

A Study of Diagnostic Algorithm for Quantitative Evaluation of the Stress Urinary Incontinence

복압성요실금의 정량적 평가를 위한 진단 알고리즘에 관한 연구

Hae-Ki Min*, Si-Cheol Noh*, Heung-Ho Choi**

민해기*, 노시철*, 최흥호**

Abstract

Pelvic floor muscle is the main subsystem that maintains urinary continence. It is possible to diagnose the degree of the stress urinary incontinence(SUI) by evaluating the contraction pressure of the pelvic floor muscle. Bio-signal measurement system was developed to measure the contraction pressure. Diagnostic parameters were drawn out by analyzing the measured data. Statistical evaluations were done to classify the all subjects with five groups each has similar characteristics. SUI diagnostic algorithm was implemented to each group separately. The accuracy of the algorithm was about 78.9% and utility was confirmed by clinical trial.

요약

골반저근은 골반기관을 지지하여 요자제를 유지하는 여성의 주요 하부조직으로 수축압력을 평가함으로써 복압성 요실금의 정도를 진단할 수 있다. 본 연구에서는 생체신호 측정 시스템을 개발하여 골반저근의 수축압력을 측정하였으며, 데이터 분석을 통하여 진단 파라미터를 추출하였다. 진단 파라미터의 통계적 분석을 수행하여 특성이 유사한 피험자를 다섯 개의 군집으로 분류하였으며, 군집으로 분류된 데이터가 중첩되지 않도록 복압성요실금 진단 알고리즘을 구현하였다. 임상시험 결과 진단 알고리즘의 정확성이 약 78.9%로 나타났으며 그 유용성이 확인되었다.

Key words : Pelvic floor muscle, Stress urinary incontinence, Bio-signal measurement system, Diagnostic parameters, Diagnostic algorithm

1. 서론

복압성요실금은 기침을 하거나 웃을 때 갑작스런 복압의 상승으로 방광내압이 증가하여 요 누출을 제어하는 요도 폐쇄압 보다 커지게 될 때 실금이 발생하는 질병으로 전체 요실금의 70~80%를 차지한다. 분만 경험이 있는 중년 이상의 여성에게서 빈번하게 발생하며 분만 시 골반기관을 지지해주는 골반저근의 약화로 방광과 요도가 처지면서 요도 저항이 감소하는 것이 주요 원인이다[1][2].

현재 임상에서 복압성요실금의 분류 기준으로 사용되는 Stamey의 임상분류에 따르면 복압성요실금은 그 정도에 따라서 Grade1, Grade2, Grade3의 3단계로 분류되며, 요실금의 정도에 따라서 치료방법 또한 다르다고 한다[3]-[6]. 이러한 복압성요실금의 대표적인 진단 방법으로 일반 검사와 요역동학 검사가 있다. 일반검사는 환자가 느끼는 증상과 병력을 문진하는 병력청취, 골반저근의 처짐 정도와 신경 기능을 확인하는 신체검사, 일정시간 동안 누출된 소변의 양을 확인하여 진단하는 패드 검사 등이 있다. 요역동학 검사는 하부요로의 기능적 단위인 방광과 요도괄약근의 기능을 평가하여 배뇨기능 장애를 진단하는 방법이다. 병력청취, 신체검사, 패드검사 등으로 확인하기 어려운 하부요로의 생리학적 기능과 병태를 객관적으로 파악할 수 있으며, 뇨의 저장과 배출에 관계

* 인제대학교 의용공학부

(Dept. of Biomedical Engineering, Inje University)

★ 교신저자(hhchoi@inje.ac.kr)

接受日:2008年 3月 18日, 修正完了日:2008年 6月 1日

된 인자를 추정하고 확인하는데 필요한 방법으로 요류검사, 방광기능 검사, 괄약근기능 검사 등이 있다 [7]-[10].

일반검사는 환자의 증상에 대하여 의사의 주관적인 소견으로 진단하므로 의사 개개인의 판단의 차이에 따라서 진단 결과가 달라질 수 있고, 오진의 가능성이 있으며, 의사의 소견을 객관적으로 뒷받침해줄 근거가 부족하다. 요역동학검사는 객관적인 요실금 진단법이지만 검사 비용과 시간이 많이 드는 단점이 있고, 한 가지 파라미터로부터 요실금의 정도를 진단하므로 환자의 상태에 따라서 진단 결과가 달라지는 재현성의 문제점이 있어 정확한 진단을 위하여 다른 검사를 병행하여야 한다.

복합성요실금의 병적 진행 정도에 따라서 치료법 또한 다르게 결정되므로 요실금의 정확한 진단은 매우 중요하다. 이에 본 연구에서는 골반저근의 수축압력을 측정할 수 있는 생체신호 측정 시스템을 이용하여 데이터를 획득하고 분석함으로써 복합성요실금의 병적 진행 정도를 정량적으로 진단할 수 있는 진단 알고리즘을 개발하고자 한다.

II. 연구 방법

본 연구에서는 골반저근의 수축압력 정보를 획득할 수 있는 생체신호 측정 시스템을 제작하여, 부산 백병원 비뇨기과 외래 환자를 대상으로 골반저근의 수축압력 데이터를 획득하였다. 측정된 압력 데이터를 분석하여 진단 파라미터를 추출하였으며, 통계적 분석을 수행하여 진단 파라미터의 유의성을 평가하고, 특성이 유사한 피험자를 그룹으로 분류하였다.

2.1 생체신호 측정 시스템

생체신호 측정 시스템은 골반저근에서의 수축압력의 크기와 변화를 측정하고 분석하기 위한 목적으로 개발되었으며, 골반저근의 수축압력 측정을 위한 생체신호 획득 하드웨어와 측정된 데이터의 분석을 위한 소프트웨어로 구성되었다. 그림 1은 생체신호 측정 시스템의 블록도를 나타내었다.

생체신호 획득 하드웨어는 질 내부에 삽입되어 골반저근의 수축력을 직접적으로 측정할 수 있는 풍선 센서와 풍선 센서로부터 전달된 공기의 압력을 전압의 크기로 변환해주는 압력 센서, 골반저근의 수축압력 정보를 분석하기 위하여 데이터를 PC로 전달하는 데이터 전송장비로 구성되었다. 풍선 센서는 실리콘 재질로 되어 있어서 피험자가 골반저근을 수축하면 센서 내부의 공기 압력을 튜브를 통하여 외부로 전달하게 된다. 골반저근의 수축압력은 5~20kPa의

분포를 보이므로 34.5kPa까지 측정 가능한 압력 센서를 이용하여 풍선 센서로부터 전달된 공기의 압력을 전압의 크기로 변환하였다. 데이터 전송장비는 아날로그 신호의 입력이 가능한 제품으로 별도의 ADC 및 통신을 위한 추가회로 없이 0.1~2Hz 범위의 골반저근의 수축압력을 왜곡없이 PC로 전송할 수 있으며, 본 연구에서는 압력 센서로부터 전달된 데이터를 10Samples/sec의 속도로 PC로 전송하였다.

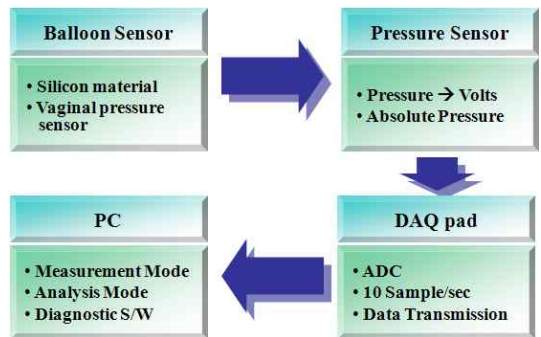


Fig. 1. Blockdiagram of the bio-signal measurement system
그림 1. 생체신호 측정 시스템 블록다이어그램

PC에서는 Graphic User Interface(GUI)를 구성하여 데이터 전송 장비를 통하여 전송된 골반저근의 수축압력 정보를 분석하여 진단 파라미터를 추출하였다. GUI는 골반저근의 수축압력 정보를 실시간으로 모니터링 하는 측정모드와 신호를 분석하여 진단 파라미터를 추출하는 분석모드로 구성되었으며, 생체신호 측정 소프트웨어는 NI社의 LabVIEW 8.0을 이용하였다.

측정모드 GUI는 골반저근의 수축압력을 측정할 때 사용하는 모드로 압력의 변화를 실시간으로 확인할 수 있고, 데이터의 저장을 설정할 수 있으며, 측정 프로토콜을 LED로 보여줌으로써 모든 환자로부터 동일한 패턴으로 데이터를 획득할 수 있도록 하였다. 측정 프로토콜은 최대 수축압력과 압력 차이 측정하기 위한 5초 동안의 최대 수축과, 압력 감소 비율, 최대압력 지속시간, 공간 면적 등을 측정하기 위한 10초와 20초 동안의 최대 수축을 제한하였으며, 각각의 수축 사이에 10초간 이완하도록 하였다.

분석모드 GUI는 측정모드에서 획득한 골반저근의 수축압력 정보를 분석하여 진단 파라미터를 추출할 때 사용하는 모드로, 측정된 전체 압력 그래프와 평균화(normalizing)된 그래프를 보여주며 데이터 분석을 통하여 본 연구에서 제한한 진단 파라미터를 수치화하여 보여준다. 그림 2는 생체신호 측정 시스템과 GUI를 나타내고 있다.

2.2 요실금 진단 파라미터

그림 3은 임상에서 정상 진단을 받은 사람과 복잡성 요실금 진단을 받은 환자의 대표적인 압력 그래프이다. 본 연구에서 제안한 생체신호 측정 시스템을 이용하여 데이터를 획득하였으며, 두 그래프를 비교하여 특징적으로 나타나는 차이점을 분석하였다.

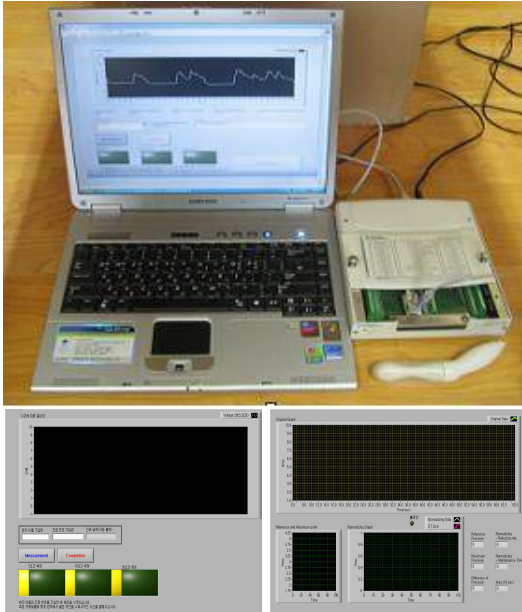
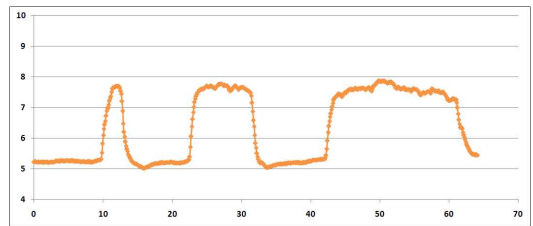


Fig. 2. Bio-signal measurement system and GUI
그림 2. 생체신호 측정 시스템 및 GUI

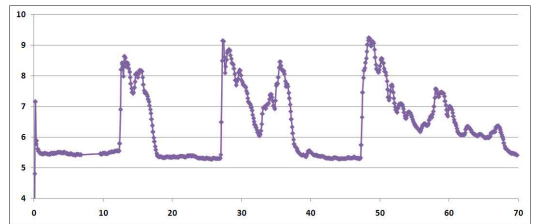
정상 진단을 받은 사람의 압력 그래프는 5초, 10초, 20초 동안 골반저근을 최대로 수축하였을 때의 압력 크기가 비슷하게 나타났고, 수축시간 동안 압력의 감소없이 최대수축을 유지함을 확인할 수 있었다. 복잡성요실금 진단을 받은 환자는 골반저근의 수축을 유지하지 못하고 최대 압력에 도달한 후 바로 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 또한 근 수축력이 불안정하여 수축 압력의 크기가 감소하는 동안에도 과형의 떨림이 관찰되었으며, 전체 압력 그래프에서 압력이 감소하는 정도가 유사함을 확인할 수 있었다.

정상군과 환자군의 수축압력 그래프에서 나타나는 차이점을 고려하여 요실금 진단 알고리즘 구현을 위한 진단 파라미터를 추출하였다. 본 연구에서는 골반저근의 운동 능력과 잠재되어 있는 에너지의 크기를 평가할 목적으로 기존의 연구에서 이용한 최대 수축압력과 최대압력 지속시간을 진단 파라미터로 사용하였고, 그래프의 비교 및 분석으로부터 압력 차이, 압력 감소비율, 공간 면적 등의 진단

파라미터를 추가로 제안하였다[11][12]. 최대 수축압력은 노 누출을 최대로 제어할 수 있는 압력을 나타내고, 압력 차이는 골반저근을 수축할 수 있는 정도를 나타낸다. 압력 감소비율은 최대 수축압력으로부터 압력이 감소되는 정도, 즉 기울기를 나타내며, 최대압력 지속시간은 최대 수축압력을 유지할 수 있는 시간을 나타낸다. 마지막으로 공간 면적은 10초 동안 골반저근이 수축할 수 있는 에너지를 나타낸다. 그림 4는 골반저근의 수축압력 그래프에서 각각의 진단 파라미터를 보여주고 있다.



(a)



(b)

Fig. 3. The pressure graphs of both normal case and SUI case; (a) normal case, (b) SUI case

그림 3. 정상군과 환자군의 대표적인 골반저근 수축압력 그래프; (a) 정상군, (b) 환자군



Fig. 4. Diagnostic parameters at the pressure graph

그림 4. 압력 그래프에서의 진단 파라미터

2.3 데이터 획득 및 분석

본 연구에서 개발한 생체신호 측정 시스템을 이용하여 부산 백병원 비뇨기와 외래 환자를 대상으로 골반저근의

수축압력 데이터를 획득하였다. 피험자는 일반 요검사, 방광 초음파 검사와 임상 의사의 문진 등에 의하여 임상적으로 정상 진단을 받은 사람과 복잡성요실금 진단을 받은 환자로 설정하였으며, 요실금 관련 수술 경험이 있는 환자는 제외하였다. 피험자는 50±15세의 다양한 연령층을 나타내었으며, 데이터 획득 결과 정상 진단을 받은 6개의 데이터와 복잡성요실금 진단을 받은 19개의 데이터를 획득하였다. 획득한 압력 데이터를 분석하여 최대 수축압력, 압력 차이, 압력 감소비율, 최대압력 지속시간, 공간 면적 등의 다섯 가지 진단 파라미터를 추출하였다.

본 연구에서 제안한 진단 파라미터가 정상군과 환자군을 분류하기에 적합한지 확인하기 위한 평균 검증과 유사한 특징을 나타내는 데이터를 분류하기 위한 군집 분석 등의 통계적 분석을 수행하였다. 평균 검증은 두 집단간 평균의 차이가 통계적으로 유의한지 파악할 때 사용하는 통계적 기법으로 정상군과 환자군에서 각각의 진단 파라미터의 평균에 유의한 차이가 나타나지를 확인하기 위하여 수행하였다. 연구가설은 '각각의 진단 파라미터에서 정상군과 환자군은 차이가 있음'으로 설정하였고, 유의수준 5%에서 검증하였다. 군집 분석은 다수의 대상들을 특성이 유사한 대상들끼리 군집을 형성하는 통계기법으로 본 연구에서는 다섯 가지의 진단 파라미터의 특성을 분석하여 정상군과 환자군의 분류 및 환자군의 세분화를 위하여 수행하였다. 군집의 추출방식은 각 대상이 독립군집으로 출발하여 특성이 유사한 순서로 군집을 형성해나가는 계층적 군집화를 사용하였다.

III 결과

3.1 통계적 평가

3.1.1 평균 검증(t-test)

평균 검증의 해석은 Levene의 등분산 검증의 유의 확률을 확인하여 등분산 가정 여부를 평가하였으며, 각각의 경우에서 t-value와 유의 확률을 확인하여 평균 검증에서 제안한 연구가설을 평가하였다. Levene의 등분산 검증결과 최대 수축압력, 압력 차이, 공간 면적에서의 유의 확률이 0.05이상으로 나타났으므로 등분산이 가정된 결과를 확인하였고(최대 수축압력:0.847, 압력 차이:0.214, 공간 면적:0.205), 압력 감소비율과 최대압력 지속시간은 각각 0.007과 0.001로 유의 확률이 0.05보다 작으므로 등분산이 가정되지 않은 결과를 확인하였다.

평균 검증 결과 최대 수축압력(t=3.839, p=0.001), 압력 차이(t=6.260, p=0.000), 압력 감소비율(t=-3.025, p=0.006), 최대압력 지속시간(t=3.983, p=0.001), 공간면

적(t=7.630, p=0.000)에서 $t_{0.025(23)} = 2.069$ 보다 크게 나타났으며, 유의 확률은 $p = 0.05$ 보다 작게 나타났으므로 '각각의 진단 파라미터에서 정상군과 환자군은 차이가 있음'이라는 연구 가설은 모든 진단 파라미터에서 지지 되었다. 따라서 본 연구에서 제안한 모든 진단 파라미터를 요실금 진단 알고리즘을 구현하는데 이용할 수 있음을 확인하였다. 표 1은 각각의 진단 파라미터에 대한 평균 검증 결과를 나타낸다.

Table 1. Independent samples test
표 1. 평균 검증 결과 - 독립표본 검증

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means	
		F	Sig.	t	Sig.
MAX Pressure	Equal variances assumed	.038	.847	3.839	.001
	Equal variances not assumed			3.847	.004
Diff. Pressure	Equal variances assumed	1.635	.214	6.260	.000
	Equal variances not assumed			5.435	.001
Reduce Rate	Equal variances assumed	8.885	.007	-1.742	.095
	Equal variances not assumed			-3.025	.006
Main. Time	Equal variances assumed	13.682	.001	2.551	.018
	Equal variances not assumed			3.983	.001
Area	Equal variances assumed	1.700	.205	7.630	.000
	Equal variances not assumed			6.132	.001

3.1.2 군집 분석

계층적 군집화를 이용한 군집 분석의 결과로 각각의 피험자들이 군집화되는 과정을 나타내는 군집화 일정표와 이를 그림으로 보여주는 덴드로그램을 획득하였다. 군집화 일정표에 따르면, 첫 번째 단계에서는 단일 독립군집간의 거리를 나타내는 계수(coefficients)의 값이 0.001로 가장 작은 case23과 case24가 가장 먼저 군집을 형성하였고, 두 번째 단계에서 계수의 값이 0.009인 case18과 case23이 군집을 형성하여 case18, 23, 24의 군집이 형성되었다. 이러한 방법으로 24단계까지 진행하여 군집 분석을 완료하였다. 표 2는 군집화 일정표를 나타내며, 그림 5는 군집화되는 과정을 보여주는 덴드로그램(dendrogram)을 나타낸다.

군집화 일정표와 덴드로그램으로부터 전체 피험자를 세 개의 군집과 다섯 개의 군집으로 각각 분류하였다. 군집화 일정표의 24단계에서 case1이 포함된 군집과 case7이 포함된 군집이 최종적으로 군집으로 형

성 되었으며, 23단계에서는 case1이 포함된 군집과 case2가 포함된 군집이 한 개의 군집으로 형성됨을 확인할 수 있었다. 군집화 일정표를 바탕으로 case1, case2, case7이 포함된 군집을 덴드로그램으로 분류한 결과 피험자를 표 3의 '3 Grade Analysis'와 같이 세 개의 군집으로 분류할 수 있었다.

동일한 방법으로 군집화 일정표 22단계와 21단계에서 군집 형성에 이용된 case의 분포를 덴드로그램으로 분류하여 피험자를 표 3의 '5 Grade Analysis'와 같이 다섯 개의 군집으로 분류할 수 있었다.

Table 2. Agglomeration schedule
표 2. 군집 분석 결과 - 군집화 일정표

Stage	Cluster Combined		Coefficients	Stage	Cluster Combined		Coefficients
	1	2			1	2	
1	23	24	.001	13	3	5	.332
2	18	23	.009	14	1	20	.397
3	10	11	.026	15	12	25	.476
4	12	15	.044	16	13	17	.600
5	16	21	.064	17	2	3	.739
6	7	22	.084	18	1	9	.906
7	17	18	.105	19	1	8	1.165
8	3	4	.127	20	7	13	1.534
9	1	6	.152	21	7	10	2.031
10	8	16	.183	22	1	12	2.889
11	9	19	.226	23	1	2	5.459
12	12	14	.272	24	1	7	9.772

Table 3. The results of the cluster analysis

표 3. 군집 분석 결과 3단계 분류 및 5단계 분류

	Group		Case
	Group 1	Group 2	
3 Grade Analysis	Group 1	2, 3, 4, 5	1, 6, 8, 9, 12, 14, 15, 16, 19, 20, 21, 25
	Group 2	1, 6, 8, 9, 12, 14, 15, 16, 19, 20, 21, 25	
	Group 3	7, 10, 11, 13, 17, 18, 22, 23, 24	
5 Grade Analysis	Group 1	2, 3, 4, 5	
	Group 2	1, 6, 8, 9, 16, 19, 20, 21	
	Group 3	12, 14, 15, 25	
	Group 4	7, 13, 17, 18, 22, 23, 24	
	Group 5	10, 11	

3.2 요실금 진단 알고리즘

군집 분석으로 분류된 군집에 대한 각각의 진단 파라미터의 그래프를 Microsoft社의 Excel 2007을 이용하여 나타내었다. 세 단계 분류결과 압력 차이와 공간 면적에서 군집1은 군집2, 군집3과 중첩되는 부분 없이 분류되었고, 압력 감소비율과 최대압력 지속시간은 군집2가 넓게 분포되어 군집1과 중첩되어 있었으나, 군집2와 군집3은 중첩되는 부분 없이 분류됨을 확인하였다. 최대 수축압력은 군집1, 군집2, 군집3 전체에서 중첩되어 있음을 확인하였다. 그래프의 분석 결과 세 단계 분류에서 군집1, 군집2, 군집3을 각각 Normal, Grade1, Grade2로 할당하였으며, Normal과 Grade1을 분류하기 위하여 압력 차이와 공간 면적을 이용하고, Grade1과 Grade2를 분류하기 위하여 압력 감소비율과 최대압력 지속시간을 이용한다.

군집 분석의 다섯 단계 분류결과를 이용하여 Grade1과 Grade2의 환자군을 세분화하였다. 최대 수축압력과 공간면적에서 Grade1-1과 Grade1-2, Grade2-1과 Grade2-2가 각각 중첩되는 부분 없이 분류되었다. 압력 감소비율과 최대압력 지속시간은 Grade1과 Grade2를 중첩되는 부분 없이 분류하였으나, 환자군을 세분화하는 과정에서는 데이터가 중첩됨을 확인할 수 있었다. 그림 6은 각각의 진단 파라미터에서 전체 피험자를 다섯 단계로 분류한 그래프를 나타낸다.

그림 6의 분류 그래프로부터 전체 피험자를 Normal, Grade1, Grade2의 세 단계로 분류하고, 환자군을 Grade1-1, Grade1-2, Grade2-1, Grade2-2로 세분화하여 총 다섯 단계로 분류하는 요실금 진단 알고리즘을 구현하였다. 압력 차이 5 이상과 공간 면적 40 이상을 동시에 만족하는 경우를 Normal로 진단하였

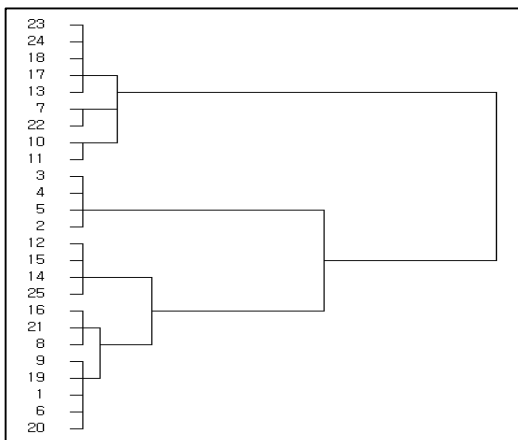


Fig. 5. Dendrogram using Ward method
그림 5. 계층적 군집화를 이용한 덴드로그램

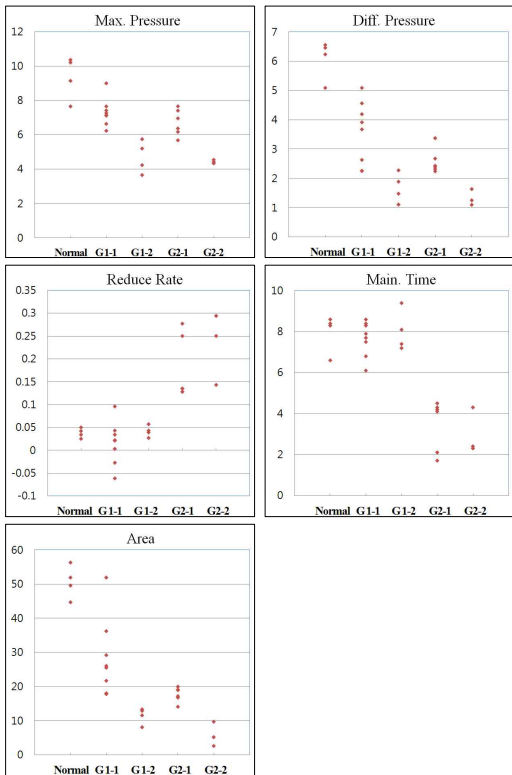


Fig. 6. Classification patient's case by five levels at all diagnostic parameters
 그림 6. 진단 파라미터에서의 5단계 분류 그래프

고, 환자군으로 분류된 데이터 중에서 압력 감소비율이 0.1 이하이고, 최대압력 지속시간이 6초 이상인 경우를 Grade1로 분류하였으며, 위의 조건을 만족하지 못하는 경우를 Grade2로 분류하였다. Grade1로 분류된 데이터 중에서 최대 수축압력 6 이상, 공간 면적 15 이상인 경우를 Grade1-1로 진단하였고, 나머지 경우를 Grade1-2로 진단하였다. Grade2로 분류된 데이터 중에서 최대 수축압력 5 이상, 공간 면적 10 이상인 경우를 Grade2-1로 진단하였고, 나머지 경우를 Grade2-2로 진단함으로써 그림 7과 같은 요실금 진단 알고리즘을 구현하였다.

3.3 진단 알고리즘의 정확성 평가

본 연구에서 제안한 생체신호 측정 시스템과 진단 알고리즘의 정확성을 평가하기 위하여 부산 백병원 임상시험센터에서 임상시험을 수행하였다. 피험자는 임상에서 정상 진단을 받은 사람과 복잡성요실금 Grade1, Grade2 진단을 받은 사람으로 설정하였으며, 복잡성요실금과 관련된 수술 경험이 있는 사람은 제외하였다. 진단 알고리즘의 정확성 평가를 위하여 정상군 5개, 복잡성요실금 Grade1 8개, Grade2 6개로 총 19개의 수축압력 데이터를 획득하였으며, 각각의 피험자 데이터에 진단 알고리즘을 적용하여 환자의 상태를 평가하였다. 알고리즘에 의한 결과와 임상에서의 진단 결과를 비교하여 요실금 진단 알고리즘의 정확성을 평가한 결과 78.9%(Normal: 4/5, Grade1: 6/8, Grade2: 5/6, total: 15/19)에서 알고리즘에 의한

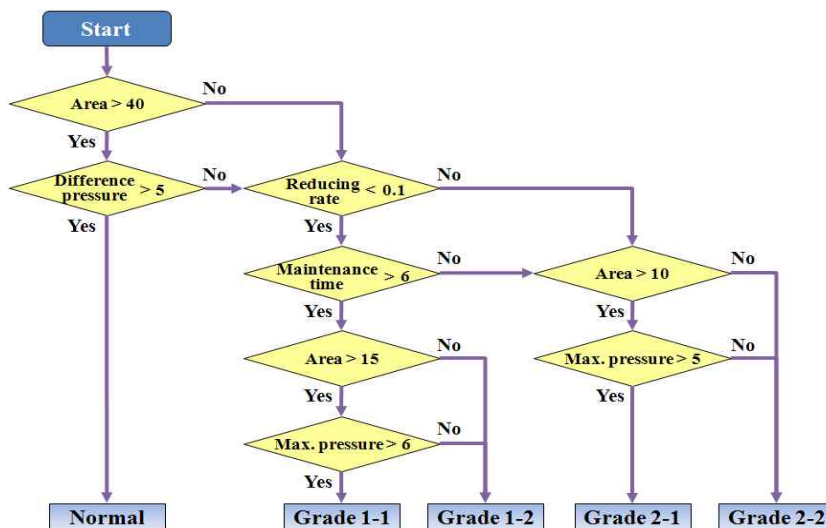


Fig. 7. The flow chart of the diagnostic algorithm
 그림 7. 복잡성요실금 진단 알고리즘 순서도

결과와 임상에서의 결과가 동일하게 나타났으며, 21.1%(Normal: 1/5, Grade1: 2/8, Grade2: 1/6, total: 4/19)에서 다른 결과가 나타났다. 표 4는 요실금 진단 알고리즘의 정확성 평가 결과를 나타내었다.

Table 4. Accuracy evaluation of the diagnostic algorithm
표 4. 진단 알고리즘의 정확성 평가

	Diagnostic algorithm	Accuracy (%)				
		Normal	Grade 1-1	Grade 1-2	Grade 2-1	Grade 2-2
Clinical test	Normal	4	1*	0	0	80.0
	Grade1	0	2	4	2*	75.0
	Grade2	0	0	1**	3	83.3
Total						78.9

* false-positive diagnosis
** false-negative diagnosis

Table 5. Accuracy comparison with Urodynamic tests
표 5. 요역동학 검사와의 정확성 비교

Evaluation methods		Accuracy	
		Sensitivity	Specific
Urethral closure pressure	45cmH ₂ O	80 %	90 %
	60cmH ₂ O	90 %	64 %
Urodynamic tests	Cysto-metrogram	77 %	100 %
	Pressure transmission ratio (90%)	54 %	79 %
Leak-point pressure	Distal	45 %	58 %
	Proximal	78 %	100 %
Diagnostic algorithm	Abdominal stress	100 %	80 %
	Contraction pressure		

임상시험 결과를 바탕으로 본 논문에서 제안한 복압성요실금 진단 알고리즘의 정확성을 임상에서 사용되고 있는 요역동학 검사의 여러 가지 방법에 의한 정확성과 비교해 보았다. 문헌상에 나타난 요역동학 검사의 정확성은 질병이 있는 사람을 양성으로 검출할 확률을 나타내는 민감도와, 질병이 없는 사람을 음성으로 검출할 확률을 나타내는 특이도로 평가되었다. 따라서 본 논문에서 제안한 진단 알고리즘도 동일한 방법으로 평가한 결과, 100%(14/14)의 민감도와 80%(4/5)의 특이도를 나타내었다. 다른 요역동학 검사의 정확성과 비교한 결과 요도내압 검사(Urethral closure pressure), 방광내압측정술(Cystometrogram), 요누출압(Leak-point pressure)

과는 그 정확성이 유사하게 나타났고, 압력 전달비(Pressure transmission ratio) 보다는 민감도가 40% 이상 높은 것으로 나타났다[13]-[15]. 표 5는 본 연구에서 제안한 진단 알고리즘과 요역동학 검사의 정확성을 민감도와 특이도로 평가한 것이다.

IV 결론

본 연구에서는 골반저근의 수축압력을 측정하여 복압성요실금의 병적 진행 정도를 정량적으로 진단할 수 있는 진단 알고리즘의 개발을 제안하였다. 생체신호 측정 시스템을 이용하여 골반저근의 수축압력을 측정하였고, 다섯 개의 진단 파라미터를 추출하였다. 통계적 분석을 수행하여 모든 진단 파라미터에서 정상군과 환자군에서 유의한 차이가 나타남을 확인하였으며, 특성이 유사한 피험자를 그룹화하여 분류하였다. 군집으로 분류된 데이터가 다른 그룹에 중첩되지 않도록 각각의 진단 파라미터에 조건을 제시함으로써 요실금의 정도를 정량적으로 진단할 수 있는 진단 알고리즘을 구현하였다. 요실금 진단 결과는 Stamey의 임상 분류를 보다 세분화 하여 Normal, Grade1-1, Grade1-2, Grade2-1, Grade2-2 다섯 단계로 분류하였다.

진단 시스템과 알고리즘의 평가를 위하여 임상에서의 진단 결과와 진단 알고리즘에 의한 진단 결과를 비교한 결과 78.9%에서 동일한 진단 결과를 확인되었고, 위음성 진단 결과가 1개, 위양성 진단 결과가 3개로 총 21.1%에서 잘못된 진단 결과가 확인되었다. 또한 임상에서 복압성요실금 진단법으로 사용되는 요역동학검사와 정확성을 비교한 결과 알고리즘에 의한 진단 결과의 정확성이 유사하거나 더 높게 나타났으며, 특히 질병이 있는 환자를 양성으로 진단할 확률인 민감도가 다른 요역동학검사보다 높게 나타났으므로 위음성 진단의 비율이 더 낮다고 할 수 있다.

본 연구에서 제안한 진단 알고리즘은 복압성요실금 환자에게만 적용되는 것으로 신경의 이상으로 발생하는 절박성요실금과 방광 기능의 이상에 의한 일류성요실금에 대해서는 적용할 수 없다. 따라서 골반저근의 근전도 측정 및 분석에 관한 연구를 진행하여 요실금의 여러 가지 원인에 따른 분류와 각각의 요실금의 병적 진행 정도를 진단할 수 있는 요실금 진단 알고리즘 개발에 관한 연구가 요구된다.

참고문헌

[1] McGuire EJ, Lytton B, Pepe V, Kohorn EI. "Stress urinary incontinence," *Obst Gynec*, vol.47, pp.255-264, 1976

- [2] Blaivas JG, Olsson CA "Stress incontinence: Classification and surgical approach," J Urol vol.139, pp.727-731, 1988
- [3] 최준호, 민권식, 최성협 "복압성요실금 환자에서 체외자기장치료의 효과," 대한비뇨기과학회지 vol.44, pp.317-321, 2003
- [4] Sand PK, Richardson DA, et al "Pelvic floor electrical stimulation in the treatment of genuine stress incontinence: a multicenter, placebo-controlled trial," Am J Obstet Gynecol vol.173, pp.72-79, 1995
- [5] Stamey TA "Endoscopic suspension of the vesical neck for urinary incontinence," Surg Gynecol Obstet, vol.136, pp.547-556, 1973
- [6] Blaivas JG, Olsson CA "Stress incontinence: Classification and surgical approach," J Urol vol.139, pp.727-731, 1988
- [7] Lemack GE, Baseman AG, Zimmern PE "Voiding dynamics in women: a comparison of pressure-flow studies between asymptomatic and incontinent women." Urology, vol.59, pp.42-46, 2002
- [8] Dupont, M. C, Albo, M. E. "Diagnosis of stress urinary incontinence," Urologic Clinics of North America, vol.23, no.3 pp.407-415, 1996
- [9] Bump RC et al "Diagnosing intrinsic sphincter deficiency: Comparing urethral closure pressure, urethral axis, and Valsalva leak point pressures," Am J Obstet Gynecol, vol.177, pp.303-309, 1997
- [10] Nitti VW, Combs AJ "Correlation of Valsalva leak point pressure with subjective degree of stress urinary incontinence in women," J Urol, vol.155, pp.281-285, 1996
- [11] Dougherty C. M., Landy, B. L. "Variation in intravaginal pressure measurements," Nursing research, vol.40, pp.282-285, 1991
- [12] 김희진, 장경태, 진영수 "긴장성 요실금 여성의 최대 질 수축압에 대한 바이오피드백 치료와 운동프로그램의 효과 비교," 한국체육학회지, vol.41, pp.373-383, 2002
- [13] Hanzal E, Berger E, Koelbl H. "Reliability of the urethral closure pressure profile during stress in the diagnosis of genuine stress incontinence," Br J Urol, vol.68, pp.69-71, 1991
- [14] Swift SE, Ostergard DR, "Evaluation of current urodynamic testing methods in the diagnosis of genuine stress incontinence," Obstet Gynecol, vol.85, pp.704-708, 1995

- [15] Swife SE, Ostergard DB. "A comparison of stress leak-point pressure and maximal urethral closure pressure in-patients with genuine stress incontinence," Obstet Gynecol, vol.85, pp.704-708, 1995

- 저자소개 -

민 해 기 (정회원)



2006년 : 인제대학교 의용공학과 졸업 (공학사)
2008년 : 인제대학교 대학원 의용공학과 (공학석사)
2008년 3월 - 현재 : 인제대학교 의용공학과 연구원
관심분야 : 통계 분석, 진단 초음파

노 시 철 (정회원)



2002년 : 인제대학교 의용공학과 졸업 (공학사)
2004년 : 인제대학교 대학원 의용공학과 (공학석사)
2006년 3월 - 현재 : 인제대학교 대학원 의용공학과 (박사과정)
관심분야 : 초음파 온열치료, 마이크로 초음파 장치

최 흥 호 (정회원)



1984년 : 인하대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
1986년 : 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
1991년 : 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
현재 인제대학교의용공학과 정교수
관심분야 : 진단 초음파, 초음파 치료