

# 가속도센서를 이용한 상황인식 시스템

## Ambulatory System for Context Awareness Using a Accelerometer Sensor

진계환, 이상복, 최훈\*, 서재원\*, 배현덕\*, 이태수

충북대학교 의과대학, 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부\*

Gye-Hwan Jin(ghjin@chungbuk.ac.kr), Sang-Bock Lee(sblee@ubdc.re.kr),

Hun Choi(eliga@cbnu.ac.kr)\*, Jae-Won Suh(sjwon@chungbuk.ac.kr)\*,

Hyeon-Deok Bae(hdbae@chungbuk.ac.kr)\*, Tae-Soo Lee(tslee@chungbuk.ac.kr)

### 요약

본 논문에서는 유비쿼터스 컴퓨팅 기술의 여러 응용 서비스에서 가장 핵심적인 요소 기술 중의 하나인 사용자의 상황인식시스템에 대하여 기술한다. 제안하는 시스템은 실험 대상자의 우측 상완에 착용하는 SenseWear® PRO2 Armband (BodyMedia사)에 내장된 2차원 가속도센서를 이용하여, 센서에서 출력되는 가속도 변화량의 절대치의 평균치인 MAD(mean of absolute difference)를 계산하여 활동량을 정량화 하였으며, PC 기반의 눕기, 앉기, 걷기, 뛰기 4단계 동작의 인체동작상태 구분과 한정된 응급상황을 인지하는 퍼지추론 시스템으로 구현하였다. 본 시스템으로 측정된 수직방향의 MAD는 눕기, 앉기, 걷기, 뛰기에서 각각 0.204 g/s, 0.373 g/s, 2.808 g/s, 16.243 g/s이었다. 이들을 이용하여 분석한 인체동작 인식률은 눕기, 앉기, 걷기 뛰기에 대하여 각각 96.7 %, 93.0 %, 95.2 %, 98.4 %로 나타났으며, 제한된 상황에서의 응급상황인식률은 100 %이었다.

■ **중심어** : | 상황인식 | 가속도센서 | 퍼지추론시스템 | 인체동작상태 | 응급상황인지 | 활동량 |

### Abstract

This paper describes user context awareness system, which is one of the most essential technologies in various application services of ubiquitous computing. The proposed system used two-axial accelerometer, embedded in SenseWear® PRO2 Armband (BodyMedia). When it was worn on the right upper arm of the experiment subjects, MAD (mean of absolute difference) value of the sensor data was calculated to quantify the amount of the wear's activity. Using this data, PC-based fuzzy inference system was realized to distinguish human motion states, such as, lying, sitting, walking and running and to recognize the restricted emergency situations. In laboratory experiment, the amount of activities for lying, sitting, walking and running were 0.204 g/s, 0.373 g/s, 2.808 g/s and 16.243 g/s respectively. The recognition rates of human motion states were 96.7 %, 93.0 %, 95.2 % and 98.4 % respectively for lying, sitting, walking and running. The recognition rate of restricted emergency situation was 100%.

■ **Keyword** : | Context Awareness | Accelerometer | Fuzzy Inference System | Motion | Emergency | Activity |

\* 본 연구는 한국과학재단에서 지원하는 2005년도 생체계측신기술 연구센터 연구과제와 산업자원부 지역산업기술개발사업 (중점기술개발사업)의 지원으로 수행되었습니다(과제번호: 10017508).

접수번호 : #050802-004

심사완료일 : 2005년 08월 12일

접수일자 : 2005년 08월 02일

교신저자 : 이태수, e-mail : tslee@chungbuk.ac.kr

## I. 서론

통계청의 자료에 의하면 우리나라도 2000년 고령화 사회로 진입하였으며, 2019년에는 고령 사회가 될 것으로 예측하고 있다. 따라서 활용 가능한 경제적자원인 고령인의 건강관리의 질을 유지시키거나 향상시켜, 자립 생활을 지원하기 위해서는 인체의 동작상태 구분, 응급 상황인지, 활동량의 정량화 등의 상황인식 기술이 필요하다. 이러한 사용자 상황인식은 유비쿼터스 컴퓨팅의 여러 응용 서비스에서 가장 핵심적인 요소 기술 중의 하나이다. 여기서 상황(context)이란 용어를 Dey는 상황은 사용자와 시스템(응용 프로그램) 간의 상호 작용에 연관된 존재물(사람, 장소, 사물 등)을 특징짓는 모든 형태의 정보로 정의하였다[1]. 이와 같이 상황은 실제 시스템-이동 통신 기기 및 환경 속에 내재되어 있는 기기-사용자에게 서비스를 제공할 때 관련된 모든 정보로서, 이런 정보를 자동적으로 시스템이 감지하여 사용자의 현재 상황에 따라 적절한 정보 혹은 서비스를 제공할 수 있는 시스템을 상황 인식 시스템(context awareness system)이라고 하며 유비쿼터스 컴퓨팅 시스템의 필수적인 기능으로 인식되고 있다[2].

상황인식 기술에 사용되고 있는 센서로 작고 가벼운 마커를 몸에 부착하여 생체역학과 동작상태 등을 분석하는 VICON사의 옵티컬 모션 캡처는 매우 정밀한 기기이지만, 카메라를 설치한 제한된 공간에서만 이용이 가능하며, 마크가 카메라에 보이지 않는 영역이 있는 단점이 있다. 그리고 허리, 손목, 발목에 착용하여 상하진동을 감지하거나 가속도 변화를 측정하는 만보계와 스프링 움직임을 감지하여 회전 운동 측정하는 Actometer 등은 활동량 정보는 제공하지만 인체의 동작상태 정보를 알아낼 수 없다. 반면에 중력가속도와 속도가속도를 측정하는 가속도센서를 이용하면 인체의 동작상태 정보와 활동량의 정량적 측정이 가능하고, 이에 관한 다양한 연구들이 진행되고 있다[3][4].

본 논문에서 구현한 상황인식 목표는 TV시청, 독서, 사무 등의 복잡한 상황을 배제하고, 눕기, 앉기, 걷기, 뛰기 4단계 동작으로 인체동작상태 구분을 단순화하였고, 각각의 연속된 동작에서 일어나기 힘든 뛰다가 눕는

경우와 걷다가 눕는 경우, 일정기간 움직임이 없을 때를 응급상황으로 제한하였고, 움직임에 따른 가속도 변화량의 절대치의 평균치인 MAD(mean of absolute difference)로써 활동량을 정량화하였다.

Zadeh에 의해 처음으로 소개된 퍼지(fuzzy)라는 용어는 보통집합의 확장 개념으로 어떤 사실이 얼마나 정확한가를 사람이 느끼는 감각에 맞추어 확률로 나타냄으로써 애매한 정보를 효과적으로 처리 할 수 있어 그 응용범위가 확대되고 있다. 특히 퍼지 논리를 이용한 퍼지 논리 제어기(fuzzy logic controller)는 제어대상의 연산에 있어서 정확한 수학적 모델링이 불필요하고 단순한 방법의 연산과정만으로 가능하므로 하드웨어 구현이 쉬우며, 연산은 병렬처리 계산을 가능케 하여 제어속도가 빠르다는 장점을 갖는다[5][6]. 애매한 정보인 인체동작상태 구분과 응급상황인지에 대한 상황인식(context awareness)을 효과적으로 처리하기 위하여, 이와 같은 장점을 가진 퍼지이론을 인간의 의사결정 능력을 모방할 수 있는 도구로써 활용하였다.

본 논문에서는 실험 대상자의 오른쪽 상완에 착용하는 BodyMedia사에서 만든 SenseWear® PRO2 Armband(이하 Armband)에 내장된 MEMS(micro electro mechanical systems) 기술로 제작한 2차원 가속도센서와 PC 기반의 눕기, 앉기, 걷기, 뛰기 4단계 동작의 인체동작상태 구분과 한정된 응급상황을 인지하는 퍼지추론 시스템과 활동량을 정량화하는 가속도 변화량의 절대치의 평균치인 MAD을 이용하여 구현한 상황인식시스템의 방법과 그 결과에 대하여 기술하였다.

## II. 재료 및 방법

### 1. 데이터획득시스템

Armband 내에는 체온계(skin temperature sensor), 온도계(near-body temperature sensor), 가속도센서(accelerometer), 몸에서 발산되는 열량을 측정하는 센서(heat flux sensor), 피부의 전기전도도를 측정하는 센서(galvanic skin response sensor)가 있다[7]. 각각의 센서로부터 획득한 데이터는 Armband

내의 저장장치에 기록할 수 있다. Armband에 내장된 가속도센서는 아날로그 디바이스사의 ADXL202AE이며, 2축 방향의 가속도 측정이 가능하고, ±2 g의 측정 범위를 가지며, 3 V 전원 인가 시에 167 mV/g의 센싱 감도를 가지고 있다[8]. 피실험자의 오른쪽 상완에 데이터 획득시스템인 Armband를 [그림 1]과 같이 착용시키고, 가속도센서의 수직방향신호의 평균치(LAA, longitudinal accelerometer average), 수평방향신호의 평균치(TAA, transverse accelerometer average), 수직방향신호의 가속도 변화량의 절대치의 평균치(L-MAD), 수평방향신호의 가속도 변화량의 절대치의 평균치(T-MAD)를 1초당 1샘플 획득하였다.



그림 1. 실험 대상자의 SenseWear<sup>2</sup> PRO2 Armband 착용 환경

### 2. 실험환경

실험대상자는 18세에서 47세 사이의 5명의 남자와 2명의 여자들이었고, 나이, 키, 몸무게의 평균과 표준편차는 각각 32.57 ± 10.82세, 169.00 ± 8.16 cm, 61.57 ± 8.66 kg이었다. 일중주기(diurnal variation) 중의 인체 동작상태 구분과 활동량의 정량화 분석을 위하여 TV시청, 독서, 사무 등의 복잡한 상황을 배제하고, 눕기, 앉기, 걷기, 뛰기 4단계 동작으로 단순화하였다. 동작상태 구분을 위한 실험은 걷기(10 분) - 앉기(5 분) - 걷기(5 분) - 뛰기(7 분) - 걷기(10 분) - 앉기(10 분) - 눕기(10 분) 순으로 시행하였다. 누군가의 도움이 필요한 응급 상황은 눕기, 앉기, 걷기, 뛰기 4단계 동작 중에서 일상 생활 중에 연속하여 일어 힘든 상황인 뛰다가 눕는 경우와 걷다가 눕는 경우를 가정하였으며, 가정한 상황이

일어난 후에 일정기간 움직임이 없을 때를 응급상황이라 하였다. 응급상황인지를 위한 실험은 뛰기(5분)-쓰러지기(5분)-걷기(5분)-쓰러지기(5분) 순서로 시행하였다.

### 3. 퍼지 추론 시스템

퍼지추론 시스템(fuzzy inference system)은 입력 데이터 벡터를 스칼라 출력으로 대응시키는 시스템으로 [그림 2]와 같은 구조를 가지며, 퍼지화기, 퍼지규칙, 추론기, 역퍼지화와 같이 4가지 요소로 구성된다.

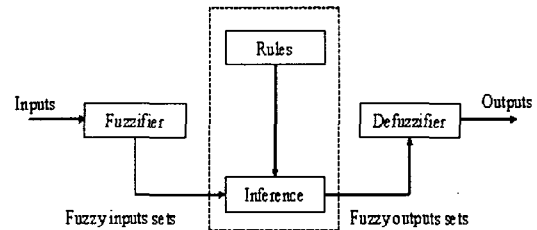


그림 2. 퍼지추론 시스템의 구조

퍼지화기는 입력을 퍼지 집합으로 대응시키는 것으로 언어변수로 되어 있는 규칙을 활성화시키기 위해서 필요하다. 퍼지 추론 시스템의 추론기는 규칙에 따라서 퍼지 입력집합에서 퍼지 출력집합으로 대응시키는 것으로, 예를 들면 어떤 상황을 이해한다든지 결정을 내려야 할 때 인간이 여러 가지 추론이 가능하듯이 퍼지추론 시스템도 이와 같은 기능을 하게 된다. 많은 경우에 퍼지 추론 시스템은 하나의 명확한 출력 값을 원하므로 디퍼지화기는 퍼지 출력 집합을 하나의 값으로 대응시킨다. 이와 같은 퍼지추론 시스템은 모델이 없거나 또는 환경이 너무 복잡하여 모델을 나타낼 수 없는 경우에 언어정보와 수치 데이터를 결합하는데 사용되며, 일반적으로 사용할 수 있는 결합방법은 다음과 같이 설명할 수 있다. 먼저 입출력 데이터 쌍이 다음과 같이 주어졌다고 가정하면,

$$\{x_1(n), x_2(n), x_3(n), x_4(n), y(n)\} \quad (1)$$

여기서  $x_1 \sim x_4$ 는 입력이고  $y$ 는 출력이다. 퍼지추론에서는 식 (1)과 같은 입출력 쌍으로부터 퍼지규칙의

집합을 생성시켜서  $f(x_1, x_2) \rightarrow y$ 의 대응을 통해 출력을 결정한다.

실험대상자의 운동상태의 추론을 위한 퍼지 알고리즘은 다음의 4단계로 하였다.

제1단계 : 입출력 공간을 퍼지구역으로 분할

변수  $x, y$ 의 값이 대부분 존재하는 구간을 여러 구역으로 나눈다. 이 각각의 구역을 높기, 앉기, 걷기, 뛰기라하며 각 구역에 퍼지 멤버쉽 함수를 할당한다. [그림 3]에서  $x$ (LAA, TAA, L-MAD, T-MAD)에 대해 4개 구역(Low, Middle, High, Very High)으로, 그리고  $y$  (membership for states)를 4개 구역(Low, Middle, High, Very High)으로 나눈 것이다. 여기서 소속함수의 형태는 삼각형과 사다리꼴형을 이용하였다.

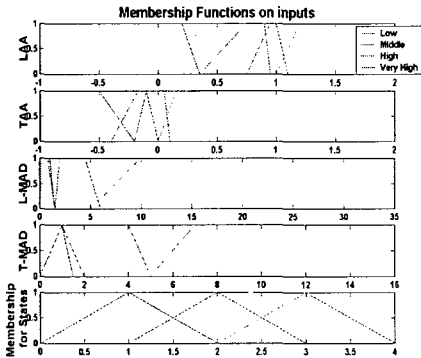


그림 3. 입출력 데이터의 소속정도

제2단계 : 주어진 데이터 쌍으로부터 퍼지규칙을 생성  
퍼지규칙의 생성은 각 구역에서 입출력 데이터 쌍의 소속정도(membership degree)와 전문가로부터 제공된 데이터와 실험을 통해 얻은 수치 데이터를 이용하여 결정한다. 확보된 입출력 데이터 쌍으로부터 AND 또는 OR와 같은 퍼지 연산자를 적용하여 다음과 같은 규칙을 생성한다.

규칙1: IF LAA is LOW and TAA is LOW, THEN  $y$  is Lying.

규칙2: IF LAA is MID and TAA is MID, THEN  $y$  is Sitting.

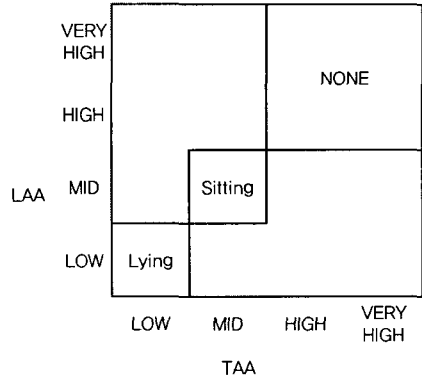
규칙3: IF L-MAD is HIGH and T-MAD is HIGH,

THEN  $y$  is Walking.

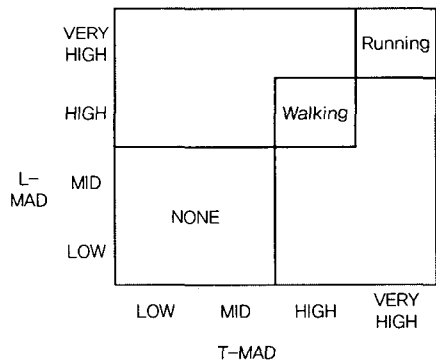
규칙4: IF L-MAD is HIGH and T-MAD is VERY HIGH, THEN  $y$  is Running.

제3단계 : 퍼지규칙

퍼지규칙 베이스는 [그림 4] (a)와 (b) 같은 형태를 가지며 생성한 퍼지규칙으로부터 then 결과가 각 칸에 할당된다. 예를 들어서 [그림 4] (a)에서 제 2 단계의 규칙 1에 대해서는 LAA의 LOW칸과 TAA의 LOW칸의 교차되는 칸에는 LOW가 할당된다. 그리고 만일 퍼지규칙 베이스의 각 칸에 하나이상의 규칙이 존재하면 각 규칙을 모두 만족하는 공통 소속정도가 할당된다. 이러한 방법으로 언어정보와 수치정보가 하나의 베이스를 이루게 된다. 이를 기초로 만일 언어규칙이 and 규칙이라면 하나의 칸이 채워지고 or 규칙이면 그 규칙의 if부분에 해당하는 행과 열이 다시 채워진다.



(a) 높기와 앉기의 퍼지 규칙에 의한 할당



(b) 걷기와 뛰기의 퍼지 규칙에 의한 할당

그림 4. 퍼지 규칙

제4단계 : 퍼지규칙을 기초로 하여 출력대응을 결정  
 입력 LAA, TAA, L-MAD, T-MAD를 센서로부터  
 받아서 미리 정해진 규칙에 의해 추론하게 된다. 추론이  
 끝난 후에 디퍼지화(defuzzification) 과정을 거쳐 인체  
 운동상태를 결정하게 된다. 먼저 4개의 입력에 대해 해  
 당 소속 함수로부터 각각의 상태에 대한 충족도(DOF:  
 degree of fulfillment)를 찾은 후 출력의 소속정도  
 $m_{O^i}^i$ 를 결정하기 위해서 max-min연산을 이용하여  $i$   
 번째 규칙의 if 부분을 다음 식으로 한다.

즉,

$$m_{O^i}^i = m_{I_1^i}(x_1) \cdot m_{I_2^i}(x_2) \quad (2)$$

여기서  $O^i$ 와  $I_1^i$ 는 각각 규칙  $i$ 에 대한 출력영역과  
 $j$ 번째 조건의 입력영역을 나타내고,  $\cdot$ 은 최소치 연산  
 자이다. 예로서 규칙 1의 경우는

$$m_{LOW}^1 = m_{LOW}(x_1) \cdot m_{LOW}(x_2) \quad (3)$$

으로 된다.

퍼지 알고리즘에서 비퍼지화는 추론 과정에 의해 구  
 한 결과(0~4까지 확률로 표현된 벡터)를 하나의 명확  
 한 수로 나타내는 과정이다. 퍼지시스템에서 데이터의  
 내부적인 표현은 일상적인 퍼지집합이지만 출력은 하나  
 의 명확한 수가 되어야 한다. 이를 위해 퍼지집합의 중  
 심을 찾는 무게 중심법(COA, Center of Area  
 method)이나 최대 수준을 갖는 값들의 평균을 취하는  
 최대 평균법(MOM, Mean of Maxima method)을 사  
 용한다. 본 논문에서는 출력을 결정하기 위해서 퍼지집  
 합의 중심을 찾는 방법이 보다 정확한 상태결정이 가능  
 하므로 식 (4)를 이용하는 최대 평균법(MOM)을 사용  
 하였다.

$$y = \frac{\sum_{i=1}^K m_{O^i}^i \cdot y^i}{K} \quad (4)$$

여기서  $K$ 는 퍼지규칙 베이스의 개수이고  $y^i$ 는 출  
 령영역  $O^i$ 의 중심이다. 본 연구에서는  $K$ 가 4이다.

### III. 결 과

#### 1. 인체동작상태

[그림 5]를 위에서 아래 순으로 살펴보면, 가속도센서  
 의 수직방향신호의 평균치(LAA), 수평방향신호의 평  
 균치(TAA), 수직방향신호의 가속도 변화량의 절대치  
 의 평균치(L-MAD), 수평방향신호의 가속도 변화량의  
 절대치의 평균치(T-MAD), 최하단인 The Results of  
 State는 LAA, TAA, L-MAD, T-MAD 데이터를 퍼  
 지 추론 시스템을 이용하여 분석한 눕기(~1), 앉기(~  
 2), 걷기(~3), 뛰기(~4)로 구분한 인체동작상태 결과  
 이다. 인체동작상태 결과는 준비(7분)-걷기(10 분)-앉  
 기 (5분)-걸기(5분)-뛰기(7분)-걸기(10분)-앉기(10  
 분)-눕기(10분) 순으로 시행된 실험환경에서 이미 알고  
 있는 부분과 일치한다. 실험환경에서의 눕기, 앉기, 걸  
 기, 뛰기에 대한 인체동작상태 인식률은 각각 96.7 %,  
 93.0 %, 95.2 %, 98.4 %로 나타났다.

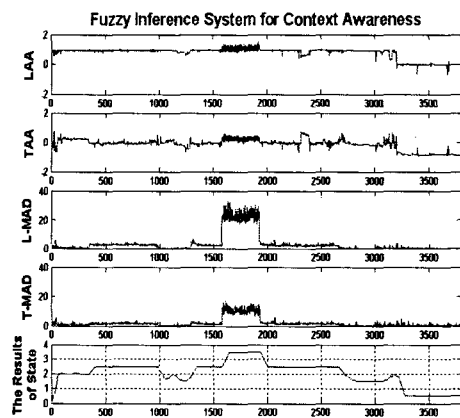


그림 5. 가속도센서 입력데이터와 눕기, 앉기, 걷기, 뛰기로  
 구분한 인체동작상태 결과

## 2. 응급상황인지

자립생활을 지원하기 위해서는 초기의 적절한 대응, 약물 치료의 최적화, 일반적인 건강상태의 모니터링이 지원되어야한다. 자립생활에서는 이러한 지원을 적절히 받을 수 없으므로, 병원과 요양원 찾게 된다. 고령인의 안전한 자립 생활을 위한 응급상황에 대한 평가가 쉽지 않고, 의료인의 도움을 필요로 하는 경우에 의식불명 상태에 빠질 경우 도움 받을 곳에 연락할 수 없다. [그림 6]은 뛰기(5분)-쓰러지기(5분)-걷기(5분)-쓰러지기(5분) 순서로 시행된 실험에서 가속도센서로부터 획득한 데이터인 LAA, TAA, L-MAD, T-MAD를 나타내고, 최하단인 The Results of State는 퍼지 추론 시스템을 이용하여 뛰기→바로 누운 자세, 걷기→바로 누운 자세에 의한 응급상황 발생을 구분한 결과이다. 제한된 실험환경에서의 응급상황인식은 100 %이었다.

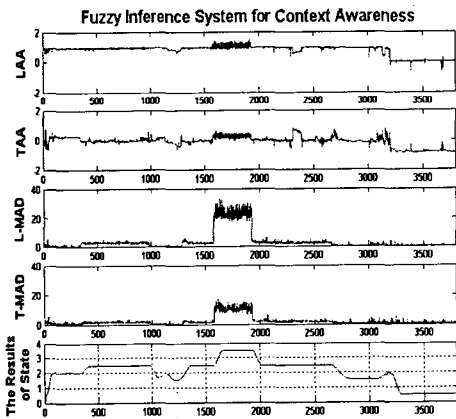


그림 6. 응급상황인지

## 3. 인체동작 상태에 따른 활동량

움직임에 따라서 변화하는 가속도 변화량의 절대치의 평균치인 MAD을 이용하여 인체동작 상태에 따른 활동량을 정량화하였다.

표 1. 인체동작 상태에 따른 활동량 (g/1 sec)

	Lying	Sitting	Walking	Running
T-MAD	0.283 ±0.100	0.503 ±0.199	2.138 ±0.290	7.957 ±2.502
L-MAD	0.204 ±0.057	0.373 ±0.089	2.808 ±0.427	16.243 ±4.936

[표 1]에서 인체동작상태에 따른 활동량은 눕기와 앉기의 동작에서는 수직방향보다 수평방향이 크고, 걷기와 뛰기 동작에서는 수직방향보다 수평방향이 크게 나타났다. 이것은 눕기와 앉기 동작은 수직방향보다 수평방향의 움직임 즉 활동량이 크고, 걷기와 뛰기 동작은 수평방향보다 수직방향의 활동량이 큼을 의미한다. 일일 활동량은 눕기, 앉기, 걷기, 뛰기 4단계 인체동작의 비율에 따른 차이에 따라서 달라지고, 같은 동작이라고 해도 개개인의 편차가 발생하였다.

## IV. 결론 및 고찰

본 논문에서 2 축의 가속도센서로부터 획득한 다중 입력 데이터를 퍼지추론 시스템을 이용하여 눕기, 앉기, 걷기, 뛰기 4 단계 인체동작상태 구분, 응급상황인지와 MAD를 이용하는 활동량의 정량화 방법을 제시하였다. 인체동작상태 인식을 결과가 눕기, 앉기, 걷기, 뛰기에 대하여 100%가 아니고, 각각 96.7%, 93.0%, 95.2%, 98.4%로 나타난 것은 입출력 데이터의 소속정도를 결정할 때, 입력 구간에서 겹치는 부분이 있고, 또한 출력 구간도 겹치는 구간이 있었고, 특히 앉기 동작에서 인식률이 다른 동작과 비교하여 상대적으로 낮은 것은 실험에서 공원용 나무의자에 기댈 수 있게 하였고, Armband를 착용한 팔의 동작을 제한하지 않았기 때문으로 여겨진다. 개선 방법으로 입출력 데이터의 소속정도를 변경하여야 할 것으로 생각되고, 제한된 응급상황 인식시스템에서 바로 누운 자세뿐만 아니라 엎드려 누운 자세까지 동시에 인식할 수 있도록 하려면, TAA 값을 |TAA|와 같이 절대치를 취해서 사용하여야 할 것이며, 이 경우 LOW는 "0", HIGH는 "1"에 대응되도록 하여 퍼지 규칙을 변경하여야 한다.

본 논문에서 제안하는 인체동작상태를 구분하는 상황인식 기술은 일차적으로 수면장애, 24 시간 심전도 검사, 24 시간 혈압 검사에 이용할 예정이다. 수면장애를 진단하기 위한 수면다원검사는 많은 비용이 소요되고, 하룻밤 동안 병원에서 자면서 검사를 받아야하는데, 가속도센서 이용 시스템은 환자의 일상생활에 영향을 주지 않고, 비교적 간단하게 시행할 수 있다. 가속도센서를 이용한 시스템에서 수면(sleep)과 각성(wake) 감지 능력이 수면다원검사와 80% 일치한다고 보고 하였다[9]. 일중주기(diurnal variation)의 변화가 심한 치매, 파킨슨, 알쯔하이머 환자의 수면장애를 진단하기 위한 스크리닝 검사와 치료효과를 확인하는 검사방법으로 이용가능하다. 부정맥 진단, 심장 돌연사를 예측하기 위하여 시행하는 24시간 심전도 검사와 고혈압의 정확한 진단을 위한 24시간 혈압 검사를 할 때, 기온, 신체활동, 수면, 피로, 스트레스 등의 많은 인자들이 검사 결과에 영향을 미칠 수 있으나 신체활동이나 수면이 가장 큰 변수가 된다. 현재는 활동정도나 수면시간을 알아보기 위해서 환자 자신이 24시간 동안 하였던 일에 대하여 일기를 작성하지만, 일기는 주관적이고, 정확한 활동량이나 수면시간의 측정이 어렵고, 직접 작성해야 한다는 스트레스를 가지고 있다. 가속도센서를 이용한 인체동작상태 구분은 일기를 작성하지 않아도 일중주기의 분석이 가능하여 24시간 심전도 검사와 24시간 혈압 검사 결과 판독시 유용한 정보를 제공하고, 부정맥 또는 고혈압의 치료효과 판정에 이용할 수 있다. 누군가의 도움이 필요한 응급 상황이 발생한 것을 감지하는 기술은 고령인의 안전한 자립 생활을 위하여 매우 중요한 요소이다. 현재 사용되고 있는 소방서의 '무선페이지시스템'은 독거노인 및 중증장애인 세대에 대해 119자동호출기를 설치, 위급하거나 도움이 필요한 상황에 처했을 때 휴대용 리모콘 또는 고정장치(단말기)의 비상 버튼만 누르면 자동으로 소방서 종합상황실에 신고 되는 장치로서 유사시 신속한 119구조구급활동으로 병원으로 이송할 수 있도록 하는 시스템이다[10]. 그러나 사용자가 의식불명에 빠져, 버튼을 누를 수 없을 때에는 도움을 요청할 없다는 문제점이 있다. 비활용 기간이 길거나, 움직임이 부족한 경우의 상황 발생을 자동적으로 감지

하여, 응급정보를 원격지의 미리 지정한 가족, 의사, 소방서 종합상황실 등에 바로 알려준다면, 보다 신속하게 조치를 받도록 할 수 있다.

운동은 심폐기능과 대사과정을 향상시키고, 골격근의 상태를 호전시키며 심리적으로 좋은 영향을 미친다. 운동은 특히 관상동맥질환, 고혈압, 당뇨병, 골다공증, 비만, 심리적 질환의 치료와 예방에 도움이 된다고 알려져 있다[11]. 제안한 시스템을 이용하여 일상생활중의 활동을 정량화하여 기록, 관리하면 자신의 활동량의 변화에 따른 치료효과를 확인할 수 있다.

본 논문에서 제안한 상황인식시스템에서의 인체동작상태 구분, 응급상황인지, 활동량의 정량화 정보를 효과적으로 활용하기 위해서는 심전도, 혈압, 산소포화도, 체온 등의 생체신호 센서와의 결합과 이동통신망 또는 인터넷망을 통해 외부로 알려줄 수 있는 이동통신 기능이 부가적으로 필요하다. 측정된 데이터를 일반적인 상황에서는 기기내의 저장장치에 저장하고, 이상신호 또는 응급상황이 감지하고, 이동통신기능을 이용하여 원격진료서버로 전송하여 응급환자가 신속하게 구급조치를 받을 수 있도록 하면, 환자상태의 악화를 방지할 수 있을 것으로 기대된다.

## 참 고 문 헌

- [1] A. K. Dey, "Understanding and Using Context," *Personal and Ubiquitous Computing J.*, Vol.5, No.1, pp.4-7, 2001.
- [2] 이선우, "장착형 센서를 이용한 사용자 상황 인식", *한국정보처리학회지*, Vol.10, No.4, pp.66-78, 2003.
- [3] B. Najafi and K. Aminian et al., "Ambulatory System for Human Motion Analysis Using a Kinematic Sensor: Monitoring of Daily Physical Activity in the Elderly," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.50, No.6, pp.711-723, 2003.
- [4] D. Thomas, J. Heinz, R. Michael, and W. Stefan, "SPEEDY: A Fall Detector Wrist Watch."

Proceedings of the Seventh IEEE International

- [5] Symposium on Wearable Computers (ISWC'03), IEEE, 2003.
- [6] L. A. Zadeh, "Fuzzy sets," Information and Control, Vol.8, pp.338-353, 1965.
- [7] 정동성, 이용학, "ATM 망에서 서버의 서비스를 예측을 위한 퍼지 규칙 기능 검증에 관한 연구", 전자공학회논문지, Vol.41, pp.69-77, 2004.
- [8] BodyMedia White Papers, "Characterization and Implications of the Sensors Incorporated into the SenseWear Armband for Energy Expenditure and Activity Detection"
- [9] [http://www.analog.com/UploadedFiles/Data\\_Sheets/53728567227477ADXL202E\\_a.pdf](http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/53728567227477ADXL202E_a.pdf)
- [10] 한현정, 신동익, "수면 무호흡증과 원발성 불면증 환자에서 동시에 기록한 수면다원검사와 Actigraphy의 비교", 대한신경과학회지, Vol.21, No.2, pp.156-162, 2003.
- [11] [http://www.jeju119.go.kr/j\\_sub/j\\_010500.asp](http://www.jeju119.go.kr/j_sub/j_010500.asp)
- [12] 양윤준, "운동처방 개괄과 당뇨병 운동 처방 가이드라인," 가정의학회지, Vol.25, No.11, pp.458-468, 2004.

저 자 소 개

진 계 환(Gye-Hwan Jin)

정희원



- 2000년 2월 : 충주대학교 제어계측 공학과(공학사)
- 2002년 2월 : 충북대학교 의용생체 공학과(공학석사)
- 2002년 2월~현재 : 충북대학교 의용생체공학과(박사과정)

• 2004년 5월~현재 : 휴대형 진단치료기기개발센터 연구원

<관심분야> : 생체신호처리, 인공망막, 의료영상처리

이 상 복(Sang-Bock Lee)

종신회원



- 1987년 2월 : 한밭대학교 전자계산학과(공학사)
- 1993년 2월 : 청주대학교 전자계산학과(공학석사)
- 2000년 2월 : 청주대학교 전자공학과(공학박사)

• 2004년 9월~현재 : 충북대학교 의과대학(의학) 박사과정

• 2003년 3월~현재 : 남부대학교 방사선학과 부교수, 학과장

<관심분야> : 생체신호처리, 상황인식, 영상처리

최 훈(Hun Choi)

정희원



• 1996년 8월 : 충북대학교 전자공학과(공학사)

• 1995년 11월~1998년 3월 : LG 반도체 제품개발실

• 2001년 2월 : 충북대학교 전자공학과(공학석사)

• 2001년 2월~현재 : 충북대학교 전자공학과(박사과정)

<관심분야> : 적응신호처리, 멀티레이트 신호처리, 음향 신호처리, 신호처리 알고리즘

서 재 원(Jae-Won Suh)

정희원



• 1995년 2월 : 충북대학교 전자공학과(공학사)

• 1997년 2월 : 광주과학기술 정보통신공학과(공학석사)

• 2003년 2월 : 광주과학기술원 정보통신공학과(공학박사)

• 2003년 4월~2004년 8월 : LG

전자기술원 MM연 선임연구원

• 2004년 9월~현재 : 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부 전임강사

<관심분야> : 디지털 영상신호처리, 동영상 표준화, 생체신호처리



배 현 덕 (Hyeon-Deok Bae)

정회원



- 1977년 : 한양대학교 전자공학과 (공학사)
- 1980년 : 서울대학교 전자공학과 (공학석사)
- 1992년 : 서울대학교 전자공학과 (공학박사)

• 1987년 3월~현재 : 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부 교수

<관심분야> : 적응신호처리, 멀티레이트 신호처리, 음향 신호처리, 신호처리 알고리즘 실현

이 태 수(Tae-Soo Lee)

정회원



- 1981년 2월 : 서울대학교 전자공학과(공학사)
- 1983년 2월 : 서울대학교 전자공학과(공학석사)
- 1990년 8월 : 서울대학교 제어계측공학과(공학박사)

• 1991년 4월~현재 : 충북대학교 의학과 교수, 휴대형 진단치료기기개발센터 대표, 충북대학교 병원 의공학과장

<관심분야> : 유비쿼터스 헬스케어 시스템, 컴퓨터 의학응용