

논문 2008-45SC-6-18

휴대용 요역동학 검사 시 근전도 신호를 이용한 복압측정 방법

(A Non-invasive Measurement of Abdominal Pressure on Ambulatory Urodynamics Study Using Surface Electromyography)

김 거 식*, 송 철 규**, 서 정 환***

(Keo-Sik Kim, Chul-Gyu Song, and Jeong-Hwan Seo)

요 약

복압 측정을 위한 기존의 카테터 방법은 배뇨입에 영향을 줄 수 있는 많은 오차를 유발할 수 있으며 환자에게 불편함을 야기한다. 이러한 문제점을 해결하기 위해, 본 연구에서는 표면 근전도를 이용하여 비침습적으로 복압을 측정할 수 있는 새로운 방법을 개발하였다. 연구 결과, 기존 직장 카테터를 이용하여 측정된 복압과 복압측정 알고리즘을 이용하여 추정된 복압 간의 상관계수는 0.79 ± 0.06 이었으며, 두 신호간의 오차는 0.10 ± 0.07 이었다. 본 연구에서 개발된 복압측정 알고리즘을 이용하면 휴대용 요역동학 검사 시 편리하게 간접적으로 복압을 측정할 수 있을 것으로 생각된다.

Abstract

Conventional rectal catheters which are used for the measurement of abdominal pressure can cause erroneous result affecting detrusor pressure, and the catheter itself is not comfortable to the patients. To reduce these problems, we invented a new method for measuring abdominal pressure in non invasive manner using surface electromyography (EMG) signals of the rectus abdominis muscle. Our results showed that the correlation coefficient and root mean square error (RMSE) between the measured abdominal pressures by the conventional rectal catheters and the estimated values by our proposed algorithm were 0.79 ± 0.06 and 0.10 ± 0.07 , respectively. These findings suggest that the surface EMG of rectus abdominis muscle might be used indirectly for more convenient measurement of abdominal pressure on ambulatory urodynamic study.

Keywords : Ambulatory urodynamics monitoring, Electromyography, Abdominal pressure, Regression modeling

I. 서 론

요역동학 검사는 현재 다양한 질환의 환자들에게 배뇨 및 방광의 상태를 알아보기 위해 실시되고 있다. 요역동학 검사는 요류 측정술(urine flowmetry), 방광내압 측정술(cystometry), 요도외팔약근의 근전도 검사, 요도내압 측정술(urethral pressure profile) 등으로 구성된다. 이 중 방광내압 측정술은 요역동학 검사의 핵심요

소로써 방광의 비정상적 반사유무를 알아내고, 배뇨근의 근 긴장도와 수축력을 측정하는 중요한 검사이다. 일반적으로 방광내압을 측정하기 위해서는 이중도관 요도 카테터(double lumen Foley catheter)를 방광에 삽입하는데 하나의 도관은 방광 내압을 측정하는데 이용되고 다른 하나는 식염수나 조영제를 주입하여 방광을 인공적으로 팽창시키는데 사용된다. 방광내압 측정 시에는 반드시 복압을 동시에 측정하여야 하며 이는 직장에 카테터를 삽입하여 간접적으로 측정한다^[1].

복압은 방광 주변을 둘러싼 내부 장기나 외부 힘에 의해 방광에 가해지는 압력을 의미하며, 여러 가지 인자에 의해 영향을 받는다. 동물 실험을 통해 밝혀진 바에 의하면 흉막암의 증가, 대퇴 정맥암 및 신장 정맥암의 증가, 혈관 저항력의 변화, 레닌과 알도스테론의 양

* 정희원, ** 정희원-교신저자, 전북대학교 전자정보공학부
(Chonbuk Natl. Univ.)

*** 정희원, 전북대학교 재활의학과
(Chonbuk Natl. Univ. Medical School)

※ 본 논문은 2차 BK21 사업의 지원에 의하여 이루어 진 것임.

접수일자:2007년11월9일, 수정완료일:2008년11월12일

의 변화 및 두개내압의 증가로 인해 복압이 증가하는 것으로 알려져 있다^[2]. 또한 복압은 일상생활 동작 중 발살바, 재채기, 기침, 그리고 자세 변화 중에서도 양와 위에서 좌우로 바꿀 때 방광 내 농량에 관계없이 증가하는 것으로 알려져 있다^[3]. 복압은 방광내압, 직장내압, 하대정맥 및 대퇴 정맥압 등을 측정하여 간접적으로 추정할 수 있으며, 이 중 방광내압과 직장내압은 요역동학 검사의 기본 측정 모듈로써 복압과 잘 일치하는 것으로 보고되어 있다^[4]. 직장내압 측정을 위해 이용되는 카테터 방법은 장치가 간단하며 측정결과가 비교적 정확하다는 장점이 있으나, 카테터 도관에 공기방울이 있거나 피검자의 움직임으로 인해 카테터 팁이 주변 장기와 접촉할 경우 발생하는 오차가 -10~40 cmH₂O로 크다^[3]. 또한 검사 도중 카테터가 빠질 수 있으며 피검자의 활동에 제약을 주므로 휴대용 요역동학 검사에 적용하기에는 많은 제약이 있다^[5].

복압의 변화는 다양한 원인에 의해 이루어지며 발살바법, 재채기 등에 의해 가장 크게 상승하는 것으로 알려져 있다. 이 때 복부 근육이 가장 두드러지게 사용되며, 근육의 수축 시 근력과 근 활동전위의 변화는 밀접한 상관관계가 있는 것으로 알려져 있다. Neumann 등은 골반저근 (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^[6]. Demaria 등은 늑간 근육에서 발생하는 근전도 신호를 이용하여 출산 시 만출력(expulsive force)을 정확하게 표현할 수 있는 비 침습적인 방법을 고안하여, 늑간에서 발생되는 근전도 신호와 실제 복압의 증감과 관련이 있음을 보였다^[7]. Amarencio 등은 기침 시 각각의 방광 내 농량에 따른 방광내압과 근전도 적분 값 사이의 상관계수가 각각 0.92 이상임을 보였다^[8].

본 연구에서는 휴대용 요역동학 검사 시 복근의 운동 단위 활동전위 변화를 이용하여 복압을 측정할 수 있는지 알아보기 위해, 복압의 변화에 따른 복직근(rectus abdominis muscle) 운동단위 활동전위의 변화를 관찰하였다. 이를 위해 환자의 자세 변화나 기침, 대화 등 복압 상승을 유발할 수 있는 여러 이벤트를 가하여 복압을 변화시켰으며, 이 때 복직근의 근전도 신호와 카테터로 측정된 직장내압 사이의 상관관계를 이용하여, 최종적으로 근전도 신호로 복압을 추정할 수 있는 방법에 대해 연구하였다.

II. 실험 대상 및 방법

1. 휴대용 요역동학 검사 장치

제작된 요역동학 검사 장치는 요도 카테터와 항문 카테터를 이용하여 방광내압(P_{ves})과 직장내압(P_{rect})을 측정하고, 근전도를 이용하여 복압(P_{abd})을 측정하며, 방광내압과 복압의 차를 계산하여 배뇨압(P_{det})을 측정할 수 있도록 설계되었다. 그림 1은 제작된 장치의 블록도이다. 장치는 크게 센서 모듈과 제어 모듈로 구성된다. 센서 모듈은, 센서에서 측정된 신호의 잡음을 제거하고 신호를 증폭하기 위한 아날로그 필터 회로와 증폭 회로로 구성된다. 아날로그 필터 회로는 전원 잡음을 제거하기 위한 60Hz 노치 필터 회로와, 센서에서 발생한 오프셋 성분을 제거하기 위한 오프셋 제거 회로로 구성된다. 근전도 신호의 경우, 환자의 움직임이나 호흡 등으로 인해 유입된 동 잡음(motion artifact noise)을 제거하고 위신호 효과(aliasing effect)를 방지하기 위해서 50~250 Hz의 대역통과 필터를 추가하였다^[9].

제어 모듈은, 센서 모듈에서 측정된 신호를 모니터링하고 수집된 데이터를 저장하기 위한 것으로서, 각종 신호처리 수행 및 수집된 데이터를 그래프나 문자로 출력하기 위한 PDA (hx-2110, HP, U.S.)와 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기 위한 A/D 컨버터 (CF6004, National Instruments™, U.S.)와 장시간의 데이터를 저장하기 위한 1GB 용량의 SD 메모리 카드로 구성된다. 데이터 저장을 위해, 아날로그 압력신호와 근전도 신호를 디지털 신호로 변환하였으며, 각 신호의 샘플링 주파수는 500 Hz이다. 그림 2는 제작된 휴대용 요역동학 검사 장치의 센서 모듈, 제어 모듈, 요도 카테터와 직장 카테터를 보여준다.

요역동학 검사 중 측정된 신호를 모니터링하고 저장

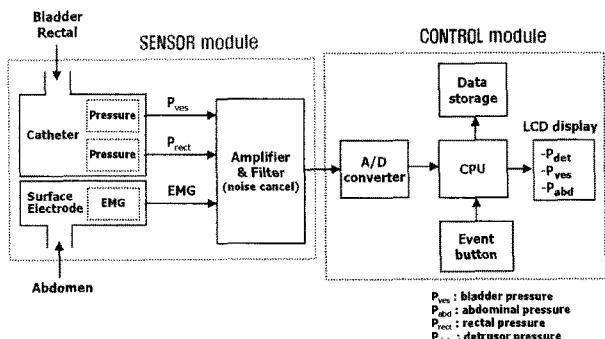


그림 1. 휴대용 요역동학 검사장치의 블록도

Fig. 1. Block diagram of the ambulatory urodynamics monitoring system.



그림 2. 제작된 휴대용 요역동학 검사장치
Fig. 2. Photograph of the constructed system.

하기 위해 LabVIEW PDA module (ver. 7.1, National Instruments™, U.S.)을 이용하여 모니터링 소프트웨어를 제작하였다. PDA 프로그램은 방광내압, 복압, 배뇨압의 추세를 한 화면상에 그래프와 숫자로 표시하고 동시에 데이터를 저장하는 기능을 갖는다. 각각의 신호는 한 그래프에 서로 50 cmH₂O의 옵셋 간격을 두고 표시되도록 하여, 사용자가 각 압력의 변화 과정을 시각적으로 인식하기 쉽도록 하였다.

또한 배뇨압이나 복압의 갑작스런 변화는 방광의 생리적인 현상이 아닌, 여러 가지 외부 요인(기침, 보행, 척추 굴곡 운동 등)에 의해 발생할 수 있으며, 이는 추후 진단을 위한 중요한 요소로 사용될 수 있다. 따라서 모니터링 소프트웨어에 ‘이벤트 입력’ 버튼(‘move’, ‘cough’, ‘sneeze’, ‘talk’ 버튼)을 구비하여, 사용자가 검사 중 이벤트 발생 시점을 간단하게 기록할 수 있도록 하였다.

2. 근전도를 이용한 복압측정 알고리즘

배뇨압은 축뇨와 배뇨 시 방광 배뇨근의 활동성을 평가하는 중요한 변수로서, 방광내압과 복압의 차이를 계산하여 측정되므로, 검사 시 반드시 방광내압과 복압을 동시에 측정해야 한다. 본 연구에서는, 기존 복압 측정을 위해 사용되었던 직장 카테터를 제거하고, 복직근의 근전도 신호를 이용하여 복압을 비침습적으로 측정할 수 있는 새로운 방법을 시도하였다. 이를 위해 복근 수축 시 측정된 복부 근전도 신호의 실효값(root mean square, RMS)과 복압 사이의 회귀 방정식을 이용하여

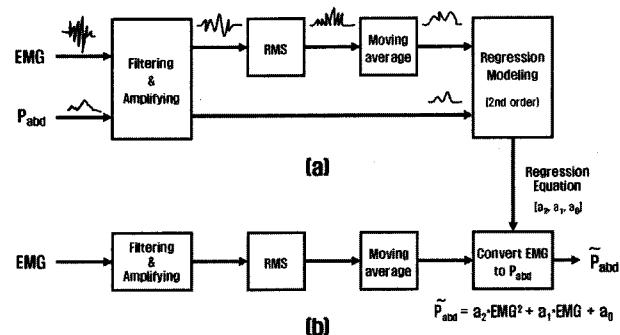


그림 3. 복부 근전도를 이용한 복압측정 알고리즘,
(a) 회귀방정식 산출 과정, (b) 복압변환 과정

Fig. 3. Algorithm for measuring abdominal pressure using surface EMG, (a) procedure for calculating regression equation, (b) for converting the RMS of EMG to abdominal pressure.

두 신호 사이의 상관관계를 분석하였다.

그림 3은 복직근의 근전도 신호를 이용하여 복압을 측정하기 위한 알고리즘으로 (a)는 근전도를 복압으로 변환하기 위한 관계식을 구하는 과정이며, (b)는 실제 측정된 근전도를 복압으로 변환하는 과정을 나타낸다. 먼저, 표면 전극을 이용하여 수집된 근전도(그림 3 (a)의 EMG)와 직장 카테터를 이용하여 수집된 복압(P_{abd}) 신호는 전처리 과정을 통해 잡음을 제거하고 신호를 증폭한다. 다음으로 근전도 신호의 실효값을 계산한 후 10 포인트 이동평균 필터를 이용하여 고주파 성분을 제거한다. 그 다음 회귀모델링(2차) 방법을 이용하여 근전도 RMS와 복압 신호 사이의 관계식을 구한 후, 최종적으로 측정된 근전도(그림 3 (b)의 EMG) RMS 값을 도출된 관계식에 대입하여 변환된 복압 신호로 변환한다.

3. 실험 대상 및 방법

2007년 3월부터 동년 9월까지 척수손상 등에 의한 신경인성 방광으로 검사 받은 환자 15명을 대상으로 총 16회의 고식적 역행 충만 요역동학 검사(artificial filling cystometry)를 실시하면서 동시에 복직근의 근전도 신호를 측정하여 환자의 불편을 최소화 하였다. 대상자 15명 중 남자 환자는 10명, 여자 환자는 5명이며, 평균 연령은 50.0세(표준편차 ± 12.6), 체질량지수(body mass index, BMI)는 24.2(표준편차 ± 2.8) 이었다. 환자들을 척수 손상 환자 분류법인 미국 척수손상 협회의 장해 분류에 따라 분류하면 완전손상(A군)이 1명, 불완전 손상(D군)이 12명 이었고 마미총 중후군 환자는 2명이었다. 또한 손상부위별 분류에 의하면 경추부 5명, 흉추부 7명, 요천추부 3명 이었다(표 1).

표 1. 피검자 특성

Table 1. General characteristic of subjects.

Characteristics	No. of patients
Sex	
Male	10
Female	5
Lesion	
Cervical	5
Thoracic	7
Lumbosacral	3
ASIA classification	
A	1
D	12
Caudaequina syndrome	2
Age (years, mean±S.D.)	50.0 ± 12.6
BMI (mean±S.D.)	24.2 ± 2.8

제작된 요역동학 검사 장치와 Dantec Duet® 요역동학 장치(Dantec Medical, Denmark)를 이용하여 방광내압, 복압, 근전도 신호를 동시에 수집하였으며, 이 중 복압 신호는 복압 상승과 상관관계가 높은 것으로 알려진 직장내압 신호를 이용하였다. 환자의 검사자세는 수평 쇄석위 (supine position)로 하였다. 항문 카테터(9021P4421, Medtronic, Denmark)를 삽입하여 직장내압을 측정하였으며, 이중 내강(double lumen) 요도관(9021P5261, Medtronic, Denmark)을 이용하여 방광내압 측정 및 생리식염수를 주입하였다. 그리고 직경 10mm인 Ag-AgCl(Medtrace, U.S.) 전극을 이용하여 복직근에서 발생하는 근전도 신호를 측정하였다. 그림 4에 보이는 바와 같이, 활성기록전극은 배꼽으로부터 상방 10cm, 몸의 정 중앙선으로부터 바깥으로 4cm 위치에 근전도 신호가 비교적 잘 측정되는 곳에 부착하였다. 참고기록전극은 배꼽에서 바깥으로 4cm 위치에 부착하였으며, 기준전극은 상전장골극(anterior superior iliac spine)에 부착하였다.

카테터를 삽입하고 피검자가 수평 쇄석위 자세로 안

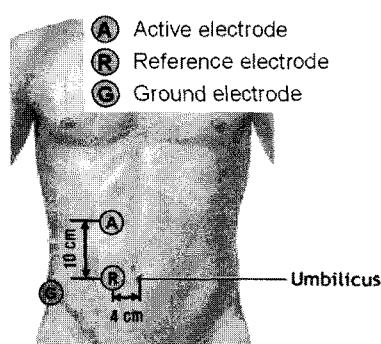


그림 4. 근전도 전극 부착위치

Fig. 4. Position of surface electrodes in order to record the EMG signals.

정을 취한 상태에서 측정된 복압을 0 cmH₂O로 초기화하고, 이때의 복압을 0% MVC (maximum voluntary contraction)라 명하였다. 이 후, 각각의 피검자가 발살바법(Valsalva maneuver) 즉, 배변 시처럼 배에 힘을 가능한 최대로 가하여 복압을 올리도록 한 다음, 이때의 복압을 100% MVC라 명하였다. 방광용적에 따라 복압과 근전도의 변화 양상이 달라질 수 있기 때문에, 모든 검사는 방광이 비어있는 상태와 식염수 300cc로 방광이 채워진 상태에서 각각 시행되었다. 먼저, 요도 카테터를 이용하여 방광 내 뇨를 완전히 제거한 상태에서 피검자에게 자의적으로 기침, 재채기, 말하기, 척추 굴곡운동, 발살바법을 이용한 점진적 복압상승 운동 등의 일상 활동에서 발생할 수 있는 이벤트를 수행하도록 하였으며, 이때의 복압과 근전도 RMS 신호를 기록하였다. 발살바법을 이용한 점진적 복압상승 운동은 피검자가 휴식기(0% MVC) 상태에서 복부에 서서히 힘을 가하여 100% MVC에 도달할 때 까지 복근을 수축시키는 등척성 수축 운동(isometric contraction)을 의미한다. 이벤트 종료 후 요도 카테터로 뇨를 완전히 제거한 후 식염수를 300cc 주입하여 동일한 이벤트를 수행함으로써, 방광이 빈 상태와 300cc 채워진 상태에서 복근 운동에 따른 복압과 근전도의 변화 양상을 관찰하였다.

정상인의 경우, 쇄석위 자세에서 복근에 힘을 가지지 않았을 때의 복압은 -1~8 cmH₂O의 범위에 분포하는 것으로 알려져 있다^[9]. 따라서 피검자 중 100% MVC 시 최대 복압이 10 cmH₂O이하인 환자(남자 2명, 여자 1명)는 복근 수축 운동 시 복압과 근전도 신호의 변화가 거의 없었기 때문에 실험군에서 제외하였다.

통계학적 분석은 Matlab 7.1 (Mathworks™, U.S.)과 Excel (Microsoft, U.S.) 프로그램을 이용하여 각 이벤트 발생 시 복압 증가에 따른 근전도 신호 변화의 상관관계를 비교하였고, 두 신호 사이의 회귀분석을 실시하였다. 또한, 방광용적과 이벤트 종류에 따른 복압과 근전도 신호의 크기는 paired T-test를 이용하여 비교하였으며, 신뢰도 95% 구간에서 통계적인 유의성을 검증하였다.

III. 실험 결과

표 2는 복근수축 운동 시 방광용적과 이벤트 종류에 따른 복압과 근전도의 최대값을 비교한 것이다. 먼저, 방광용적 300 cc와 0 cc에서 이벤트 발생 시 복압과 근전도 RMS 최대값을 휴식기 (0% MVC)에서의 값과 비

교했을 때, 최대 복근수축 (100% MVC), 기침, 재채기, 척추 굴곡운동 시 복압과 근전도 RMS 최대값이 휴식 기에서의 값에 비해 증가함을 알 수 있었다($p^1 < 0.05$). 그리고 각 이벤트 발생 시 방광용적에 따른 복압과 근전도 RMS 최대값의 차이를 비교했을 때, 복압과 근전도 모두 방광용적이 300 cc 일 때의 값과 0 cc 일 때의 값은 차이가 없었다($p^2 < 0.05$).

근전도 신호는 피검자 복근의 특성(연령, 체중, 키, 성별, 비만도 등)에 따라 달라질 수 있으므로, 모든 피검자에게 하나의 회귀방정식을 적용하기에는 많은 제약이 있다. 따라서 각 피검자에게 적용될 수 있는 회귀방정식을 도출하고 이를 해당 피검자에게 적용하여, 직장

표 2. 일상 활동 이벤트와 방광용적에 따른 복압과 근전도 RMS 최대값

Table 2. Maximum values of abdominal pressure and the RMS of EMG according to daily events and bladder volume.

Rectal pressure (cmH ₂ O)					
B.V.	300 cc	0 cc			
Event	mean ± S.D.	p^1	mean ± S.D.	p^1	p^2
0% MVC	0 ± 0		0 ± 0		-
100% MVC	32.0 ± 28.4	**	39.5 ± 27.1	**	-
Coughing	24.6 ± 19.3	**	22.2 ± 16.7	**	-
Sneezing	14.4 ± 10.1	**	15.0 ± 9.9	**	-
Talking	5.3 ± 7.3	-	7.4 ± 9.7	-	-
Lumbar flexion	17.5 ± 16.6	**	21.3 ± 20.1	**	-
RMS of EMG (uV)					
B.V.	300 cc	0 cc			
Event	mean ± S.D.	p^1	mean ± S.D.	p^1	p^2
0% MVC	19.0 ± 8.2		18.5 ± 8.0		-
100% MVC	43.8 ± 26.3	*	45.1 ± 28.3	**	-
Coughing	37.0 ± 19.8	*	39.0 ± 22.7	*	-
Sneezing	29.1 ± 12.5	*	33.3 ± 16.5	**	-
Talking	22.6 ± 13.4	-	24.2 ± 9.8	*	-
Lumbar flexion	72.2 ± 42.5	**	99.6 ± 58.1	**	-

p^1 : comparison values during rest with those during each event

p^2 : comparison values at 300cc with those at 0cc

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$, - : not significant, B.V. : bladder volume

표 3. 회귀모델링 시 방광용적(B.V.)과 데이터 선택 범위에 따른 상관계수 비교

Table 3. The mean values of the correlation coefficient between abdominal pressure and RMS of EMG according to data selection and bladder volume.

	B.V. (300cc)	B.V. (0cc)	p^3
모든 이벤트 발생 시	0.77±0.08	0.82±0.07	-
점진적 복압 상승운동 시	0.91±0.06	0.90±0.06	-
p^4	**	*	

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$, - : not significant

카테터로 측정된 복압(직장내압)과 근전도를 이용해 추정된 복압 사이의 상관관계를 분석하였다. 표 3은 검사 중 모의된 모든 일상 활동 이벤트 시 발생된 복압과 근전도 신호의 상관계수와, 점진적 복압 상승운동 시의 데이터를 이용하여 회귀모델링 했을 때 두 신호 사이의 상관계수를 비교한 것이다. 방광용적에 따른 상관계수의 차이는 없었으나($p^3 < 0.05$), 점진적 복압 상승운동 시의 데이터를 표본으로 한 회귀모델링 시의 상관계수(방광용적 300cc: 0.91 ± 0.06 , 0cc: 0.90 ± 0.06)가 전체 데이터를 표본으로 했을 때(방광용적 300cc: 0.77 ± 0.08 , 0cc: 0.82 ± 0.07)보다 큰 상관계수를 보였다($p^4 < 0.05$). 따라서 점진적 복압 상승운동 시의 데이터를 이용하여 복압과 근전도 간의 관계식을 도출하고 이를 이용하여 복압을 추정하였다.

그림 5는 피검자의 BMI에 따른 실제 복압과 추정된 값 사이의 관계를 보여준다. BMI가 증가할수록 두 신호간의 상관계수가 증가($y=0.006x+0.656$)하였으나, 두 신호간의 상관계수($r=0.24$)가 매우 낮아, BMI의 증가와 추정된 복압의 정확성에는 상관관계가 없었다.

그림 6은 복압추정 알고리즘 적용 시 복압과 근전도 RMS 두 신호의 관계를 나타낸다. 그림 6의 (a)는 방광용적 300cc인 상태에서 압력 변환식을 얻기 위해 수행된 점진적 복압 상승운동 시 각 피검자 별 복압과 근전도 RMS 신호의 원본 데이터와 피검자 각자의 회귀방정식에 상기 원본 데이터를 적용한 후 추정된 값을 나타내며, (b)는 방광용적 0cc인 상태에서의 데이터를 나타낸 것이다. 회기방정식 적용 후 측정된 복압과 추정된 값의 관계식은 방광용적이 300cc인 상태에서는 $y=0.0004x^2+0.9052x+1.3758$ (상관계수 0.96), 0cc에서는

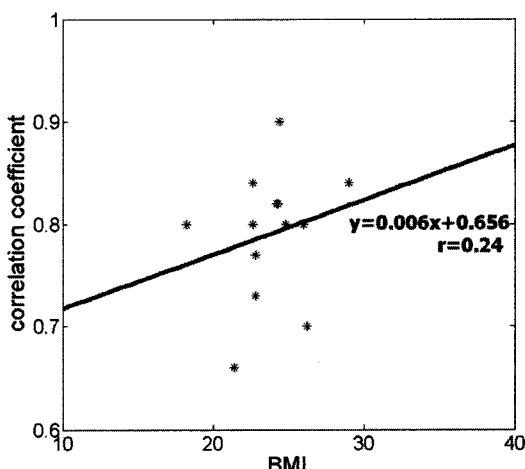
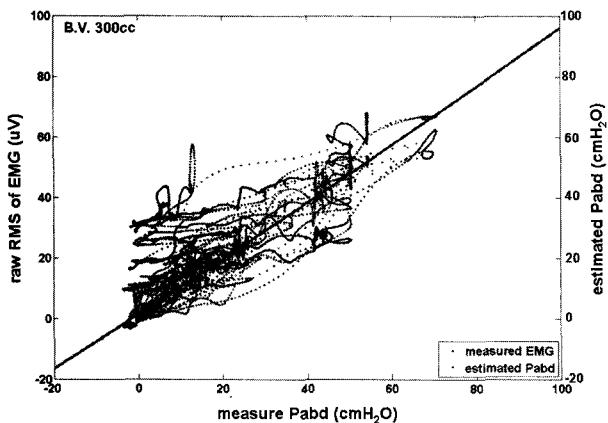
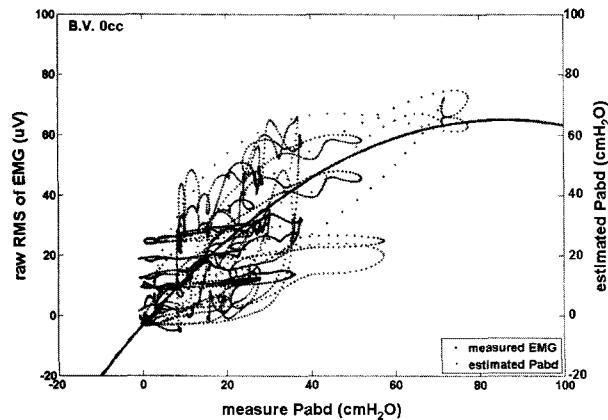


그림 5. BMI에 따른 상관계수 변화

Fig. 5. The correlation coefficient according to BMI.



(a) 방광용적 300 cc
(a) Bladder volume of 300 cc



(b) 방광용적 0 cc
(b) Bladder volume of 0 cc

그림 6. 점진적 복압 상승운동 시 측정된 복압과 추정된 값의 관계
(방광용적 300cc: $y=0.00x^2+0.91x+1.38$, $r=0.96$, 0cc: $y=-0.01x^2+1.59x-3.35$, $r=0.72$)

Fig. 6. Relationship between abdominal pressure measured by a rectal catheter and estimated values obtained from the RMS of EMG during gradual increase of abdomen contraction by Valsalva maneuver.

$y=-0.0093x^2+1.5929x-3.3532$ (상관계수 0.72)로서, 두 신호 간에 비교적 높은 상관관계가 있음을 알 수 있었다.

그림 7은 역행 충만 요역동학 검사 시 피검자(54세 여자)를 대상으로 실제 측정된 복압(실선)과 제안된 알고리즘을 이용하여 추정된 복압(점선)을 보여준다. 그림 상단의 숫자(①~⑥)는 검사 시 모의 된 이벤트 발생 시간을 표시한 것으로서, ①은 피검자가 최대 자의적 복근 수축운동을 한 시점, ②는 기침 시, ③은 재채기 시, ④는 척추 굴곡운동 시, ⑤는 임의의 자의적 복근 수축운동(20%~100% MVC) 시, ⑥은 복압과 근전도 간의 회귀방정식을 얻기 위해 수행된 점진적 복압 상승

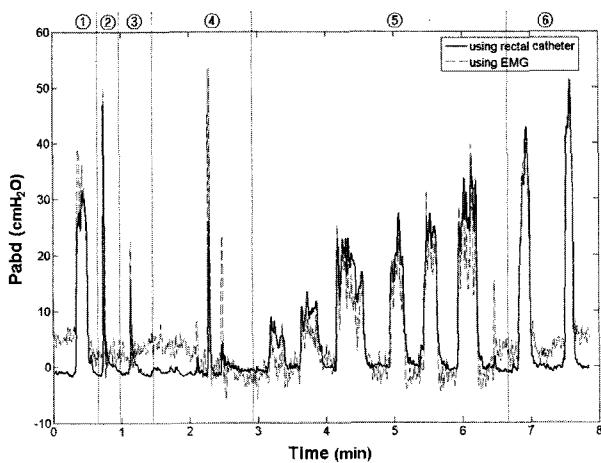


그림 7. 항문 카테터를 이용하여 측정된 복압과, 근전도 신호에 알고리즘 적용 후 추정된 복압의 관계

Fig. 7. Relationship between measured abdominal pressure by a conventional rectal catheter and estimated values using our proposed algorithm.

표 4. 항문 카테터로 측정된 복압과 근전도의 회귀방정식과 이를 적용하여 추정된 값 간의 상관계수, 오차

Table 4. The regression equations, obtained from the rectal pressure and EMG signals, and correlation coefficients and RMSEs between measured and estimated values as applying these equations.

환자	보정 단계 (⑥)	모든 이벤트 발생 시 (①~⑥))	
	회귀 방정식	상관계수	오차
1	$-0.01x^2+3.35x-52.51$	0.84	0.09
2	$-0.03x^2+4.44x-97.67$	0.82	0.11
3	$-0.02x^2+2.94x-20.53$	0.80	0.10
4	$-0.35x^2+14.77x-102.50$	0.90	0.05
5	$-0.21x^2+15.88x-262.58$	0.80	0.05
6	$-0.02x^2+1.69x-33.70$	0.80	0.04
7	$0.04x^2-1.05x+12.70$	0.77	0.18
1'	$-0.01x^2+4.04x-52.35$	0.84	0.07
8	$-0.07x^2+6.15x-88.16$	0.80	0.12
9	$-0.41x^2+14.42x-92.99$	0.70	0.15
10	$-0.01x^2+1.43x-27.25$	0.80	0.09
11	$0.05x^2+1.27x-82.60$	0.66	0.27
12	$-0.08x^2+4.47x-38.53$	0.73	0.03
Mean±S.D.		0.79±0.06	0.10±0.07

1' : 동일한 환자를 대상으로 반복측정 결과

운동 시의 신호를 나타낸다. 보정 단계(⑥)에서 계산된 회귀방정식은 $y=-0.35x^2+14.77x-102.50$ 이었으며, 이를 전체 데이터에 적용하여 복압으로 변환하였을 때의 측정된 복압과 추정된 값 사이의 상관계수는 0.90, 오차는 0.05로서 제안된 알고리즘을 이용하여 복압 추정이 가

능함을 보였다.

표 4는 역행충만 요역동학 검사 중, 보정 단계(점진적 복압 상승운동 시)에서 계산된 회귀 방정식과, 이를 검사 중 모의된 다양한 복근 수축 운동 시 발생한 근전도 신호에 적용하여 추정된 값과 항문 카테터로 측정된 복압 간의 상관계수와 평균 자승 오차(root mean square error, RMSE)를 나타낸다. 방광용적이 300 cc인 상태에서 제안된 알고리즘을 실제 검사에 적용하였을 때 상관계수와 평균 자승 오차의 평균은 각각 0.79 (표준편차 ± 0.06), 0.10 (표준편차 ± 0.07)이었다.

IV. 고 찰

요역동학 검사 시, 복압 측정을 위해 여러 가지 방법이 사용되고 있으며, 주로 직장내압을 이용하며 이 외에도 질 내압, 위 내압, 하대 정맥압 및 대퇴 정맥압 등을 측정하여 간접적으로 추정하거나, 폐 기능 검사를 통하여 폐의 순응도를 측정하여 간접적으로 복압을 추정하는 방법이 시도되고 있다^[1]. 그러나 이러한 방법들은 카테터를 삽입하여 측정되므로 이로 인한 불편함이 있다. 특히 휴대용 요역동학 검사 시에는 환자의 움직임으로 인해 카테터가 빠질 수 있으며, 환자의 일상 활동에 제약을 주므로 기존의 카테터 방법을 적용하기에는 많은 문제점이 있다. 본 연구에서는 복직근의 전기 생리학적 신호를 기록함으로써 복압과의 상관관계를 분석하고, 이를 이용하여 간접적으로 복압을 추정할 수 있는 방법을 개발하였다.

신경 홍분에 의한 운동단위의 활동에 따라 근수축력이 결정된다고 가정한다면, 운동단위의 활동을 반영하는 전기 생리학적 신호는 근수축력의 간접적인 측정에 있어 임상적으로 유용한 지표로 사용될 수 있을 것이다. 근전도 간섭양상의 전환수-진폭 분석에서 평균 진폭과 RMS는 근수축력에 비례하여 증가함으로써 근 수축 정도의 지표로 사용할 수 있다고 하였다^[12]. 또한 복직근의 운동단위 활동전위의 전환수, 평균 진폭, RMS 값은 복압의 증가에 비례하여 증가하는 것으로 알려져 있다^[13].

검사에 참여한 전 피검자를 대상으로 고식적 역행충만 요역동학 검사를 수행한 결과, 평균 방광용적은 485cc (표준편차 ± 77 cc)이었으며, 실제 생활환경과 유사한 방광 상태를 모의하기 위해 방광이 비었을 때와 방광용적 300cc 일 때의 직장내압과 근전도 신호를 측정하였다. 피검자가 일상 활동에서 발생할 수 있는 이벤

트(최대 자의적 복근수축, 기침, 재채기, 대화, 척추 굴곡운동)를 수행하였을 때의 복압과 근전도 RMS의 최대값을 휴식기(0% MVC)에서의 값과 비교하였을 때, 대화 시를 제외하고 방광용적에 관계없이 모두 값이 증가하여 환자의 자의적 복근 수축운동으로 인한 복압의 증가를 근전도 변화를 이용하여 추정할 수 있음을 알 수 있었다. 이러한 결과로부터 선행 연구들과 유사하게 근수축력의 증가에 따라 복압이 증가하여 각 운동단위 활동전위의 변수가 변화하는 것을 볼 수 있었다.

근전도 신호는 대상 근육의 차이, 대상의 크기, 복부 두께, 비만도, 복근 수축력 등 여러 요인에 의해 피검자마다 다를 수 있으며, 복압과 근전도 변화가 비례적으로 상승하지 않을 수 있기 때문에, 보다 정확한 복압 추정을 위해서는 두 신호 사이의 보정 과정이 필요하다. 따라서 제안된 알고리즘은 발살바법을 이용하여 휴식기(0% MVC)에서 최대 자의적 복근 수축(100% MVC) 시까지 점진적으로 복압을 증가시키고 이 때 추정된 복압과 근전도 신호를 이용하여 두 신호 사이의 회귀방정식을 도출할 수 있도록 하였다. 검사 중 이벤트가 수행된 모든 데이터를 이용하여 회귀모델링 했을 때 상관계수는 각각 0.77 ± 0.08 (방광용적 300cc), 0.82 ± 0.07 (0cc) 이었으나, 점진적 복근수축 운동 시의 데이터만을 이용하여 회귀모델링 했을 때의 상관계수는 0.91 ± 0.06 (방광용적 300cc), 0.90 ± 0.06 (0cc)로 증가함을 보였다. 이는 기침, 재채기, 척추 굴곡운동과 같은 일상 활동 이벤트 시 발생되는 복압과 근전도의 경우 복근수축 시 피검자의 상태나 검사에 대한 적극성, 주변 환경에 따라 각 신호의 변화량이 달라질 수 있지만, 점진적 복압 상승운동 시의 복압과 근전도 신호는 피검자의 최대 복근 수축력 등 복근의 전기 생리학적 지표가 반영되어 보다 높은 상관관계를 보인 것으로 생각된다.

표면 근전도 신호는 최대 근 수축 시 피하지방 두께나 BMI의 증가에 따라 크기가 감소하는 것으로 알려져 있으나^[14], 피검자의 BMI와 제안된 알고리즘에 의한 복압 추정 결과와의 상관관계가 낮은 것으로 보아($r=0.24$) BMI가 복압 추정 결과에 영향을 주지 않는 것으로 생각된다. 그러나 근전도 측정 대상 전극, 부착 위치, 근육 상태 등의 요인으로 인해 추정 결과가 달라질 수 있으므로 이에 대한 지속적인 연구가 필요할 것이다. 또한 이러한 요소를 고려하여 모든 피검자에게 공통으로 적용할 수 있는 회귀방정식을 도출하기 위한 연구도 필요할 것이다. 또한 복압 추정을 위한 근육으로 복직근만을 고려하였으나, 연구에서 모의된 이벤트 시 주동근과

길항근, 협력근을 고려하여, 복압 상승과 가장 관련이 높은 근육에 대한 연구가 필요할 것이다. 그리고 그림 5에서와 같이, 방광용적 0cc에서 측정된 복압과 추정된 값의 결과가 300cc의 값에 비해 선형성과 상관계수가 떨어지는 것으로 나타났는데, 이와 관련된 연구는 아직까지 진행된 바가 없다. 따라서 추후 연구에서는 각각 다른 방광용적에서의 복근 수축 시 항문 팔약근이나 여러 복근들(복직근, 복횡근, 내복사근, 외복사근 등)의 근전도 변화를 분석하고 이를 복압 변화와 비교함으로써 오차를 줄이기 위한 연구를 진행할 것이다. 또한 제안된 알고리즘은 2차 회귀방정식을 이용하여 복압을 추정하였으나, 선형 방정식, 고차 다항식이나 정현파, 지수 방정식을 이용하여 추정함으로써 상관계수를 높일 수 있는 최적의 방정식을 찾는 연구를 진행할 것이다.

제안된 알고리즘의 제한점으로는 먼저 피검자가 소수라는 것과 정상인을 대상으로 한 검사 결과가 없어 정상인 그룹과 환자 그룹간의 비교가 어려웠다는 점이다. 그리고 표 4의 환자 1과 1'는 동일한 피검자로부터, 약 1개월간의 시간 간격을 두고 반복 측정한 데이터로써, 분석 결과에서는 큰 차이를 보이지 않았으나, 다른 피검자들에 대해서도 재현성 검증을 위한 부가적인 실험이 필요할 것으로 생각된다. 또한, 표 2에서 보이는 바와 같이, 다양한 이벤트에서 복압의 증가와 근전도의 증가가 비교적 일치하였으나 척추 굴곡에서만 관찰되는 양상이 나타났는데, 이는 척추굴곡을 하면서 구강을 열면 복압의 증가는 미미하면서 복직근의 수축만 충분히 되면서 근전도 신호가 높게 증가되어서 나타날 수 있는 양상으로 생각된다. 향후의 연구에서는 이러한 구강 개폐의 문제를 조절하면서 연구가 되어야 할 것으로 생각된다. 또한 방광용적에 따른 복압 추정 결과에 큰 차이는 없었으나, 실제 휴대용 요역동학 검사에서는 장시간 데이터를 측정해야 하므로, 방광용적의 증가에 따른 복압의 미세한 증가를 근전도를 이용하여 추정하기 어렵다는 제한이 있다. 실제 고식적 역행충만 요역동학 검사 시 피검자의 평균 방광용적은 약 485 cc이었으며 이로 인한 복압의 상승은 약 12 cmH₂O(표준편차 ±11)로서, 복압 상승과 관련된 임상적인 요인은 없을 것으로 생각되나, 추후 이를 보정하기 위한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구에서는 휴대용 요역동학 검사 시 복직근에서

측정되는 근전도 신호를 이용하여 간접적으로 복압을 측정할 수 있는 방법에 대해 연구하였다. 연구 결과 역행충만 요역동학 검사 시 기존 항문 카테터를 이용하여 측정된 복압과 근전도를 이용하여 추정된 복압 간의 상관계수는 0.79 (표준편차 ±0.06)이었으며, 두 신호간의 오차는 0.10 (표준편차 0.07)이었다. 따라서 직장관 삽입을 이용한 기존의 복압 측정법을 대신하여 복직근의 근전도 신호를 이용한 간접적인 복압 측정이 가능할 것이며, 휴대용 요역동학 검사 시 유용하게 사용될 수 있을 것으로 생각한다.

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] P. C. Ridings, G. L. Bloomfield, C. R. Blocher, "Cardiopulmonary effects of raised intra-abdominal pressure before and after intravascular volume expansion", *J. Trauma*, Vol. 39, pp. 1071-1075, 1995.
- [3] J. H. Seo, Y. C. Jeong, C. G. Song, M. H. Ko, S. H. Park, "Change of intra-abdominal pressure on daily activities in patients with spinal cord injury", *J. Korean Continence Society*, Vol. 6, pp. 54-61, 2002.
- [4] A. MacDonald, P. J. Paterson, J. N. Baxter, I. G. Finlay, "Relationship between intra-abdominal pressure and intra-rectal pressure in the proctometrogram", *Br. J. Surg.*, Vol. 80, pp. 1070-1071, 1993.
- [5] M. L. N. G. Malbrain, "Different technique to measure intra-abdominal pressure(IAP)", *Intensive Care Med.*, Vol. 30, pp. 357-371, 2004.
- [6] E. W. Van Doorn, K. Anders, V. Khullar, S. Kulsenh-Hanssen, F. Pesce, A. Robertson, D. Rosario, W. Schafer, "Standardisation of ambulatory urodynamic monitoring : Report of the standardisation sub-committee of the international continence society for ambulatory urodynamic studies", *Neurourol. Urodyn.* Vol. 19, pp. 113-125, 2000.
- [7] 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.

- [8] F. Demaria, R. Porcher, S. S. Ismael, G. Amarenco, X. Fritel, P. Madelenat and J. L. Benifla, "Using intercostals muscle EMG to quantify maternal expulsive efforts during vaginal delivery : A pilot study", *Neurourol Urodyn.*, Vol. 23, pp. 675-678, 2004.
- [9] G. Amarenco, S. S. Ismael, D. Lagache, P. Raibaut, P. Rene-Corail, N. Wolff, P. Thoumieux 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.
- [10] J. Finsterer, "EMG-interference pattern analysis", *J. Electromyogr. Kinesiol.*, Vol. 11, pp. 231-246, 2001.
- [11] W. S. Cobb, J. M. Burns, K. W. Kercher, B. D. Matthews, H. J. Norton and T. H. Heniford, "Normal intra-abdominal pressure in healthy adults", *J. Surg. Res.*, Vol. 129, pp. 231-235, 2005.
- [12] E. Katsavrias, E. Primetis, N. Karandreas, "A new electromyographic technique and normal motor unit action potential values", *Clin. Neurophysiol.*, Vol. 116, pp. 2528-2532, 2005.
- [13] J. H. Seo, K. M. Kim, M. H. Ko, S. H. Park, N. G. Kim, "Motor unit action potentials of the rectus abdominis muscle according to changes of abdominal pressure", *J. Korean Acad. Rehab. Med.*, Vol. 29, pp. 457-461, 2005.
- [14] C. Nordander, J. Willner, G. A. Hansson, B. Larsson, J. Unge, L. Granquist, S. Skerfving, "Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude", *Eur. J. Appl. Physiol.*, Vol. 89, pp. 514-519, 2003.

저자 소개



김 거 식(정회원)
2004년 전북대 전자정보공학부
졸업(학사)
2006년 동 대학원 전자정보공학부
졸업(석사)
2006년~현재 동 대학원 박사과정
<주관심분야 : 휴대용 의료기기,
생체 신호처리>



서 정 환(정회원)
1987년 연세대 의학과 졸업(학사)
1991년 동 대학원 의학과 졸업
(석사)
1994년 동 대학원 의학과 졸업
(박사)
2004년~2006년 대한재활의학회
감사
1996년~현재 전북대 재활의학과 교수
<주관심분야 : 재활의학, 신경의학>



송 철 규(정회원)
1987년 연세대 의용전자공학과
졸업(학사)
1991년 동 대학원 전기공학과
졸업(석사)
1998년 동 대학원 전기공학과
졸업(박사)
1994년~1999년 삼성종합기술원 전문연구원
1999년~현재 전북대 전자정보공학부 부교수
<주관심분야 : 의용전자, 광학적 단층촬영기술>