

# 생체 임피던스 방법을 이용하여 복압을 측정하기 위한 최적 전극위치 선정

論 文

56-7-27

## Optimum Electrode Selection for Measuring Abdominal Pressure using Bio-Impedance Method

金巨植\* · 李尚沃\*\* · 徐正煥\*\*\* · 金敬燮§ · 宋哲奎†

(Keo-Sik Kim · Sang-Ok Lee · Jeong-Hwan Seo · Kyeong-Seop Kim · Chul-Gyu Song)

**Abstract** - In this study, we determined the optimum electrode pair for measuring the abdominal pressure using bio-impedance method and compared with conventional methods. 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 noninvasively 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. 서 론

요역동학 검사는 방광의 축노와 배노 시에 발생하는 배노 근의 압력 변화를 기록하면서 방광의 용적, 수축력, 배노 근의 수의 조절력 등의 방광 기능을 검사한다. 복압은 방광 주변을 둘러싼 외부 장기나 힘에 의해 가해지는 압력을 의미하며, 기침, 대화 등 일상생활중의 이벤트나 환자의 자세변화에 따라 변하게 된다. 따라서 복압은 배노압을 변화시키는 요인이 되므로, 단순한 배노압의 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 장기와 접촉할 경우 발생하는 오차가 -10 ~ 40 cmH<sub>2</sub>O로 크며, 항문으로 가스가 분출 될 경우 카테터가 빠질 수 있다. 또한 카테터 삽입을 위해 소독과 수술적 조치 등 측정 절차가 복잡하고 카테터로 인한 2차 오염의 위험이 있으며, 환자에게 고통을 줄 수 있다는 단점이 있다[4].

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 (oblique internus muscle)에서의 근전도 활동성 (activity)이 두드러지게 증가하며 복압이 약 10 mmHg 상승함을 보였다[5]. 또한 Amarenco 등은 기침 시 각각의 방광 내 노 량에 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[6]. 하지만 근전도 방법은 각각의 복부 운동에 대한 주동 근과 협력 근, 길항 근을 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[7]. 또한 근전도 신호는 관련된 근육 운동에 비례적으로 증가하지 않기 때문에 유용한 정보를 얻기 위해서는 복잡한 신호처리 연산이 필요하다는 문제점이 있다.

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. Genderingen 등은 임피던스 단층 촬영법을 이용하여 폐의 임피던스 변화와 부피 (r=0.97), 압력 (r=-0.998) 사이에 높은 상관계수를 보이며, 두 신호가 서로 선형적으로 증가, 감소함을 보고하였다[8].

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.

† 교신저자, 正會員 : 全北大學校 電子情報工學部 副教授  
E-mail : cgsong@chonbuk.ac.kr

\* 正會員 : 全北大學校 大學院 電子情報工學部 博士課程

\*\* 學生會員 : 全北大學校 大學院 電子情報工學部 碩士課程

\*\*\* 學生會員 : 全北大學校 再活醫學科 副教授

§ 正會員 : 建國大學校 醫學工學部 助教授

接受日字 : 2006年 11月 22日

最終完了 : 2007年 3月 28日

2. 생체 임피던스 측정법

생체 임피던스 측정법은 Nyboer가 혈류량 측정에 적용시킨 공식이 사용된 이후로, 이를 수학적으로 간략화 시킨 Swanson의 공식이 많이 사용되고 있다[9]. 본 연구에서는 혈류량 측정과는 달리 임피던스 변화 요인을 근육의 단면적과 혈류량의 변화로 가정하였다. 식 (1)과 같이 전압 감지 전극의 거리가 일정할 경우, 정 전류원에 의해 측정된 전압은 비 저항과 측정 부위의 거리에 비례하고, 근육과 혈관의 단면적에 반비례한다. 따라서 근육이 수축 혹은 이완하게 될 경우 근육의 단면적과 혈관의 단면적 변화로 인해 임피던스가 변화하게 된다.

$$V = I \cdot \left( \rho_m \frac{L}{A_m} // \rho_b \frac{L}{A_b} \right) \tag{1}$$

V : 전압감지 전극간의 전위 [V]

I : 정전류 [mA]

L : 전압감지 전극간의 거리 [cm]

A<sub>m</sub> : 전압감지 전극간 근의 단면적 [cm<sup>2</sup>]

A<sub>b</sub> : 전압감지 전극간 혈관의 단면적 [cm<sup>2</sup>]

ρ<sub>m</sub> : 근육의 비저항 [Ω · cm]

ρ<sub>b</sub> : 혈액의 비저항 [Ω · cm]

3. 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 주동 근 (agonist), 길항 근 (antagonist), 협력 근 (synergist)의 해부학적 위치를 고려하였다. 이를 위해 그림 1과 같이 복부운동에 따른 임피던스 변화 감지 전극 부착위치 10개를 선택하였고, 자극 전극은 명

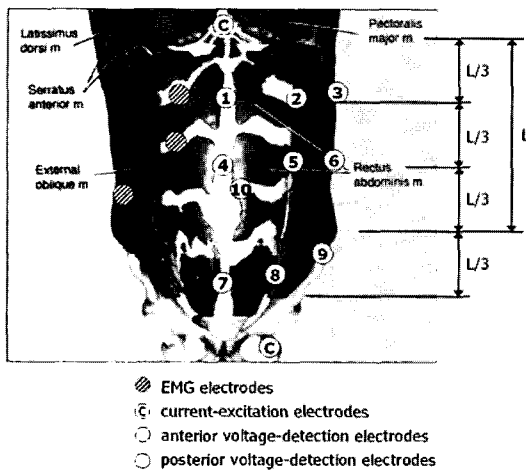


그림 1 최적전극 위치 선정을 위한 전극배치  
Fig. 1 Electrode configuration for determining optimal electrode position

치와 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<sub>2</sub>(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.

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.) 표면 전극을 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 6 가지 단계로 나누었다. 복부에 힘을 뺀 상태에서 10초 간격으로 복부에 힘을 한 번씩 췌다 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).

4. 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 (그림 2의 'impedance change')
- (2) SNR : 신호('impedance change')대 잡음('interference')비
- (3) 상관계수: 근전도(EMG activity)와 임피던스 변화량 (impedance change)간의 상관계수

(1) 임피던스 변화량은 복부 수축 시 임피던스 변화가 가장 큰 전극을 선정하기 위한 변수이며, (2) SNR은 복부 수축 시의 임피던스 변화량과 피검자의 호흡이나 미세한 움직임에 의해 복부 수축과 관계없이 지속적으로 발생하는 잡음 성분 사이의 비율로서, 외부 잡음에 가장 영향을 덜 받는 전극을 선정하기 위한 변수이다. 그리고 (3) 상관계수는 복부 수축 시 근전도와 임피던스 변화량 사이의 상관계수로서, 복부 수축에 가장 민감하게 반응하는 전극을 선정하기 위한

변수이다. 따라서 최적전극 선정은 호흡이나 미세한 움직임으로 인한 잡음의 유입이 적으며, 복부 수축 시 임피던스 변화량이 가장 크고 근전도와 상관계수가 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.

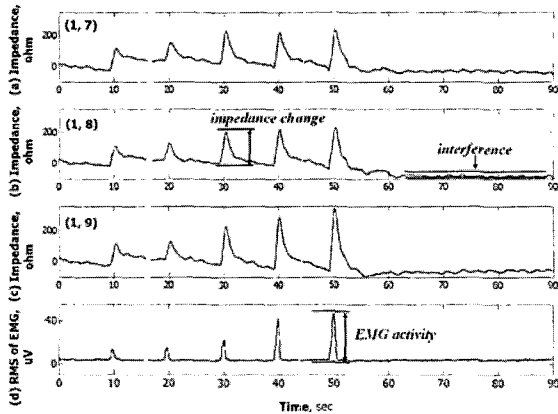


그림 2 복부 수축 강도에 따른 임피던스와 근전도 변화, (a) 전극(1,7), (b) 전극(1,8), (c) 전극(1,9)의 임피던스 변화, (d) 근전도 변화

Fig. 2 Measured impedance changes, EMG activity according to the intensity of the abdomen contraction (a) the electrode pair (1,7), (b) (1,8), (c) (1,9), (d) RMS of EMG activity

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

Table 1 Values of impedance changes, SNR and correlation coefficients according to the intensity of an abdomen contraction measured the optimum electrode pair (1, 9)

	impedance change( $\Omega$ )	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

최적 전극 (1, 9)에서의 임피던스 변화량과 근전도 RMS 간의 회귀분석 결과, 상관계수는 0.87이었으며, 다항식 계수는  $y=0.0014x^2+C.0620x+0.6958$  ( $y$ : 근전도,  $x$ : 임피던스)이었다. 그림 3은 한 명의 피검자(29세, 남, 183cm, 90kg)를 대상으로 복부 수축 단계별 최적 전극(1, 9)에서 임피던스 변화량과 근전도 RMS값 간의 관계를 나타낸다. 복부 수축 강도의 증가는 복압의 증가를 의미하며, 그림 3을 통해 복압이 증가할 때 근전도 RMS값과 임피던스 변화량이 동시에 증가함을 알 수 있다.

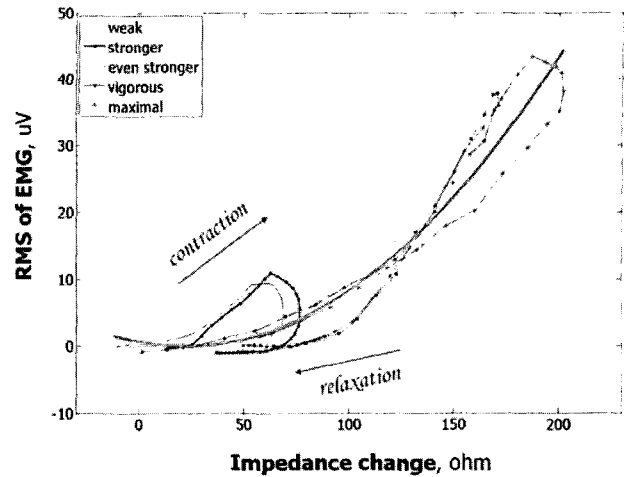


그림 3 최적전극 (1, 9)에서의 복부 수축 단계별 임피던스 변화량과 근전도 관계

Fig. 3 Relationship between impedance changes and EMG activity measured using the optimal electrode pair (1,9)

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 역행충만 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 4는 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 0.71이었으며, 실험을 통해 생체 임피던스 방법을 이용하여 복압을 측정할 수 있음을 알 수 있다.

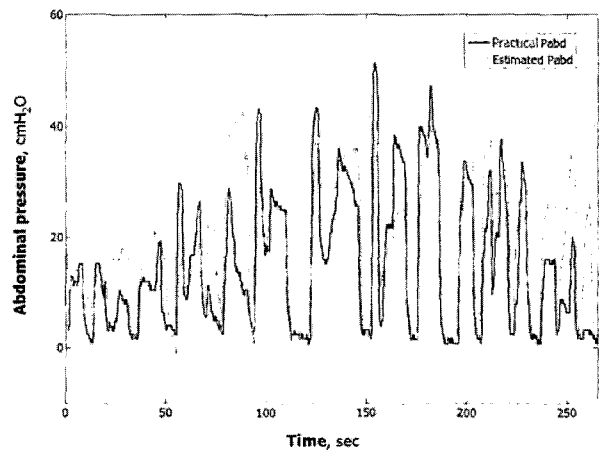


그림 4 기존 카테터 방법을 이용하여 측정된 복압(실선)과 임피던스 방법을 이용하여 추정된 복압(점선)

Fig. 4 The practical (bold line) abdominal pressure measured by a conventional rectal catheter and the estimated (dotted line) values by impedance method

### 5. 결 론

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 상관관계가 매우 높음을 확인하였다.

또한, 기존의 방식과는 달리 본 방법은 간단히 피부전극의 부착만으로 복압을 측정할 수 있어서, 카테터 삽입으로 인해 발생할 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 계산 량이 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.

#### 참 고 문 헌

[1] W. Schafer, P. Abrams, L. Liao, A. Mattiasson, F. Pesce, A. Spangberg, A. M. Sterling, N. R. Zinner and P. Van Kerrebroeck, "Good urodynamic practices: Uroflowmetry, filling cystometry and

pressure-flow studies", *Neurorol. Urodyn.*, vol. 21, pp. 261-274, 2002.

[2] M. Dowdle, "Evaluating a new intrauterine pressure catheter", *J. Reprod. Med.*, vol. 42, pp. 506-513, 1997.

[3] S. L. Lee, J. T. Anderson, E. J. Kraut, D. H. Wisner and B. M. Wolfe, "A simplified approach to the diagnosis of elevated intra-abdominal pressure", *J. Trauma.*, vol. 52, pp. 1169-1172, 2002.

[4] M. L. N. G. Malbrain, "Different technique to measure intra-abdominal pressure(IAP): time for a critical re-appraisal", *Intensive Care Med.*, vol. 30, pp. 357-371, 2004.

[5] P. Neumann and V. Gill, "Pelvic floor and abdominal muscle interaction: EMG activity and intra-abdominal pressure", *Int. Urogynecol. J.*, vol. 13, pp. 125-132, 2002.

[6] G. Amarenco, S. S. Ismael, D. Lagauche, P. Raibaut, P. Rene-Corail, N. Wolff, P. Thoumie and F. Haab, "Cough anal reflex: Strict relationship between intravesical pressure and pelvic floor muscle electromyography activity during cough", *Urol.*, vol. 173, pp. 149-152, 2005.

[7] 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.

[8] H. R. Genderingen, A. J. Vught and J. R. C. Jansen, "Estimation of regional lung volume changes by electrical impedance tomography during a pressure-volume maneuver", *Intensive Care Med.*, vol. 29, pp. 233-240, 2003.

[9] D. K. Swanson and J. G. Webster, "Errors on four-electrode impedance plethysmography", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 21, pp. 674-680, 1983.