

트래드밀 운동시 임피던스 심장기록법을 이용한 심박출량의 측정

김덕원·송철규*·황수관*·이명호**

Measurement of Cardiac Output During Treadmill Exercise Using Impedance Cardiography

Deok Won Kim, Shul Geyu Song*, Soo Kwan Hwang*, Myoung HoLee**

- Abstract -

Measurement of cardiac output during exercise by noninvasive technique is very needed in the area of sports medicine. However there are only two noninvasive techniques, one of which is CO₂ subscript rebreathing technique and the other one is impedance cardiography. While CO₂ rebreathing technique needs special breathing and metablc steady state, impedamce cardiography has motion artifact problem.

In this study major sources of the mothion artifact during treadmill exercise was found experimentally to be the impact caused by each step on the treadmill. Thus special shoes to reduce the impact were developed. These are the shoes with silicon rubber and hard sponge attached to the soles. It was possible to measure cardiac output with the newly developed shoes for Burke protocol whose speed of the treadmill was constant 3.5 miles/hour while it was impossible with the conventional exercise shoes.

1. 서 론

심박출량(cardiac output)은 운동부하에 따라 증가하며 이는 박동량 (stroke volume)과 심박수

〈접수 : 1989년 11월 27일〉

본 연구는 연세대학교 의과대학 1989년도 교수 연구비에 의하여 이루어졌음.

연세대 의대 의용공학과

*연세대 스포츠 과학 연구소

**연세대 전기공학과

Dept. of Medical Engineeres, Yonsei Univ.

* Institute of Spots and Science, Yonsei Univ.

** Dept. of Electrical Engineering, Yonsei Univ.

(heart rate)의 증가에 따라 결정된다. 안정시 심박출량은 5-6ℓ 정도이며, 최대운동시에는 안정시 심박출량의 4 배 정도인 25ℓ에 이른다(1,2). 장기간 체력 단련한 운동선수의 최대 심박출량은 30ℓ 정도로서 비선수에 비해 더 높다고 (1, 3, 4) 함으로 운동부하량을 증가함에 따라서도 그 차이가 다를 것으로 예상되는 바이다.

또한 박동량은 안정시 70ml정도이며 운동부하에 따라 비례하여 증가하다가 최대 산소섭취량의 40%에 달하면 거의 최대치인 120ml에 이른다음 그 이상의 운동시에는 별 증가가 없다고 한다(5, 7). 이에 비해 심박수는 운동부하 증가에 따라 비례하여 증가하면 최대운동까지 계속해서 증가한다(6). 이것으로 보아

심박출량을 결정하는 박동량과 심박수가 운동을 증가시키에 따라 심박출량에 미치는 정도가 다를 수 있다. 한편 운동중의 심박출량의 측정방법에는 CO₂ 재호흡 방법과 지시 희석법(indicator dilution) 등이 이용되어 왔으나 indirect Fick 방법인 CO₂ 재호흡 방법은 피실험자가 특수한 호흡방법을 익혀야 하고, ventilation/perfusion ratio가 정상이어야 할 뿐만 아니라 metabolic steady state여만 하는 등 여러 가지 제약이 있다. 지시 희석법은 카테터를 심장에 삽입함으로써 위험도가 높을 뿐만 아니라 환자에게 고통스럽고 또한 측정비용의 고가로 인하여 실용성이 없다. 그리하여 간접적인 방법으로 운동시의 산소 섭취량(VO₂)을 측정하여 심박출량을 추정해 왔으나 측정방법이 복잡하며 순간순간의 박동량을 알 수 없는 단점이 있다.

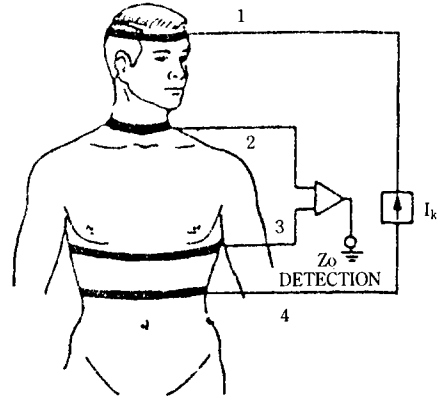


그림 1 심박출량 측정을 위한 47전극 임피던스 심장 기록법.

반면에 임피던스 카디오그래피는 비침습적인 방법으로서 운동중에도 계속적으로 모니터를 할 수 있고 혈류량 뿐만 아니라 심근의 수축력등 여러 파라미터를 측정할 수 있다. 그러나 이 방법은 motion artifact에 민감하여 피실험자가 너무 많이 움직여서는 안되는 단점이 있다. Denniston(8)등은 격심한 운동시 motion artifact가 너무 커서 파형의 분석에 어려움을 겪었고, Mies(9)등은 임피던스와 CO₂ 재호흡 방법에 의한 심박출량 간의 비교적 좋은 상관관계를 얻었지만 motion artifact로 인해 임피던스 파형분석에 어려움을 겪었다. 본 연구에서는 motion artifact에 덜 민감한 특수신발과 전극 시스템을 개발하여 트래트밀에서 박동량 (stroke volume) 및 심박출량 (cardia coutput)을 측정하였다. 그림 1은 심박출량 측정을 위한 4 전극 임피던스 심장 기록법을 보여주고 있다.

폐로 흡입 배출됨에 따라서 평균 임피던수 (Z_0)가 영향을 받아 드리프트가 생기게 된다. 호흡으로 인한 임피던스 변화는 혈류량과는 관계가 없는 artifact 인 것이다.

흡입기에는 흉곽 (thoracic cavity) 내부가 음압이 됨으로 venous return 이 증가하게 되며, 그에 따라 박동량이 증가하게 된다. 그림2에서 최대 흡입기의 $dZ/dt(\max)$ 가 최대 배출기 때보다 약 두배 정도 됨을 알 수 있다. 호흡에 의한 drift는 ensemble average technique으로 쉽게 해결할 수 있다. (10, 11).

2. Artifact의 근원

트래트밀 상에서 운동시 호흡, 움직임, 그리고 발걸음에 의한 흉부에서의 충격등에 의한 artifact 등을 조사하였다.

2-1 호흡에 의한 영향

호흡으로 인한 영향은 고유저항이 높은 공기가

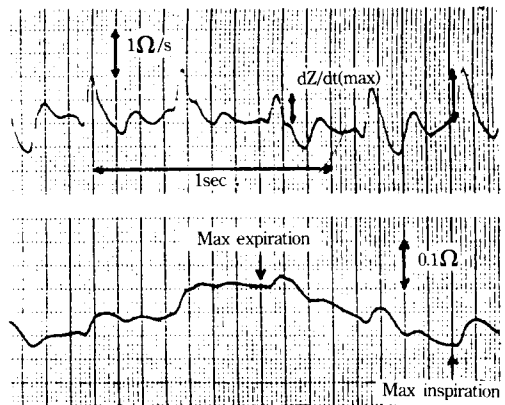


그림 2 호흡으로 인한 dZ/dt 및 ΔZ 파형의 drift.

2-2 몸의 움직임에 의한 영향

운동 중 몸의 움직임은 흉곽내부의 기관과 표면 전극의 위치를 이동시키게 되고, 흉곽내부의 전류 분포의 변화는 내부기관의 위치, 크기 및 형태의 변화에 의해 결정됨으로 결과적으로 임피던스의 변화가 생긴다(12).

그림 3은 bicycle ergometer(Monark)에서 몸의 움직임으로 인한 motion artifact를 보여주고 있다.

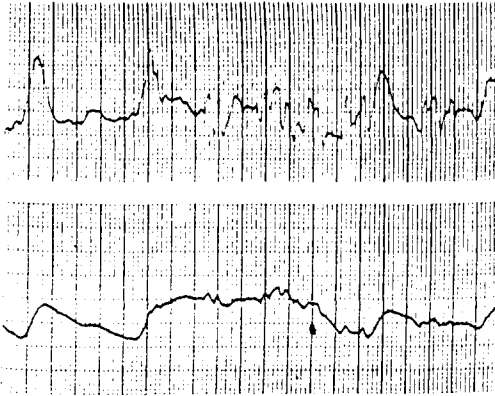


그림 3 자전거 ergometer 운동시 몸의 움직임에 의한 motion artifact. dh.1은 dZ/dt 파형이며 ch. 2는 ΔZ 파형.

2-3 스탠에 의한 영향

Treadmill 운동시에 매 스탠에 의한 영향은 가장 큰 motion artifact로서 본 연구에서는 실험적으로 dZ/dt 파형이 매 스탠과 동기되어 발생함을 그림4의 화살표에서와 같이 확인하였다(11).

3. 연구방법

본 연구의 주요한 목표는 운동중의 심박출량을 임피던스 신호로부터 motion artifact를 최소화하여 계산할 수 있도록 최적의 전극 형태를 찾는 것이다. 이를 위해 그림 1 에서와 같이 1번 전극의 위치를 목의 상단부 대신에 앞 이마 부위로 하고 motion artifact를 최소화하기 위해 청동막 (meshed brass

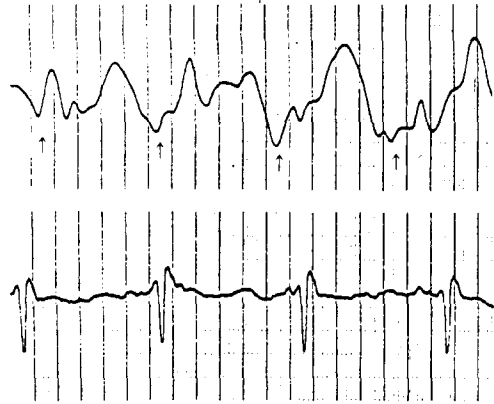


그림 4 스탠과 동기되어진 motion artifact

electrode, 3M) 대신 탄력밴드에 청동막 전극을 씌어 사용하였다. 이로 인해 운동시 생기는 땀을 효율적으로 흡수하고, 운동중의 심한 몸의 움직임에도 불구하고 체표면에 견고하게 부착될 수 있었다.

운동부하를 증가시키는 방법으로는 treadmill과 bicycle ergometer 두가지가 있는데 treadmill은 전신운동이 반면에 자전거 ergometer는 하체운동만 하게 됨으로 treadmill 운동이 더 이상적이나 motion artifact가 상대적으로 커 기존의 임피던스 심장기록법으로는 측정이 불가능하였다. 따라서 운동 중에 motion artifact를 최소화하기 위해 새로 개발한 운동화와 전극을 이용하여 treadmill에서 운동 중 심박출량을 측정할 수 있었다. 황과 김등 (13)은 기존의 임피던스 방법으로 자전거 ergometer를 이용하여 운동시 박동량 및 심박출량의 변화를 측정하였다.

위에서 열거한 과정을 거친후 다음과 같은 protocol로서 인체실험을 하였는데 연구대상은 19-23세 남자 대학생 10명을 선정하였고 treadmill 속도는 3.5miles/hour, 운동부하는 Burke 방법을 적용하고 motion artifact를 감소시키기 위해 임피던스 신호의 미분파형인 dZ/dt 파형과 EKG파형을 일반 운동화, 스폰지를 부착한 운동화를 신었을 때 Impedance Cardiography를 이용하여 각각의 경우에서 측정을 하였다.

4. 각 운동화의 특성

Treadmill의 운동부하를 3.5 miles/hour로 했을때 motion artifact를 감소시키기 위해 임피던스 신호의 미분파형인 dZ/dt 파형과 EKG 파형을 일반적인 운동화, 스폰지를 붙인 운동화, 실리콘 고무와 스폰지를 함께 부착한 운동화를 신었을 때에 각각 측정하였다.

그림5는 안정시 전형적인 dZ/dt와 EKG 파형이다. 따라서 안정상태에 박동량의 계산을 위해 필요한

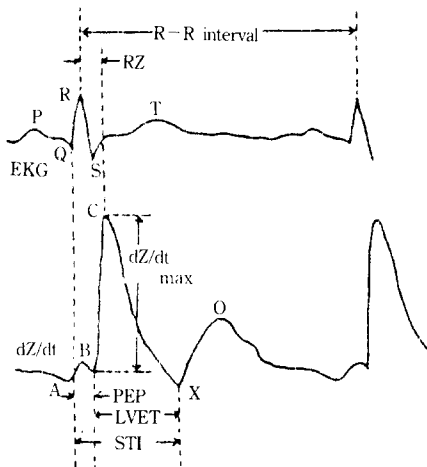


그림 5 안정시 전형적인 EKG(위) 와 dZ/dt(아래) 파형

dZ/dt(max)와 LVET(left ventricular ejection time)를 명확히 정의할 수 있다.

그림 6은 treadmill 운동시 일반 운동화를 신었을 때 dZ/dt와 EKG 파형으로서 motion artifact가 너무 커 dZ/dt(max)와 LVET의 계산이 불가능함을 보여주고 있다.

그림 7에서는 스폰지를 부착한 운동화를 신고 운동 중에 측정된 dZ/dt 및 EKG파형을 보여주고 있다. 이 그림에서 화살표는 스텝으로 인한 arti-

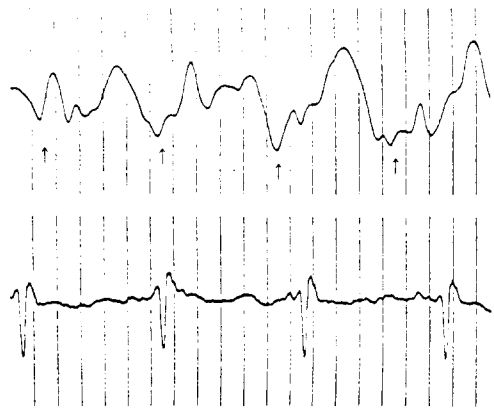


그림 7 스폰지를 부착한 운동화를 신고 측정된 dZ/dt(위)와 EKG(아래) 파형

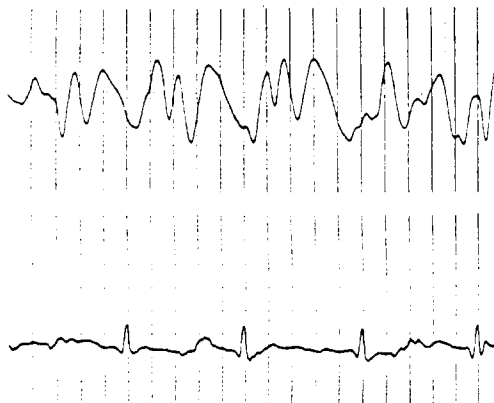


그림 6 일반 운동화를 신고 측정된 dZ/dt(위) 와 EKG(아래) 파형

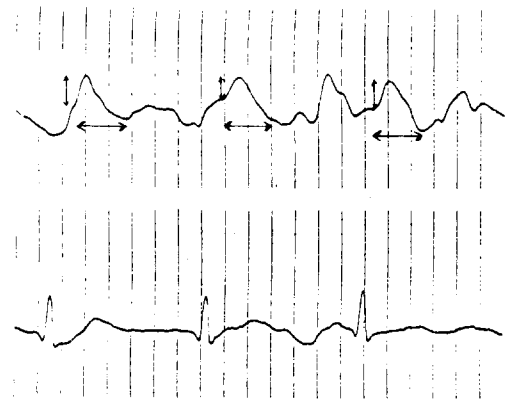


그림 8 실리콘 고무와 스폰지를 부착한 운동화를 신고 측정된 dZ/dt(위) 및 EKG(아래) 파형

fact를 가리키는 것으로 그림 6에서 보다는 감소하였으나, 아직도 dZ/dt 파형에 artifact가 섞여 있음을 알 수 있다.

그림 8은 5mm 두께의 실리콘 고무와 스폰지를 함께 부착한 운동화를 신고 운동중 기록한 파형으로서 그림 7보다 훨씬 안정시의 파형(그림 5)에 가까움을 알 수 있다. 그러나 완전히 motion artifact가 제거된 것은 아니며 ensemble average 방법을 써서 motion artifact를 더욱 최소화 할 수 있다(10).

5. 운동시 심장기능 변화

Impedance Cardiography(임피던스 심장기록법)로 treadmill 운동중의 심장기능 평가시에 호흡 및 움직임으로 인한 motion artifact가 너무 커서 파형분석에 어려움이 있으므로 운동 중 motion 과 step으로 인한 artifact를 제거하기 위해 스폰지와 실리콘 고무를 부착시킨 운동화를 개발하여 10명을 대상으로 실시하고 운동부하는 treadmill (Quinton)을 이용하여 Burke 방법을 적용하였다. 이 방법은 treadmill 속도 3.4 mph로 경사 10%에서 3분간 운동을 한후 그후 3분마다 경사 2%씩 올려 표 1과 그림 8과 같은 결과를 얻었다.

표 1. 임피던스 심장기록법을 이용하여 10명을 대상으로 트래드밀 운동시 측정된 박동량, 심박수, 및 심박출량의 변화

	S.V.(mL)	HR	CO(l/min)
운동 직전	49.2	71	3.5
운동 1분후	58.8	105	6.2
운동 3분후	67.0	107	7.2
운동 6분후	84.0	115	9.7
운동 9분후	82.0	120	9.8
운동 12분후	81.0	134	10.8
회복 직후	60.0	158	9.5
회복 1분후	59.3	121	7.1
회복 3분후	59.6	101	6.1
회복 6분후	51.3	86	4.4
회복 9분후	49.0	83	4.1

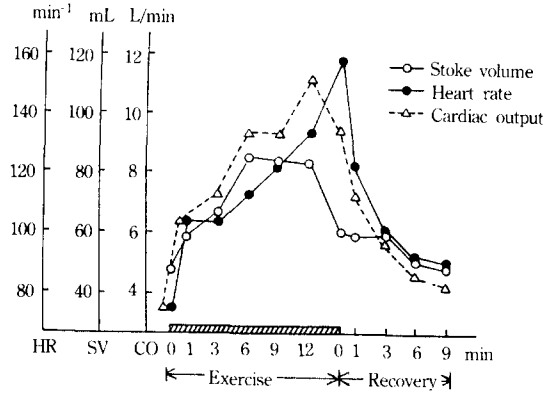


그림 9 임피던스 심장기록법을 이용하여 10명을 대상으로 트래드밀 운동시 측정된 박동량, 심박수, 및 심박출량의 변화

표 1과 그림 9에서 보면 운동시작 후 6분까지는 SV가 증가하다가 12분까지는 약간 감소하고 HR은 회복 직후까지 증가하여 결국 CO의 최대값은 최대 운동부하인 운동후 12분이 된다. 그리고 CO는 운동강도에 따라 다르나 본 연구결과에서는 최대 운동부하시의 심박출량이 안정상태의 3배 정도임을 알 수 있다. 그림 9에서 측정된 SV, HR, 및 CO는 전형적인 변화양상을 보여주고 있다.

6. 결 론

현재까지 임피던스 심장기록법에 의한 심박출량 측정은 motion artifact가 적은 자전거 ergometer를 이용하거나 treadmill 운동시는 운동을 정지한 상태에서 측정하여 왔다.

본 연구에서는 임피던스 심장기록법을 이용한 트래드밀 운동시의 박동량 및 심박출량을 측정함에 있어 발생하는 motion artifact의 근원을 찾아내고 근본적으로 최소화하기 위해 새로운 형태의 운동화 및 전극을 개발하였다. 개발된 운동화와 전극으로 10명을 대상으로 운동중 박동량, 심박수 및 심박출량의 전형적인 변화양상을 측정할 수 있었다.

앞으로의 연구과제는 CO₂ 재호흡법과 임피던스

방법을 동시에 적용하여 운동 중의 임피던스 심장 기록법의 정확도를 규명하는 일이다.

참 고 문 헌

- 1) B Ekblom, L Hermansen, Cardiac output in athletes, *J. Appl. Physiol.*, 25(5) : 619-625, 1968.
- 2) B Ekblom, P Astrand, B. Saltin, J Stenberg, B Wallstrom, Effect of training on circulatory response to exercise, *J. Appl. Physiol.*, 24(4) : 518-528, 1968.
- 3) B Saltin, G Blomquist, J Mitchell, R Johnson, K Wildenthal, C Champman, Response to exercise after bed rest and after training, *Circulation*, 38 : Suppl. 1) 1-78, 1968.
- 4) S Bevegard, A Holmgren, B Jonsson, Circulatory studies in well trained athletes at rest and during heavy exercise with special reference to stroke volume and the influence of body position, *Acta Physiol. Scand.*, 57 : 26-50, 1963.
- 5) P Astrand, T E Cuddy, B Saltin, J Stenberg, Cardiac output during submaximal and maximal work, *J. Appl. Physiol.*, 19(2) : 268-274, 1964.
- 6) G Grimby, N J Nillsson, B Saltin, Cardiac output during submaximal and maximal exercise in active middle-aged athletes, *J. Appl. Physiol.*, 21 : 1150-1156, 1966.
- 7) J Hason, B Tababin, A Levy, W Nedde, Long term physical training and cardiovascular dynamics in middle-aged men, *Circulation*, 38 : 783-799, 1968.
- 8) J. C. Denniston, 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.*, 40 : 91-95, 1976.
- 9) 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 women, *J. Appl. Physiol.*, 51 : 1488-1492, 1981.
- 10) 김 중찬, 김 정열, 김 덕원, 윤 대회, 임피던스 심장기록법에서 운동으로 인한 motion artifact의 최소화, 1989년도 의용생체공학 춘계 학술대회 논문집, 71-73, 1989.
- 11) Deok Won Kim, S K Hwang, C G Song, M H Lee, Measurement of cardiac output during exercise by impedance cardiography. Korea-Japan Joint Conference on Biomedical Engineering, Seoul, Sept. 1989.
- 12) Deok W. Kim, Nam H. Kim, Won K. Kim, Sang H. Park, Current Distribution in a 3-D Thorax Model for Impedance Cardiography, *IEEE EMBS 11th Annual International Conference*, Seattle, USA, Nov. 8-12, 1989.
- 13) 황 수관, 김 덕원, 연 동수, 고 성경, 김 정열, 이 정희, 강 두희, 운동시 임피던스 심장기록법을 이용한 운동선수의 심장기능의 변화, 대한 스포츠 의학회지 7(1) : 35-50, 1989.