

A New Approach Method of Measuring Abdominal Pressure for Urodynamic Monitoring System

徐正煥^{***} · 金巨植^{*} · 安洋洙^{**} · 金敬燮[§] · 宋哲奎[†]
 (Jeong-Hwan Seo · Keo-Sik Kim · Yang-Su An · Kyeong-Seop Kim · Chul-Gyu Song)

Abstract - The conventional urodynamic monitoring is fulfilled by artificially filling a bladder with saline. Generally, it is difficult to evaluate the physiological functions of the storage and voiding of a bladder. With this aim, we constructed an ambulatory urodynamic monitoring (AUM) system and proposed a novel method estimating abdominal pressure by measuring bio-impedance variations. Our system was clinically evaluated for 10 patients. It turned out to be that as the intensity of the abdomen contraction increased, the amplitude of bio-impedance signal and the RMS value of EMG increased more as compared to those who observed during the rest mode. Also, we determined the optimum electrode pair for estimating the abdominal pressure using bio-impedance method and consequently compared with the 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 in terms of impedance change, correlation coefficient and SNR. Our results showed the optimum electrode pair (1,9) which could detect impedance changes due to the increase of the intensity in 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. Thus, our system demonstrated that the abdominal pressure could be measured noninvasively and conveniently by simply estimating bio-impedance values. We propose that this optimum electrode configuration would be useful for the future studies involving the handy measurements of abdominal pressure with our suggested ambulatory urodynamics monitoring system.

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

1. 서 론

요역동학검사(urodynamic monitoring)는 방광의 축뇨와 배뇨 시에 발생하는 방광내압, 복압, 배뇨근압 등의 압력 변화를 기록하면서 방광의 용적, 지각력, 수용력, 수축력, 배뇨근 수축의 수의 조절력, 약물에 대한 반응 등의 기능을 검사하는데 목적이 있다. 또한, 요역동학 검사는 방광의 축뇨와 배뇨 시에 발생하는 배뇨근의 압력 변화를 기록하면서 방광의 용적, 수축력, 배뇨근의 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 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 장기와 접촉할 경우 발생하는 오차가 -10 ~ 40 cmH₂O로 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 뇨 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 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[7]. 또한 근전도 신호는 관련된 근육 운동에 비례적으로 증가하지 않기 때문에 유용한 정보를 얻기 위해서는 복잡한 신호처리 연산이 필요하다

† 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

*** 準會員 : 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 副教授

接受日字 : 2007年 4月 15日

最終完了 : 2007年 5月 18日

는 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.

2. 요역동학 분석시스템 설계시 고려사항

국제 요실금 학회(International Continence Society, ICS)에서는 휴대용 요역동학 검사 시 반드시 고려해야 할 장치의 기능이나 방법에 대한 권고안을 다음과 같이 제시하였다.

① 장치설계 시 기본기능

- 압력채널의 최소 정확도 : $\pm 1 \text{ cmH}_2\text{O}$
- 압력채널의 입력범위 : (0~250) cmH_2O
- 입력 범위를 넘어선 데이터는 범위의 최대값으로 표시하며 별도의 주석을 표시할 것
- 샘플링 주파수 : 압력 10 Hz 이상, 근전도 20 kHz 이상
- 모든 측정의 보정작업 필요

② 압력 측정

- '영점 압력(zero pressure)'은 대기압으로 정의함
- '기준 높이(reference height)'는 치골결합부의 위쪽 끝 부분으로 정의함
- 같은 기준 높이에서 측정된 두 압력값은 그 둘의 차이를 이용(예. $P_{ves} - P_{abd} = P_{det}$)
- 요역동학 검사를 위해 이중도관의 카테터를 권장함
- 복압 측정을 위해 항문 풍선 카테터를 사용할 것
- 요도에 삽입되는 카테터는 직경이 6 Fr. 이하의 것을 사용할 것

본 연구에서는 기존의 복압측정 방식을 사용하지 않고 그 밖의 다른 생체신호를 이용하여 복압과 근사한 값을 측정하고자 하므로 요 누설검출은 실험에서 제외하였다. 제안한 시스템은 크게 두 부분으로 나뉘는데, 센서에서 수집된 신호를 전처리하는 아날로그 회로 부분과 전처리된 신호를 디지털로 변환하여 연산처리 및 검사 전 과정을 전반적으로 조절하는 부분(PDA)로 구성되어 있다. 그림 1은 시스템의 전체적인 구성을 나타내고 있다. 전처리 회로는 센서에서 수집된 신호의 증폭 및 잡음 제거를 하는 부분이고, PDA는 전처리 회로에서 입력된 아날로그 신호를 디지털 신호로 전

환하여 화면으로 나타내고 장치를 전반적으로 제어하는 부분이다. 센서는 요도에 삽입되는 한 개의 카테터와 복부에 부착되는 세 개의 표면 전극이 이용되었다. 여기서 표면 전극은 복부의 근전도를 측정하기 위한 것으로, 이로부터 측정된 근전도 신호는 복압과의 상관관계를 분석함으로써 근전도 신호를 복압으로 변환할 수 있었다. 그림 2는 센서모듈과 PDA모듈의 사진이다.

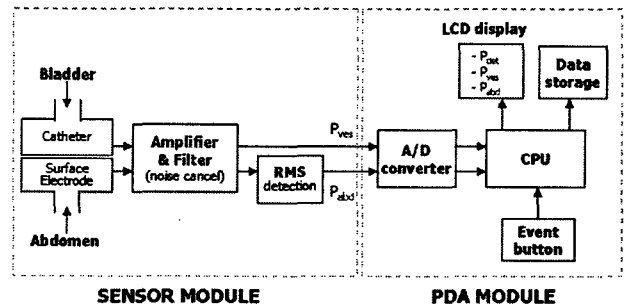


그림 1 제안 시스템의 구성도
Fig. 1 Block diagram of the proposed system

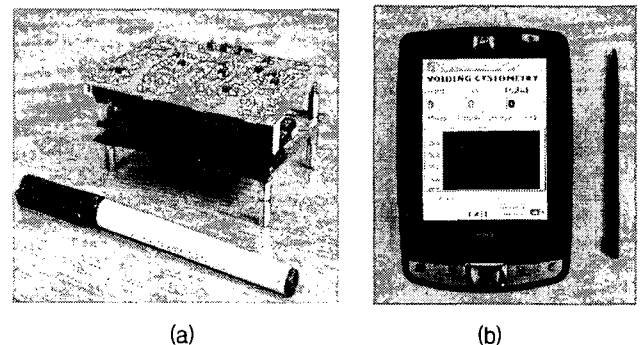


그림 2 제안시스템의 사진(a) 센서모듈, (b) PDA모듈
Fig. 2 Photograph of the proposed system, (a) sensor module, (b) PDA module

3. 생체 임피던스 측정법

생체 임피던스 측정법은 Nyboer가 혈류량 측정에 적용시킨 공식이 사용된 이후로, 이를 수학적으로 간략화 시킨 Swanson의 공식[9]이 많이 사용되고 있으며, 인체 동작분석 등의 연구에서도 적용되고 있다[10]. 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.

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

- V : 전압감지 전극간의 전위 [V]
- I : 정전류 [mA]
- L : 전압감지 전극간의 거리 [cm]
- A_m : 전압감지 전극간 근의 단면적 [cm²]
- A_b : 전압감지 전극간 혈관의 단면적 [cm²]
- ρ_m : 근육의 비저항 [Ω·cm]
- ρ_b : 혈액의 비저항 [Ω·cm]

4. 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 3과 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 10C₂(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

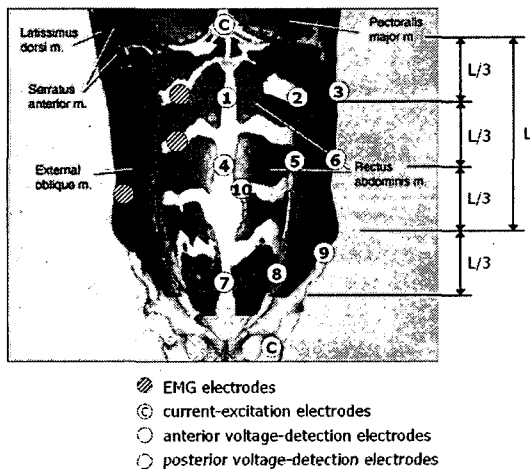


그림 3 최적전극 위치 선정을 위한 전극배치
Fig. 3 Electrode configuration for determining optimal electrode position

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 3과 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 노량에 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")% MVC의 6가지 단계로 나누었다. 복부에 힘을 뺀 상태에서 10초 간격으로 복부에 힘을 한 번씩 줬다 때면서 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).

5. 실험 결과 및 고찰

그림 4는 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 4의 '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 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)이었

다. 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 $y=0.0014x^2+0.0620x+0.6958$ (y :근전도, x :임피던스)이었다. 그림 5는 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 5를 통해 복압이 증가할 때 근전도 RMS값과 임피던스 변화량이 동시에 증가함을 알 수 있다.

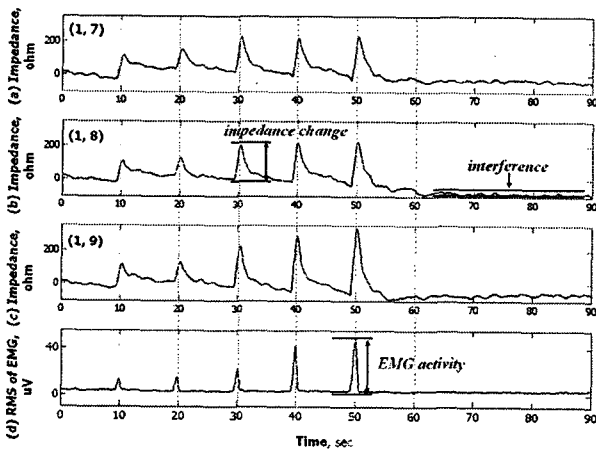


그림 4 복부 수축 강도에 따른 임피던스와 근전도 변화, (a) 전극(1,7), (b) 전극(1,8), (c) 전극(1,9)의 임피던스 변화, (d) 근전도 변화

Fig. 4 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(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 역

행 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 6은 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.

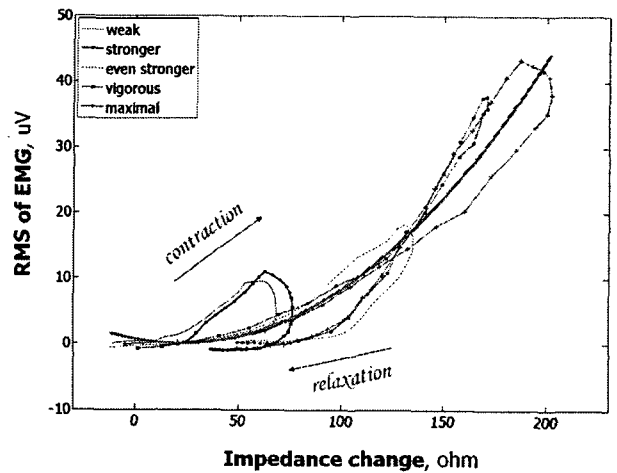


그림 5 최적전극 (1, 9)에서의 복부 수축 단계별 임피던스 변화량과 근전도 관계

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

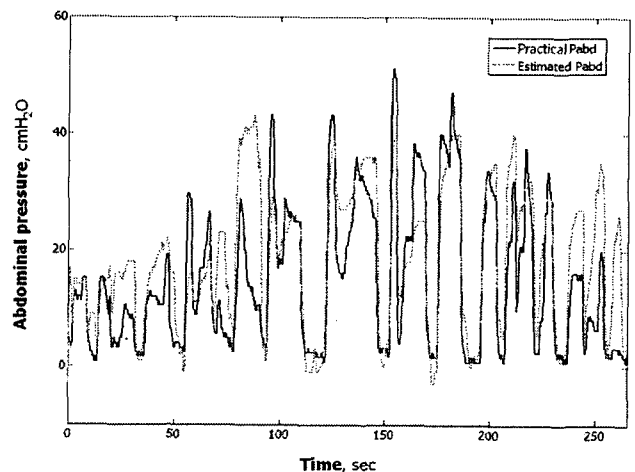


그림 6 기존 카테터 방법을 이용하여 측정된 복압(실선)과 임피던스 방법을 이용하여 추정된 복압(점선)

Fig. 6 The practical (bold line) abdominal pressure measured by a conventional rectal catheter and the estimated (dotted line) values by impedance method

그림 7은 피검자가 척추 굴곡운동을 할 때의 복압과 복부근전도를 이용하여 추정된 값을 나타낸다. 여기서 근전도의 RMS 값 x 를 복압 y 로 변환하는 식은 $y = -0.0289x^2 + 4.2077x - 16.9380$ 이고, 두 데이터의 상관관계는 0.962였다. 그림 8은 이 변환식과 근전도의 RMS 값과 이를 근전도-복압 변환식으로 변환한 후의 값을 대응시켜 피검자가 움직이는 동안의 분포를 나타내었다.

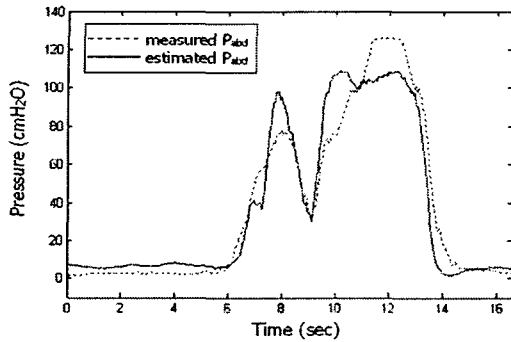


그림 7 척추굴곡 시 근전도를 이용한 추정복압과 실제복압
Fig. 7 The estimated(bold line)and measured value of abdominal pressure using EMG RMS value

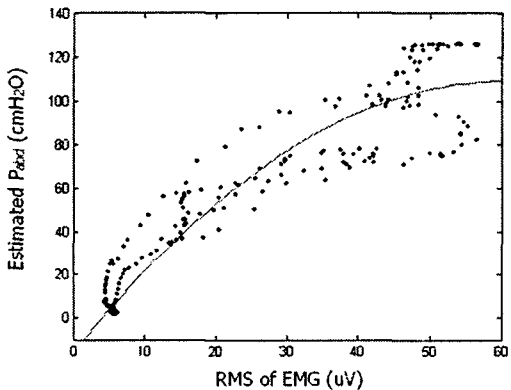


그림 8 척추굴곡 시 근전도의 RMS 분포와 복압과의 상관관계($y = -0.0289x^2 + 4.2077x - 16.9380$, 상관계수 = 0.962)

Fig. 8 The correlation between RMS distribution of EMG and abdominal pressure of EMG

그림 9는 피검자가 복부에 단계적으로 일시적인 힘을 가했을 때 복압과 복부근전도를 이용하여 추정된 값을 나타낸다. 여기서 근전도의 RMS 값 x 를 복압 y 로 변환하는 식은 $y = -0.5002x^2 + 21.7160x - 86.9370$ 이고, 두 데이터의 상관관계는 0.944였다. 그림 10은 이 변환식과 근전도의 RMS 값과 이를 이용하여 계산된 값의 분포를 나타내었다.

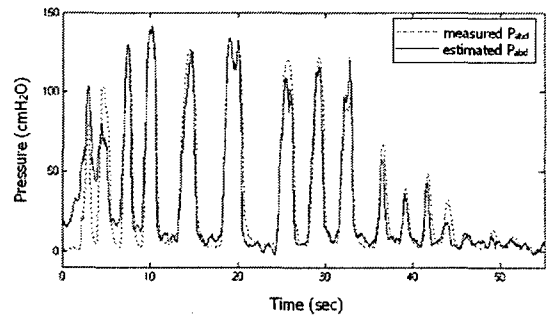


그림 9 복근 수축 시 근전도를 이용한 추정복압과 실제복압
Fig. 9 Abdominal pressure of estimated value and measured value using EMG during muscle contraction

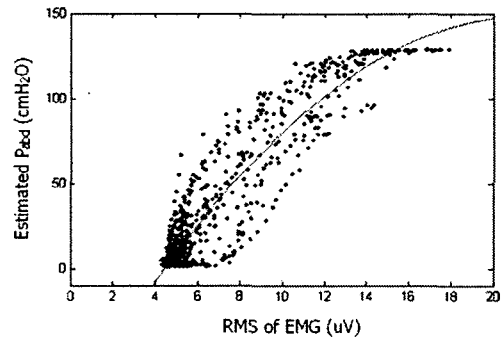


그림 10 복근 수축 시 근전도의 RMS 분포와 복압과의 상관관계
($y = -0.5002x^2 + 21.7160x - 86.9370$, 상관계수 = 0.944)

Fig. 10 The correlation between measured abdominal pressure and RMS value distribution of EMG

그림 11은 피검자가 기침 시 복압과 복부근전도를 이용하여 추정된 값을 나타낸다. 여기서 근전도의 RMS 값 x 를 복압 y 로 변환하는 식은 $y = 0.9013x^2 - 1.1709x - 21.9760$ 이고, 두 데이터의 상관관계는 0.859였다. 그림 12는 이 변환식과 근전도의 RMS 값과 이를 이용하여 계산된 값의 분포를 나타내었다.

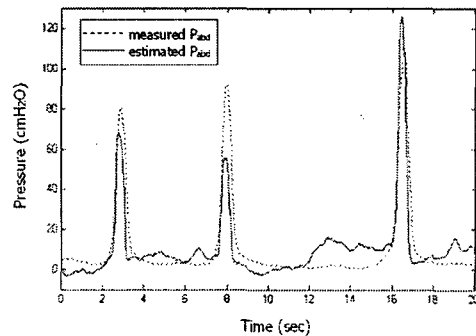


그림 11 기침 시 근전도를 이용한 추정복압과 실제복압
Fig. 11 Abdominal pressure of estimated value and measured value in cough

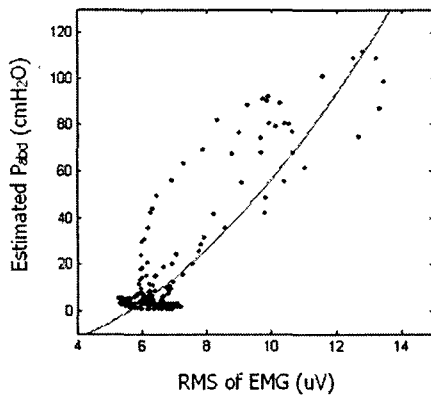


그림 12 기침 시 근전도의 RMS 분포와 복압과의 상관관계
 $(y = 0.9013x^2 - 1.1709x - 21.9760, \text{상관계수} = 0.859)$

Fig. 12 The correlation between abdominal pressure of estimated value and measured value in cough

6. 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 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.

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", *Neurourol. 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. Lagache, 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.
- [10] S.C. Kim, K.C. Nam, D.W. Kim, C.Y. Ryu, Y.H. Kim, J.C. Kim, "Optimum electrode configuration for detection of arm movement using bio-impedance", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol.41, p.141-145, 2003.

저 자 소 개



서 정 환 (徐 廷 煥)

1962년 11월 11일생
1987 연세대학교 의대 의학과 졸업
1991년/1994년 동대학원 의학과 졸업
(석사, 박사)
2004~2006 대한재활의학회 감사
1996~현재 전북대 의대 재활의학과 부교수
Tel : 063-250-1797
Fax : 063-250-1797
E-mail : vivaseo@chonbuk.ac.kr



김 경 섭 (金 敬 燮)

1979년 연세대학교 전기공학과 졸업(학사). 동대학원 석사(1981). Louisiana State University, Electrical Engineering, M.S.(1985). The University of Alabama in Huntsville, Electrical & Computer Engineering, Ph.D.(1994). 1995년~2001년 삼성종합기술원 전문연구원. 2001년~현재 건국대학교 의학공학부 부교수.
Tel : 043-840-3765
Fax : 043-851-0620
E-mail : kyeong@kku.ac.kr



김 거 식 (金 巨 植)

1978년 7월 5일생.
2004년 전북대학교 전자정보공학부 졸업.
2006년 동 대학원 전자공학과 졸업(석사).
2006년~현재 동 대학원 박사과정
Tel : 063-270-4317
Fax : 063-270-4317
E-mail : keosikis@chonbuk.ac.kr



송 철 규 (宋 哲 奎)

1962년 11월 11일생
1987 연세대학교 의용전자공학과 졸업
1991년/1998년 대학원 전기공학과 졸업
(석사, 박사)
1994~1999 삼성종합기술원 전문연구원
1999~현재 전북대 전자정보공학부 부교수
Tel : 063-270-4282
Fax : 063-270-4282
E-mail : cgsong@chonbuk.ac.kr



안 양 수 (安 洋 洙)

1981년 5월 29일생.
2007년 전북대학교 전자정보공학부 졸업.
2007년 동 대학원 전자공학과 석사과정
Tel : 063-207-4317
Fax : 063-270-4317
E-mail : yangsu@chonbuk.ac.kr