

비침습적 복압 측정을 위한 생체 임피던스 전극의 최적 위치 선정

Optimum electrode selection for measuring the abdominal pressure using bio-impedance method

안양수*, 김거식**, 송철규***
Yang-Su An, Keo-Sik Kim and Chul-Gyu Song

Abstract - In this study, we determined the optimum electrode pair for measuring the abdominal pressure using bio-impedance method. Because impedance changes differ from a weight, a height, contractile force, volume of muscle and blood other or whatever of individuals, it was quantified using values of impedance change, correlation coefficient and SNR. Our results showed the optimum electrode pair (1, 9) which could detect impedance changes due to an increase of the intensity of the abdominal pressure. The correlation coefficient and quadratic function between the RMS values of EMG and the impedance changes were 0.87 and $y=0.0014x^2+0.0620x+0.6958$, respectively. It demonstrated that the abdominal pressure could be measured non-invasively and simply using bio-impedance method. We propose that this optimum electrode configuration would be useful for future studies involving the convenient measurement of abdominal pressure by ambulatory urodynamics monitoring study.

Key Words : bio-impedance change, abdominal pressure, optimum electrode configuration, urodynamics monitoring

1. 서론

요역동학 검사는 방광의 축뇨와 배뇨 시에 발생하는 배뇨근의 압력 변화를 기록하면서 방광의 용적, 수축력, 배뇨근 수의 조절력 등의 방광 기능을 검사한다. 복압은 방광 주변을 둘러싼 외부 장거나 힘에 의해 가해지는 압력을 의미하며, 기침, 대화 등 일상생활중의 이벤트나 환자의 자세변화에 따라 변하게 된다. 따라서 복압은 배뇨압을 변화시키는 요인이 되므로, 순수한 배뇨압의 변화를 관찰하기 위해서는 방광내압과 복압을 동시에 측정하여야 한다[1].

기존의 복압 측정은 항문이나 질, 위 등에 카테터를 직접 삽입하여 압력 변화를 측정하는 방법이 주로 사용되어 왔다 [2-3]. 카테터 방법은 장치가 간단하며 측정 결과가 정확하다는 장점이 있다. 하지만 카테터 도관에 공기방울이 있거나 피검자의 움직임으로 인해 카테터 팁이 주변 장치와 접촉할 경우 발생하는 오차가 $-10 \sim 40 \text{ cmH}_2\text{O}$ 로 크며, 항문으로 가스가 분출 될 경우 카테터가 빠질 수 있다. 따라서 복근 수축 시 발생하는 근전도 신호를 수집하여 간접적으로 복압을 측정하고자 하는 방법이 시도되었다. Neumann 등은 골반 저근 (pelvic floor muscle) 수축 시 복횡근 (transversus abdominis muscle), 내복사근 (obliqueinternus muscle)에서의 근전도 활동성 (activity)이 두드러지게 증가하며 복압이 약

10 mmHg 상승함을 보였다[4]. 또한 Amarenco 등은 기침 시 각각의 방광 내뇨량에 따른 방광내압과 근전도 적분 값 사이의 상관계수가 각각 0 ($r=0.98$), 100 ($r=0.97$), 200 ($r=0.92$), 300 ml ($r=0.96$)임을 보였다[5]. 하지만 근전도 방법은 각각의 복부 운동에 대한 주동근과 협력근, 길항근을 고려하여 전극을 부착시켜야 하므로 전극 부착 위치에 따라 측정 오차가 크며, 근육의 상태 즉 근의 활동성을 관찰하기 때문에 복압의 변화를 정확하게 연속적으로 측정하는데 한계가 있다[6].

임피던스 측정법은 외부에서 비 침습적인 방법으로 관찰하기 어려운 생체 내부 환경이나, 생체의 특정 부위의 내부 변화에 의한 임피던스 변화를 추출하여 유용한 생체정보를 얻는데 활용되고 있다.

본 논문에서는 생체 임피던스 방법을 이용하여 환자의 자세 변화나 기침, 대화 등 일상생활 중의 이벤트 발생 시 복압의 변화를 가장 잘 감지할 수 있는 최적전극의 위치를 선정하였다. 이를 위해 모든 전극 쌍 중에서 이벤트 발생기와 휴식기에서의 신호 대 잡음 비 (SNR)가 가장 높고, 임피던스 변화가 가장 큰 쌍을 최적전극으로 선정하였다. 그리고 생체 임피던스 방법과 기존의 카테터 방법과 비교하는 방식으로 실제 복압을 추정하였다.

2. 본론

2.1 생체 임피던스 측정법

생체 임피던스 측정법은 Nyboer가 혈류량 측정에 적용시킨 공식이 사용된 이후로, 이를 수학적으로 간략화시킨 Swanson의 공식이 많이 사용되고 있다[7]. 본 연구에서는 혈류량 측정과는 달리 임피던스 변화 요인을 근육의 단면적과

저자 소개

* 學生會員 : 全北大學校 大學院 電子情報工學部 碩士課程

** 正會員 : 全北大學校 大學院 電子情報工學部 博士課程

*** 正會員 : 全北大學校 電子情報工學部 副教授

혈류량의 변화로 가정하였다. 만약 전압 감지 전극의 거리가 일정할 경우, 정 전류원에 의해 측정된 전압은 비 저항과 측정 부위의 거리에 비례하고, 근육과 혈관의 단면적에 비례한다. 따라서 근육이 수축 혹은 이완하게 될 경우 근육의 단면적과 혈관의 단면적 변화로 인해 임피던스가 변화하게 된다.

2.2 실험 대상 및 방법

근육이나 혈관 계통에 이상이 없으며 수의적인 복근 수축이 가능한 정상인 10명 (남자 7명, 여자 3명)을 대상으로 생체 임피던스 변화를 측정하였다. 피검자의 평균 연령과 키, 체중은 각각 25.2세 (표준편차 ± 2.6), 172.8cm (표준편차 ± 10.0), 67.1 kg (표준편차 ± 13.8)이었다.

복부 운동을 검출할 수 있는 최적전극 위치 선정을 위해, 척추 굴곡, 신전, 회전 시 각각의 주동근 (agonist), 길항근 (antagonist), 협력근 (synergist)의 해부학적 위치를 고려하였다. 이를 위해 그림 1과 같이 복부운동에 따른 임피던스 변화 감지 전극 부착위치 10개를 선택하였고, 자극 전극은 명치와 왼쪽 허벅지 안쪽에 부착시켰다. 이 때 전압 감지 전극의 방향과 전류가 흐르는 방향이 직각이 되면 임피던스 변화가 측정되지 않으므로, 이 점을 고려하여 전극의 위치를 적절하게 선정하여야 한다. 따라서 수평 방향에 위치한 전극 쌍은 측정 시 제외하게 되므로 전체 $10C_2$ (45개)의 전극 쌍에서 평행한 전극 9개를 제외하게 되므로 실험에 필요한 전극 쌍의 수는 36개가 된다. 또한 복부 수축 강도를 정량적으로 측정하기 위해 복직근 (rectus abdominis muscle)에 근전도 전극을 부착하여 복부 수축 강도를 관찰하였다.

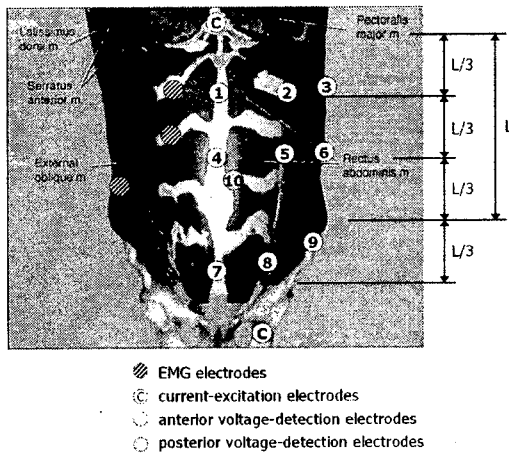


그림 1 최적전극 위치 선정을 위한 전극배치

한편, 복부 운동에 따른 복근의 수축과 이완에 따른 변화와 임피던스 변화와의 관계가 선형적이라고 볼 수 없기 때문에 임피던스 측정으로 근 수축량을 평가하기 위해 최적의 전극 위치는 그림 1과 같이 선정하였다. 명치에서 배꼽까지의 길이를 L로 보고 전압 감지 전극간의 거리가 L/3이 되도록 부착하여 복부 운동에 따른 임피던스 변화를 측정하였다. 전극은 직경 10 mm인 Ag-AgCl (Medtrace, U.S.) 표면전극을 사용하였다.

임피던스 변화량은 방광 내 뇨 량에 따라 변할 수 있기 때문에, 실험 전 피검자에게 배뇨를 통해 방광을 모두 비우도록 지시하였으며 의자에 편히 앉은 상태에서 임피던스 변화를

측정하였다. 데이터는 총 1분 30초간 수집하였다. 복부 수축 단계는 최대 수의적 수축(maximal voluntary contraction, MVC) 강도를 100 %MVC라 할 때 수축 강도에 따라 0 ("rest"), 20 ("weak"), 40 ("stronger"), 60 ("even stronger"), 80 ("vigorous"), 100 ("maximal")% MVC 의 6가지 단계로 나누었다. 복부에 힘을 뺀 상태에서 10초 간격으로 복부에 힘을 한 번씩 줬다 빼면서 복부 수축 강도를 단계별로 점점 세게 가하도록 하였으며 마지막 30초간은 0 %MVC를 유지하도록 지시하였다. 임피던스와 근전도 신호의 샘플링 주파수는 500 Hz이며, 임피던스 신호는 근 잡음 (muscle noise)과 동 잡음 (motion artifact noise)을 제거하기 위해 6차의 버터워스 저역통과 필터를 적용하였다(차단주파수 10Hz).

3. 실험 결과 및 고찰

그림 2는 복부 수축 시 측정된 (a) 전극 (1, 7), (b) 전극 (1, 8), (c) 전극(1, 9)간의 생체 임피던스 변화와 (d) 복직근에서의 근전도 RMS 값의 변화를 나타낸다. 최적 전극 선정을 위한 변수는 다음과 같다.

- (1) 임피던스 변화량 (그림2의 impedance change)
- (2) SNR: 신호(impedance change)대 잡음(interference)비
- (3) 상관계수: 근전도(EMG activity)와 임피던스 변화량 (impedance change) 간의 상관계수

최적전극 선정은 호흡이나 미세한 움직임으로 인한 잡음의 유입이 적으며, 복부 수축 시 임피던스 변화량이 가장 크고, 근전도와의 상관관계가 가장 높은 전극을 최적의 전극 위치로 선정하였다.

실험 결과 복부 수축 운동 시 임피던스 변화가 가장 크고 잡음의 유입이 적으며, 임피던스 변화와 근전도 간의 상관관계가 가장 높은 최적 전극의 위치는 (전극 1번과 9번)이었다. 표 1은 각 단계에서 최적 전극 (1, 9)번의 임피던스 변화량, SNR, 상관계수를 나타낸 것이다.

최적 전극 (1, 9)에서의 임피던스 변화량과 근전도 RMS 간의 회귀분석 결과, 상관계수는 0.87이었으며, 다항식 계수는 $y=0.0014x^2+0.0620x+0.6958$ 이었다.

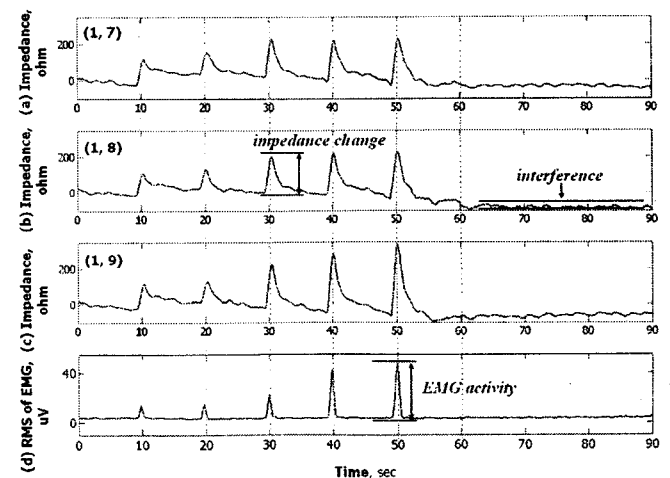


그림 2 복부 수축 강도에 따른 생체 임피던스와 근전도 변화, (a)전극(1,7), (b)전극(1,8), (c)전극(1,9)의 임피던스 변화, (d) 근전도 RMS 변화

표 1 최적전극 (1, 9)의 각 단계별 임피던스 변화량, SNR, 상관계수

	impedance change(Ω)	SNR	correlation coefficient
Rest	66.0 \pm 41.4	-0.8 \pm 4.6	0.12 \pm 0.10
Weak	103.5 \pm 35.9	6.7 \pm 6.0	0.70 \pm 0.28
Stronger	109.7 \pm 55.2	6.3 \pm 6.0	0.67 \pm 0.24
Even stronger	156.2 \pm 73.1	9.8 \pm 7.1	0.62 \pm 0.36
Vigorous	159.3 \pm 98.7	10.2 \pm 9.0	0.63 \pm 0.30
maximal	219.9 \pm 108.4	13.4 \pm 7.3	0.73 \pm 0.27

본 연구에서 제안된 생체 임피던스 방법을 이용하여 추정된 복압과 기존의 항문 카테터를 이용하여 측정된 복압을 비교하였다. 피검자는 척수 손상으로 인해 방광기능이 손상된 환자 5명을 대상으로 하였으며, 침상에 누운 자세에서 역행 충만 요역동학 검사 (retrograde filling cystometry)를 실시하였다. 복압 측정을 위해 항문 카테터 (9021P4641, Medtronic, U.S.)를 삽입하였으며, 최적전극 (1, 9)번의 위치에 표면전극을 부착하여 임피던스 변화를 측정하였다. 그림 3은 방광기능에 이상이 있는 환자(66세, 남자)를 대상으로 항문 카테터를 이용하여 측정된 복압(실선)과 본 연구에서 제안된 임피던스 방법을 이용하여 최적 전극 (1, 9)에서 추정된 복압(점선)을 나타낸다. 두 신호간의 회귀 분석 결과 상관계수는 0.71 이었으며, 실험을 통해 생체 임피던스 방법을 이용하여 복압을 측정할 수 있음을 알 수 있다.

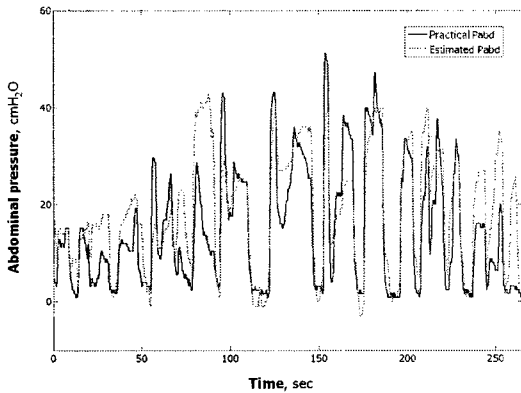


그림 3 기존 카테터 방법을 이용하여 측정된 복압(실선)과 임피던스 신호를 이용하여 추정된 복압(점선)

4. 결론

본 연구에서는 복부 수축 강도에 상응하는 생체 임피던스 변화를 이용하여 복압을 측정할 수 있는 방법을 제시하였다. 복근 수축 시 임피던스 변화가 가장 크고 외부 잡음의 유입이 적으며, 복근 수축 강도를 나타내는 근전도 신호와의 상관관계가 가장 높은 전극 쌍을 최적전극 위치로 선정하였으며, 근전도 신호와의 비교를 통해 복부 수축 강도와 생체 임피던스 변화와의 상관 관계가 매우 높음을 확인하였다.

기존의 방식과는 달리 본 방법은 간단히 피부전극의 부착만으로 복압을 측정할 수 있어서, 카테터 삽입으로 인해 발생

할 수 있는 문제점들을 해결할 수 있으며 피검자가 받는 고통을 줄일 수 있다. 또한 피검자의 움직임으로 인해 발생할 수 있는 측정 오차를 줄일 수 있어서 다양한 자세에서의 복압 측정이 가능하며, 기존의 카테터 방법에 비해 검사 중 피검자의 활동에 제한을 주지 않는다. 뿐만 아니라 기존의 근전도 방식과 비교해 계산량이 적고, 전극 부착 위치에 따른 오차발생이 적다는 장점이 있다. 따라서 본 방법은 특정 공간에서만 측정이 가능한 카테터 방법과는 달리 공간적 이동이 많고 장시간에 걸친 연속적인 측정이 요구되는 휴대용 요역동학 검사 장치에 활용 가능성이 클 것으로 기대한다.

감사의 글

"본 연구는 2차 BK21 사업의 지원에 의하여 이루어진 것임".

참고 문헌

- [1] Schafer W., Abrams P., Liao L., Mattiasson A., Pesce F., Spangberg A., Sterling A.M., Zinner N.R. and Van P. Kerrebroeck, "Good urodynamic practices: Uroflowmetry, filling cystometry and pressure-flow studies", *Neurourol. Urodyn.*, vol. 21, pp. 261-274, 2002.
- [2] Dowdle M., "Evaluating a new intrauterine pressure catheter", *Reprod. Med.*, vol. 42, pp. 506-513, 1997.
- [3] Lee S.L., Anderson J.T., Kraut E.J., Wisner D.H. and Wolfe B.M., "A simplified approach to the diagnosis of elevated intra-abdominal pressure", *Trauma J.*, vol. 52, pp. 1169-1172, 2002.
- [4] Amarenco G., Ismael S.S., Lagauche D., Raibaut P., Rene-Corail P., Wolff N., Thoumie P. and Haab F., "Cough anal reflex: Strict relationship between intravesical pressure and pelvic floor muscle electromyography activity during cough", *Urol.*, vol. 173, pp. 149-152, 2005.
- [5] Makamura T, Yamamoto Y, Tsuji H, Fundamental characteristics of human limb electrical impedance for biodynamic analysis, *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 30, pp. 465-473, 1992.
- [6] Genderingen H.R., Vught A.J. and Jansen J.R.C., "Estimation of regional lung volume changes by electrical impedance tomography during a pressure-volume maneuver", *Intensive Care Med.*, vol. 29, pp. 233-240, 2003.
- [7] Baker L.E., "Principles of the impedance techniques", *IEEE Eng. Med. Bio. Magazine*, vol. 8, pp. 11-15, 1989.