

Design of a Portable Activity Monitoring System

李承炯* · 朴鎬東* · 尹亨老** · 李景中**
(Seung-Hyung Lee · Ho-Dong Park · Hyung-Ro Yoon · Kyung-Joung Lee)

Abstract - This paper describes a development of a portable physical activity monitoring system using two accelerometers to quantify physical activity. The system hardware consists of two piezoresistive accelerometers, amplifiers with gain of 30, lowpass filters with cut-off frequency of 15Hz, offset control circuits, one-chip microcontroller and flash memory card. In order to evaluate the performance of the system we acquired 3 channel data at 32 sample/sec from body-fixed accelerometers in chest and right upper leg. And then the acquired data were processed by MatLab on personal computer. We tried to distinguish not only fundamental actions which are steady-state activities such as standing, sitting, and lying but also dynamic activities with walking, up a stairway, down a stairway, and running. Five subjects participated the evaluation process which compare the video data with the measured data. As a result, the activity classification rate of 90.6% on average was obtained.

Overall results showed that the steady-state activities could be classified from the low component of 3-axis acceleration signal and dynamic activities could be distinguished from frequency analysis using wavelet transform and FFT. Finally, we could find that this system can be applied to acquire and analyze the static and dynamic physical activity data.

Key Words : Activity monitoring system, Physical activity, Accelerometer, Wavelet transform

1. 서 론

심장질환이나 만성피로, 당뇨병, 암, 정신질환, 치매 등 최근 많이 발생하는 주요 질병들은 일상생활에서 충분한 운동 부족으로 인한 잘못된 생활습관이 그 주요 원인으로 분석되고 있는 가운데 최근에는 인체의 운동량을 정확하고 객관적으로 측정하기 위한 많은 방법들에 대하여 연구되고 있다[1]. 인체 운동량을 측정하기 위한 기존의 방식은 관찰자가 환자의 운동량을 관찰하여 기록하는 방법이 사용되었으나 이 방법은 관찰자의 주관에 의해 이루어지므로 실제 운동량과 많은 차이를 보이고 있다. 이로 인해 더욱 객관적으로 인체의 운동량을 측정하는 방법으로서 Schulman과 Reisman은 1959년 과행동증(hyperactivity) 어린이의 운동량을 측정하기 위해 최초로 acceleration과 deceleration을 측정하는 장비인 actometer를 개발하였으며[1] 그후 운동량 측정을 위해 가속도 센서를 이용한 활동 상태 모니터링 시스템이 개발되었다.

가속도 센서를 이용한 초기의 활동 상태 모니터링 시스템은 인체의 한 부분에서 한 방향으로의 가속도 신호를 측정하는데 사용되었는데 이 방식은 장시간 동안 하나의 센서로

간편하게 인체의 운동량을 정량적으로 측정할 수 있다는 장점을 가지고 있지만 인체의 운동량을 움직인 횟수로 평가하는 단순한 방법이었던기 때문에 좀더 자세한 행동구분을 할 수 없었다[2].

최근에는 인체의 다양한 활동을 좀더 정확하고 효율적으로 측정하기 위해 인체의 여러 곳, 즉 가슴, 허리, 손목, 허벅다리, 발목 등에 센서를 부착하여 측정하는 방법이 개발됨으로써 눕기(lying), 앉기(sitting), 서기(standing), 동적활동(dynamic activity)의 구분이 일부 가능하게 되어 이를 분석하는 알고리즘들이 발표되고 있다[3][4]. 또한 인체의 움직임을 통한 에너지 소비의 측정을 위해 허리나 가슴에서 인체의 세 방향의 데이터를 하나의 3축 가속도 센서를 이용하여 측정하는 방법이 사용되면서 여러 개의 센서를 사용하여 측정하는 것에 비해 환자의 불편 없이 인체의 운동량을 자세하게 측정하는 것이 가능해 지고 있지만 아직까지는 다양한 인체의 행동을 자세하게 구분하지는 못하고 있다.

그러므로 최근에는 앉아서 작업하는 여러 가지 동작이나, 걷기와 뛰기, 계단 오르기, 계단 내려오기 등 좀더 세분화된 동작들의 구분을 위한 많은 신호처리 방법들에 대한 연구의 필요성이 증가되고 있다. 또한 활동 모니터링 결과를 임상에 적용할 경우에도 행동 분석 알고리즘을 기반으로 인체의 운동량을 측정, 분석하는 것이 일반화되고 있다. 이를 위해서는 피검자의 행동을 모니터링 할 수 있는 측정시스템의 개발과 신호분석 알고리즘의 개발이 필요하다.

이에 본 연구에서는 피검자의 행동을 모니터링 할 수 있

* 準 會 員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 碩士課程

** 正 會 員 : 延世大 保健科學大學 醫工學科 教授 · 工博

接受日字 : 2001年 8月 29日

最終完了 : 2001年 12月 20日

는 소형 경량의 휴대용 활동 상태 모니터링 시스템을 설계하고 설계한 시스템의 유용성을 평가하기 위해 다양한 행동들에 대한 분석 알고리즘을 개발하여 이에 적용하여 봄으로써 설계된 시스템의 실제 임상에서의 적용 가능성을 평가해 보려 한다.

2. 본 론

2.1 시스템 설계

본 연구에서 설계된 시스템은 크게 환자로부터 데이터를 입력받아 필터 및 증폭 등의 전처리과정을 수행하는 아날로그 하드웨어 부분과 A/D변환된 데이터를 처리 및 저장하는 디지털 하드웨어, 그리고 시스템 소프트웨어로 구성되어 있다. 아날로그 하드웨어는 가속도 센서와 저역통과필터, 증폭기 및 오프셋조정회로로 이루어져 있고 디지털 하드웨어는 A/D변환기와 CPU, 메모리 및 전원부로 이루어져 있다.

2.1.1 가속도 센서

가속도 센서는 piezoelectric, piezoresistive, peizocapacitive 기술을 이용한 세 가지 종류로 분류된다. Piezoelectric 가속도 센서는 제공되는 물리력에 의해 생기는 전기적 전하에 의해 반응하는 센서로 자기 자신이 스스로 신호를 만들어 내기 때문에 공급전원이 필요하지 않아 능동 디바이스라 불리운다. 그러나 안정상태 입력(중력등)에 대해서는 응답을 하지 않기 때문에 인체의 운동량을 측정하는데는 많이 사용되지 않는다. Piezoresistive 가속도 센서는 움직임에 의해 변화하는 실리콘 저항에 의해 가속도를 측정하는 센서이다. 이 저항은 전기적으로 가속도의 크기와 주파수에 비례하는 전압을 제공하는 휘트스톤 브릿지에 연결되어 있다. Piezoresistive 가속도 센서는 중력 등의 안정상태 입력에 대해 DC응답을 가지고 있기 때문에 자세변화 같은 정적운동의 운동량을 측정하기에 용이하고 가격이 저렴하기 때문에 가장 많이 사용되는 형태이다. Piezocapacitive 가속도 센서는 piezoresistive 형태에 비해 높은 민감도를 갖지만 가격이 비싸기 때문에 잘 사용되지 않는다. 에너지 소비측정에 주로 응용되는 3축 가속도 센서는 하나의 센서로 세 축의 가속도 신호를 자세히 측정할 수 있는 장점이 있지만 아직까지는 가격이 매우 비싸기 때문에 많이 이용되지 않는다.

일반적으로 일상생활을 하는 동안의 인체의 운동으로 인한 가속도는 12g~112g의 진폭범위의 DC~20Hz의 주파수 범위를 갖는 것으로 보고되고 있다[5]. 따라서 본 연구에서는 일상생활의 운동량을 좀더 정확하게 측정하고 휴대용 기기에 적합하도록 ±50g의 출력범위와 DC~1000Hz 주파수 범위를 갖고 소모전류가 적으며 크기가 작고 저가인 piezoresistive 타입의 ADXL250(Analog Device) 2축 가속도 센서를 사용하였다.

2.1.2 아날로그 필터 및 증폭기

인체 운동의 가속도 범위는 보통 DC~20Hz 이므로[5] 이를 고려하여 15Hz의 저역통과필터를 설계하여 신호의 고

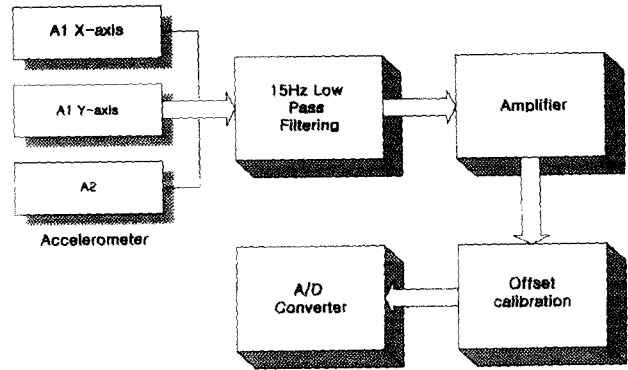


그림 1. 아날로그회로의 블록도

Fig. 1 Block diagram of analog circuit

주파 잡음을 제거하였다. 가속도 센서에서 출력된 신호는 일반적으로 1g(중력가속도)당 38mV의 작은 전압을 출력하므로 데이터 분석이 용이하도록 30배의 증폭률을 갖는 차동 증폭기를 설계하여 신호를 증폭하였다. 센서에서 출력된 신호중 DC 신호는 몸의 자세와 관련된 정보를 가지고 있고 AC신호는 운동을 빈도를 나타내는 정보를 가지고 있기 때문에 두 종류 신호에 대한 증폭이 필요하다. 센서의 출력은 2.5V의 기준 전압을 가지고 있기 때문에 차동증폭기의 (+) 입력으로 필터를 거친 가속도 신호를, (-)입력으로 가변저항에 의한 전압 분배기에서 나오는 신호를 인가하여 두 신호의 차이를 증폭하였다. 인체의 움직임에 의한 DC와 AC의 출력신호가 A/D 변환기의 입력범위인 0~3V를 벗어나지 않도록 가변저항의 조정을 통하여 차동증폭기의 (-)입력을 조정함으로써 출력을 조절할 수 있도록 설계하였다. 본 연구에서는 3채널의 아날로그 전처리부를 설계하여 인체의 두 곳에서 세 방향의 데이터를 얻을 수 있도록 설계되었으며 그림 1은 아날로그 처리부분의 블록도이다.

2.1.3 CPU

본 연구에서는 휴대용 시스템에 적합하도록 Flash/EE프로그램 메모리, Flash/EE 데이터 메모리, SRAM, 8채널-12비트 ADC, 2채널-12비트 DAC 회로등을 갖춘 고성능, 축소형 마이크로프로세서인 ADuC812(12MHz의 클럭)를 사용하였다. ADuC812는 Watchdog Timer, Power Supply Monitor, ADC DMA기능을 가지고 있을 뿐만 아니라 32개의 Programmable I/O line과 SPI, UART 시리얼 포트를 가지고 있어 다중프로세서 인터페이스와 I/O 확장에 유리하다. 또한 3V/5V전원에서 동작하며 절전모드가 지원되기 때문에 배터리로 구동되는 휴대용 장비에 적합하다.

2.1.4 메모리

시스템에서 사용되는 메모리는 크게 데이터를 분석 처리하기 위한 작업 메모리와 처리된 데이터를 저장하기 위한 대용량 저장 메모리, 프로그램 메모리로 구분된다.

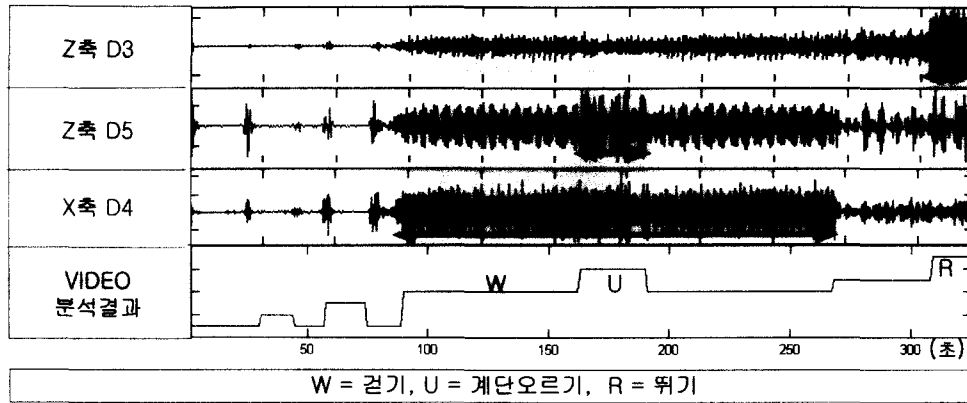


그림 4 행동 신호에 대한 웨이블릿 변환의 예
 Fig. 4 Example of Wavelet analysis for moving activity signal

역의 신호들과(D1~D7) 저주파 대역의 신호들(A1~A7)로 분할하여 각각의 주파수 대역에서의 신호의 특징을 분석하였다.

그림 4는 X축과 Z축 신호를 웨이블릿 변환한 예를 보여주고 있다. Z축 신호의 웨이블릿 변환을 이용한 주파수 분석결과 D3신호에서는 뛰기 신호가, D5신호에서는 계단 오르기 신호가 크게 나타남을 알 수 있었고 X축 데이터의 웨이블릿 변환 결과 D4신호에서 걷기 신호와 계단 오르기 신호가 크게 나타남을 확인 할 수 있었다.

웨이블릿 변환을 이용한 주파수 분석 결과를 이용하여 DC분석을 통해 동적 운동으로 구분된 X축과 Z축의 신호들을 각각 웨이블릿 변환시킨 후 Z축의 D3신호에서 뛰기 구분, Z축의 D5신호에서 계단 오르기 구분을 하였으며 X축의 D4신호에서 구분된 계단 오르기 신호를 제거하여 걷기 신호를 구분하였다.

FFT를 이용한 주파수 분석결과 Z축 신호의 1~2Hz 대역에서 계단 내려오기 신호가 다른 신호에 비해 진폭의 크기가 매우 작음을 알 수 있었다. 이를 이용하여 Z축의 신호에 1~2Hz 대역통과 필터를 적용한 후 절대값을 취하여 이동 평균을 취한 후 진폭의 구분을 통해 계단 내려오기 신호를 구분하였다. 그림 5은 행동 구분 알고리즘의 블록도이다.

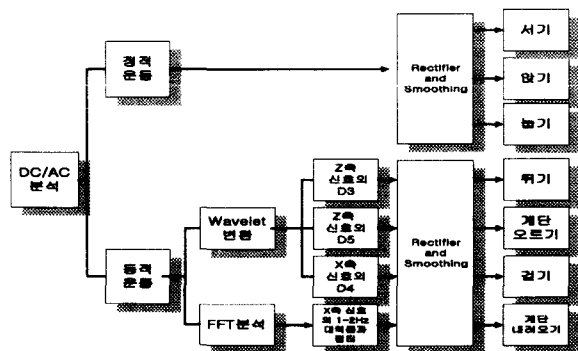


그림 5 행동 구분 알고리즘 블록도
 Fig. 5 Block diagram of activity detection algorithm

2.3 실험 및 결과 고찰

2.3.1 실험방법

본 연구에서 설계한 휴대용 활동 상태 모니터링 시스템은 piezoresistive 형태의 가속도 센서를 사용하여 데이터 입력부를 구성하였고 8비트 다기능 마이크로프로세서 ADuC812를 중심으로 주변제어회로를 설계하였다. 또한 인체의 행동을 구분 할 수 있는 행동 구분 알고리즘을 개발하였으며, 시스템의 성능 및 임상예의 유용성을 평가하기 위해 인체로부터 실제 운동 데이터를 측정하고 행동 구분 알고리즘에 적용하여 봄으로써 임상적용의 가능성을 평가하였다

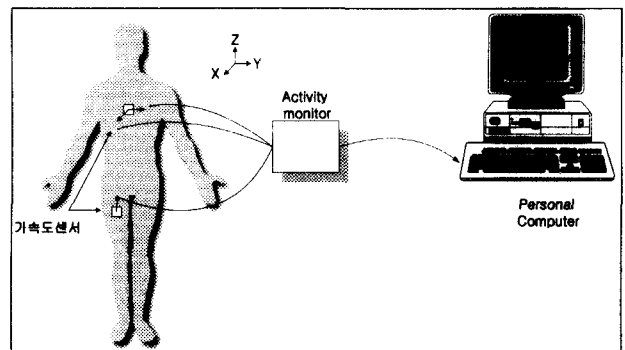


그림 6. 실험방법 모식도

Fig. 6 Experimental setup

그림 6은 실험 방법에 대한 모식도이다. 실험은 20대의 건강한 성인 남성 5명이 참가하여 2채널 가속도 센서를 흉부와 오른쪽 넓적다리에 부착하였다. 흉부에 부착한 센서는 한 축은 몸의 앞 방향(X축)을 향하도록, 다른 한 축은 몸의 측면 방향(Y축)을 향하도록 부착하였고 넓적다리에 부착한 센서는 중력방향(지면에서 하늘방향, Z축)을 향하도록 부착하여 인체의 세 방향에 대한 가속도 신호를 동시에 측정하도록 했다. 측정된 데이터는 시스템의 flash 메모리에 저장

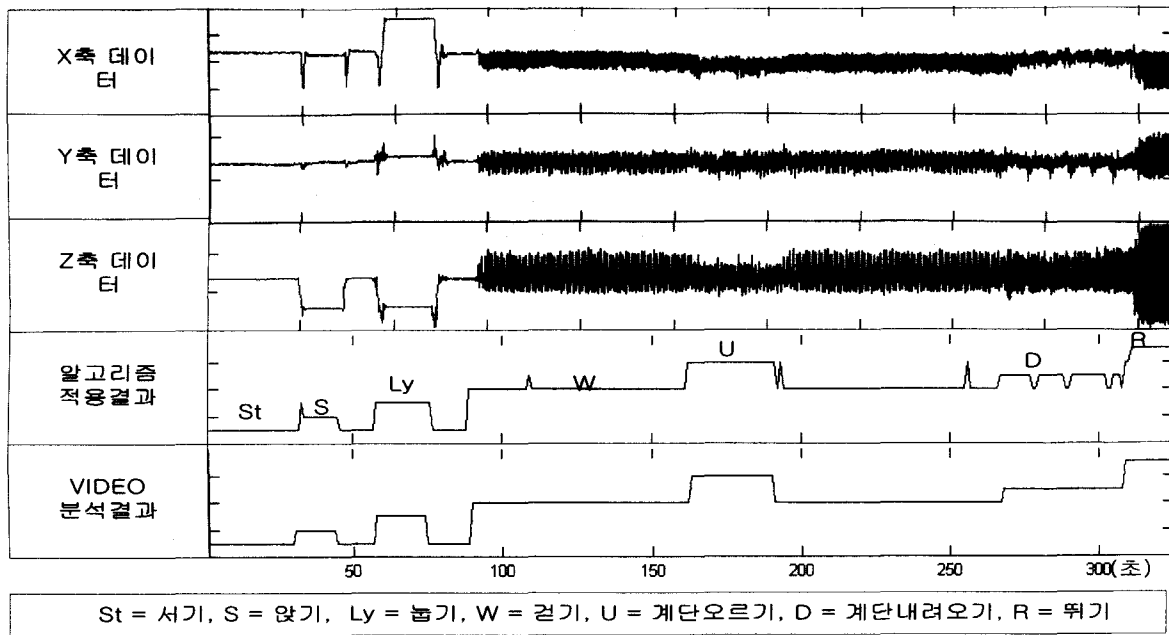


그림 7 분석 결과의 예
Fig. 7 Example of analysis

되었다가 PC로 전송하여 PC에서 MatLab을 이용하여 분석하였다. 데이터 획득시 운동 프로토콜은 서기, 앉기, 서기, 눕기, 서기, 걷기, 계단 오르기, 걷기, 계단 내려오기, 뛰기의 순서로 설정하였으며 1인당 약 6분 동안 데이터를 측정하였다. 데이터 측정 시 비디오로 피검자의 행동을 촬영하여 데이터 분석 시 행동구분 알고리즘을 적용해 분석한 결과와 비디오 데이터를 분석한 결과를 비교하였다. 데이터 분석을 통해 눕기, 앉기, 서기의 세 가지 정적 운동, 즉 자세변화와 걷기, 계단 오르기, 계단 내려오기, 뛰기의 네 가지 동적 운동의 구분을 시도하였다.

2.3.2 결과 및 고찰

그림 7은 실험에 의해 측정된 데이터에 행동구분 알고리즘을 적용하여 구분한 결과와 비디오 분석결과를 비교한 것이다. 시스템은 32Hz의 샘플링 레이트로 데이터를 획득했기 때문에 행동구분 알고리즘에 적용한 결과를 1초 동안의 데이터 개수인 32개씩 묶어 이중 가장 많은 수를 차지하는 행동을 1초 동안의 대표 행동으로 구분하였고 이를 비디오로 촬영한 영상 데이터를 분석한 결과와 비교하여 시스템의 행동 검출율을 평가하였다. 검출율은 다음의 식(1)을 이용하여 %로 나타내었다.

$$\text{검출율} = \frac{\text{알고리즘적용검출시간}}{\text{비디오데이터분석검출시간}} \times 100(\%) \quad (1)$$

표 1은 5명의 피검자로부터 측정된 7가지 행동별 검출율을 나타낸 것이고 표 2는 피검자별 검출율을 나타낸 것이다.

행동별 검출율을 나타낸 표 1을 보면 눕기가 95.7%의 가장 높은 검출율을 보였으며 계단 내려오기가 81.6%의 가장

낮은 검출율을 보였으며 평균 90.5%의 검출율을 보였다. 피검자별 검출율을 나타낸 표 2를 보면 피검자 4는 93.2%의 가장 높은 검출율을 보였으며 피검자 2는 86.7%의 가장 낮은 검출율을 보였다.

표 1 행동별 검출율

Table 1 Detection ratio of activities

검출행동		VIDEO 분석(초)	알고리즘 적용(초)	검출율(%)
정적 운동	서기	280	261	93.2%
	앉기	85	77	90.5%
	눕기	94	90	95.7%
동적 운동	걷기	789	724	91.7%
	계단 오르기	144	131	90.9%
	계단 내려오기	207	169	81.6%
	뛰기	80	68	85.0%
총시간		1,679	1,520	90.5%

행동별 검출율에서 보면 정적 운동시의 검출율이 동적 운동시의 검출율에 비해 상대적으로 높은 것으로 분석되었다. 이는 움직임이 없는 정적인 운동, 즉 자세변화는 주위 상황이나 개인별 차이가 움직임이 큰 동적 운동에 비해 매우 적음을 보여주는 결과로 표 2의 개인별 검출율을 보더라도 정적 운동의 검출율은 피검자별로 거의 일정한 검출율을 보였다. 이에 반해 계단 내려오기나 계단 오르기의 경우는 피검

표 2 피검자별 검출율
Table 2 Detection ratio of subjects

검출 행동	Subject 1		Subject 2		Subject 3		Subject 4		Subject 5	
	VIDEO 분석(초)	알고리즘 적용(초)	VIDEO 분석(초)	알고리즘 적용(초)	VIDEO 분석(초)	알고리즘 적용(초)	VIDEO 분석(초)	알고리즘 적용(초)	VIDEO 분석(초)	알고리즘 적용(초)
서기	34	34	27	27	36	36	30	30	23	23
앉기	20	19	15	14	15	14	14	11	21	19
서기	18	14	10	8	14	13	13	12	14	13
눕기	21	21	15	14	20	19	17	17	21	19
서기	17	14	13	11	9	7	15	12	7	7
걷기	76	72	83	68	76	73	73	71	80	73
계단 오르기	31	24	30	30	26	26	28	28	29	23
걷기	83	70	87	83	75	66	77	73	79	75
계단 내려오기	39	37	48	29	39	36	41	34	40	33
뛰기	10	8	20	18	17	13	16	14	17	15
총 시간	349	313	348	302	327	303	324	302	331	300
검출율(%)	89.6%		86.7%		92.6%		93.2%		90.6%	
평균 검출율(%)	90.5%									

자별 검출율의 차이가 크게 나타남을 알 수 있는데 이는 사람마다 운동 시에 측정되는 신호의 차이가 많이 남을 의미하며 이러한 운동을 좀더 명확히 구분할 수 있는 개선된 알고리즘의 개발이 필요하다.

동적 운동 시 뛰기의 경우 행동의 시작부분과 끝 부분에서 잘못된 구분으로 인한 낮은 검출율을 보이고 있으며 이는 신호의 이동평균을 취하는 과정에서 서로 다른 행동의 교차부분에 발생하는 오차에 기인하는 것으로 뛰기뿐만 아니라 다른 행동들에서도 오차의 원인이 되고 있으나 장시간의 데이터 측정에서는 큰 문제가 되지 않을 것으로 판단된다.

이러한 자세 구분 및 행동 구분 알고리즘을 바탕으로 설계된 활동상태 모니터링 시스템들은 심장질환, 노인행동분석, 노인성 치매, 만성피로, 재활의학, 스포츠 분석 시스템 등 다방면의 많은 부분에서 응용되고 있다[7][9][10][11].

결과에서 알 수 있듯이 인체의 행동은 동일한 행위를 하는 경우에도 개인마다 또는 그 상황마다 매우 다른 차이점을 갖는다. 특히 동적 운동의 계단 오르거나 계단 내려오기의 경우 개인마다 차이가 있으며 여러 가지 형태를 갖기 때문에 실제의 임상에서 좀더 정확한 행동 측정이 이루어지기 위해서는 좀더 정확한 행동 구분 알고리즘의 개발이 필요하다. 또한 센서 부착 위치와 방향은 행동 구분의 정확성에 매우 큰 영향을 주므로 이에 대한 추가 연구가 필요하며 센서와 시스템을 무선 연결하는 방법과 시스템을 좀더 소형화, 저전력화 하는 방법을 개발하여 좀더 휴대에 편리하고 장시간 사용할 수 있도록 그 성능과 편의성을 향상시켜야 한다.

3. 결 론

본 연구에서는 활동상태를 모니터링 할 수 있는 하드웨어와 측정 데이터로부터 정적 자세변화와 행동시의 걷기, 계단 오르기, 계단 내려오기, 뛰기등의 동적 행태를 구분할 수 있는 알고리즘을 설계하였다. 설계된 하드웨어를 5명의 피검자들에게 부착시켜 행동 프로토콜에 따라 행동한 결과를 획득하였으며, 이 데이터를 설계한 행동구분 알고리즘에 적용하여 분석한 결과와 행동상황을 녹화한 비디오 데이터와 비교 분석하여 성능을 평가하였다.

비교분석결과 평균 90.5%의 검출율을 얻을 수 있었으며 이를 통해 시스템의 임상에의 적용 가능성을 확인하였다.

감사의 글

본 연구는 1999년도 연세학술 연구비 (2000-1-0073)의 지원에 의한 것입니다.

참 고 문 헌

- [1] Henry J. Montoye, Han C. G. Kemper, Wim H. M. Saris, Richard A. Washburn, "Measuring physical activity and energy expenditure", Human Kinetics,