

축류혈액펌프 모델을 이용한 좌심실보조장치 제어를 위한 생리학적 변수의 추정

Estimation of Physiological Variables for LVAS Control Using an Axial Flow Blood Pump Model

최 성 진
(Seongjin Choi)

Abstract: Sensors need to be implanted to obtain necessary information for LVAS (Left Ventricular Assist System) operations. Size of the sensors can prevent them from being implanted in a patient and reliabilities of the sensors are questionable for a long term use. In this work, we utilize a developed pump model to estimate flow and pressure difference across the pump without implanted sensors and present a method to obtain the physiological variables as aorta pressure and left ventricle pressure from the pump model and pulsatility of flow estimate or pressure difference estimate. These estimated variables can be used for LVAS control as an index or indices.

Keywords: axial flow blood pump, LVAS control, physiological variables, pulsatility

I. 서론

심장 기능에 문제가 발생하여 심장 이식이 필요한 환자의 경우 대안으로 고려할 수 있는 방법은 완전인공심장을 이식하거나 또는 심실보조장치를 사용하는 것이다. 심실보조장치는 초기에는 심장 이식에 필요한 증여 심장이 나타날 때까지의 가교 역할에 중점을 두었으나 현재는 영구적인 심실보조장치로서 사용 가능하다. 심실보조장치는 보조장치를 이식하는 위치에 따라 몇 가지로 분류할 수 있다. 보조장치가 좌심실과 대동맥 사이에 위치하는 좌심실보조장치, 우심실과 대정맥 사이에 위치하는 우심실보조장치, 보조장치가 좌심실과 대동맥 그리고 우심실과 대정맥 사이에 동시에 위치한 양심실보조장치가 있다.

초기 보조장치와는 달리 현재 개발 중 또는 사용 중인 심실보조장치는 축류혈액펌프와 같은 비맥동(non pulsatile) 펌프를 사용하고 있다. 비맥동 펌프는 상대적으로 작은 크기와 우수한 효율성으로 인하여 완전 이식형 좌심실보조장치로서 관심의 대상이 되었으나 체내에 이식됨에 따라 현실적으로 센서의 사용이 어렵고 장기간 사용시 신뢰성 문제가 발생하므로 펌프 운전 속도 지정에 필요한 정보 획득에 어려움이 있다[1]. 센서 사용에 따른 어려움을 피하기 위하여 측정 가능한 펌프 속도와 전류로부터 펌프 동작 특성인 펌프를 통한 혈류량과 펌프 양단간의 압력차를 얻을 수 있는 축류혈액펌프 모델이 개발되었다[2]. 좌심실보조장치의 생리학적 변수인 펌프 혈류량은 펌프 모델로부터 추정이 가능하나, 생리적 변수인 대동맥압과 좌심실압은 직접 얻을 수가 없다. 단지 좌심실의 확장기시 좌심실의 혈압이 영에 가깝다고 가정할 때, 좌심실 확장기의 대동맥 혈압을 펌프 양단간 압력차로부터 유추할 수 있다.

센서 사용을 배제할 경우 좌심실보조장치의 효과적 구동

은 추정 가능한 정보의 양이 많을수록 용이하며, 생리학적 변수의 추정은 좌심실보조장치 구동을 위한 중요한 정보이다. 예를 들어, 펌프 혈류량, 대동맥압, 좌심실압, SVR (Systemic Vascular Resistance)과 같은 변수는 좌심실보조장치의 구동에 필요한 지표로서 사용 가능하다[3, 4, 5]. 본 논문에서는 축류혈액펌프를 사용한 좌심실보조장치의 효과적 구동을 위하여, 펌프 모델을 이용하여 생리학적 변수인 펌프 혈류량, 대동맥압, 좌심실압을 추정하고자 한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 개발된 축류혈액펌프의 모델을 간략히 소개한다. 3장에서는 축류혈액펌프 동작 특성을 설명하고 모델로부터 추정 가능한 변수인 혈류량과 혈압차를 이용한 혈액펌프의 운용 방법 및 문제점에 대하여 논의한다. 4장에서는 생리학적인 변수인 대동맥압과 좌심실압의 추정치를 유도하고 측정치와 비교 검토한다.

II. 축류혈액펌프 모델

좌심실보조장치로서 Nimbus사 (Cordova, CA, TCI 자회사)에 의해 개발된 축류혈액펌프를 사용하였으며 혈액펌프는 대동맥과 좌심실 사이에 위치한다. 혈액펌프의 모델은 모터 구동부를 포함한 모터 모델과 수력학적 특성을 나타내는 펌프 모델로 구성되며 모터 구동에 사용된 전류와 펌프 속도는 측정 가능한 정보이다. 혈액펌프 모델링의 목적은 측정 가능한 정보로부터 펌프 구동 정보인 혈류량과 압력차의 추정에 있다. 또한 혈액펌프의 모델은 심혈관계의 모델과 더불어 좌심실보조계 모델을 이루며 이 모델을 이용하여 펌프 속도 변화에 따른 좌심실보조계의 생리학적 변수의 변화를 살펴 볼 수 있으며 제어기의 설계에도 이용될 수 있다.[6]

혈액펌프의 모터 모델은 부하를 포함한 BLDC (Brushless DC) 모터로 주어진다.

$$J \frac{d\omega}{dt} = \frac{3}{2} K_T i - B\omega - (a_0 \omega^3 + a_1 Q \omega^2) \quad (1)$$

이 때, ω 는 펌프 속도, i 는 전류, $a_0\omega^3 + a_1Q\omega^2$ 는 펌프의 부하 토오크이며 J, K_r, B, a_0, a_1 , 은 상수이다. 펌프의 특성은 압력차 H , 유량 Q , 펌프 동작속도 ω 로 이루어진 펌프의 수력학적 관계식에 의해 결정되며 혈액펌프의 수력학적 모델은 다음과 같다.

$$H \equiv P_o - P_i = b_0Q + b_1 \frac{dQ}{dt} + b_2\omega^2 \quad (2)$$

이 때, P_o 와 P_i 는 펌프의 인입구와 방출구의 압력을 나타내며, b_0, b_1, b_2 는 상수이다. 혈액펌프가 좌심실보조장치로서 인체에 이식될 경우, P_o 는 대동맥압(AoP), P_i 는 좌심실압(LVP)으로 간주할 수 있다. 모터 모델의 상수 J, B, a_0, a_1 과 펌프 모델의 상수 b_0, b_1, b_2 는 LMS 방법을 이용하여 결정된다[7]. (1)로부터 전류 i 와 펌프 속도 ω 를 이용하여 혈류량 Q 를 추정할 수 있으며 혈류량 추정치와 (2)를 이용하여 펌프사이의 압력차 H 를 추정할 수 있다.

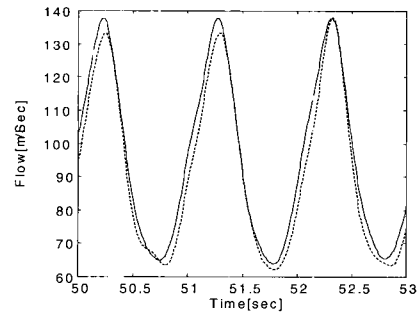
그림 1은 혈액펌프 모델을 이용하여 특정 펌프 속도에서 혈류량과 압력차의 추정치를 측정치와 비교하여 나타낸 것이다. 실험시 펌프 속도를 최저 속도인 838 rad/sec부터 최고 속도인 1548 rad/sec로 단계적으로 변경하였으며, 그림 1은 펌프 속도 1272 rad/sec의 혈류량과 압력차의 추정치와 측정치를 비교하여 나타낸 것이다. 혈류량과 압력차의 추정치는 오차 5 mL/sec와 5 mmHg내임을 알 수 있다. 이와 같이 펌프 모델을 사용하여 혈류량과 펌프 양단간 압력차의 추정치를 얻을 수 있다. 좌심실보조장치인 혈액펌프가 제공하는 혈류량은 좌심실을 대신하여 대동맥을 통해 인체로 전달되는 혈류량이므로 의료진에게 필요한 주요 변수중 하나이다. 이는 제한된 영역에서 동작 가능한 간단한 제어기의 설계에 필요한 변수로 사용 될 수 있다.

III. 축류혈액펌프 동작 특성

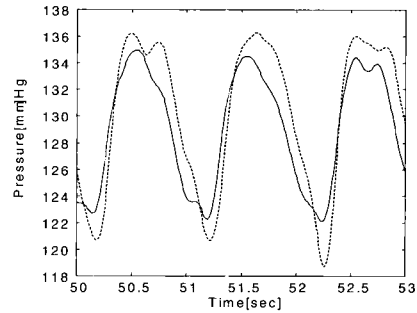
이 장에서는 주어진 펌프 특성을 이용한 제어 방법과 그 제어 방법의 문제점에 관하여 기술한다. 축류혈액펌프는 특정 운전 속도에서 펌프의 부하가 증가할 경우 혈류량이 감소하고 양단간의 압력차가 증가하며, 부하가 감소하면 혈류량이 증가하고 양단간의 압력차가 감소하는 특성을 나타낸다. 이는 심장의 동작 특성인 후부하에 둔감하고 전부하에 민감한 특성과는 다른 특성이다. 혈액펌프는 후부하 변화에 따른 혈류량의 변화에 대처하기 위하여 펌프 속도의 변경을 통하여 부하 변화와 무관하게 일정한 혈류량을 제공할 수 있어야 한다. 이상적인 경우 혈액펌프를 사용한 심실보조장치는 심장의 동작 특성을 흉내낼 수 있도록 동작하여야 한다.

센서를 사용하지 않은 경우, 펌프의 동작 특성에 따른 혈류량과 양단간의 압력차는 이미 개발된 모델을 사용하여 얻을 수 있다. 펌프 속도가 일정할 때 펌프의 운전점은 펌프 부하에 따라 결정되며 펌프 부하는 다음과 같이 주어진다.

$$L_p = \frac{H}{Q} \quad (3)$$



(a) 혈류량



(b) 압력차

그림 1. 혈류량과 압력차의 측정치와 추정치의 비교.

(a) 혈류량의 비교 (실선: 측정치, 점선: 추정치)

(b) 압력차의 비교 (실선: 측정치, 점선: 추정치)

Fig. 1. Comparison between measured and estimated signals of flow and pressure difference.

(a) comparison of flow (solid line: measured signal, dotted line: estimated signal)

(b) comparison of pressure difference (solid line: measured signal, dotted line: estimated signal)

이때, L_p 는 펌프 부하, H 는 펌프 양단간의 압력차, Q 는 펌프를 통한 혈류량이다. 펌프 부하는 혈액펌프가 좌심실보조장치로서 인체내에 이식되어 사용될 경우 SVR (Systemic Vascular Resistance)로 간주된다. 따라서 인체의 SVR 변화를 펌프의 부하 변화로 간주할 수 있다.

펌프 특성을 이용한 제어 방법중 하나는 일정한 혈류량을 기준 입력으로 사용하는 방법이다. 그림 2와 같이 일정 펌프 속도에서의 펌프 운전점을 고려한다. 펌프 속도 ω_L 에서 펌프 운전점을 A라 가정한다. SVR이 SVR_L 에서 SVR_H 로 변화할 경우, 펌프 운전점은 A에서 B로 변화한다. 원하는 혈류량이 Q_D 인 경우, 펌프 운전 속도는 혈류량을 Q_D 로 복원하기 위하여 ω_L 에서 ω_H 로 증가하며 이에 따라 펌프 운전점은 B에서 C로 변경된다. 이때 펌프 양단간의 압력차 H 는 H_H 로 증가하게 된다. 이와 같이 SVR의 변화에 무관하게 혈류량이 일정하게 유지되는 메커니즘은 심혈관계의 특성 중 하나이며 이는 완전인공심장의 제어에도 사용되고 있다 [8].

현재 펌프가 속도 ω_H 로 펌프 운전점 C에서 작동하고 있는 경우 SVR이 SVR_H 에서 SVR_L 로 변할 때 펌프 운전점은

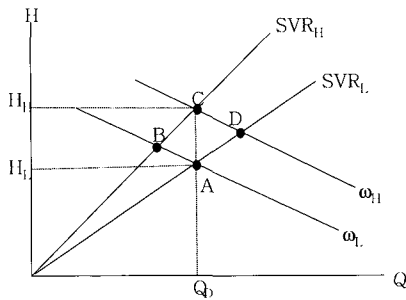


그림 2. SVR변화 및 SVR변화에 따른 펌프 운전조건.
Fig. 2. Pump operating conditions with changes in SVR.

C에서 D로 변경된다. 일정 펌프 속도에서 SVR이 감소하면 압력차는 줄어들고 혈류량은 증가하게 된다. 만일 혈류량 Q_D 가 좌심실의 유출 가능한 최대 혈류량인 경우 갑작스러운 SVR의 감소는 과도한 혈류량의 유출로 이어지며 좌심실내의 흡입(suction)현상과 같은 위험 상태를 초래할 수 있다. 따라서 흡입현상을 피하기 위하여 펌프의 동작 속도는 ω_H 로부터 ω_L 로 감소되어야 한다.

좌심실보조장치의 기준 혈류량을 지정할 수 있다면, 다음과 같은 단순한 제어기의 설계도 가능하다.

$$\omega(k+1) = \begin{cases} \omega(k) + \delta\omega, & \text{if } Q < Q_D \\ \omega(k) - \delta\omega, & \text{if } Q > Q_D \\ \omega(k) + 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4)$$

여기서 $\delta\omega$ 는 양의 속도변위이다. Q_D 는 좌심실보조장치의 기준 혈류량이며 제어기는 혈류량을 조절하도록 펌프 속도를 조정하며 이런 종류의 제어기는 펌프의 모델을 이용하여 설계할 수 있다.

주어진 펌프 속도에서 펌프 혈류량의 관성효과를 무시한 간략화된 펌프 모델을 이용하면, 펌프의 압력차는 다음과 같이 주어진다.

$$H(k) = b_0 Q(k) + b_2 \omega(k)^2 \quad (5)$$

여기서 $H(k)$ 는 압력차, $Q(k)$ 는 혈류량, $\omega(k)$ 는 펌프 속도이다. 위의 간략화된 펌프 모델로부터 원하는 혈류량 Q_D 을 얻기위한 펌프 속도는 다음과 같이 주어진다.

- 1) 혈류량 $Q(k)$ 와 Q_D 를 얻는다.
- 2) 압력차 $H(k) = b_0 Q(k) + b_2 \omega(k)^2$ 를 추정한다.
- 3) $t=k+1$ 에서의 펌프 속도
$$\omega(k+1) = \frac{1}{b_2} \sqrt{H(k) - b_0 Q_D}$$
 를 계산한다.
- 4) $Q(k)=Q_D$ 가 만족될 때까지 반복한다.

이는 펌프 모델이 생리학적인 변수 추정뿐만 아니라 제어기의 설계에서도 유용하게 사용될 수 있음을 보여준다. 심실보조장치를 이식한 환자는 보조장치의 안전성과 보조장치 사용에 따른 향상된 삶의 질을 기대하며 가능한 한 일상적인 활동을 하기를 원할 것이다. 이식된 심실보조장치는 자연 심장과 같은 기능을 하도록 설계되어 환자의 생리학적인

요구에 따른 다양한 혈류량을 제공하도록 작동하여야 한다. 따라서 일정 혈류량을 기준 입력으로 사용하는 제어기는 의료진이나 의공학 기술자의 관여없이 자동적으로 다양한 혈류량이 요구되는 환자에게는 적용하기가 곤란하며, 의료진 또는 의공학 기술자가 환자의 상태에 따라 필요한 혈류량을 지정하는 제한된 경우에 사용할 수 있을 것이다. 보다 원활한 제어기의 설계를 위하여 혈류량과 압력차뿐만 아니라 유용한 생리학적인 변수를 추정할 필요가 있다.[9]

IV. 대동맥압과 좌심실압의 추정

축류혈액펌프를 좌심실보조장치로서 사용시 좌심실이 여전히 약하게 박동하고 있다면 좌심실압 LVP와 이에 따른 펌프의 혈류량 Q , 펌프 양단간의 압력차 H 도 펄스의 세기로써 표현 가능하며 대동맥압 AoP도 펄스 세기를 이용하여 (6)-(9)와 같이 표현할 수 있다.

$$Q \approx Q_M + Q_A \sin(2\pi ft) \quad (6)$$

$$H \approx H_M + H_A \cos(2\pi ft) \quad (7)$$

$$AoP \approx AoP_M + AoP_A \sin(2\pi ft) \approx AoP_M \quad (8)$$

$$\begin{aligned} LVP &\approx LVP_M - LVP_A \cos(2\pi ft) \\ &\approx LVP_A (1 - \cos(2\pi ft)) \end{aligned} \quad (9)$$

Q_M 은 펌프 혈류량의 평균값이며, Q_A 는 혈류량의 펄스 세기이며, H_M 은 펌프 양단간 압력차의 평균값이며, H_A 는 펌프 양단간 압력차의 펄스 세기이다. AoP_M 은 대동맥압 AoP의 평균값이며 AoP_A 는 펄스 세기이다. 대동맥압 AoP는 혈류량과 압력차에 비해 상대적으로 약한 미미한 펄스 세기를 보이고 있으므로 일정하다고 할 수 있다. 또한 LVP_M 은 좌심실압의 평균값이며, LVP_A 는 좌심실압의 펄스 세기이다. 좌심실압 LVP의 최소값이 영이라고 가정하면 LVP_M 은 LVP_A 로 주어진다. 펌프 모델을 이용하여 추정한 혈류량 Q 의 펄스 세기 Q_A 와 펌프 양단간의 압력차 H 의 펄스 세기 H_A 는 그림 3과 같은 검출기를 통하여 구할수 있다[6].

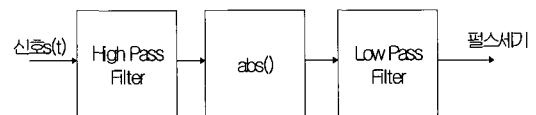


그림 3. 펄스세기 검출기.
Fig. 3. Pulsatility extractor.

펌프의 수력학적 모델로부터

$$\begin{aligned} \frac{dQ}{dt} &= -\frac{b_0}{b_1} Q - \frac{b_2}{b_1} \omega^2 + \frac{1}{b_1} (AoP - LVP) \\ &= \frac{dQ_M}{dt} + \frac{d(Q_A \sin(2\pi ft))}{dt} \end{aligned} \quad (10)$$

로 주어지며, (6)과 (9)를 적용하면

$$\frac{dQ_M}{dt} = -\frac{b_0}{b_1} Q_M - \frac{b_2}{b_1} \omega^2 + \frac{1}{b_1} (AoP - LVP_M) \quad (11)$$

$$\begin{aligned} \frac{d(Q_A \sin(2\pi ft))}{dt} &= -\frac{b_0}{b_1} Q_A \sin(2\pi ft) \\ &+ \frac{1}{b_1} LVP_A \cos(2\pi ft) \end{aligned} \quad (12)$$

로 주어진다. (12)에 페이서 개념을 적용하면 LVP_A 와 Q_A 의 관계식은 다음과 같다.

$$LVP_A = Q_A \sqrt{(\Omega b_1)^2 + b_0^2} \quad (13)$$

또한, 펌프 양단간의 압력차 $H = AoP - LVP$ 로부터 대동맥압 AoP 는

$$AoP = H + LVP = H + LVP_A (1 - \cos(2\pi ft)) \quad (14)$$

로 주어진다. (13)과 (14)로부터 펌프 모델을 이용하여 대동맥압을 추정 할 수 있다. 심장의 맥박수를 나타내는 주파수 f 는 사전에 주어져야 한다.

펌프 양단간 압력차의 펄스 세기를 이용할 경우, 심장 박동수 f 를 사용하지 않고 좌심실압 LVP 의 펄스 세기를 구할 수 있다. 펌프 양단간의 압력차

$$H = AoP - LVP \quad (15)$$

와 (7)-(9)로부터

$$\begin{aligned} H_M + H_A \cos(2\pi ft) &\approx AoP_M - LVP_M \\ &+ LVP_A \cos(2\pi ft) \end{aligned} \quad (16)$$

$$AoP \approx AoP_M = H_M + LVP_M \quad (17)$$

$$H_A = LVP_A \quad (18)$$

로 주어진다. 즉, LVP 의 펄스 세기는 H 의 펄스세기이며 LVP 의 평균값 또한 H 의 펄스세기이다. 따라서 대동맥압 AoP 는 다음 식으로 구해진다.

$$AoP \approx AoP_M = H_M + LVP_M = H_M + H_A \quad (19)$$

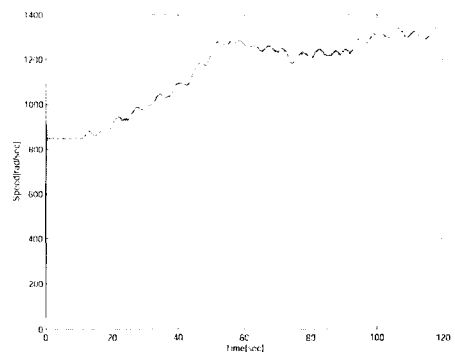
(19)는 (13)과 (14)와는 달리 좌심실압 추정시 심장 박동수 f 에 관한 정보를 요구하지 않으므로 대동맥압의 추정치도 심장 박동수 f 를 요구하지 않는다.

(18)과 (19)로부터 얻은 대동맥압과 좌심실압의 추정 결과의 비교를 위하여 도노반 타입의 심혈관계 실험 장치를 사용하여 얻어진 측정치를 이용하였다.[10] 실험 장치의 좌심실과 우심실은 인공심장 Jarvik-7을 사용하였으며 좌심실과 대동맥 사이에 혈액펌프를 연결하여 좌심실보조장치를 구성하였다. 실험시 펄스 세기 검출기의 수렴 시간을 고려하여 초기 10초간 펌프 운전 속도를 최저 속도로 일정하게 유지하였다. 또한 90초에 심혈관계의 장치를 조작하여 SVR이 증가하도록 하였다.

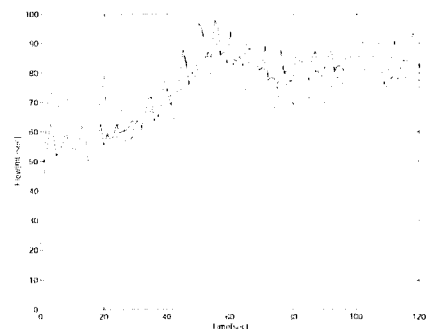
그림 4(a)는 좌심실보조장치인 펌프의 운전 속도를 나타내고 있다. 그림 4(b)는 펌프 속도 변화에 따른 혈류량의 측정치와 추정치를 비교하여 나타내고 있으며, 그림 4(c)는 대동맥압의 측정치와 추정치의 평균값을 도시하고 있다. 그림 4(b)의 혈류량 비교시, 초기 과도 상태를 제외하고 펌프의 운전 속도가 안정화된 후 혈류량의 추정 오차는 15 mL/sec내에 있으며, 그림 4(c)의 대동맥압 추정 오차는 10 mmHg 내에서 움직이고 있다. 이는 혈류량의 추정 오차에 기인하는 압력차의 추정 오차를 고려할 경우 상당한 정도의 정확도를 나타내고 있음을 알 수 있다. 혈류량과 대동맥압의 추정 결과를 평가하기 위하여 다음식으로 정의된 RMSE(Root Mean-Squares Error)를 사용하였다.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n e_k^2} \quad (20)$$

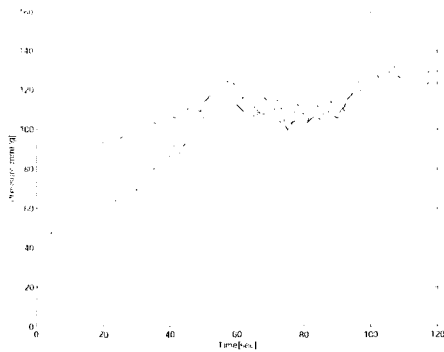
혈류량과 대동맥압의 RMSE는 8.7416 mL/sec와 28.8219 mmHg이다. 대동맥압 RMSE가 크게 나타나는 것은 주로 초기 과도 상태의 추정 오차에 기인하며, 대동맥압의 추정치가 측정치에 접근하는 50초 이후의 추정 오차를 이용한 대동맥압의 RMSE는 5.6360 mmHg이다. 그림 4(d)는 좌심실압의 추정치를 나타내고 있다. 인공심장 Jarvik-7을 심실로 사용시 Jarvik-7의 밀폐된 구조로 인하여 압력 센서를 심실내로 삽입할 수 없었으며 좌심실압의 측정이 현실적으로 불가능하였다. 이에 따라 좌심실압의 추정치를 측정치와 직접 비교할 수 없으나 심실보조장치가 좌심실의 약화된 기능을 보조하여 혈류를 공급시 좌심실압이 대동맥압보다 낮게 유지되고 있음을 알 수 있으며 이 현상은 동물 실험시 측정된 결과와 일치한다.[11]



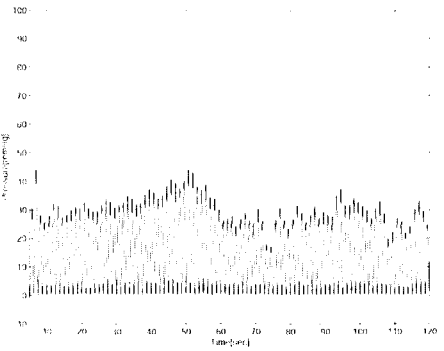
(a) 펌프 운전 속도



(b) 혈류량 비교 (실선: 측정치, 파선: 추정치)



(c) 대동맥압 비교 (실선: 측정치, 파선: 추정치)



(d) 좌심실압 추정치

그림 4. 작동중인 좌심실보조장치의 펌프 속도 및 생리학적 변수의 측정치와 추정치.

(a) 펌프 운전 속도 (b) 혈류량 비교 (실선: 측정치, 파선: 추정치) (c) 대동맥압 비교 (실선: 측정치, 파선: 추정치) (d) 좌심실압 추정치

Fig. 4. Pump operating speed and measured and estimated physiological variables.

(a) Pump operating speed (b) comparison of flow (solid line: measured signal, dashed line: estimated signal) (c) comparison of AoP (solid line: measured signal, dashed line: estimated signal) (d) Estimated LVP

V. 결론

완전이식형 좌심실보조장치의 적절한 구동을 위한 정보는 함께 이식된 센서를 이용하여 얻을 수 있다. 센서를 오랜 기간동안 이식하여 사용하는 경우 그 신뢰도에 문제가 있으므로 센서의 사용을 배제하고 심실보조장치 구동에 필요한 정보를 얻을 필요가 있다. 이 논문에서는 센서를 사용하지 않고 필요한 정보를 얻기 위하여 혈액펌프 모델을 이용하여 심실보조장치의 구동에 필요한 생리학적 변수를 추정하였다. 펌프를 통한 혈류량과 펌프 양단간의 압력차는 펌프 모델로부터 구하였고, 좌심실의 중요한 생리학적 변수인 좌심실압은 혈류량의 펄스 세기 또는 펌프 양단간의 압력차의 펄스 세기와 주어진 심장 박동수를 이용하여 구하였다. 또한 대동맥압도 펌프 양단간의 압력차의 추정치와 좌심실압으로부터 유도하였다. 추정된 대동맥압은 측정된 대동맥압과 일정한 오차범위 (RMSE = 5.6360 mmHg) 내에서 움직이며 이는 추정된 대동맥압의 유용함을 보이고 있다.

이와 같은 직접적인 생리학적 변수는 적절한 심실보조장치의 속도 제어에 필요한 변수로 사용될 수 있으며 환자 상태의 감시 또는 조정에 필요한 정보로도 사용 가능하다.

참고문헌

- [1] H. Schima, W. Trubel, A. Moritz, G. Wieselthaler, H. G. Stohr, H. Thomas, U. Losert, and E. Wolner, "Noninvasive monitoring of rotary blood pumps: necessity, possibilities, and limitations", *Artificial Organs*, Vol. 16, No. 2, pp. 195-202, 1992.
- [2] S. Choi, J. R. Boston, D. Thomas, and J. F. Antaki, "Modeling and identification of an axial flow blood pump", *Proc America Control Conference*, pp. 3714-3715, Albuquerque, NM, June 4-6, 1997.
- [3] U. Tasche, J. W. Koontz, M. A. Ignatoski, and D. B. Geselowitz, "An adaptive aortic observer for the penn state electric ventricular assist device", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 4, pp. 374-383, 1990.
- [4] G. K. Klute, U. Tasch, and D. B. Geselowitz, "An optimal controller for an electric Ventricular-assist device: Theory, Implementation, and Testing", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 39, No. 4, pp. 394-403, 1990.
- [5] J. R. Boston, M. A. Simaan, J. F. Antaki, Y-C Yu, S. Choi, "Intelligent control design for heart assist devices", *Proc 1998 ISIC/CIRA/ISAS Joint Conference*, pp. 497-502, Gaithersburg, MD, September 14-17, 1998.
- [6] S. Choi, J. F. Antaki, J. R. Boston, and D. Thomas, "A sensorless approach to control of a turbodynamic left ventricular assist system", *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, Vol. 9, No. 3, pp. 473-482, 2001.
- [7] A. J. Blauch, M. Bodson, and J. Chiasson, "High speed parameter estimation of stepper motor", *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, Vol. 1, No. 4, pp. 270-279, 1993.
- [8] A. P. Lioi, J. L. Orth, K. R. Crump, G. Diffie, P. A. Dew, S. D. Nielsen, and D. B. Olsen, "In vitro development of automatic control for the actively Filled Electrohydraulic Heart", *Artificial Organs*, Vol. 12, No. 2, pp. 152-162, 1988.
- [9] J. R. Boston, L. Baloa, Dehou Liu, M. A. Simaan, S. Choi, and J. F. Antaki, "Combination of data approaches to heuristic control and fault detection", *IEEE Conference on Control Applications and International Symposium on Computer-Aided Control Systems Design*, pp. 98-103, Anchorage, AK, September 25-27, 2000.
- [10] F. M. Donovan, "Design of a hydraulic analog of the circulatory system for evaluating artificial hearts", *Biomat., Med. Dev., Art. Org.*, Vol. 3, No. 4, pp. 439-449, 1975.
- [11] S. Choi, *Modeling and Control of Left Ventricular Assist System*, Ph.D. Thesis, University of Pittsburgh, 1998.

**최 성 진**

1962년 6월 12일생. 1984년 고려대학교 전기공학과 졸업. 1986년 동대학원 석사. 1998년 피츠버그대학교 전기공학과 박사. 2002~현재 수원대학교 전기공학과 초빙교수. 관심분야는 지능제어 및 생체공학.