

A Design of an Algorithm for Analysis of Activity Using 3-Axis Accelerometer

李承炯* · 林禮澤* · 李景中**

(Seung-Hyung Lee · Ye-Teak Lim · Kyung-Joung Lee)

Abstract - This paper describes design of an algorithm for analyzing human activity using body-fixed 3-axis accelerometer in the small of the back. In the first step, we distinguish static and dynamic activity period using AC signal analysis. Then five postures were classified by applying the threshold in DC signal corresponding to the static activity period. Also, after comparison of average power and taking negative peak signal in the dynamic activity period, the four dynamic activities were classified by adaptive threshold method. To evaluate the performance of the proposed algorithm, the measured signals obtained from six subjects were applied to the proposed algorithm and the results were compared with the simultaneously measured video data. As a result, the activity classification rate of 95.7% on average was obtained. Overall results show that the proposed classification algorithm has a possibility to be used to analyze the static and dynamic physical activity.

Key Words : Physical activity, 3-axis accelerometer, adaptive threshold method

1. 서 론

인체의 동작을 정확히 분석하는 것은 운동량 분석이나 보행 분석 시 중요하다. 1959년 Schulman과 Reisman이 과행동증(hyperactivity) 어린이의 운동량을 측정하기 위해 actometer를 개발한 이후[1] 운동량 측정을 위해 가속도 센서를 이용한 동작 모니터링 시스템이 개발되었다. 가속도 센서를 이용한 초기의 동작 모니터링 시스템은 인체의 한 부분에서만 방향으로의 가속도 신호를 측정함으로써 간편하게 인체의 운동량을 정량적으로 측정할 수 있다는 장점을 가지고 있지만 좀더 자세한 동작구분을 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)등을 구분하기 위한 알고리즘들이 발표되고 있으며 웨이블릿 변환, 퍼지크러스터링 기법, 신경회로망처리 등의 신호처리 기법을 이용하여 좀더 자세한 동작구분에 대한 연구가 이루어지고 있다[3][4][5][6][7]. 본 연구의 선행연구에서 인체의 두 곳에서 세 방향의 가속도 신호를 측정하여 웨이블릿 변환 및 FFT를 이용한 동작 구분 알고리즘을 개발하여 일곱 가지의 자세 및 동적 동작의 검출율을 평가하였다[8]. 그러나 이 방법은 두 개의 센서를 이용하였기 때문에 측정 시 피검

자의 불편이 있었고 피검자의 다양한 동작특성에 기인한 가속도 신호의 차이에 의해 동적 행동 구분 시 검출율이 낮았으며 피검자별 검출율의 차이가 많이 나는 단점이 있었다. 이에 본 연구에서는 3축 단일 가속도 센서를 사용하여 피검자의 불편을 줄이고, 좀더 다양한 행동을 정확하게 검출할 수 있고 피검자에게 적용적으로 적용 가능한 가변 문턱치 방식의 동작 분석 알고리즘을 설계 및 평가하였다.

2. 본 론

2.1 실험 방법

일반적으로 일상생활을 하는 동안 인체의 운동으로 인한 가속도는 최대 $-12g \sim +12g$ 의 진폭범위와 DC~20Hz의 주파수범위를 갖는 것으로 보고 되고 있다[5]. 그러나 본 연구에서는 허리 뒤 척추 부분에 가속도 센서를 부착하였기 때문에 구분하고자 하는 동작의 가속도 신호 측정 결과 가장 가속도 크기가 큰 뛰기의 경우 최대 $\pm 4g$ 의 진폭범위를 넘지 않았다. 때문에 본 연구에서는 $500 \pm 25mV/g$ 의 민감도, $\pm 4g$ 의 입력범위 및 DC~100Hz의 대역폭을 갖는 Crossbow사의 CXL04LP3 3축 가속도 센서를 사용하였다. 측정된 가속도 신호는 8비트 다기능 마이크로프로세서 ADuC812를 사용하여 32Hz 샘플링 레이트로 8비트 A/D 변환을 통해 32k바이트 메모리에 신호를 저장하였다. ADuC812는 12비트 A/D를 내장하고 있지만 12비트 A/D 변환을 하면 메모리 용량이 커지게 되므로 장시간 동안의 데이터 측정을 위해 8비트 A/D 변환만을 사용하였으며 실제 분석 시 8비트 데이터를 이용하더라도 큰 문제가 되지 않았다.

* 學生會員 : 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 : 2003年 3月 24日

最終完了 : 2004年 3月 18日

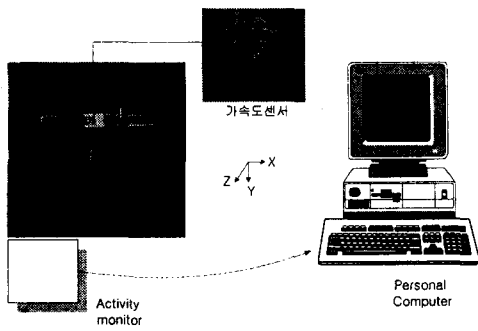


그림 1 실험을 위한 블록도
Fig. 1 Block diagram for experiment

그림 1은 실험 방법에 대한 블록도이다. 실험은 20대의 건강한 성인 남성 16명(23-28세, 평균 26세)을 대상으로 데이터를 획득하였다. 10명의 데이터는 신호 분석 및 알고리즘 개발을 위해 사용되었으며 6명의 데이터는 알고리즘 평가를 위해 사용되었다. 두 그룹의 신호는 각각 다른 운동 프로토콜을 통해 신호를 획득하였으며 한 피검자별 5분 동안의 데이터를 측정하였다. 데이터 측정 시 비디오로 피검자의 동작을 촬영함으로써 데이터 분석 시 동작구분 알고리즘을 적용하여 분석한 결과와 비디오 데이터를 분석한 결과를 비교하였다. 3축 가속도 센서는 인체의 중심축인 허리 뒤 척추부분에 부착함으로써 인체 중심의 세 방향의 가속도 신호를 특정 방향에 편향된 없이 측정할 수 있도록 하였으며 피검자의 불편을 줄임으로써 실험생활에 적용이 용이하도록 하였다. 가속도 센서로부터(X축은 좌우방향, Y축은 상하방향, Z축은 앞뒤방향) 측정된 데이터는 시리얼 포트를 통하여 PC로 전송되어 MatLab을 이용하여 분석하였다.

2.2 동작구분 알고리즘 개발

본 연구에서는 측정된 세 방향의 가속도 신호를 분석하여 서기, 숙여 앉기, 기대어 앉기, 바로 눕기, 엎드려 눕기의 5가지 자세와 걷기, 계단 오르기, 계단 내려오기, 뛰기의 4가지 동적동작을 구분할 수 있는 동작 구분 알고리즘을 개발하였다. 동작의 유무는 측정된 신호의 AC 신호를 추출하여 신호의 크기를 비교하여 봄으로써 구분할 수 있다. 움직임을 없을 때는 DC신호로 나타나며 움직임을 있는 동작은 AC 신호로 나타나기 때문이다.

그림 2는 AC 신호 분석을 통한 동적 동작 구간과 자세변화 구간을 검출한 예를 보여주고 있다. 그림 2(a)는 Y축 원신호 파형을 보여주고 있고 그림 2(b)는 Y축 원신호 파형을 1-12Hz 대역 통과 필터를 적용하여 AC 신호를 추출한 후 절대값을 취하고 64 point 이동평균을 취함으로써 신호의 평균 파워를 구한 것이다. 그림 2(c)는 평균 파워값에 문턱치를 적용하여 동적 동작의 유무를 구분한 것이다.

2.2.1 자세 구분

Piezoresistive 형태의 가속도 센서는 중력방향에 대한 기울기의 차이에 의해 신호의 DC값이 변화하는 특징을 가지고

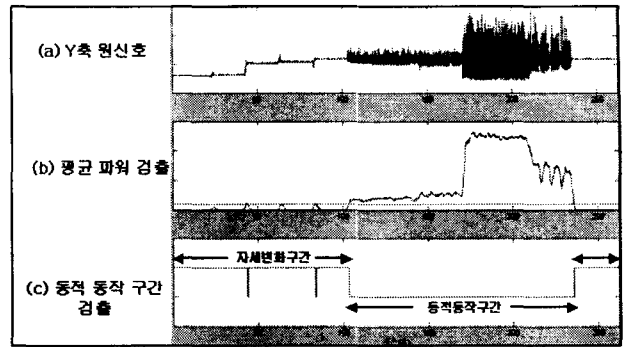


그림 2 동적동작 구간 검출의 예
Fig. 2 Detection of dynamic activity region

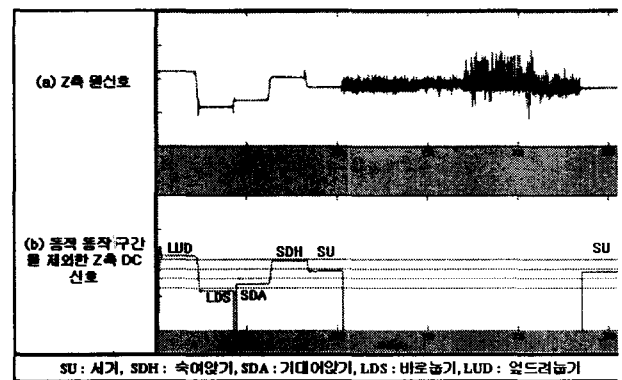


그림 3 다섯 가지 자세 구분의 예
Fig. 3 An example of classification for five posture

있다. 따라서 자세 변화에 기인한 몸의 기울기 변화로 인한 가속도 신호의 DC변화의 특징을 이용하여 다섯 가지의 자세 구분이 가능하다. 자세 변화에 따라 Z축(앞뒤방향) 가속도 방향이 중력방향에 대해 많은 기울기 변화를 보이게 되며, 때문에 Z축 신호의 DC 분석을 통해 다섯 가지 자세를 판단할 수 있다.

그림 3은 자세 구분의 예를 보여주고 있다. 그림 3(a)는 Z축 원신호를 보여주고 있으며 그림 3(b)는 한 피검자의 데이터 중에서 동적 동작이 없는 구간으로 구분된 Z축의 신호에 1Hz 저역 통과 필터를 취하여 DC신호만을 추출한 후 문턱치를 적용하여 5가지 자세를 구분한 것이다. 동적 동작은 서있는 상태에서 이루어지기 때문에 동적 동작이 있는 구간은 서있는 자세로 판단하였고, 동적 동작이 없는 구간은 DC 분석을 통해 자세를 구분하였다. 몸의 기울기가 앞으로 기울수록 DC값의 크기가 증가하며 반대로 뒤쪽으로 기울수록 DC값의 크기가 감소하게 되기 때문에 문턱치를 적용하여 몸의 기울기를 판단함으로써 다섯 가지 자세 구분을 할 수 있다.

2.2.2 동적 동작의 구분

동적 운동 중 뛰기 신호는 그 크기가 다른 동적 운동에 비해 매우 크기 때문에 뛰기 신호 파워의 평균값을 구하여 문턱치를 적용함으로써 다른 동적 동작 신호와 구분할 수 있

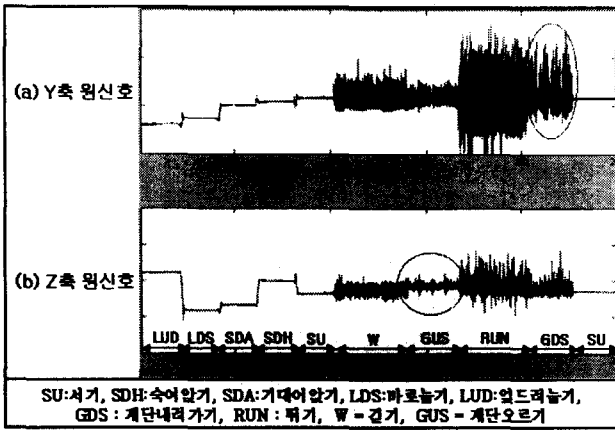


그림 4 측정된 가속도 신호의 예
Fig. 4 An example of signal measured by accelerometer

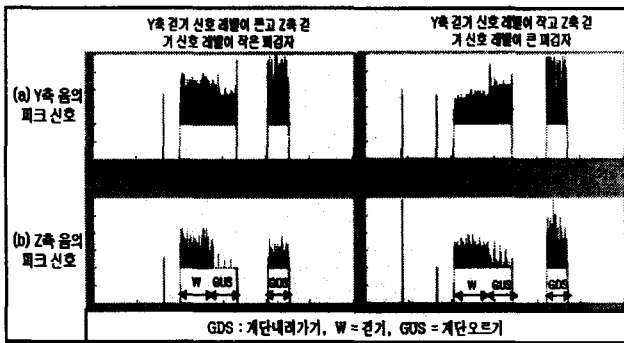


그림 5 음의 피크 신호 추출
Fig. 5 Extraction of negative peak signal

다. Y축 신호의 AC 신호를 추출한 후 절대값을 취하여 준 후 64 point 이동평균을 취하여 문턱치를 적용함으로써 뛰기를 구분하였다.

그림 4는 Y축과 Z축으로부터 얻은 가속도 신호를 보여주고 있다. 계단을 내려올 때는 몸이 중력의 영향을 받기 때문에 한 계단씩 내려올 때 마다 상하 방향으로 몸의 속도 변화가 크게 나타나며 이는 Y축 가속도 신호의 크기가 다른 동적 운동에 비해 크게 나타나는 원인이 된다. 그림 4(a)의 Y축 신호를 보면 계단 내려오기 신호가 걷기 및 계단 오르기 신호에 비해 신호의 양의 피크(positive peak) 및 음의 피크(negative peak)의 크기가 비교적 크게 나타남을 볼 수 있다. 그러나 양의 피크 신호의 경우 피검자의 행동 특성에 따라 그 크기의 차이가 많고 걷기 신호와 비슷하게 나타나는 경우도 있다. 그러나 음의 피크 신호는 구분도 명확하고 피검자에 행동 특성에 따라 비교적 일관된 차이를 보여준다. 이는 계단에서 발을 떼어 아래 계단으로 옮기는 순간의 가속도보다 아래 계단에 발이 닿는 순간의 가속도가 더 크게 나타나며 발에 받는 충격도 이때 더 크게 나타나는 현상을 통해 확인할 수 있다.

계단 오르기 시의 가속도 신호나 걷기 시의 가속도 신호는 크기 차이가 거의 나지 않는다. 그러나 계단을 올라갈 때는 일반적으로 몸의 중심이 앞으로 쏠리면서 상체의 기울기가 앞으로 조금 기울어지는 현상이 나타나기 때문에 앞뒤방향 가

속도 신호인 Z축 신호에서 계단 오르기 행동 시 DC 레벨이 서있을 때보다 좀더 상승하는 현상이 나타난다. DC 레벨의 상승으로 인해 음의 피크 신호 또한 같이 상승 하게 되기 때문에 걷기 신호에 비해 음의 피크 신호 크기가 크게 나타난다. 계단 오르기 구분 시 DC분석을 통해서도 구분 가능하지만 DC 변화의 크기가 작기 때문에 많은 에러가 발생하므로 음의 피크 신호 추출을 통해 계단 오르기 동작을 검출하는 것이 더욱 효과적이다. 그림 4(b)의 Z축 신호에서는 계단 오르기 신호의 음의 피크 신호가 걷기나 계단 내려오기 신호에 비해 좀더 상승해서 나타남을 확인할 수 있다.

그림 5는 Y축 및 Z축의 음의 피크 신호만을 추출한 것이다. Y축 및 Z축의 원 신호에서 정적 운동과 동적 운동 중 뛰기로 구분된 구간을 제거하고 걷기와 계단 오르기, 계단 내려오기 신호만이 포함된 신호만을 추출한다. 이 신호에서 정적 운동 중 서기 신호를 기준값으로 정하고 이 값보다 큰 값을 제거하고 작은 값에 대해서만 절대값을 취해주면 그림 5와 같은 신호를 얻을 수 있다. 그림 5를 보면 Y축 신호에서는 계단 내려오기 신호가 Z축 신호에서는 계단 오르기 신호가 명확하게 다른 신호와 구분됨을 확인할 수 있다. 피검자 개개인의 동작 특성에 의해 각각의 축의 가속도 레벨이 달라진다. 그림 5에서 보면 걷기 동작 시 가속도 레벨이 다른 두 사람의 데이터를 보여주고 있다. 걷기 동작 시의 가속도 레벨은 계단 내려오기와 계단 오르기 동작과 구분하기 위한 문턱치 값을 결정하는데 큰 영향을 미친다. Y축 걷기 신호 레벨이 큰 피검자의 경우 상대적으로 계단 내려오기 신호와의 차이가 작으며 Y축 걷기 신호 레벨이 작은 경우 계단 내려오기 신호와의 차이가 크다. 또한 Z축 걷기 신호 레벨이 큰 피검자의 경우 상대적으로 계단 오르기 신호와의 차이가 크며 Z축 걷기 신호 레벨이 작은 경우 계단 오르기 신호와의 차이가 작다. 그러므로 동적 동작 구분 시 하나의 문턱치를 적용하면 피검자의 행동 특성에 따라 매우 많은 오차를 발생하게 된다. 이와같은 오차 발생을 줄이고 피검자의 행동 특징에 관계없이 일관된 검출율을 획득하기 위해 Y축 및 Z축의 걷기 신호의 크기에 따라 각각 두 가지의 문턱치를 적용하여 걷기 신호와 계단 내려오기, 계단 오르기를 구분하였다.

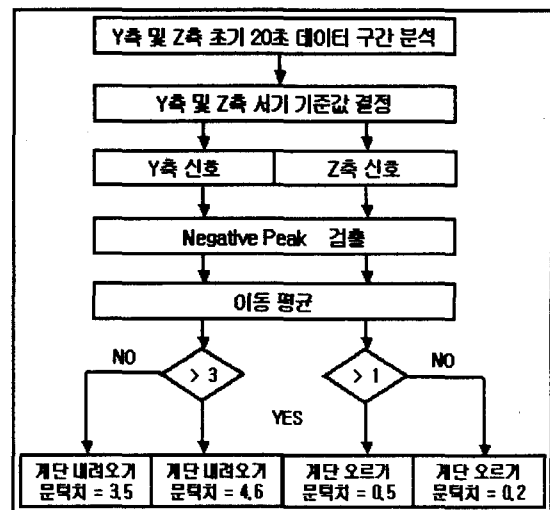


그림 6 문턱치 결정 방법 블록도
Fig. 6 Block diagram for threshold decision method

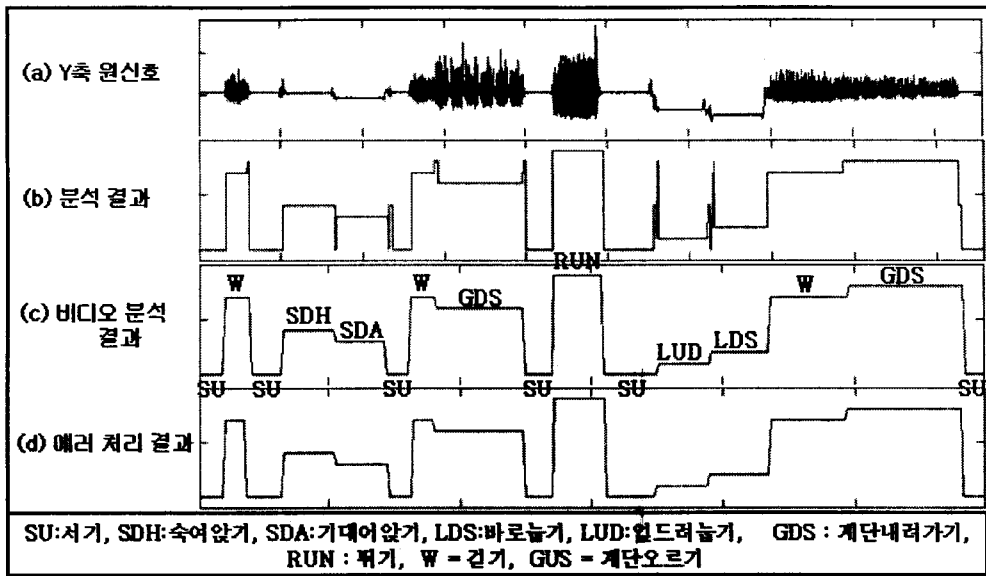


그림 7 가속도 신호를 분석한 결과의 예
 Fig. 7 An example of analysis for the signal measured by accelerometer

그림 6은 앞에서 언급한 세 가지 동적 동작을 구분하기 위한 문턱치를 결정하는 방법을 나타내는 블록도이다. 동적 동작 구분 시 사용되는 두 가지의 기준인 서기와 걷기의 평균값을 구하기 위해 데이터 측정 시 데이터 시작 부분에 일정 기간의 서기와 걷기 구간을 두고 이 기간동안의 데이터를 이동평균을 취한 후 그 평균값을 구하여 동적 구분 알고리즘의 기준값으로 사용하였다.

그림 7은 동적 구분 알고리즘을 적용하여 인체의 가속도 신호를 분석한 결과의 예이다. 그림7(a)는 Y축 원 신호를 보여주고 있으며 그림7(b)는 설계된 동적 구분 알고리즘을 적용하여 구분한 결과이며 그림7(c)는 비디오 분석결과를 보여주고 있다. 비디오 영상 분석은 프레임 단위로 볼 수 있는 동영상 플레이어를 사용하여 육안으로 분석하였으며 1초 단위로 동작을 구분하였기 때문에 약간의 오차를 포함하고 있다.

자세 및 동적 동작 구분을 위하여 측정된 가속도 데이터에 알고리즘을 적용하면 하나의 데이터 개수마다 하나의 결과 값을 갖기 때문에 알고리즘 결과 값을 1초 동안의 데이터 개수인 32개씩 묶어 이중 가장 많은 빈도수를 차지하는 자세 및 동작을 1초 동안의 대표 동작으로 구분하였으며 비디오 분석 결과와 동작구분 알고리즘을 적용한 결과를 비교해 봄으로써 알고리즘을 평가하였다.

알고리즘을 통해 구분한 결과와 비디오를 통해 구분한 결과를 비교해보면 자세 변화 과정에서의 가속도 신호에 의한 에러 및 계단 운동 시 층이 변할 때 약간의 걷는 구간에 의한 에러가 발생하였다. 비디오 분석 시 자세 변화 과정은 동적 동작으로 고려하지 않았으며 계단 운동 사이의 걷는 구간은 계단 운동으로 가정하였기 때문에 자세 변화 과정에서의 5초 미만의 동적 동작구간은 동적 동작이 아닌 자세로 구분되도록 하였으며 계단 운동 중간에 걷는 부분은 걷기로 구분하지 않고 계단 운동의 연속으로 구분하여 계단 운동이 끝나고 다음 행동이 5초 이상 있을 때까지 계단 운동으로 구분하

도록 하는 에러처리 알고리즘을 설계하여 에러를 제거하도록 하였다.

그림 7(d)는 에러 처리과정을 거친 결과의 예를 보여주고 있는데 에러처리 과정을 거친 후에 자세 변화 과정의 에러나 계단 운동중의 에러가 수정되어 비디오 분석결과와 더 유사한 결과를 얻을 수 있음을 보여주고 있다.

그림 8은 앞에서 언급한 가속도 신호 분석을 통해 설계된 동작 분석 알고리즘의 블록도를 보여주고 있다.

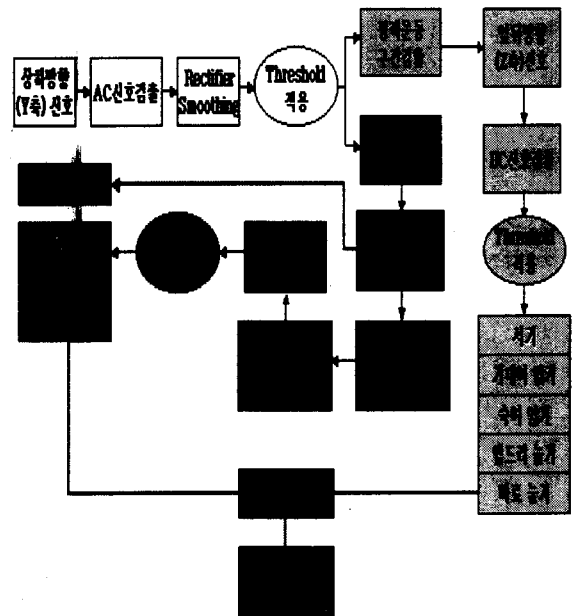


그림 8 제안된 동작 분석 알고리즘의 블록도
 Fig. 8 Block diagram of the proposed algorithm for activity analysis

표 1 자세 및 동작별 검출율 비교

Table 1 Comparison of detection rates for postures and dynamic activities

알고리즘 분석 검출(초)	비디오 분석 검출(초)										검출율 (%)
	서기	엎드려 높기	바로 높기	기대어 앉기	숙여 앉기	계단 내려오기	걸기	계단 오르기	뛰기	총 계	
서기	264	0	0	0	1	10	2	0	0	277	97.8
엎드려 높기	0	120	5	0	0	0	0	0	0	125	95.2
바로 높기	0	6	116	8	0	0	0	0	0	130	95.9
기대어 앉기	0	0	0	110	4	0	0	0	0	114	93.2
숙여 앉기	5	0	0	0	118	0	0	0	0	123	96.0
계단 내려오기	1	0	0	0	0	133	0	0	8	142	93.1
걸기	0	0	0	0	0	0	234	0	0	234	94.4
계단 오르기	0	0	0	0	0	0	12	165	2	179	100.0
뛰기	0	0	0	0	0	0	0	0	218	218	95.6
총 계	270	126	121	118	123	143	248	165	228	1542	95.7

3. 결과 및 고찰

설계된 동작구분 알고리즘의 평가를 위해 6명의 피검자의 데이터에 알고리즘을 적용하였다. 알고리즘의 유용성을 평가하기 위해 6명의 피검자는 다른 행동 프로토콜로 데이터를 획득하였으며 데이터 획득 전에 피검자의 서기와 걸기 신호를 먼저 받아들이고 그 평균값을 구하여 데이터 분석을 위한 기준값으로 사용하였다. 행동구분 알고리즘을 통해 구분된 결과는 비디오로 촬영한 영상 데이터를 분석한 결과와 비교하여 시스템의 행동 검출율을 평가하였다. 검출율은 다음과 같은 수식을 이용하여 %로 나타내었다.

$$\text{검출율} = \frac{\text{비디오 분석 구간에서의 알고리즘적용 검출시간}}{\text{비디오데이터분석 검출시간}} \times 100(\%)$$

표 1은 자세 및 동작별 검출율 비교 결과를 보여주고 있다. 총 6명의 피검자의 데이터에 대하여 가로축은 비디오 분석을 통해 검출한 시간(초)을, 세로축은 알고리즘을 적용하여 분석한 시간을 나타내고 있다. 예를 들어 서기 자세를 검출한 결과를 보면 비디오 분석을 통해서 총 170초를 검출하였으며 비디오 분석 시 서기 자세로 검출된 시간에 알고리즘 적용한 결과가 서기로 바르게 검출된 시간이 164초이며 숙여 앉기 및 계단 내려오기로 잘못 검출된 시간이 각각 5초와 1초로 분석되었다. 검출율은 비디오 분석 검출 시간인 270초 시간동안 264초만이 바르게 검출되었기 때문에 97.8%의 결과를 보였다. 검출 시간은 6명의 피검자에게 적용하여 얻은 결과들을 모두 합산하여 나타낸 것이다.

행동별 검출율 결과를 살펴보면 계단 내려오기가 가장 낮은 검출율인 93.1%를 보였으며 계단 오르기가 가장 높은 100% 검출율을 보여 평균 95.3%의 검출율을 얻었다. 모든 행동이 모두 93% 이상의 검출율을 획득하여 설계된 알고리즘의 정확성이 매우 높음을 확인 할 수 있었다. 인체의 행동은 동일한 행위를 하는 경우에도 개인마다 또는 그 상황마다 매우 다른 다양성을 갖는다. 때문에 기존 연구에서는 동적 동작인 걸기, 계단 오르기, 계단 내려오기, 뛰기의 경우 평균

87.3%의 낮은 검출율을 보였다.[8] 본 연구에서는 걸기 신호 레벨에 따른 가변 문턱치를 적용하고, 에러 처리 과정을 거쳐 평균 95.8%의 높은 검출율을 얻었다.

다른 동작으로 잘못 검출된 결과를 분석해 보면 대부분의 에러는 동작이나 자세가 변화되는 과정에서 발생함을 알 수 있다. 즉, 대부분 검출하려고 하는 동작의 이전에 일어난 동작이나 다음에 일어난 동작으로 잘못 검출되고 있다. 동작구분 알고리즘 적용 과정에서 이동 평균을 취함으로써 동작이나 자세 변화 과정에서의 신호들이 좌, 우로 퍼지는 현상이 발생하기 때문에 동작의 시작과 끝부분에서 에러가 발생하며 비디오 분석 시 동작이 시작되거나 끝나는 부분의 판단이 모호하기 때문에 에러가 발생한다. 본 연구에서는 가변 문턱치를 적용하고 에러처리를 함으로써 에러를 최소화 하였으나 완전하게 없앨 수는 없었다. 그러나 동작의 진행 과정에는 많은 에러가 발생하지 않았기 때문에 본 알고리즘을 장시간 동안의 동작 분석에 적용 시에는 큰 문제가 되지 않을 것으로 판단된다.

표 2는 피검자별 검출율 비교 결과를 보여주고 있다. 기존 연구에서는 피검자별 검출율이 최소 86.7%에서 최대 93.2%로 많은 차이가 있었다.[8] 그러나 본 연구에서는 최소 94.8%에서 최대 96.4%의 매우 고른 검출율을 보임을 알 수 있다. 이는 설계된 알고리즘이 다양한 피검자에게 고르게 적용될 수 있음을 보여주는 결과이다.

표 2 피검자별 검출율 비교

Table 2 Comparison of detection rates for each subjects

	피검자 1	피검자 2	피검자 3	피검자 4	피검자 5	피검자 6	평균
검출율 (%)	95.9	94.8	95.9	96.4	95.3	95.8	95.7

4. 결 론

본 연구에서는 3축 단일 가속도 센서를 사용하여 일상생활에서 일어날 수 있는 대표적인 9가지 자세 및 동작을 구분할 수 있는 알고리즘을 설계하였다. 6명의 피검자로부터 인체의 가속도 데이터를 획득하였고 설계된 행동 구분 알고리즘을 적용하여 비디오 분석결과와 비교 분석한 결과 평균 95.7%의 검출율을 얻었다. 더욱이 계단 오르기와 내려오기에서 발생하는 에러를 보완하고 동적동작 분석에 가변 문턱치 방법을 적용함으로써 검출성능을 향상시킬 수 있었다. 또한 피검자마다 비슷한 검출결과를 얻음으로써 선행 연구의 단점을 보완하였고 이를 통해 본 알고리즘의 유용성을 확인하였다.

본 연구에서는 3축 가속도 센서를 사용하여 인체의 세 방향의 가속도 신호를 측정하여 분석하였다. 그러나 실제로 분석한 결과 자세나 동작 구분은 두 축의 가속도 신호만을 사용하여 분석이 가능하였다. 그러나 활동량을 분석하기 위한 시스템에서는 3축 가속도 센서를 사용하는 것이 시스템 확장 측면이나 좀더 다양한 응용연구에 적합하다. 본 연구에서 사용되지 않은 X축(좌우방향) 가속도 신호는 인체의 좌, 우 균형이 맞지 않은 환자, 가령 편마비 환자 같은 경우의 보행 분석이나 인체의 가속도 신호를 바탕으로 인체의 대사량을 간접 측정하는 방법에 대한 연구 등에 응용될 수 있다.

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[9][10][11][12]. 대부분의 활동상태 모니터링은 일상생활의 장기간의 행동을 분석하는데 사용되기 때문에 일상생활의 장시간 데이터를 획득하여 알고리즘을 적용하여 그 유용성을 평가해 보는 추가연구가 필요할 것으로 사료된다.

감사의 글

본 연구는 정보통신부 정보통신선도기반 기술개발 사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.(과제번호 : 01-PJ11-PG9-01HT00-0026)

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*, pp.72-96, 1996.
 [2] Kim L. Coleman, Douglas G. Smith, David A. Boone, Aaron W. Joseph, Michael A. del Aguila, "Step activity monitor: long-term, continuous recording of ambulatory function", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol.36, NO.1, 1999.
 [3] F. Foerster, M. Smeja, J. Fahrenberg, "Detection of posture and motion by accelerometry: a validation study in ambulatory monitoring", *Computers in*

Human Behavior, Vol.15, pp.571-583, 1999.
 [4] H. G. van Steenis, J. H. M. Tulen, "The effects of physical activity on cardiovascular variability in ambulatory situations", *Proceedings-19th International Conference-IEEE/EMBS*, pp.105-108, 1997.
 [5] Carlijn V.C. Bouten, Karel T. M. Koekkoek, Maarten Verduin, Rens Kodde, Jan D. Janssen, "A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.44, pp. 136-147, 1997.
 [6] K. Aminian, Ph. Robert, E. E. Buchser, B. Rutschmann, D. Hayoz, M. Depairon, "Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol.37, pp. 304-308, 1999.
 [7] B. Najafi, K. Aminian, F. Loew, Y. Blanc, "An ambulatory system for physical activity monitoring in elderly", *IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology*, pp. 562-566, 2000.
 [8] S. H. Lee, H. D. Park, H. R. Yoon, K. J. Lee, "Design of a Portable Activity Monitoring System", *The Korean Institute of Electrical Engineer*, Vol.51, pp.32-38, 2002
 [9] Hendrika J. G. van dem Berg-Emons, Johannes B. J. Bussmann, Aggie H. M. M. Balk, Henk J. Stam, "Validity of ambulatory accelerometry to quantify physical activity in heart failure", *Scand J Rehab Med*, Vol.32, pp.187-192, 2000.
 [10] Gerwin A. L. Meijer, Klaas R. Westerterp, Francois M. H. Verhoeven, Hans B. M. Koper, "Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.38, pp. 221-229, 1991.
 [11] T. Tamura, T. Fujimoto, H. Sakaki, Y. Higashi, T. Yoshida, T. Togawa, "A solid-state ambulatory physical activity monitor and its application to measuring daily activity of the elderly", *Journal of Medical Engineering & Technology*, Vol.21, pp. 96-105, 1997.
 [12] Sieberen P. van der Werf, Judith B. Prins, Jan H. M. M. Vercoulen, Jos W. M. von der Meer, Gijs Bleijenbergh, "Identifying physical activity patterns in chronic fatigue syndrome using actigraphic assessment", *Journal of Psychosomatic Research*, Vol.49, pp.373-379, 2000.

저 자 소 개



이 승 형 (李 承 炯)

1975년 11월 26일생. 2001년 연세대 의공학과 졸업. 2004년 동 대학원 의공학과 졸업(공학). 현재 (주)바이오프로테크 주임 연구원

Tel : 033-766-5523, Fax : 033-766-5524

E-mail : biomed@protechsitel.com



임 예 택 (林 禮 澤)

1979년 2월 8일생. 2003년 연세대 의공학과 졸업. 2003 ~ 현재 동 대학원 의공학과 석사과정

Tel : 033-760-2808, Fax : 033-763-1953

E-mail : lim9440@hotmail.com



이 경 중 (李 景 中)

1958년 9월 17일생. 1981년 연세대 전기공학과 졸업. 1998년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학). 1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원 교수. 현재 연세대 의공학과 교수. 관심분야는 신호처리, 심장진단 및 모델링

Tel : 033-760-2433, Fax : 033-763-1953

E-mail : kjlee@dragon.yonsei.ac.kr