
가속도 신호를 이용한 걸음걸이 패턴 분류

조형국* · 예수영**

Classification of walking patterns using acceleration signal

Heung-kuk Jo* · Soo-young Ye**

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(2010-0004311).

요 약

걸음걸이 패턴 분류는 많은 응용분야가 있을 뿐만 아니라 매우 중요한 연구 분야이다. 따라서 본 연구에서는 허리에 부착된 가속도 모듈로부터 획득된 신호를 이용하여 천천히 걷기(slow walking, S.W), 일반 걷기(normal walking, N.W), 빠르게 걷기(fast walking, F.W) 등의 보행 패턴을 분류하고자한다. 11명의 성인으로부터 블루투스 모듈을 이용하여 100Hz로 샘플링된 3축 가속도 신호를 획득하였다. 획득된 데이터는 웨이블릿 변환을 이용하여 분석하였다. 걸음걸이 패턴은 두가지의 파라미터들을 이용하여 분석되어지는데, 하나는 운동에 해당하는 웨이블릿 계수의 에너지(power)와 전·후방향의 전체 에너지사이의 비율(RPA)이고, 다른 파라미터는 전·후 방향과 상·하수직 방향 사이에서 웨이블릿 계수의 제곱근 평균 비율(RAV)이다. 천천히 걷기는 다른 걷기와 비교했을 때 작은 RPA 값을 가지게 되어 분류가 용이하며, 천천히 걷기는 RAV를 이용하여 일반 걷기와 구별되어 질 수 있었다. 따라서 본 연구는 건강한 성인에게서 3축 가속도 신호를 획득한후 웨이블릿 파라미터를 이용하여 걷기 패턴을 잘 구별할 수 있는 연구임을 확인 하였다.

ABSTRACT

This classification of walking patterns is important and many kinds of applications. Therefore, we attempted to classify walking on level ground from slow walking to fast walking using a waist acceleration signal. A tri-axial accelerometer was fixed to the subject's waist and the three acceleration signals were recorded by bluetooth module at a sampling rate of 100 Hz eleven healthy. The data were analyzed using discrete wavelet transform. Walking patterns were classified using two parameters; One was the ratio between the power of wavelet coefficients which were corresponded to locomotion and total power in the anteroposterior direction (RPA). The other was the ratio between root mean square of wavelet coefficients at the anteroposterior direction and that at the vertical direction(RAV). Slow walking could be distinguished by the smallest value in RPA from other walking pattern. Fast walking could be discriminated from level walking using RAV. It was possible to classify the walking pattern using acceleration signal in healthy people.

키워드

가속도 신호, 분류기, 걸음걸이 패턴, 웨이블릿 변환

Key word

Acceleration signal, Classification, Walking patterns, Wavelet transform

* 동서대학교 정보네트워크공학전공

접수일자 : 2010. 07. 30

** 동서대학교 메카트로닉스공학과(교신저자, syye@dgsu.dongseo.ac.kr) 심사완료일자 : 2010. 08. 05

I. 서 론

사람의 일상생활을 실시간으로 모니터링 하는 연구는 응급상황이나 위급 상황 시 긴급히 대처할 수 있는 방안이 될 수도 있고, 평소 인체 상태를 체크함으로써 최적의 건강상태를 유지 할 수 있을 뿐만 아니라 현대인들이 가지고 있는 많은 만성질환 치료에도 많은 도움을 줄 수 있다.

가속도 신호를 이용한 타 연구로는 노인의 일상생활 패턴을 모니터링 하기 위한 연구로 신체의 여러 곳, 즉 가슴, 허리, 손목, 다리 그리고 발목 등에 다양한 센서를 부착하여 센서에서 출력되는 신호를 이용하여 노인의 걸음걸이를 인지하거나 계단을 오르내리는 등의 인간 행동 패턴을 패턴인식, 퍼지논리, 신경망 알고리즘을 이용하여 분류하는 연구가 진행되고 있다[1], [2]. 또한 2000년 Laerhoven와 Cakmakci[3]는 multi-layered perceptron (MLP)과 자기 구성망 (SelfOrganizing Map: SOM)을 이용하여 피 실험자의 동작 활동-평지에서 걷기, 뛰기, 계단 오르기, 계단 내려가기를 인식하는 방법들을 개발 하였다. Schulman[4]은 만보계 등을 이용하여 사용자가 소비한 에너지를 측정하였으나 신뢰성 및 측정값과 소비량의 상관관계에 문제점이 있어 최근에는 가속도 센서를 많이 이용하고 있다[5].

Parkka는 인체 활동 상태를 인식하기 위해서 가속도계(accelerometer)를 사용하였고 [6], Nilsson은 건강한 사람에게서 3축 가속도계를 이용하여 걷기의 안정도(walking stability)를 측정하였다. 이와같이 가속도계를 사용할 경우 재현성과 신뢰가 높다는 것을 증명하였다. 또한 피검자가 다른 방향으로 움직일 때 인체의 움직임 변화를 잘 검출 할 수 있음을 실험결과로 제시하였다 [7][8]. 본 연구에서는 건강한 사람들을 위한 헬스케어 모니터링 연구로 인체 활동 분석을 위하여 3축가속도 센서 신호를 이용하여 인간의 걸음걸이 패턴을 구별하기 위하여 웨이브렛 분석의 시주파수 분석을 사용하였다.

II. 본 론

2-1. 데이터 획득

본 연구에서는 인체 활동 모니터링을 위하여 3축 가속도 센서를 허리에 착용하여 걸음거리 패턴을 분류할

수 있는 데이터 획득 시스템을 구현하였으며, 3축 가속도 센서에서 획득된 신호를 무선으로 전송할 수 있도록 하였다. 구현된 시스템은 인체의 활동에 따른 가속도 신호 계측을 위한 가속도 측정부와 계측된 가속도 신호를 디지털 신호로 변환하고 PC로 전송하기 위한 ADC 및 무선통신부로 구성하였다. 3축 가속도 신호는 100 Hz로 샘플링하였고, 10bit로 양자화하였으며, 블루투스 통신모듈을 이용하여 데이터를 전송하였으며 무선 전송된 가속도 신호를 PC에 저장하였다. 사용자 인터페이스 소프트웨어는 Labview 7.1 (National Instrument, Co., U.S.A.)를 이용하여 프로그래밍 하였으며 걸음걸이 패턴 분류 및 분석 과정의 최적화를 위해 Matlab (MathWorks, Co., U.S.A.)를 이용하여 실험하였다.

2-2. 실험 대상 및 방법

실험을 수행하기 위하여 20~30대 건강한 성인 11명, 즉 남성 9명, 여성 2명을 실험군으로 선정하였다. 3축 가속도 센서에서 신호를 획득하기 위하여 센서 모듈을 피검자의 신체 중심축이 되는 복부에 허리띠를 이용하여 부착한 후 실험을 수행하였다. 실험은 천천히 걷기, 일반걷기, 빠르게 걷기로 나누어 수행하였다. 무선 가속도 측정 모듈을 가슴에 착용할 경우 가속도 센서 출력 신호의 크기가 미약하고 허리에 착용하는 것에 비해 노이즈가 많이 혼입되어 베이스라인에 드리프트가 심각하게 발생할 수 있으므로 허리에 부착을 하였다.

피검자의 허리부분에 무선 가속도 측정 모듈을 부착한 후 선 자세에서부터 실험을 개시하여 천천히 걷기 (slow walking, S.W.), 일반적인 걷기 (normal walking, N.W.), 빠르게 걷기 (fast walking, F.W.) 등 보행속도를 변화시키면서 관찰한 정규화된 3축 가속도 신호를 신호크기범위의 변화량으로 비교하는 실험을 수행하였다. 실험 과정에서 보행속도는 일반인이 시간당 4 km/h를 걷는다는 가정 하에 천천히 걷기를 일반보행의 절반인 2 km/h, 빠르게 걷기를 6 km/h 라고 설정하고 실험을 수행하였다.

2-3. 웨이브렛 변환을 이용한 신호처리

웨이브렛 변환은 신호를 스케일과 시간의 2차원함수로 분석하기 위한 가변적인 윈도우인 웨이브렛 기저함수(wavelet basis function)를 채택하였다. 즉 웨이브렛 변환은 신호를 웨이브렛 기저함수의 집합으로 분해한다.

이 과정에서 웨이블릿 변환에 사용되는 기저함수의 집합은 기본 웨이블릿 기저함수(mother wavelet basis function)을 시간축 방향으로 확대, 축소 및 평행 이동함으로써 구할 수 있다. 이러한 가변 윈도우를 도입한 웨이블릿 변환은 고주파수에서는 시간 분해능이 좋고, 저주파수 영역에 대해 다중분해 특성을 가지므로 기본과 성분에 대한 정보를 유지하면서 과도 성분의 정확한 위치를 검출할 수 있는 특성을 나타낸다. 이러한 웨이블릿 변환 과정에서는 원신호는 모함수에서 파생된 다양한 웨이블릿 기저함수와 유사성을 계산한다. 따라서 웨이블릿 변환시에는 모함수를 적절히 선정함으로써 걸음걸이 패턴 분류에 정확도를 한층 더 향상시킬 수 있으므로 적절한 모함수의 선정이 필요하다.

신호 $x(t)$ 의 이산 웨이블릿 변환은 식(1)과 같이 정의된다.

$$x(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{k \in Z} d_j(k) \psi^*(n-2^j k) + \sum_{k \in Z} a_j(k) \phi(n-2^j k) \quad (1)$$

여기서, $j \in Z$ 와 $k \in Z$ 는 해상도(resolution)을 나타내고, J 는 차수를 나타내며 ψ 는 합성(재구성)웨이블릿함수이고, ϕ 는 스케일 함수(scaling function)이다[9]. 웨이블릿 계수 d_j 는 각 차수에서 원 신호에 대한 디테일(details)를 나타내고, 스케일 계수 a_j 는 원 신호의 근사(approximation)를 나타낸다.

$$a_j(n) = \sum_k g(k-2^j n) a_{j-1}(k) \quad (2)$$

$$d_j(n) = \sum_k h(k-2^j n) a_{j-1}(k) \quad (3)$$

여기서, h 와 g 는 스케일 함수 및 웨이블릿 함수와 관련된 각 필터들의 계수를 나타낸다.

걷기 패턴에서 걷기 데이터는 57걸음의 데이터를 이용하였고, 첫 번째와 마지막 걸음은 제외 하였다. 걷기 데이터 분석을 위한 웨이블릿 변환은 5 걸음 마다 계산되어졌다. 웨이블릿 모함수는 걸음걸이 패턴과 유사한 코이플렛(coiflets) 함수를 사용하였다.

걸음걸이 패턴을 분류하기 위해서 가속도신호는 전·후 방향의 y축 신호와 상·하 방향의 z축의 신호를 사용하였다. 움직임과 관련된 가속도신호의 주파수 대

역은 각 개인마다 그리고 걸음걸이 패턴 마다 매우 다르므로 움직임에 대해 정량화를 하기 위하여 먼저 가속도 신호의 z축 신호를 이용하여 각 차수에서 제곱근평균(RMSdj)값을 구하였고, 식 (4)에 정의되어져 있다.

$$RMSd_j = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [d_j(n)]^2} \quad (4)$$

여기서, N 은 신호의 샘플갯수를 나타내고, d_j 는 j 차수에서의 웨이블릿 계수를 나타낸다. $RMSd_j$ 의 최대값과 그 다음으로 큰 값을 선택하여 두 값을 비교한 후 큰 값을 j_H , 작은 값을 j_L 로 선택한다.

y축 신호를 이용하여 디테일 신호의 에너지(power)와 전체 에너지(total power)의 비(ratio)를 계산하여 RPA(ratio power anteroposterior)를 계산하였고, 아래 식 (5)에 나타내었다.

$$RPA = \left(\sum_{j=3}^{j_k} \|d_j\|_2^2 / \|x\|_2^2 \right) \times 100 \quad (5)$$

여기서, x 는 가속도의 원신호를 나타낸다.

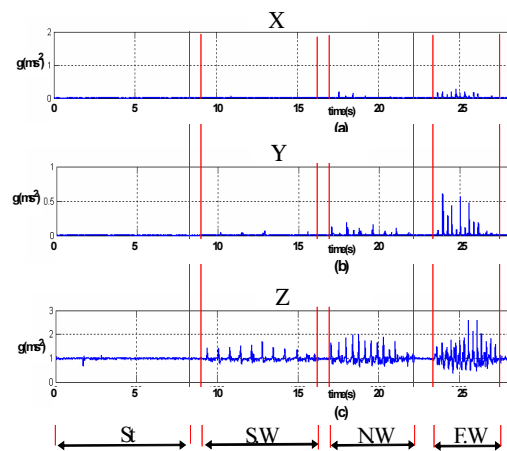


그림 1. 3 종류의 걸음걸이를 나타내는 3축 가속도 신호의 예, a) X축 신호, b) Y축 신호, c) Z축 신호 ; 서있는 상태 : St, 느린 걸음 : S.W, 보통 걸음 : NW, 빠른걸음 : F.W

Fig. 1 Example of the trial acceleration signals in tree types of walking, a)X axis signal, b)Y axis signal, c)Z axis signal ; standing state :St, slow walking : S.W, normal walking : NW fast walking : F.W

걸음걸이 패턴에서 걸음걸이의 속도 변화는 가속도 신호의 y축 신호를 이용하였고, 따라서 RPA는 걸음걸이 속도 변화에 대한 정보를 포함하고, 또한 움직임관련 가속도 신호와 중력 관련 가속도 신호 사이의 비율에 대한 정보를 포함하고 있다.

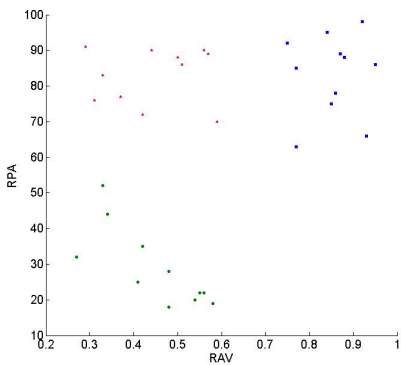
RMSd_j의 전후 방향과 수직 방향의 정보의 비율 RAV(ratio anteroposterior verticla)로 정의하고 식(6)에 나타내었다.

$$RAV = \frac{\sum_{j=J_H}^{j_L} RMSd_j(\text{in anteroposterior direction})}{\sum_{j=J_H}^{j_L} RMSd_j(\text{in vertical direction})} \quad (6)$$

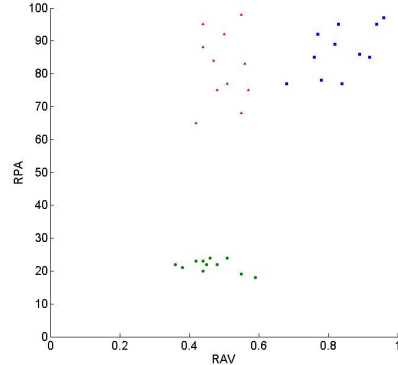
RAV는 움직이는 동안 수직축의 움직임에 대한 정보와 전·후방향의 움직임에 대한 정보를 이용하여 걸음걸이 패턴에 대한 정보를 얻을 수 있다.

III. 결 과

실험 대상자로부터 3축 가속도 신호의 x, y, z축의 신호를 서있는 상태에서 시작해서 느린걸음, 보통 걸음, 빠른 걸음으로 실험한 데이터를 그림 1에 나타내었다. 3축 가속도 신호 중 x축 신호는 좌·우 방향을 나타내고, y축 신호는 전·후 방향을 z축 신호는 상·하 방향을 나타낸다.



(a)



(b)

그림 2. 5걸음마다 분석되어진 RAV와 RPA와의 상관관계 예시, a) 대상자 1번, b) 대상자 2번
Fig. 2 Example of the relationship between RAV and RPA every 5 steps, a) Patient No. 1, b) Patient No. 2

3축 가속도 신호 중 상·하 방향을 나타내는 z축의 신호가 가장 크고, 전·후 방향을 나타내는 y축의 신호가 다음으로 크며 좌·우 방향을 나타내는 x축의 신호가 가장 작게 나타남을 알 수 있었다. 이는 일반적으로 보행시 무릎의 관절을 굽혔다가 걸음을 옮길 때 다리를 펴는 동작에서 상·하의 z축 신호가 가장 강하게 나오고, 걸음의 진행방향을 나타내는 전·후 방향의 크기가 다음으로 큰 것을 알 수 있다.

그림 2의 (a)와 (b)는 걸음걸이 패턴을 RPA와 RAV의 좌표로 나타내었다. RPA와 RAV의 좌표 평면에서 3개의 범주로 분류 할 수 있다.

빨간색의 세모(△)는 11명의 실험자들의 느린걸음을 나타내고, 파란색의 네모모양(□)은 보통 걸음을 나타내며, 녹색의 동그란 모양(O)은 빠른 걸음을 나타내었다.

환자 1번과 2번 모두 각각의 범주들로 각 걸음걸이 패턴을 분류할 수 있도록 2차원 평면상에 분포하고 있음을 확인 할 수 있었다.

그림 3은 모든 실험 대상자들의 RPA의 평균과 표준편차를 나타내었고, 그림 4는 RAV의 평균과 표준편차를 나타내었다. 그림 3의 RPA에서 빠른걸음은 느린걸음과 보통 걸음들과 비교하였을 때 통계적 유의성이 있음을 확인할 수 있다(p<0.01). 그림 4의 RAV에서는 보통 걸음은 느린걸음과 빠른걸음들과 비교하였을 때 통계적으로 유의성이 있음을 확인 할 수 있었다(p<0.01).

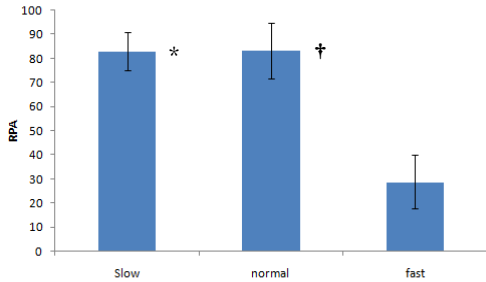


그림 3. 모든 대상자에 대한 RPA의 평균과 표준편차

* : 느린걸음과 빠른걸음 비교시 통계적으로 유용함($p < 0.01$)

† : 보통걸음과 빠른걸음 비교시 통계적으로 유용함($p < 0.01$)

Fig. 3. Average and standare deviation of RPA

* : Compare with slow walking and fast walking($p < 0.01$)

† : Compare with normal walking and fast walking($p < 0.01$)

즉, RPA와 RAV모두를 이용할 경우 느린걸음, 보통걸음 그리고 빠른 걸음의 패턴들을 분류 할 수 있음을 확인할 수 있다.

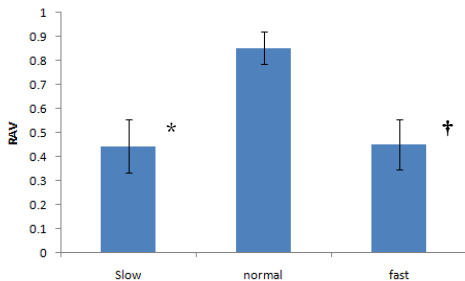


그림 4. 모든 대상자에 대한 RAV의 평균과 표준편차

* : 느린걸음과 보통걸음 비교시 통계적으로 유용함($p < 0.01$)

† : 빠른걸음과 보통걸음 비교시 통계적으로 유용함($p < 0.01$)

Fig. 4. Average and standard deviation of RAV

* : Compare with slow walking and normal walking($p < 0.01$)

† : Compare with fast walking and normal walking($p < 0.01$)

IV. 결 론

본 연구에서는 3축 가속도 센서 신호를 이용하여 건강한 성인에서 느린걸음, 보통걸음, 빠른 걸음등의 걸음걸이 패턴을 분류하고자 하였다. 시간축으로 나타내어지는 가속도 신호들에서 상·하 방향의 z축 신호와 전·후 방향의 y축 신호는 육안으로 보았을때 각 걸음걸이 패턴을 구별할 수 있다. 따라서 이러한 특징을 이용하여 3축 가속도 신호 중 z축과 y축 방향 신호들을 분석하여 걸음걸이 패턴을 구별하고자 하였다. 3축 가속도 신호를 이용하여 걸음걸이 패턴을 분류하기 위하여 주파수 분석 방법을 사용할 경우 각 걸음걸이 패턴의 주파수는 다르지만 각 개인별로 주파수 대역의 편차가 매우 심할 뿐만 아니라 걸음걸이 패턴을 분류하기 위한 데이터 길이도 너무 적어 주파수 분석 후 해상도(resolution)가 매우 낮기 때문에 걸음걸이를 분류 할 수 있을 만큼의 정보를 제공받지 못한다.

따라서 본 연구에서는 3축 가속도 신호를 분석하기 위하여 웨이브렛 분석 방법을 사용하였다. 웨이브렛 분석방법은 차수에 따라 신호를 분해할 수 있다.

즉, 걸음걸이 패턴을 3가지 유형으로 나누어 데이터를 획득한 후 웨이브렛 계수를 이용한 파라미터 RPA와 RAV를 계산한 후 걸음걸이 패턴 분류에 이용하였다.

2003년 Bijan[1]은 노인의 행동 패턴을 분류하기 위하여 운동 센서(kinematic sensor)를 사용하였는데, 이 모듈로부터 나오는 신호는 3축 신호외에 회전에 대한 신호를 추가로 해석하였다. 이는 계산량이 많아 실시간 분석에 어려움이 있었다. 2007년 Bidargaddi[10]는 가속도 신호에 웨이브렛 알고리즘을 적용하여 자세 변화를 평가하는 연구로 본 연구 유사한 결과를 보이고 있다. 2007년 Ganea[11] 또한 운동센서를 이용하여 자세변화에 관한 연구를 수행한바 있다. 이 또한 3축 가속도 신호만을 이용할 경우와 비교하였을 신호처리 방법이 복잡 할 수 있다.

따라서, 본 연구에서는 단지 가속도 모듈로 가속도 신호만을 이용하여 걸음걸이 패턴을 분류하였으며, 본 실험에서 제시한 RPA와 RAV 파라미터를 이용하면 모든 실험 대상자들에 대하여 걸음걸이 패턴을 분류할 수 있었다. 그러나 본 실험은 실내에서 이루어진 실험이므로 추후 실외뿐만 아니라 다양한 걸음걸이 패턴을 분류할 수 있는 실험이 더 필요하다.

참고문헌

[1] B. Najafi, K. Aminian, A. Paraschiv-Ionescu, F. Loew, C. J. Büla, P Robert, "Ambulatory System for Human Motion Analysis Using a Kinematic Sensor Monitoring of Daily Physical Activity in the Elderly," *IEEE Trans. on biomedical engineering*, vol. 50, no. 6, pp. 711-723, 2003.

[2] B. G. Steele, L. Holt, B. Belza, S. M. Ferris, S. Lakshminaryan, and D. M. Buchner, "Quantitating physical activity in COPD using a triaxial accelerometer," *Chest*, vol. 117, pp. 1359 - 1367, 2000.

[3] K. V. Laerhoven and O. Cakmakci, "What shall we teach our pants?," in Proc. of The Fourth Int'l Symposium on Wearable Computers, *ISWC 2000*, pp. 77-83, 2000.

[4] J.L. Schulman and J. M. Reisman, "An objective measure of hyperactivity," *American J. Ment. Defic.*, vol. 64, pp.455-456, 1959.

[5] L. Seung-Hyung, L. Ye-Teak, and L. Kyung-Joung "A Disign of algorithm for Analysis Acitive Using 3-Axis Accelerometer," *KIEE*, vol. 53D, no. 5, pp. 232-237, 2004.

[6] J. Parkka, M. Ermes, P. Korpiäa, J. Mantjarvi, J. Peltola, and I. Korhonen, "Activity classification using realistic data from wearable sensors," *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, vol. 10, no.1, pp.119 - 128, 2006.

[7] R. Moe-Nilssen. "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions part 1: The instrument," *Clinical Biomechanics*, vol.13, pp.320 - 327, 1998.

[8] R. Moe-Nilssen. "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions part 2: gait analysis," *Clinical Biomechanics*, vol.13, pp.328 - 335, 1998.

[9] Akay M and Mulder EJH. "Effects of maternal alcohol intake on fractal properties in human fetal breathing dynamics," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 45, pp. 1097-1103, 1998.

[10] Bidargaddi N, Klingbeil L, Sarela A, Boyle J, Cheung

V, Yelland C, Karunanithi M, Gray L. "Wavelet based approach for posture transition estimation using a waist worn accelerometer", *Conf. Proc. IEEE Eng Med Biol Soc.*, pp. 1884-1887,2007.

[11] Ganea R, Paraschiv-Ionescu A, Salarian A, Büla C, Martin E, Rochat S, Hoskovec C, Piot-Ziegler C, Aminian K., "Kinematics and dynamic complexity of postural transitions in frail elderly subjects.", *Conf. Proc. IEEE Eng Med Biol Soc.*, pp.6118-6121, 2007.

저자소개

조형국(Heung-kuk Jo)



- 동아대학교 공과대학 전자공학과 졸업(학사)
- 동아대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사)

- 독일 베르린공과 대학교 전자음향연구소(박사)
- 현재 동서대학교 정보네트워크공학전공 교수
- ※ 관심분야: 무선통신, 디지털 통신 RFID 관련연구, 정보네트워크

예수영(Soo-young Ye)



1998. 2 부산대학교 전자공학 (공학석사)

2004. 2 부산대학교 의공학협동과정 (공학박사)

2006. 10 ~ 2010.2.28 부산대학교 의학전문 대학원 BK21 고급의료인력양성 사업단 연구교수

2010. 3 ~ 현재 동서대학교 메카트로닉스공학과 교수

※ 관심분야: 신호처리, 생체계측, 의공학