

논문 2009-46SP-5-12

무구속적인 측정에 의한 사용자 활동 상태 추정 기법

(User Activity Estimation by Non-intrusively Measurement)

백 종 훈*, 윤 병 주**

(Jonghun Baek and Byoung-Ju Yun)

요 약

사용자의 활동 신호 또는 생체 신호를 무의식적이고 무구속적으로 측정하는 방법은 유비쿼터스 환경에서 헬스케어 뿐만 아니라 관련된 사용자 인터페이스를 실현하기 위해서 중요하다. 특히 무구속적인 측정은 장시간 동안 사용자의 활동을 모니터링 하기 위한 활동 상태 추정 시스템에 사용되어야 한다. 본 논문에서는 가속도센서를 탑재한 핸드헬드 단말기의 시계열 가속도 분석을 통한 사용자 활동 상태 추정 기법을 제안한다. 제안된 사용자 활동 추정 시스템은 사용자의 불편함을 최소화하기 위해서 가속도센서를 사용자가 일상 생활동안 항상 휴대하고 있는 핸드헬드 단말기에 부착되어 구성되고, 이것을 실생활에서 실용적으로 구현하기 위해서 핸드헬드 단말기가 사용자에게 의해서 휴대될 수 있는 위치를 앞주머니, 뒷주머니, 뒷주머니, 가방, 허리, 손으로 쥐기 등과 같이 고려하였다.

Abstract

The unconscious and non-intrusive measurements of activity signals or physiological signals represent important enabling technologies for realizing a ubiquitous healthcare environment as well as a related UI. Particularly, non-intrusive measurements should be used in activity monitoring system for long-term monitoring. This paper is based on activity estimation by measuring the activity signals of a user using a handheld device with an accelerometer. The user activity estimation system (UAES) presented in this paper makes non-intrusive measurements of activity signals to minimize inconveniencing a user and to create a more practical implementation in real life. Thus, a variety of positions in which the handheld device can be carried by a user for daily use is considered, such as in the front/hip/shirt pockets, a backpack, on the waist, and in the hand.

Keywords : Activity estimation, accelerometer, non-intrusive measurement, handheld device, healthcare

I. 서 론

상황 정보 중 하나인 사용자의 활동은 다양한 분야에서 연구되었다.^[1] 대부분의 연구들은 사용자의 신체 일부 (예를 들어, 허리, 손목, 넓적다리, 발목, 척추 등)에 부착된 하나의 가속도센서를 사용하거나 여러 신체 부위에 부착된 다수의 가속도센서를 사용하였다.^[2~7] 사용자의

활동 신호를 측정하는 경우, 이러한 신호를 측정할 수 있는 센서를 사용자의 신체 일부에 고정시켜서 이들 신호를 획득하는 것은 구속적인 측정 방법이다. 구속적인 측정으로 인하여 사용자의 활동을 추정하는 기술은 실생활에서 실현되기 어려울 뿐만 아니라 사용자는 불편함을 느낄 수 있을 것이다.^[8]

현재 의료 및 재활 분야에서는 사용자의 활동 신호 또는 생체 신호를 측정하기 위해서, 보다 정확한 측정이 가능한 침습적 측정 방법 보다는 환자의 불편함과 고통을 최소화 시키는 비침습적 측정 방법을 선호하고 있고, 의료 기술의 발전은 비침습적인 측정 방법을 사용하여 다양한 신호를 정확하게 측정하는 방향으로 나아가고 있다.^[9] 비침습적인 활동 및 생체 신호를 측정하는 방법에

* 정회원, 삼성전자 DMC 부문 무선사업부
(Mobile Communication Division, Digital Media & Communications Business, SAMSUNG ELECTRONICS.)

** 평생회원, 경북대학교 전자전기컴퓨터학부
(School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)

접수일자: 2009년6월1일, 수정완료일: 2009년8월27일

는 센서 또는 신호 측정을 위한 어떠한 장치가 사용자의 일상생활에 불편함을 야기시키는 구속적인 측정 방법과 불편함이나 어떠한 장애도 주지 않는 무구속적인 측정 방법이 있다. 구속적인 측정 방법은 정기적으로 이루어지는 정기 검진, 즉 지속적인 측정이 필요 없는 상황에서 사용될 수 있다. 그러나 자신의 건강을 관리하는 환자가 아닌 일반인, 어린이 또는 노인, 장기 재활이 요구되는 환자 등과 같이 일상생활 속에서 사용자의 활동 및 생체 신호를 장기적으로 모니터링 하는 경우에는 무구속적인 측정 방법으로 측정해야만 한다. 왜냐하면 일상생활 동안 센서 또는 어떠한 장치를 사용자의 몸에 부착하고 생활하는 것은 불편하거나 불가능한 경우가 많기 때문이다. 그러므로 사용자가 자신의 활동 또는 생체 신호를 측정하고 있는지도 의식할 수 없는 무의식적인 측정과 이러한 신호를 장기적으로 측정할 경우 측정에 불편하지 않는 무구속적인 측정 방법이 반드시 필요한 기술이며, 궁극적으로 유비쿼터스 헬스케어 구현하는데 있어서 휴대용 단말기의 소형화, 저전력화, 무선 통신 기술 등과 더불어 중요한 요소이다.

본 논문에서는 사용자의 불편함을 최소화하기 위해서 무구속적인 방법인 가속도센서를 사용자가 항상 휴대하고 있는 핸드헬드 단말기에 부착하여 단말기에 의해서 사용자의 활동을 추정하였다. 또한 실생활의 다양한 분야에서 유용하게 사용되기 위해서 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 위치를 앞/뒤/옆주머니, 가방, 허리, 손으로 쥐기 등과 같이 고려하였다.

사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치, 사용자의 활동 상태, 개개인의 특성 등으로 인하여 가속도센서의 출력 신호 중 중력 가속도 성분이 핸드헬드 단말기의 위치와 방향에 따라서 변화되어 사용자의 활동은 쉽게 추정되지 않는다. 이러한 중력 가속도 성분

을 제거하기 위해서 가속도센서의 시계열 데이터를 정규화할 수 있는 효과적이고 light-weight 알고리즘을 설계해야 한다. 본 논문에서는 2차 버터워스 고역 통과 필터(SHPF)를 이용하여 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치, 개개인의 특성, 사용자에게 관계없이 그들의 활동을 효율적으로 추정할 수 있음을 제안한다. 제안된 사용자 활동 상태 추정 시스템(UAES)의 효율성을 테스트하기 위해서 사용자의 활동 추정을 위한 실험이 수행되었고, 그것의 결과를 제시한다.

본 논문에서는 사용자의 가장 기본적인 활동인 정적인 상태, 걷기 상태, 뛰기 상태를 추정하고자 한다. 이는 유비쿼터스 환경에서 헬스케어를 위한 사용자의 상세한 에너지 소모량 추정 및 활동 상태 모니터링과 핸드헬드 단말기용 지능형 제어 인터페이스에 사용되기에 충분한 것이다. 예를 들면, 핸드헬드 단말기용 지능형 멀티미디어 제어 인터페이스(정적인 상태: 오디오와 비디오 신호 제공, 걷기 상태: 오디오 신호만 제공, 뛰기 상태: 일시 정지), 유비쿼터스 헬스케어를 위한 상세한 에너지 소모량 추정, 어린이와 노약자들의 활동 상태 모니터링 등과 같은 다양한 분야에 응용될 수 있을 것이다.

II. 시스템 구성

그림 1은 본 논문에서 제안하는 사용자 활동 추정을 위한 신호 처리 과정을 보여준다. 2축 가속도센서의 X-와 Y-축에 대한 가속도 신호로부터, 가속도 신호를 결합하여 가속도의 크기($a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2}$; a_{mag})를 구하고, 사용자의 정적인 상태와 동적인 상태를 구분할 수 있는 특징(σ)을 추출 하고, 추출된 특징을 입력으로 하는 분류기에 의해서 분류된다. 만약 사용자의 활동이 정적인 상

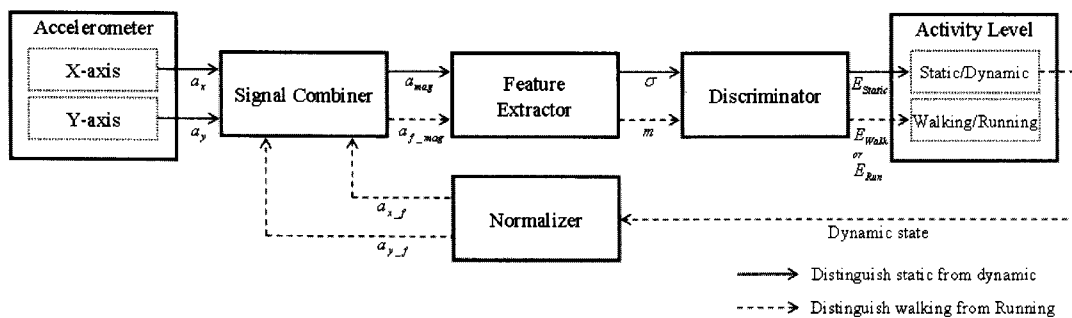


그림 1. 사용자 활동 추정을 위한 제안된 신호 처리 과정.
Fig. 1. The proposed signal processing steps for activity estimation of a user.

태이면 UAES는 정적 이벤트(E_{static})를 발생시키고, 사용자의 활동이 동적인 상태이면 가속도센서의 원 신호는 SHPF에 의해서 정규화되고, 정규화된 X-축($a_{x,f}$)과 Y-축($a_{y,f}$) 가속도 신호를 결합하여 가속도의 크기($a_{f,mag}$)를 구하고, 정규화된 가속도의 크기로부터 사용자의 걷기 상태와 뛰기 상태를 구분할 수 있는 특징(m)을 추출하고, 분류기에 입력되어 UAES는 걷기 이벤트(E_{walk}) 또는 뛰기 이벤트(E_{run})를 발생시킨다.

III. 데이터 수집 프로토콜

그림 2는 본 논문에서 고려된 가속도센서를 탑재한 핸드헬드 단말기가 일반적으로 사용자에게 의해서 휴대될 수 있는 위치와 각각의 위치에서 가속도센서의 방향을 보여 준다. 가속도센서의 위치 또는 방향에 관계없이 사용자의 활동을 추정하기 위해서 사용된 SHPF의 유용성을 평가하기 위해서, 핸드헬드 단말기의 각각의 위치에서 가속도센서의 초기 방향을 다르게 설정하였다.

훈련 데이터 셋은 그림 2에서와 같이 데이터 수집 프로토콜과 같은 방법으로 2 명의 피실험자들이 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 각각의 위치에 대해서 약 1 분 동안 가속도센서로부터 수집되었고, 이 때 샘플링 주파수는 100 Hz였다. 그림 2 내의 숫자들은 각각의 초기 위치에서 약 1 분 동안 측정된 가속도센서의 X- 와 Y-축에 대한 출력 신호의 평균값들이다.

IV. 시계열 가속도 데이터 정규화

가속도센서의 방향은 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴

대할 수 있는 다양한 위치, 개개인의 특성(예를 들어, 신체, 옷, 가방, 등)에 따라서 서로 다르다. 게다가 가속도센서의 방향은 사용자의 동적인 상태 동안에 지속적으로 변화된다. 이러한 이유들로부터 가속도센서의 신호 중 중력 가속도 성분이 핸드헬드 단말기의 자세에 따라서 변화된다. 이로 인하여 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치 또는 다양한 사용자에게 동일한 특징을 적용할 수 없을 것이다. 따라서 핸드헬드 단말기의 자세와 개개인의 특성으로 인한 중력 가속도 성분의 영향을 최소화하기 위해서 가속도센서의 시계열 가속도 데이터는 정규화되어야 한다.

가속도센서의 출력 신호(a)는 다음과 같이 표현된다.

$$a = a_g + a_m \tag{1}$$

여기서 a_g 는 중력 가속도 성분이며, a_m 은 운동 가속도 성분이다.

사용자의 활동이 정적인 상태이면 가속도센서의 출력 신호 성분은 거의 중력 가속도 성분만 출력된다($a \approx a_g$). 따라서 시간에 따라 중력 가속도 성분이 일정한 사용자의 정적인 상태와 중력 및 운동 가속도 성분이 모두 변화하는 동적인 상태는 표준편차에 의해서 쉽게 구분된다.

사용자의 활동 상태가 동적일 경우, 본 논문에서는 저역 주파수 성분(DC 신호)을 가지는 중력 가속도 성분을 잡음이라고 정의하였다. 왜냐하면 중력 가속도 성분은 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 위치, 개개인의 특성, 사용자 마다 각기 다르기 때문이다. 따라서 이러한 것들에 관계없이 사용자의 활동 상태를 분류하기 위해서 가속도센서의 출력 신호 중 운동 가속도 성분에 영향을 미치지 않고 중력 가속도 성분만을 제거할 수 있

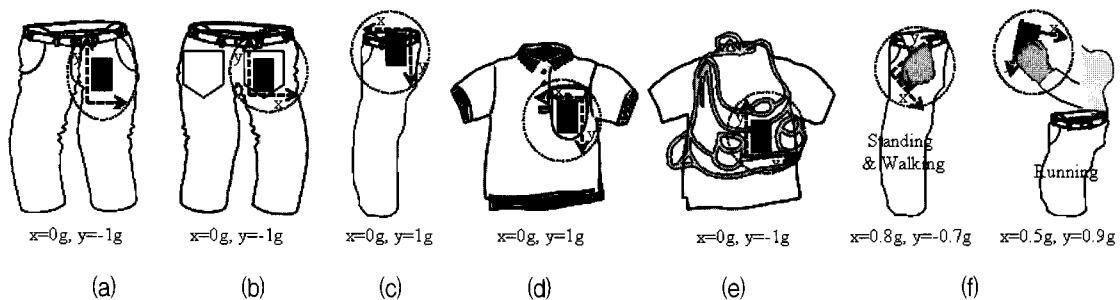


그림 2. 서기, 걷기, 뛰기 상태에서 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치와 가속도센서의 방향

Fig. 2. A various of positions in which handheld devices can be carried by a user and orientations of the accelerometer in standing, walking, and running.
(a) Front pocket, (b) Hip pocket, (c) Waist, (d) Shirt pocket, (e) Backpack, (f) Handhold.

는 필터를 설계하였다.

핸드헬드 단말기 상에서 사용자의 활동을 추정하기 위해서는 light-weight 신호 처리 알고리즘을 개발하는 것이 필요하다. 따라서 본 논문에서는 SHPF를 사용하였고, 그것의 주파수 특성을 분석하였다.

SHPF의 전달 함수(H)와 이득(K)은 다음과 같이 표현된다.

$$H(z = e^{j\omega}) = K \frac{(z - z_1)(z - z_2)}{(z - p_1)(z - p_2)} \quad (2)$$

$$K = \frac{(1 + p_1)(1 + p_2)}{4} \quad (3)$$

여기서 z_1 과 z_2 는 영점들이며, p_1 과 p_2 는 극점들이다.

식 (2)는 다음과 같이 차분 방정식으로 표현된다.

$$a_f[n] = (p_1 + p_2) \cdot a_f[n-1] - p_1 \cdot p_2 \cdot a_f[n-2] + K \cdot (a[n] - 2a[n-1] + a[n-2]) \quad (4)$$

여기서 a 는 가속도센서의 원 신호이고, a_f 는 SHPF에 의해 필터링된 신호이다.

그림 3은 z 평면상에서 극점들의 이동에 따른 SHPF의 주파수 응답 특성과 영점들과 극점들의 위치를 보여

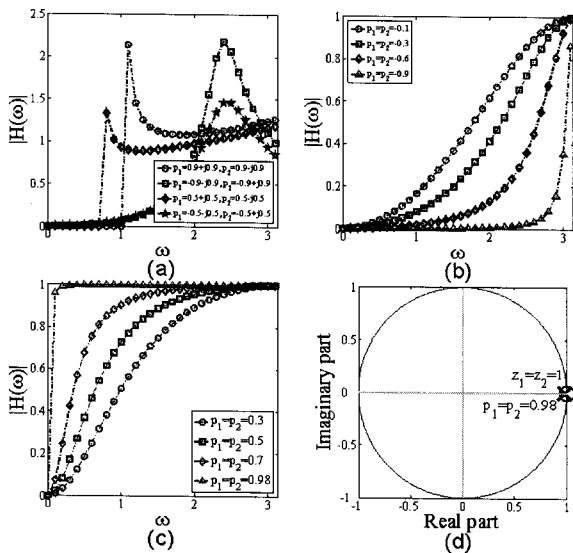


그림 3. SHPF의 주파수 응답 곡선. 극점들의 값이 (a) 복소수, (b) 실수 & 좌반 평면, (c) 실수 & 우반 평면, (d) z 평면에서 영점과 극점의 위치

Fig. 3. Frequency response curve of the SHPF: The pole values are (a) Complex numbers, (b) Real numbers & left half plane, (c) Real numbers & right half plane. (d) Pole-zero plot on the z -plane.

준다. 극점들의 값이 복소수 일 때, SHPF의 전달 함수의 크기에 대한 주파수 응답 곡선의 진폭 스펙트럼은 특정 주파수 영역에서 Peaking 을 가진다 (그림 3(a)). 또한 극점들이 실수 값을 가지면서 z 평면상에서 좌반 평면으로 이동할수록 SHPF의 이득은 감소된다. 이러한 이유들로 인하여 SHPF는 잡음 성분뿐만 아니라 일정량의 운동 가속도 성분도 제거하게 된다(그림 3(b)). 그리고 SHPF의 주파수 응답 곡선은 통과 영역 내에서 주파수에 따라서 서로 다른 진폭 특성을 가지므로 SHPF는 운동 가속도 성분에 많은 영향을 준다(그림 3(b)). 이와 대조적으로 극점들이 실수 값을 가지면서 z 평면상의 우반 평면으로 이동할수록 주파수 응답 곡선의 스키트 특성이 좋아져서 SHPF는 순수한 잡음 성분만을 제거할 수 있다. 게다가 통과 영역 내에서, 주파수 응답 곡선은 최대 평탄 특성을 가지므로 주파수에 따라서 일정한 진폭 특성을 가진다. 이러한 극점들의 값을 가지는 SHPF는 운동 가속도 성분에 영향을 거의 미치지 않는 필터이다(그림 3(c)).

그림 4는 훈련 데이터를 포함하고, 18 가지 상황 정보들(3 가지의 사용자 활동 상태 \times 6 가지의 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 위치) 중 대표적인 1 가지 상황 정보(앞주머니에 휴대하여 걷기 상태)에 대한 가속도센서 Y 축의 각각의 원 시계열 가속도 데이터와 SHPF에 의해서 필터링 된 시계열 가속도 데이터를 보여준다. SHPF의 극점들의 모든 위치에서 중력 가속도 성분은 제거 되었지만, 극점들의 값이 복소수이거나 또는 극점들의

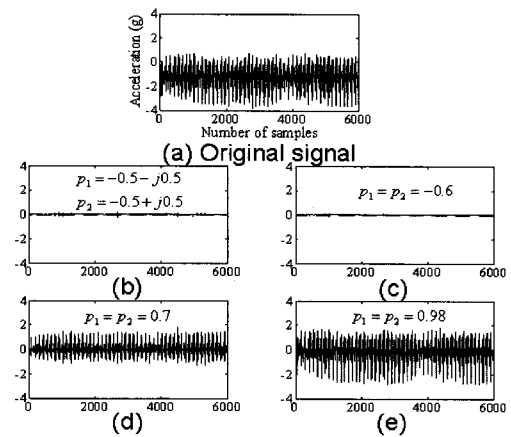


그림 4. 원 시계열 가속도 데이터와 SHPF의 극점 이동에 대한 필터링 된 시계열 가속도 데이터.

(a) 원 신호. (b), (c), (d), (f) 필터링 후의 신호
Fig. 4. Raw signal and signal filtered by the SHPF for Y-axis of the accelerometer. (a) Original signal. (b), (c), (d), (e) The filtered signal.

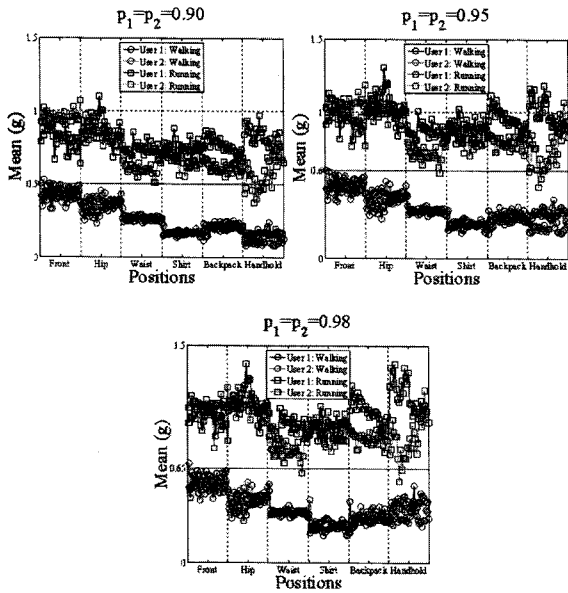


그림 5. SHPF의 극점 이동에 따른 필터링 된 시계열 데이터의 크기에 대한 평균의 분포
 Fig. 5. Distribution of the mean values for the magnitude of the time-series acceleration data filtered by the SHPF.

값이 실수이면서 z 평면상의 좌반 평면으로 이동할수록 운동 가속도 성분에 많은 영향을 미친다는 것을 알 수 있다. 그러나 SHPF의 극점들의 값이 실수이면서 z 평면상의 우반 평면으로 이동 할수록, 즉 극점의 값이 “1”에 가까워질수록 SHPF는 중력 가속도 성분을 제거하고, 운동 가속도 성분에는 거의 영향을 미치지 않았다. 따라서 본 논문에서는 극점들의 값들이 0.98로 선택되었고, 이러한 극점들의 값은 실제로 실험(특징 추출 분석과 성능 평가 실험)을 통하여 선택된 적절한 값이다. 이것은 그림 3에서 설명한 SHPF의 주파수 특성 분석과 일치한다. 이 필터의 경우, 극점들의 위치를 고려할 때 모든 극점들이 단위 원 내에 있으므로 안정된 필터임을 알 수 있다.

V. 사용자 활동 상태 추정

1. 특징 추출

사용자의 활동을 추정하기 위한 특징 추출 단계에서 일반적으로 고려해야 할 사항은 인식되기 위한 사용자의 활동에 대한 전체 시계열 가속도 데이터로부터 분류 가능성이 있는 특징과 윈도우 길이 결정, 그리고 특징들의 조합과 윈도우 길이의 조합이다.

특징 추출을 위한 시계열 가속도 데이터는 2명의 피실험자로부터 수집되었다. 피실험자는 그림 2에서와 같이

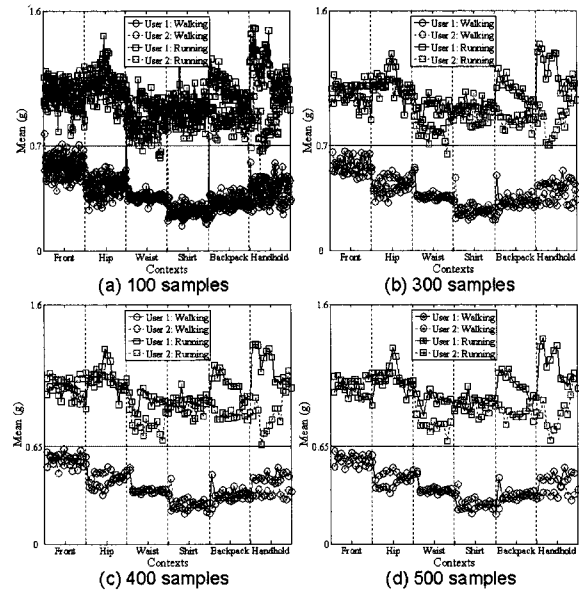


그림 6. 다양한 윈도우 길이에서 필터링 된 시계열 가속도 데이터의 크기에 대한 평균의 분포
 Fig. 6. Distribution of the mean values for the magnitude of the time-series acceleration data filtered by the SHPF over different window lengths.

각각의 활동 상태와 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 각각의 위치에서 약 1분 동안 활동했다. 사용자의 활동 상태 분류를 위한 추정 시간은 2초 간격으로 설정하였다.

사용자의 정적인 활동과 동적인 활동의 구분은 표준편차에 의해서 쉽게 구분할 수 있다^[6]. 그러나 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치, 개개인의 특성, 사용자의 활동 상태가 동적일 경우 등과 같은 요인으로 발생하는 가속도센서의 자세 변화에 따른 중력 가속도 성분의 변화 때문에 모든 경우에 동일한 특징을 적용할 수 없다. 따라서 사용자의 활동 상태를 분류하기 위해서 사용된 기존의 특징과 모든 사용자에게 동일한 특징을 적용할 수 없기 때문에, 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 모든 위치에서 수집된 가속도센서의 시계열 가속도 데이터를 정규화하는 기법이 필요하다.

본 논문에서는 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 모든 위치에서 걷기 상태와 뛰기 상태를 분류하기 위한 특징은 SHPF에 의하여 필터링 된 시계열 가속도 데이터의 크기에 대한 평균을 이용하였다.

그림 5는 특징 추출을 위해 참가한 2명의 피실험자로부터 수집된 시계열 가속도 데이터를 SHPF를 이용하여 필터링한 후 필터링된 시계열 가속도 데이터의 크기에 대한 평균의 분포를 보여준다. 이것은 사용자가 핸드헬

드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치뿐만 아니라 새로운 사용자의 추가와 사용자의 개개인적인 특성에 관계 없이 걷기 상태와 뛰기 상태를 구분할 수 있는 좋은 특징이다.

사용자의 걷기 상태와 뛰기 상태를 분류하기 위한 SHPF의 적절한 극점들을 선택하기 위해서, SHPF의 극점 이동에 대한 제안된 특징의 성능을 분석하였다. 앞에서 설명한 SHPF의 주파수 특성에서 SHPF의 극점들이 z 평면상에서 "1"에 가까워질수록 운동 가속도 성분에 영향을 미치지 않고 중력 가속도 성분만 제거할 수 있음을 보였다. 그러므로 SHPF의 극점들이 0.90일 때보다 0.95 또는 0.98일 때 원 시계열 가속도 데이터를 필터링하는 것이 사용자의 걷기 상태와 뛰기 상태를 구분하기 위해서 제안된 특징의 성능을 향상 시켰다(그림 5). 그러나 SHPF의 극점들이 0.95와 0.98인 경우에서 제안된 특징은 거의 비슷한 성능을 보인다. 본 논문에서는 SHPF의 적절한 극점들을 선택하기 위해서 UAES의 성능 평가를 통하여 이들 극점들의 값을 0.98로 결정하였다. 따라서 이후부터는 SHPF의 두 극점들의 값으로서 0.98을 이용하여 가속도센서의 원 시계열 가속도 데이터를 정규화하는데 사용하였다.

추정 시간은 윈도우 길이와 관련되어 있다. 즉 윈도우 길이에 의해서 추정 시간이 결정된다. 추정 시간은 사용자의 활동 상태 인식을뿐만 아니라, 그것의 응용에 따라서 고려되어야 한다. 예를 들어, 사용자 활동 추정 기법이 건강관리를 위한 응용으로 사용될 경우에는 피실험자의 활동에 컴퓨터가 직접적으로 반응하지 않는 것, 즉 장기간

간 모니터링 하는 것이므로 비교적 짧은 추정 시간이 요구되지 않는다. 그러나 핸드헬드 단말기의 UI(User Interface)를 위한 응용으로 사용될 경우에는 피실험자의 활동에 컴퓨터가 즉각적으로 반응하여 제어 이벤트를 발생시켜야 하므로 비교적 짧은 추정 시간이 요구된다.

추정 시간을 결정하기 위해서 윈도우 길이와 오버랩 비율을 조사하였다. 특징은 100, 200, 300, 400, 500샘플의 윈도우로 계산된다. 이러한 윈도우들은 각각 1초, 2초, 3초, 4초, 5초에 대응된다. 그림 5에서 의 극점들이 0.98인 것(윈도우 길이: 200 샘플)과 그림 6은 각각의 윈도우 길이에 대한 제안된 특징의 성능을 보여준다. SHPF의 극점들이 0.98일 때 원 시계열 가속도 데이터를 정규화한 것이다. 실험 결과에서 윈도우의 길이가 100샘플일 경우에는 나머지 윈도우 길이들보다 제안된 특징의 성능이 현저히 낮았다. 그 이외의 경우에는 윈도우의 길이가 길어질수록, 즉 사용자의 활동을 추정하기 위한 추정 시간이 길어질수록 제안된 특징의 성능은 향상되었지만, 그 차이는 비교적 작았다.

사용자의 활동을 추정하기 위한 오버랩 비율에 대한 실험에서는, 모든 추정 시간에 대해서 0%, 25%, 50%, 75%의 오버랩 비율이 고려되었다. 실험 결과로부터 오버랩을 하지 않은 것과 오버랩을 한 것에 대한 제안된 특징의 성능 차이는 비교적 적었다. 따라서 오버랩 비율은 사용자의 활동을 분류하기 위한 인식의 정확도에 영향을 미치지 않는다.

본 연구에서 UAES 은 핸드헬드 단말기의 UI의 응용으로 사용될 목적이므로 윈도우 길이는 200샘플과 오버

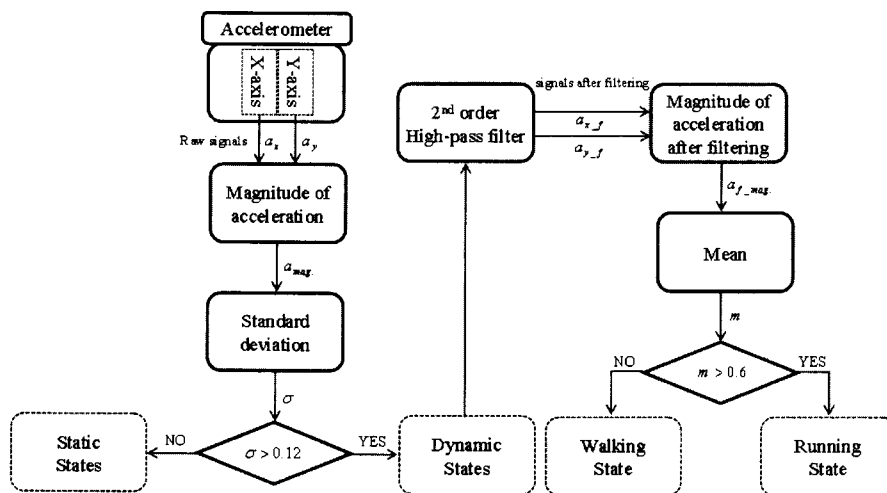


그림 7. 사용자 활동 추정을 위한 제안된 알고리즘

Fig. 7. The proposed algorithm for user activity estimation.

랩 비율은 오버랩을 하지 않는 것이 선택되었다. 결과적으로 추정 시간은 2초로 선택되었다.

2. 분류 알고리즘

사용자의 활동을 추정하기 위한 특징 추출 단계에서, 표준편차는 사용자의 정적인 상태와 동적인 상태를 구분할 수 있었고, SHPF에 의해 필터링된 시계열 가속도 데이터의 크기에 대한 평균은 사용자의 걷기 상태와 뛰기 상태를 구분할 수 있음을 보였다. 자연적으로 의사결정 구조를 유도하는 이러한 종류의 추론은 이전 연구에서 사용한 분류기들 보다 명백히 효과적인 것이다.

그림 7은 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치, 개개인의 특성, 사용자에게 관계없이 사용자의 활동을 추정하기 위해서 본 논문에서 제안하는 사용자 활동 추정 알고리즘을 보여준다.

표 1은 SHPF의 극점들이 0.98인 것에서 추출된 각각의 활동에 대한 특징들의 최소값, 최대값, 평균값, 임계치 값을 나타낸다. 사용자의 활동을 추정하기 위한 임계치의 결정은 휴리스틱 방법을 사용하였다.

표 1. 사용자 활동 추정을 위해 추출된 특징들의 최소값, 최대값, 평균, 임계치

Table 1. The min, max, mean, and threshold values of extracted features for the user activity estimation.

Feature	Activity	Min(g)	Max(g)	Mean(g)	Threshold(g)
Standard deviation	Static	0.0068	0.0134	0.0093	≤ 0.12
	Dynamic	Walking	0.1586	0.7182	
		Running	0.3503	1.0913	0.7792
Mean	Walking	0.1819	0.6055	0.3614	≤ 0.6
	Running	0.5171	1.2987	0.9277	> 0.6

VI. 실험 결과 및 분석

특징 추출 단계에서 논의된 SHPF의 극점들과 임계치 분석 테스트에서 논의된 임계치 값들을 이용하여 UAES의 성능을 평가하였다. 사용자의 활동 분류의 정확도를 평가하기 위해서 10명의 남자 피실험자들(나이: 23~35세, 평균나이: 27세)이 본 실험에 참가하였다. 이들로부터 테스트 데이터는 두 가지 방법으로 수집되었다. 첫 번째 방법은 본 논문에서 제시한 데이터 수집 프로토콜과 동일한 방법으로 데이터를 수집하였고, 두 번째 방법은 핸

드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치에서 피실험자들이 핸드헬드 단말기를 자유롭게 휴대하는 방법으로 데이터를 수집하였다.

1. 극점 결정

SHPF의 두 극점들을 결정하기 위해서 극점들을 0.90에서부터 0.99까지 0.01간격으로 테스트 데이터에 적용하여 UAES의 정확도를 평가하였다. 이 때, 사용자의 걷기 상태와 뛰기 상태를 분류하기 위한 임계치 값으로 0.6 g를 사용하였다. 그림 8에서 SHPF의 극점들이 "1"에 가까울수록 제안된 UAES의 성능이 향상됨을 알 수 있고, 특히 SHPF의 극점들이 0.98의 값을 가질 때 성능이 가장 뛰어났다. 그림 9에서 사용자의 활동에 따라서 가속도센

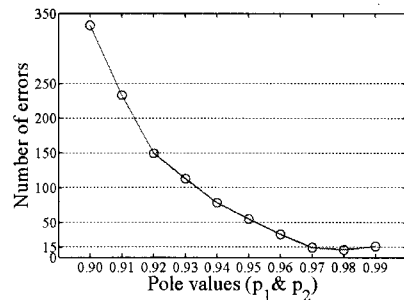


그림 8. SHPF의 극점들에 대한 UAES의 성능 비교
Fig. 8. The performance comparison of the UAES over different pole values of the SHPF.

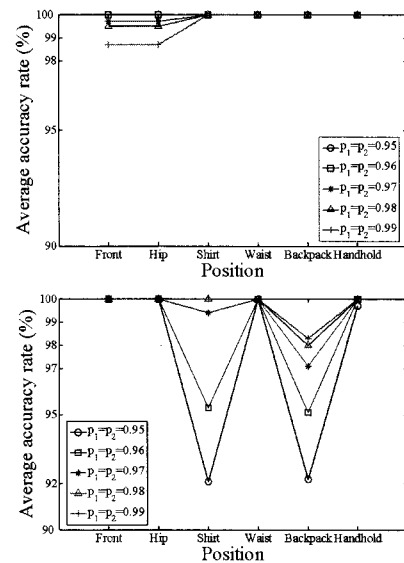


그림 9. SHPF의 극점 선택을 위한 핸드헬드 단말기의 위치 별 UAES의 성능 비교
Fig. 9. The performance comparison of the UAES over different positions of the handheld device for selecting the pole values of the SHPF.

서의 자세가 비교적 덜 변화하는 걷기 상태에서는 5 가지 극점들의 값에 관계없이 UAES의 정확도는 거의 일정하였지만, 뛰기 상태에서는 SHPF의 극점들에 따라서 많은 차이가 있었다. 특히 SHPF의 극점들의 값이 z 평면의 좌반으로 이동할수록 뒷주머니 또는 가방에 휴대한 위치에서 UAES의 정확도가 낮음을 알 수 있다. 이러한 원인은 가속도센서의 자세가 변화할 수 있는 여지가 많기 때문이다. 이는 가속도센서의 출력 성분 중 중력 가속도 성분에 많은 영향을 미치게 된다. 따라서 중력 가속도 성분을 완전히 제거할 수 있는 SHPF의 극점들이 "1"에 가까운 0.98을 사용해야 한다. 이것은 앞 장에서 설명한 SHPF의 주파수 특성 실험과 일치하는 것이다.

2. 임계치 결정

사용자의 걷기 상태와 뛰기 상태를 분류하기 위한 임계치를 결정하기 위해서 임계치 분석 테스트에서 얻어진 후보 임계치들(0.55g~0.64g)을 0.01 g 간격으로 UAES의 성능을 평가하였다. 이 때, SHPF의 극점은 0.98이 사용되었다. 그림 10에서 사용자의 걷기 상태와 뛰기 상태를 분류하기 위한 임계치 값이 0.6 g 일 때, UAES의 성능이 가장 뛰어났다. 그림 11에서 0.6 g의 임계치 값을 기준으로 임계치 값이 0.6 g 보다 낮을수록 걷기 상태에 대한 UAES의 성능이 저하되었고, 임계치 값이 0.6 g 보다 높을수록 뛰기 상태에 대한 UAES의 성능이 저하되었다. 그림 11(a)에서 걷기 상태에서는 핸드헬드 단말기가 피실험자들의 앞주머니와 뒷주머니에 위치한 경우가 다른 경우들보다 UAES의 성능이 저하되었다. 이러한 원인은 핸드헬드 단말기가 피실험자들의 앞주머니와 뒷주머니에 위치한 경우가 다른 위치에서 휴대되는 것보다

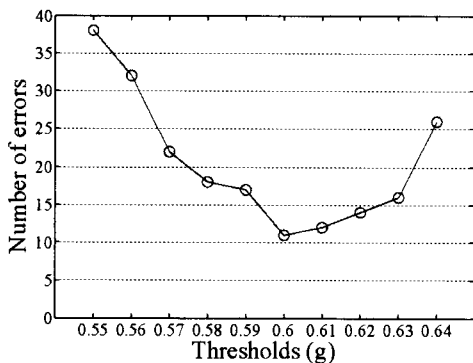


그림 10. 임계치 값에 대한 UAES의 성능 비교
 Fig. 10. Performance comparison of the UAES over different threshold values.

핸드헬드 단말기가 피실험자들의 신체에 영향을 많이 받기 때문이다. 그림 11(b)에서 뛰기 상태에서는 핸드헬드 단말기의 자세가 비교적 많이 변화하는 뒷주머니와 가방에 휴대되는 경우가 다른 경우들보다 UAES의 성능이 저하되었다.

결과적으로 사용자의 활동 추정을 위한 SHPF의 극점들의 값으로 0.98이 선택되었고, 정적인 활동 상태와 동적인 활동 상태를 구분하기 위한 임계치 값은 원 시계열 가속도 데이터의 표준편차에 의한 0.12 g가 선택되었고, 걷기 상태와 뛰기 상태를 구분하기 위한 임계치 값은 SHPF에 의하여 필터링된 시계열 가속도 데이터의 평균에 의한 0.6 g가 선택되었다.

결정된 SHPF의 극점과 임계치 값들을 이용한 사용자 활동 분류의 정확도에 대한 실험 결과를 표 2에서 나타내었다. 표 2 내의 두 숫자들은 UAES에 의해서 2초 간격으로 사용자의 활동을 추정된 횟수와 실험자에 의해서 사용자의 실제 활동 상태를 관찰한 횟수이다. 실험 결과로부터 데이터 수집 프로토콜에 의해서 수집된 시계열 가속도 데이터에 대한 UAES의 정확도는 100%였고, 핸드헬드 단말기를 자유롭게 휴대한 경우는 99.8%였다. 따라서 본 논문에서 제안된 UAES는 사용자가 핸드헬드 단

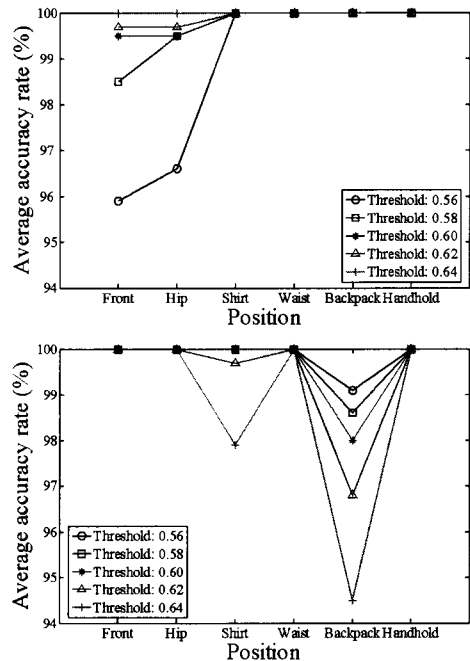


그림 11. 임계치 값 선택을 위한 핸드헬드 단말기의 위치 별 UAES의 성능 비교
 Fig. 11. The performance comparison of the UAES over different positions of the handheld device for selecting the threshold values.

표 2. UAES에 의해 추정된 활동 분류 결과 ($p_1 = p_2 = 0.98$, $Threshold = 0.60$)

Table 2. The classification results of the activities estimated by the UAES.

Subject	Data Collection Protocol					Freely Carrying						
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J		
Activity	Static	100% (198/198)	100% (199/199)	100% (197/197)	100% (201/201)	100% (195/195)	100% (192/192)	100% (197/197)	100% (199/199)	100% (195/195)	100% (202/202)	
		Walking	S1	100% (37/37)	100% (36/36)	100% (37/37)	100% (35/35)	100% (35/35)	100% (43/43)	100% (41/41)	95% (41/43)	100% (40/40)
	S2		100% (36/36)	100% (37/37)	100% (35/35)	100% (35/35)	100% (35/35)	100% (41/41)	100% (40/40)	98% (41/42)	98% (40/41)	100% (39/39)
	S3		100% (32/32)	100% (33/33)	100% (34/34)	100% (37/37)	100% (31/31)	100% (36/36)	100% (41/41)	100% (39/39)	100% (41/41)	100% (40/40)
	S4		100% (30/30)	100% (33/33)	100% (36/36)	100% (36/36)	100% (31/31)	100% (36/36)	100% (36/36)	100% (36/36)	100% (35/35)	100% (35/35)
	S5		100% (35/35)	100% (37/37)	100% (36/36)	100% (34/34)	100% (35/35)	100% (42/42)	100% (42/42)	100% (40/40)	100% (39/39)	100% (38/38)
	S6		100% (34/34)	100% (35/35)	100% (35/35)	100% (35/35)	100% (34/34)	100% (44/44)	100% (41/41)	100% (36/36)	100% (36/36)	100% (34/34)
	Running	S1	100% (34/34)	100% (31/31)	100% (34/34)	100% (34/34)	100% (31/31)	100% (41/41)	100% (38/38)	100% (41/41)	100% (38/38)	100% (38/38)
		S2	100% (32/32)	100% (34/34)	100% (32/32)	100% (32/32)	100% (32/32)	100% (42/42)	100% (35/35)	100% (37/37)	100% (37/37)	100% (37/37)
		S3	100% (31/31)	100% (31/31)	100% (32/32)	100% (33/33)	100% (32/32)	100% (36/36)	100% (36/36)	100% (36/36)	100% (36/36)	100% (37/37)
		S4	100% (32/32)	100% (34/34)	100% (32/32)	100% (33/33)	100% (32/32)	100% (38/38)	100% (35/35)	100% (36/36)	100% (38/38)	100% (36/36)
		S5	100% (34/34)	100% (35/35)	100% (33/33)	100% (35/35)	100% (34/34)	100% (22/22)	100% (39/39)	100% (38/38)	100% (36/36)	81% (29/36)
S6		100% (27/27)	100% (31/31)	100% (25/25)	100% (32/32)	100% (31/31)	100% (35/35)	100% (38/38)	100% (37/37)	100% (36/36)	100% (35/35)	

Symbols in the Table: S1 for front pocket, S2 for hip pocket, S3 for shirt pocket, S4 for waist, S5 for backpack, S6 for handhold, and A ~ J for participants in the experiment.

말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치, 개개인의 특성, 다양한 사용자에게 관계없이 사용자의 활동 상태를 분류하기 위한 효율성을 증명하기에 충분한 성능을 보였다.

동을 분류하기 위한 효율성을 증명하기에 충분한 성능을 보임을 실험적으로 증명하였다.

참고 문헌

IV. 결론

본 논문에서는 가속도센서를 이용하여 사용자의 불편함을 최소화하기 위해서 무구속적인 활동 신호 측정법에 의한 UAES를 제안하였다. 이는 기존의 연구와는 달리 사용자가 휴대하고 있는 핸드헬드 단말기의 상태에 의해서 활동을 추정하는 기법이다. 사용자 활동 추정 기술이 실생활에서 유용하게 사용되기 위해서 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치가 고려되었다.

사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치, 사용자의 활동 상태 또는 개인적인 특성 등에 의해서 변화되는 가속도센서의 출력 중 중력 가속도 성분의 변화를 최소화하기 위해서 시계열 가속도 데이터를 일반화하는 필터인 SHPF를 제안하였다.

UAES의 성능 평가에 대한 실험 결과로부터 사용자가 핸드헬드 단말기를 휴대할 수 있는 다양한 위치, 개개인의 특성, 사용자에게 관계없이 UAES는 사용자의 활

- [1] L. Bao, "Physical Activity Recognition from Acceleration Data under Semi-Naturalistic Conditions," MS thesis, MIT Media Laboratory, Massachusetts Institute of Technology, 2003.
- [2] J. Parkka, et al., "Activity classification using realistic data from wearable sensors," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 53, no. 1, pp. 133-139, Jan. 2006.
- [3] L. Bao and S. S. Intille, "Activity recognition from user-annotated acceleration data," *Proceedings 2nd International Conference on Pervasive Computing*, LNCS 3001, pp 1-14, 2004.
- [4] J. Mantyjarvi, J. Himberg, and T. Seppanen, "Recognizing human motion with multiple acceleration sensors," *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. 2, pp. 747-752,

2001.

[5] S. W. Lee and K. Mase, "Activity and location recognition using wearable sensors," *IEEE Pervasive Computing*, Vol. 1, no. 3, pp. 24-32, 2002.

[6] J. Baek, et al., "Accelerometer signal processing for user activity detection," *Knowledge-Based Intelligent Information and Engineering Systems*, LNAI 3215, pp. 610-617, 2004.

[7] J. Farrington, et al., "Wearable sensor badge and sensor jacket for context awareness," *In Proceedings of the 3rd International Symposium on Wearable Computers*, pp. 107-113, 1999.

[8] J. S. Yi, et al., "Context awareness via a single device-attached accelerometer during mobile computing," *In Proceedings of MobileHCI*, pp. 303-306, 2005.

[9] 지영준, 박광석, "무구속 생체신호 측정 기술의 현황과 전망", *전자공학회지*, 제32권, 제12호, 1520-1531쪽, 2005년

— 저 자 소 개 —



백 종 훈(정회원)
 2001년 대구대학교 전자공학과
 학사
 2003년 경북대학교 정보통신학과
 석사
 2003년 하이닉스 반도체 메모리
 연구소 연구원

2008년 경북대학교 정보통신학과 박사
 2008년~현재 삼성전자 DMC부문 무선사업부
 책임연구원
 <주관심분야: HCI, 상황인식 컴퓨팅, 웨어러블 컴
 퓨팅, 패턴인식>



윤 병 주(평생회원)-교신저자
 1993년 경북대학교 전자공학과
 학사
 1996년 한국과학기술원 전기 및
 전자공학과 석사
 2002년 한국과학기술원 전자전산
 학과 (전기 및 전자공학
 전공) 박사

1996년~2003년 하이닉스 반도체 시스템 IC
 사업부 선임 연구원
 2003년~2005년 경북대학교 차세대정보통신
 연구소 기금교수 (조교수대우)
 2005년~현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부
 기금교수 (부교수대우)
 <주관심분야 : 멀티미디어 신호처리, 영상 압축,
 H.264, SVC, HCI, 패턴인식>