

임피던스 심장기록법에서 운동으로 인한
Motion Artifact 의 최소화

김 종찬^{*)} 김 경열^{**)} 김 덕현^{**)} 은 대희^{***)}
한국기계연구소, 연세대학교 의용공학과, 전자공학과

Minimization of Motion Artifact During
Exercise in Impedance Cardiography

Jong-chan Kim, Jeong-Yeol Kim, Deok-Won Kim, Dee-Hee Youn
KIMM, Dept. of Biomedical Eng., Electronic Eng., Yonsei Univ.

ABSTRACT

The origins of the motion artifact resulting from exercise in impedance cardiography were explained and the ensemble average technique was applied to reduce the motion artifact enabling the measurement of cardiac output during exercise. Algorithm for ensemble average was developed and applied to the actual impedance signals. It was found that the minimum number of sampling was 20, and sampling frequency was 500Hz.

Using the ensemble average technique it was possible to measure cardiac output continuously during the treadmill exercise. Therefore it is hoped that this study may contribute in the area of exercise physiology and sport medicine.

1. 서 론

인체에서 흉부의 임피던스 변화를 측정하여 심장의 기계적인 특성 즉 심실 박동량(stroke volume), 심박출량(cardiac output), 심근축 수축정도, 수축기 시간 간격(systolic time interval) 등을 측정하는 방법을 임피던스 심장기록법(Impedance Cardiograph) 이라고 부른다[1,2]. 이러한 임피던스 심장기록법은 비관혈적이고 계속적으로 심장기능의 변수를 측정할 수 있어서 운동 중에 심장기능을 쉽게 측정할 수 있다.

Treadmill에서 운동시 motion artifact가 너무 커서 파형의 분석이 어렵고[3,4] 불가능한 경우도 있으며 분석을 하는 경우 많은 오차가 따른다. 이러한 motion artifact를 제거하여 심장 기능을 운동중에서 측정 할

수 있으면 많은 도움이 될 것이다.

본 연구에서는 운동중에 심박출량을 측정할 수 있는 임피던스 심장기록법의 motion artifact의 근원을 설명하고 임상 대이타에 Ensemble Average 방법을 적용하여 최소 샘플링 주파수와 평균을 취하는 Block의 최소 개수를 구하였다.

2. Motion artifact 의 근원과 최소화 방법

Motion artifact는 크게 나누어서 호흡에 의한 영향과 운동 중의 움직임에 의한 영향이 있다[5]. 그림 1에서는 전형적인 dZ/dt 파형과 BKG 파형을 보여 주고 있는데, 운동 중의 BKG는 그림 2(a)에서 볼 수 있듯이 motion artifact의 영향없이 잘 기록이 되므로 각 점(P,Q,R,S,T)를 쉽게 구분할 수 있으나 그림 2(b)에서 볼 수 있듯이 그림 1에서의 각 점(A,B,C,X,O)을 구분하는 것이 불가능하다. 따라서 dZ/dt max 와 LVET(Left-ventricular Ejection Time)를 구하기가 쉽지 않다.

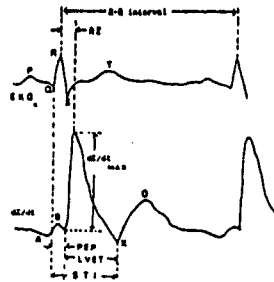


그림 1 전형적인 심전도와 dZ/dt 파형

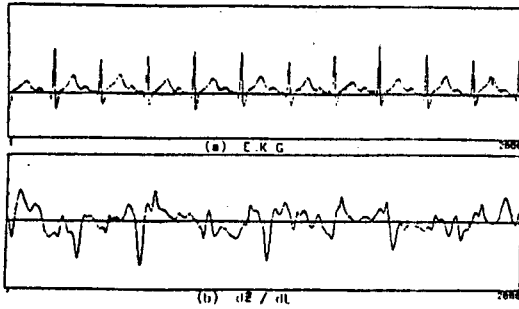


그림 2 실제 운동중에 측정된 심전도와 dz/dt 파형 현하는 신호(dz/dt)를 $X(n)$, motion artifact에 의한 잡음신호를 $N(n)$, 샘플링 갯수를 T , 평균을 취하는 심장 리듬의 수를 K 라고 할때 $D(n)$ 은 현하는 신호 $X(n)$ 과 motion artifact로 인한 잡음신호 $N(n)$ 의 합으로 주어진다. 이 $D(n)$ 을 심장리듬의 한 주기만의 데이터 갯수인 T 로 나누고 한 주기를 평균을 취하는 심장리듬의 수 K 만큼 공간신호로 펼쳐서 Ensemble Average를 취하면 다음과 같이 표현된다. $A(n)$ 은 Ensemble Average를 한 결과를 나타낸다.

$$A(n) = 1/K \sum_{k=1}^K D(k) \quad n=1, T \quad (1)$$

$$A(n) = 1/K \sum_{k=1}^K X(n) + 1/K \sum_{k=1}^K N(n) \quad n=1, T \quad (2)$$

여기서 $X(n)$ 은 평균을 취하는 심장리듬의 한 주기간에 평균을 취하면 현하는 신호 $X(n)$ 이 그대로 나타나고, 잡음신호 $N(n)$ 은 서로의 상관관계가 없다고 가정할 경우 평균을 취하면 0 이된다. 따라서 (2)식은 다음과 같이 표현되어 $A(n)$ 은 $X(n)$ 과 동일하게 된다.

$$A(n) = X(n) \quad n=1, T \quad (3)$$

Ensemble Average 알고리즘은 EKG 신호에서 R점을 찾아내는 R점 검출 알고리즘과 검출된 R점용 기준으로 Ensemble Average를 취하는 부분으로 구성하였다. 평균을 취하는 심장 리듬의 수 K 개에서 가장 작은 T 값을 찾아내어 그것용 기준으로 Ensemble Average 알고리즘을 구성하였다.

3. 실험 및 결과 고찰

본 장에서는 임상 데이터를 수집하여 구성된 알고리즘으로 실험한 결과를 고찰하였다. 임상 수집 시스템의 블록선도는 그림 3 과 같다.

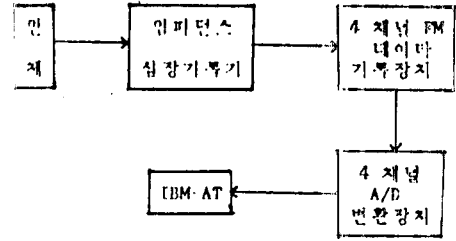


그림 3 임상신호 수집 시스템의 블록선도

K 를 알기 위해서 샘플링 주파수를 2KHz로 얻은 데이터를 500Hz로 다시 샘플링 한 데이터인 그림 2 파형에 대해서 K 값을 1 에서 30 까지 증가 시켜서 Ensemble Average를 취하였다. 그림 4 (b)에서 K 가 증가 할수록 dz/dt 파형은 motion artifact가 제거되어 그림1 의 전형적인 dz/dt 파형과 비슷한 모습으로 되어가고 있음을 알 수 있다. $K=20$ 이상에서는 거의 완전하게 dz/dt 파형이 복원되었음을 관찰할 수 있었다. 따라서 평균을 취하는 심장 리듬의 갯수 K 는 적어도 20 개가 되어 한다는 것을 알 수 있다. 샘플링 주파수를 결정하기 위해 위에서 결정된 $K=20$ 으로 500Hz, 2KHz에 대하여 실험한 결과 샘플링 주파수는 500Hz면 충분한 것으로 나타났다.

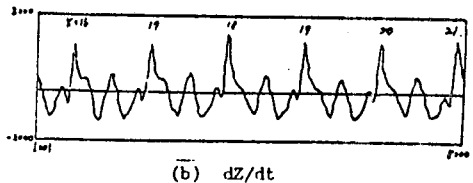
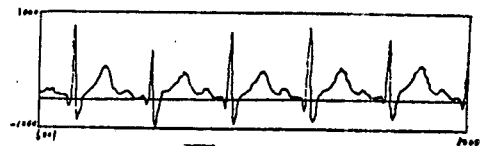
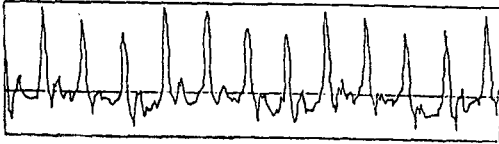


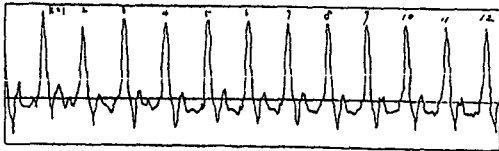
그림 4 K 값을 찾기 위한 실험 결과 ($K=16, 21$)

호흡으로 인한 motion artifact는 dz/dt 의 최고치가 약간씩 변화함을 알 수 있는데 샘플링 주파수 500Hz에서 K 를 1에서 부터 증가하여 Ensemble Average를 한 결과 $K=5$ 이후에는 dz/dt 의 최고치가 drift

하지 압축을 관찰할 수 있어 호흡으로 인한 motion artifact가 제거 되었음을 알 수 있다.



(a) 원래 dZ/dt 파형



(b) Ensemble Average 수행결과

그림 5 호흡으로 인한 motion artifact의 제거

4. 결 론

본 논문에서는 treadmill에서 운동중의 심박출량을 측정하는 임피던스 심장기록법에서의 실제 임상데이터 dZ/dt 파형을 Ensemble Average를 적용하여 motion artifact를 제거하고 심박출량의 측정이 가능하도록 하였다. 또한 평균을 취하는 최소 Block갯수 K 는 20개이고 샘플링 주파수는 600Hz임을 알 수 있었다.

따라서 treadmill에서의 운동중 심박출량을 계속적으로 측정할 수 있어 운동 생리에 관한 연구와 스포츠 의학 분야에 많은 도움이 될 것이다. 앞으로 실시간으로 sliding 혹은 moving ensemble average 방법을 구현할 수 있는 디지털 하드웨어 시스템의 구성에 관하여 계속적으로 연구되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] 김 정연, "임피던스 방법을 이용한 심장기능의 평가", 연세대학교 석사학위논문, 1988.9.
- [2] 김 덕현, 김 정열, 고 한우, 김 남현, 김 천기, " 임피던스 심장기록법을 이용한 심장기능의 측정

[3] J. C. Denniston, J. T. Maher, J. T. Reeves, J. C. Cruz, A. Cymerman, R. F. Grover, "Measurement of cardiac output by electrical impedance at rest and during exercise", J. Appl. Physiol., Vol.40, No.1, pp. 91-95, 1976.

[4] D. S. Miles, M. N. Sawka, S. W. Wilde, B. M. Doerr, M. A. B. Ferry, R. M. Glaser, "Estimation of cardiac output by electrical impedance during arm exercise in woman", J. Appl. Physiol., Vol. 51, No.6, pp. 1488-1492, 1981.

[5] 황 수관, 김 덕현, 연 봉수, 고 성경, 김 정열, 이 경희, 강 두희, "운동시 임피던스 심장기록법을 이용한 운동선수의 심장기능의 변화", 대한 스포츠 의학회지, 제7권, 제1호, 페이지 35-50, 1989.