압, 폐동맥쇄기압도 동시에 측정 가능하므로 혈액학적으로 불안정한 환자의 감별 진단에 유용한 데이터를 제공하는 장점이 있다. 혈액학적으로 불안정한 환자의 치료 목표는 심박출량과 동맥압을 유지하기 위하여 전신 혈관저항과 폐동맥쇄기압을 적정수준으로 유지하는 것이다.

### 2.2. 폐동맥 카테터 삽입 과정

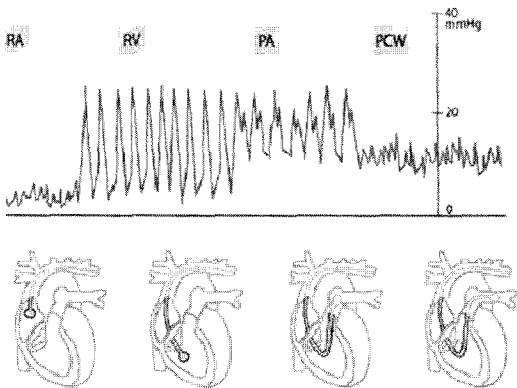


그림 3. 카테터 삽입 시 위치에 따른 압력 파형  
Fig. 3 Pressure waveform when the Catheters according to the position

위 그림은 내경동맥 또는 쇄골하정맥으로 통해 삽입된 케테터를 통해 얻은 파형의 변화이다. 삽입 후 우심방압의 파형이 나타나면 풍선을 1.3~1.5 cc 팽창시켜 혈액의 흐름에 따라 카테터가 삼첨판, 우심실(우심실압을 확인), 폐동맥 판막을 거쳐 폐동맥(폐동맥압을 확인)으로 자연스럽게 이동하게 한다. 이때 폐동맥 파형의 특징적인 중복지흔(dicrotic notch)과 폐동맥수축기압이 소멸된 형태인 폐동맥쇄기압을 확인할 수 있으면 카테터가 제위치에 자리잡은 것이다. 풍선은 재빨리

이완시켜 폐모세혈관의 괴사를 예방한다. 삽입시 부정맥 발생빈도가 높으므로 심전도 관찰은 필수적이다. 특히, 카테터가 우심실에 있을 경우 위험도가 높으므로 반드시 풍선부위를 팽창시켜 카테터말단이 직접 우심실벽을 자극하지 않도록 주의한다. 카테터의 삽입후 흉부 X-ray를 촬영하여 카테터 끝의 위치와 꼬임 등을 확인한다.

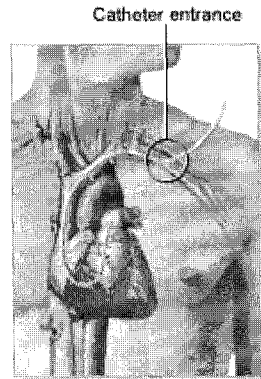


그림 4. 카테터의 도착 위치  
Fig. 4 Arrival of the catheter position

### 2.3. 측정 원리

기준이 되는 폐동맥혈의 온도가 컴퓨터에 기록되고 중심정맥압력 측정을 위한 카테터 구멍을 통해 일정 양의 수액을 우심방으로 주입하게 되면 폐동맥에 위치하고 있는 열 감지 소자에 의해 온도의 변화가 감지되게 된다. 또한 열희석 원리는 Stewart-Hamilton 공식으로 표현된다.

$$C.O. = \frac{CC(T_B - T_i)}{\int T_B(t)dt + C}$$

\* C.O.: 심박출량, CC: 연산 상수(1.08\*상관계수\*60\*주입액용량), TB: 혈액 온도, Ti: 주입액 온도, TB(t)dt: 시간에 따른 혈액 온도 변화, C: 보정 상수

이 공식에 따라 심박출량을 구하게 되며, 주입액을 주입한 후에 측정되는 열희석 곡선은 다음과 같다.

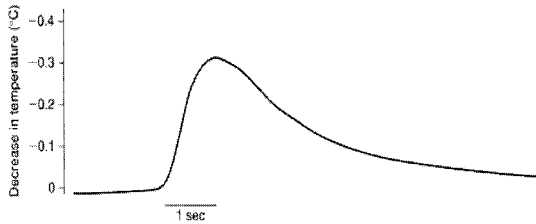


그림 5. 열희석 곡선  
Fig. 5 Thermodilution curve

열희석 곡선의 아래 면적이 심박출량에 해당한다. 심박출량은 열희석 곡선의 면적에 역비례하므로 면적이 적을수록 심박출량은 높다. 매 측정시마다 심박출량 곡선에 예상외의 변형은 없는지 확인하여 조작 오류로 인한 오차를 방지하도록 한다. 적어도 3회 반복 측정 한 값들의 평균값에 의해 심박출량을 계산하도록 하며, 각 값의 차이가 10% 이내인 것을 계산에 포함시킨다.

### III. 시스템 구현 및 실험

#### 3.1. 플랫폼 구현

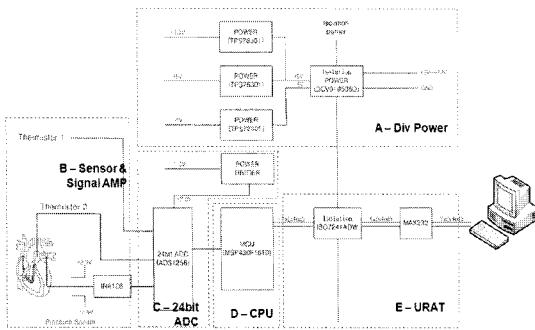


그림 6. 플랫폼 구성도  
Fig. 6 Platform Block Diagram

본 논문에서 제작한 플랫폼의 Block Diagram을 보면 크게 다섯 부분으로 구분 지을 수 있다. 전원부분과 센서 입력 부분, ADC 부분, MCU 부분, UART 부분이다. 전원은 환자의 보호를 위해 Isolation을 적용하고, 내부에서 사용할 전원을 분할한다. 센서는 온도 센서 2개와 압력

센서 1개가 사용되기 때문에 3개의 입력부분이 있다. 이는 모두 ADC로 전달되어 처리된다. MCU가 건네받은 데이터는 시리얼 통신을 사용하여 PC로 전달하게 된다. MCU는 MSP430를 사용하였다. 이는 16bit의 마이크로 컨트롤러이며, active mode에서 400uA미만, stanby mode에서 2uA미만의 전류를 소비하는 저소비전류 시스템을 구현할 수 있도록 해준다. 본 논문에서 설계한 플랫폼은 4층의 PCB로 제작하여 크기를 줄였기 때문에 휴대용 플랫폼의 제작도 구현할 수 있다. 휴대용 플랫폼이 된다면 배터리의 수명이 가장 중요한 사항이 되기 때문에 저소비전류 MCU인 MSP430이 사용되기에 유리한 환경이 되는 셈이다.

본 논문에서 오차를 줄이기 위해 선택한 것이 24bit ADC이다. 사용된 TI의 ADS1256은 4차 델타 시그마 변조기와 Program-mable Digital Filter로 구성되어 있다. 유연성이 뛰어난 입력 멀티플렉서는 차동형 또는 싱글 엔드형 신호를 처리할 수 있으며, 입력에 연결된 외부 센서 유무를 확인하기 위한 회로도 탑재되어 있다. Programmable Filter는 사용자가 분해능 및 데이터 속도를 최적화하는데 사용된다. 맥스 처리된 입력을 선택할 때에는 데이터 손실 없는 고속 채널 사이클링 기능을 제공한다. 한 번의 변환은 전력 절약 모드에서 수행될 수 있다.

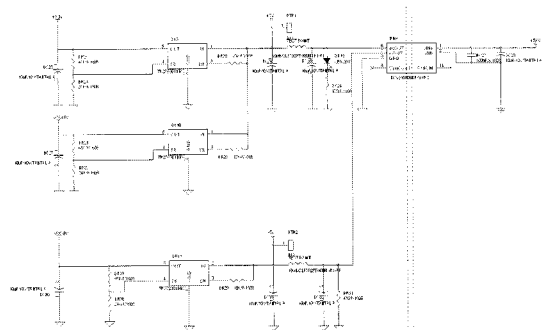


그림 7. 전원 부분 회로도  
Fig. 7 Part of the power

그림7은 전원부분이다. 환자의 체내에 삽입되는 카테터와 연결되는 플랫폼이기 때문에 내부에서 사용되는 전원은 그림8과 같이 isolation을 적용하여 누전으로부터 환자를 보호한다.

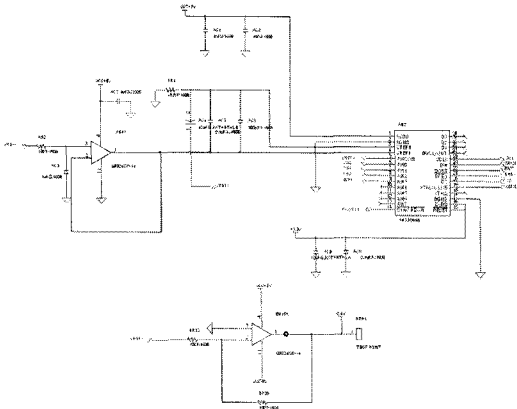


그림 8. ADC 부분 회로도  
Fig. 8 Part of the ADC

그림8은 정밀한 ADC처리를 위한 24bit의 외부 ADC 칩을 사용한 것이다. 온도 센서 2개와 압력 센서 1개의 입력을 받기 위하여 3개의 채널을 사용한다. 이는 MSP430과 SPI 통신을 하기 위하여 USART0과 맞물려 slave로 동작한다.

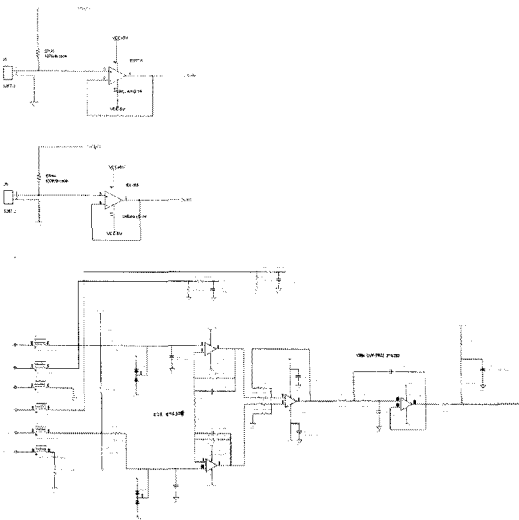


그림 9. 신호 입력 부분 회로도  
Fig. 9 Part of the signal input

그림9에서 세 개의 입력 중에 위에 입력은 온도 센서의 매칭회로와 연결되는 부분이다. 세밀한 온도 변화에 따른 센서 값을 측정하기 위하여 정밀 저항을 사용해야

한다. 아래의 나머지 한 개의 입력은 압력 센서의 매칭회로와 연결되는 부분이다. 미세한 압력까지도 측정해야 하기 때문에 증폭되는 회로가 포함되어 있다.

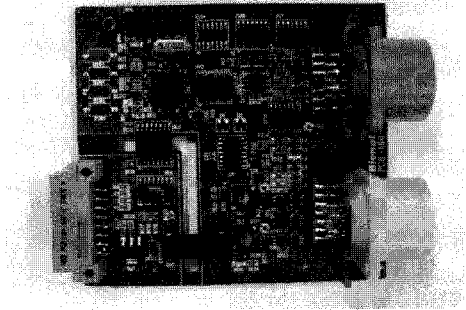


그림 10. 구현한 CO 측정 플랫폼  
Fig. 10 CO measurement platforms

그림10은 구현한 플랫폼의 사진이다. 왼쪽 하단에 RS232와 전원 공급 부분은 그라운드를 독립시켜 isolation을 적용한 것이다. 오른쪽 두 개의 커넥터는 카테터와 IBP입력과 관련된 장비 연결을 위한 커넥터이다.

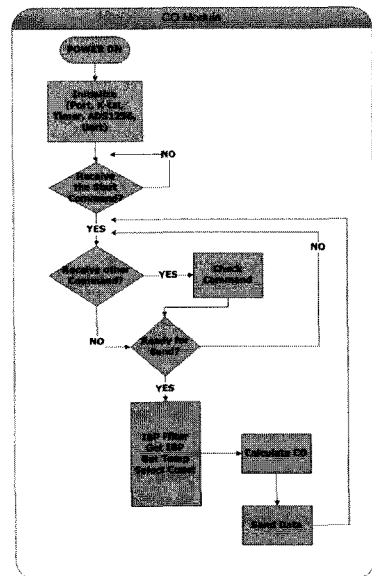


그림 11. 플랫폼 흐름도  
Fig. 11 Flow Chart

위 차트를 통해 플랫폼의 동작 순서를 알 수 있다. 플랫폼에 전원이 인가되면 초기화 동작을 진행한 뒤, PC 프로그램으로부터 시작 명령이 오는지 체크를 한다. 그 다음, PC 프로그램에서 설정한 옵션에 대한 파라미터와 커맨드 데이터를 받고 모든 준비가 끝나면 온도와 압력 값을 측정하게 된다. 모든 측정이 끝나면 이를 바탕으로 CO값을 연산한 뒤에 PC로 결과를 전송해준다.

### 3.2. 실험 결과

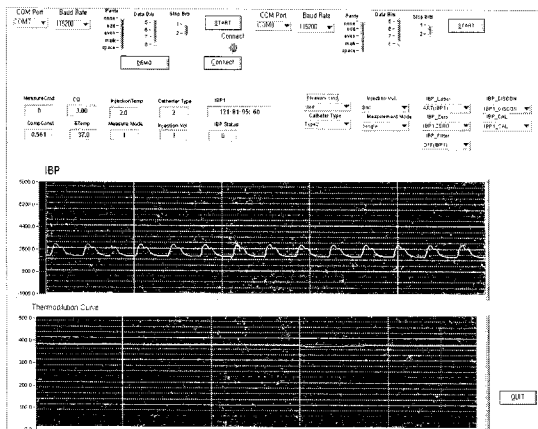


그림 12. PC 프로그램 UI  
Fig. 12 UI of the PC program

위 그림은 PC에서 동작되는 프로그램이다. CO연산에 필요한 파라미터를 입력해주면 플랫폼에서 데이터 측정 후에 결과는 각각의 해당되는 Text 박스에 표시되게 된다. 그리고 첫 번째 그래프는 IBP에 관한 데이터를 출력하는 것이고, 두 번째 그래프는 Thermodilution curve에 해당되는 것이다. 임상 실험을 할 수 없는 단계의 개발이기 때문에 시뮬레이션으로 실험하였다. 결과는 오차가 크게 5%까지 발생하였다. 이는 Stewart-Hamilton 공식에서 사용되는 보정 상수의 값을 수정하지 않았을 경우이다. 보정 상수의 값은 카테터와 측정 온도 범위에 따라 달라지기 때문에 달라지는 값을 적용하게 되면 목표했던 오차 범위인 2% 이내로 안정적이고 정확한 결과가 산출되었다.

### 3.3. 기존 제품과 비교

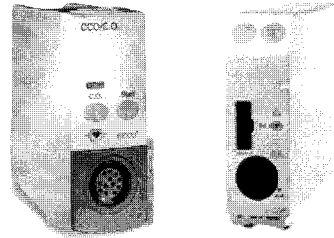


그림 13. M3012A(좌, Philips社)와 E-COP(우, GE社)의 CO 모듈

Fig. 13 CO Module of Philips(Left) and GE(Right)

위 사진은 CO측정 모듈의 기존 제품들이다. 본 연구에서 제작한 모듈의 측정 데이터 오차범위는  $\pm 2\%$ 로 기존 제품과 비교한다면 오차가  $\pm 5\%$ 인 M3012A보다는 정확하며, 오차가  $\pm 2\%$ 인 E-COP와는 비슷한 측정 오차를 갖는다. 무게는 프로토타입이라 기존 제품과 비교할 수는 없지만, 크기는  $30 \times 85 \times 107 \text{ mm}$ 로  $38 \times 97 \times 188 \text{ mm}$ 인 M3012A,  $37 \times 112 \times 187 \text{ mm}$ 인 E-COP보다 훨씬 작은 크기로 보드를 제작할 수 있음을 알 수 있다.

## IV. 결론

본 논문에서 구현한 플랫폼은 우선 저전력 MCU인 MSP430을 사용하고 플랫폼의 크기가 작기 때문에 장비를 소형화하여 다른 기능의 별도 플랫폼들과 독립적으로 구성할 수 있다. 특정 수술마다 서로 다른 장비들이 수술실에 존재하게 되는데, 각 수술마다 필요한 독립적인 플랫폼만 사용할 수 있도록 한다면 수술실의 공간을 효과적으로 사용할 수 있게 된다. 다음으로 24bit의 외부 ADC를 사용하기 때문에 12bit의 내부 ADC를 사용할 경우보다 더 세밀한 센서 값의 변화량을 측정할 수 있다. CO를 구하는 방법이 측정 데이터를 기반으로 연산하여 유추하는 것이기 때문에 데이터를 세밀하게 측정할 수 있다면 산출되는 심박수나 기타 환자 상태에 관한 Data의 오차를 크게 줄일 수 있다.

본 논문에서 구현한 CO측정 플랫폼은 일회성 측정 데이터만을 얻을 수 있다. 하지만 앞으로는 실시간으로 CO를 측정할 수 있는 장비의 고안이 필요하다.

## 참고문헌

- [1] 안원식, "심박출량 측정법의 문제점과 임상적 해석", 대한마취과학회지 Vol. 54, No. 3, March 2008.
- [2] 이지연, 심재광, 최용선, 홍성욱, 박현민, 곽영란, "심장 수술 중 폐동맥 카테터를 이용한 지속적인 심박출량 감시의 정확성", 대한마취과학회지 Vol. 54, No. 6, June 2008.
- [3] 이상민, "심박출량 측정법", 대한마취과학회지 Vol. 46, No. 1, January 2004.
- [4] Michael R Pinsky, "Why measure cardiac output?", 10 January 2003 from <http://ccforum.com/content/7/2/114>.
- [5] Anna Gawlinski, "Measuring Cardiac Output: Intermittent Bolus Thermodilution method", October 2004 from CriticalCareNurse vol. 24, No. 5.
- [6] Texas Instruments, "MSP430x1xx Family ADS1256 Datasheet".
- [7] Texas Instruments, "ADS1256 Datasheet"



김영길(Young-kil Kim)

1978년 고려대학교 전자공학과  
1980년 한국과학기술원 산업전자공학과  
1984년 ENST(France)  
1984년 ~ 현재 아주대학교

※관심분야: 마이크로파공학, 의료공학, Embedded System

## 저자소개



정용현(Yong-hyun Jeong)

2009년 아주대학교 학사  
2011년 아주대학교 석사과정  
(예정)

※관심분야: 회로해석 및 설계, 의료기기, 센서공학, Embedded System



나상신(Sang-Sin Na)

서울대학교 전자공학 학사  
미시간대학교(미) 석사  
미시간대학교(미) 박사  
현재 아주대학교 전자공학과 교수

※관심분야: 정보이론, 디지털 신호처리, 디지털통신, 자료압축 및 부호화