

# 스마트 기기를 활용한 보행속력에 따른 맞춤형 보폭의 적용

## Adaptation of Customized Measurement of Stride Length in Smart Device

이병문

가천대학교 IT대학 인터랙티브미디어학과

Byung Mun Lee(bmlee@gachon.ac.kr)

### 요약

생활 속에서 걷기(보행)와 같은 운동을 보다 효과적으로 할 수 있다면 비만과 같은 생활습관 질병과 체중을 관리하는데 도움이 된다. 일반적으로 소모 칼로리는 보행시 이동하는 거리를 기준으로 계산된다. 그러나 보행거리는 보폭과 걸음수로 측정될 수 있는데, 대부분의 운동량 측정 계에서는 평균보폭을 기준으로 삼아 측정하고 있어 각기 다른 개인의 신체적 특성과 보행특성을 제대로 반영하지 못하고 있다. 뿐만 아니라 보행속력에 따라서 보폭도 달라지기 때문에 보행속력을 고려하지 않는다면 보행거리가 길수록 오차가 점점 커져 잘못된 보행거리와 칼로리 소모량이 계산될 수밖에 없다. 이에 본 연구에서는 개인의 보행속력을 3단계로 분류하고 3축 가속도계로부터 측정된 x,y,z축 값으로 보행속력을 추정한 뒤 보폭을 자동으로 계산해 내는 개인별 자동보폭 측정기법을 고안하였다. 또한 측정기법의 유효성을 확인하기 위해 스마트 기기에서 애플리케이션을 개발하고, 이를 이용한 인식률 실험과 보행속력 분류 정확도 실험, 그리고 이동 거리 측정실험을 통해서 그 효용성을 확인할 수 있었다.

■ **중심어** : | 보폭 | 가속도센서 | 걸음수 | 걷기 | 만보계 |

### Abstract

Exercise such as walking is helpful to manage one's own weight and to counter life habit diseases such as obesity. Calorie consumption is usually calculated based on the distance walked. One way to measure the distance is by using steps and stride length. Most pedometers, including some applications in smart devices, are inaccurate, because they use a common value as the average stride length, even though each person has a different stride length. Moreover, the stride length differs depending on the walking pace, which will further increase the error. To address this, in this paper, I classify paces into three categories. Following that, I introduce a customized measurement of stride length, which is calculated based on the stride length corresponding to each pace category after obtaining x, y, z values from a 3-axis accelerometer in the smart device. In addition to this, I developed an application running on the smart device designed for the proposed measurement of stride. I have conducted three experiments for the assessment of the proposed measurement. In conclusion, I confirmed the effectiveness of this system.

■ **keyword** : | Stride Length | Accelerator | Step Counter | Walking | Pedometer |

\* 이 논문은 2013년도 가천대학교 교내연구비 지원에 의한 결과임(GCU-2013-R035)

## I. 서론

운동은 당뇨, 고지혈증, 고혈압등 생활습관 질병을 유발시키는 원인 중에 하나인 비만을 예방하고 극복하는데 효과가 있다[1]. 또한 재활과 같은 치료로서도 중요한 수단일 뿐만 아니라 현대인의 건강증진을 위해서도 중요한 역할을 한다[2]. 운동 중에서도 대부분의 모든 연령층에서 쉽게 할 수 있는 것이 걷기(보행)이다. 걷기는 특별한 시설이나 기술 없이도 할 수 있으며, 심혈관계 질환의 개선이나 예방, 유연성과 근력을 키우는데 매우 유익하다[1].

최근에 스마트 기기가 보급되면서 걷기를 통한 건강관리를 보조해주는 건강 애플리케이션도 개발되고 있다. 뿐만 아니라 안드로이드 플랫폼이 탑재된 다양한 형태의 스마트 기기는 위치정보, 센서정보, 교통정보, 기기정보를 이용하여 새로운 형태의 가상센서를 생성하고, 이를 활용하는 서비스 모델까지 제시되고 있다[3].

그러나 대부분의 걷기보조 애플리케이션은 GPS위치정보를 이용하여 움직임과 위치를 측정하고 이를 이용해 운동량과 칼로리 소모량을 계산하는 수준이 대부분이다[4]. 또한, 3축 가속도센서를 이용하여 걸음 수를 측정하고 이를 토대로 이동거리와 칼로리 소모량을 계산해준다[5][6]. 이동거리는 걸음 횟수와 보폭의 곱으로 획득할 수 있는데 대부분의 스마트기기는 3축 가속도 모션센서가 탑재되어 있기 때문에 센서를 통해 x, y, z 데이터를 측정하여 걸음으로 인식된 횟수를 측정하는 방식이다[7][8]. 그러나 보폭은 남녀에 따라서 다르며, 신장에 따라서도 다르고, 속력에 따라서도 다르다. 그러나 이러한 상황을 고려하지 않고 평균적인 값으로 보폭 값이 사용되기 때문에 이동거리가 길수록 오차가 크게 생긴다. 또한 일부 애플리케이션은 보폭을 수동으로 입력할 수 있게 만들어 놓았지만 일일이 입력하기에는 불편하다.

이와 같은 맥락에서 본 연구에서는 스마트기기에서 제공하는 3축가속도 센서를 이용하여 각 개인마다 다른 상황을 고려한 보다 정확한 보폭측정 알고리즘을 고안하고자 하며, 이를 통해 보다 정확한 칼로리 소모량이 측정될 수 있도록 하고자 한다. 또한 본 연구에서 고

안된 알고리즘을 실제 안드로이드 기반 스마트폰에 구현하고 실험하여 그 유효성을 확인하고자 한다.

2장에서는 기존의 보행과 관련한 걸음 수 측정방법과 보폭측정 방법에 대해서 살펴보고 3장에서는 개인화된 상황인지형 보폭측정 기법을 제안한다. 4장에서는 제안된 기법을 적용한 시스템을 설계하고 구현하며, 구현한 시스템을 이용하여 3가지 실험을 실시하고 실험 결과를 분석한다. 그리고 5장에서 결론을 맺는다.

## II. 관련 연구

### 1. 보행의 특성

보행은 누구나 쉽게 할 수 있는 자연스러운 움직임이며, 100개 이상의 골격근이 여러 관절과 함께 작용하는 복합적 운동이다. 그러나 사람마다 다양한 특성(보행속력, 골격근의 차이, 성격, 성별, 신장, 유전적 요인등)으로 인해 다양한 보행형태가 존재한다[9]. 다음 [표 1]은 20대 연령을 갖는 32명의 한국인을 대상으로 보행특성을 분석한 자료이다[10].

표 1. 20대 한국성인의 보행특성 분석

연령\특성	보행형태			
	남		여	
	평균	편차	평균	편차
신장 (cm)	170	±4.3	158	±5.6
보행속력평균(m/s)	1.175	±0.108	1.084	±0.139
보폭평균(cm)	65.9	±4.1	60.6	±4.3

서구인(미국, 프랑스)에 대해 살펴보면 한국인에 비해 대체적으로 키가 크기 때문에 10cm에서 30cm정도 큰 보폭을 갖고, 보행속력도 0.15m/s에서 0.4m/s 정도 빠르다. 이것은 남성의 경우 178cm와 여성의 경우 166cm로 한국 성인에 비해 큰 신체적 구조에 기인한다. 또한 지면의 구조와 보행속력에 따라 보폭과 걸음 수가 변할 수 있어 센서를 통해 얻은 데이터를 반영하는 과정에서 이와 같은 상황이 고려되어야 보다 정확한 측정이 가능하다[11].

## 2. 걸음수의 측정

가속도 센서는 물체의 기울어진 각도와 방향을 통해 사물이나 사람의 움직임 정도를 측정할 수 있다. 그래서 걸음 수와 같은 보행횟수는 가속도 센서에서 획득한 x, y, z축 값의 변화를 식 (1)에서처럼 i번째 에너지의 값인  $E_i$  으로 변환하여 추정한다[7][12].

$$E_i = \sqrt{|x_i|^2 + |y_i|^2 + |z_i|^2} \quad (1)$$

즉, 보행은 일정한 동작의 반복이기 때문에 측정된  $E_i$  값은 주기적인 파형 형태를 갖는다. 식 (1)과 같은 SVM (Signal Vector Magnitude)기법은 걸음 수를 측정하기 위해 최대임계값( $T_{max}$ )과 최소임계값( $T_{min}$ )을 설정하고 측정값이 임계값의 범위를 넘으면 걸음 수로 추정하게 된다. 그러나 [그림 1]에서처럼 측정값이 임계값( $T_{min}$ ) 범위보다 작은 경우 걸음 수로 추정하기 어려워  $T_{min2}$ 으로 수정한다면 걸음 수로 추정할 확률이 높지만 노이즈를 걸음으로 잘 못 인식하는 경우가 발생할 수 있다.

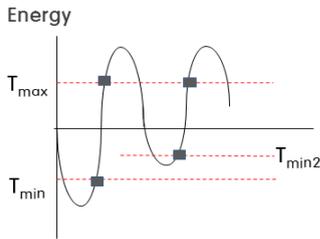


그림 1. 보행에 따른 에너지 파형과 임계값

그래서 임계값 범위를 크게 하는 대신에 검출하지 못하는 걸음을 HA(Heuristic Algorithm)기법으로 추정하는 방법이 연구되어지고 있으며, 임계값의 범위를 상황에 맞도록 변화해가는 ATA(Adaptive Threshold Algorithm)과 ALPL(Adaptive Locking Period Algorithm)등 다양한 방식이 연구되고 있다[7].

## 3. 보폭의 측정

[그림 2]에서처럼 보행속력(pace)가 빠를수록 발에

작용하는 힘이 커지게 되어 상대적으로 보폭이 커진다. 또한 다리가 짧은 사람(신장이 작은 사람)일수록 보폭 길이가 짧고 보폭의 빈도수가 줄어든다[11]. 이동거리(D)는 식 (2)과 같이 보폭(W)의 합으로 결정된다. 그러나 기존의 연구들은 보폭을 균일하게 적용하기 때문에 보폭과 걸음수를 곱하여 이동거리를 계산하므로 활동량과 에너지소모율을 계산할 때 정확하지 않은 한계성을 갖는다[4][13][14].

$$D = W_1 + W_2 + \dots + W_n = \sum_{i=1}^n W_i \quad (2)$$

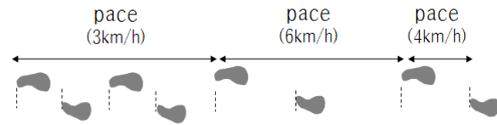


그림 2. 보행속력에 따른 보폭길이의 변화

이동거리(D)를 시간개념으로 표현하면 식 (3)과 같이 시간 t 시점에서 보행속력( $P_t$ )으로 보행시간( $t_t$ ) 만큼 이동한 거리로 구할 수 있다.

$$D = \sum_{t=0}^k P_t t_t \quad (3)$$

이와 같이 보폭은 개인의 신체구조, 보행속력, 보행습관, 보행환경에 따라 다르기 때문에 걸음 수의 측정과는 달리 센서를 이용한 개인화된 보폭 측정에 대한 연구가 아직까지 많이 이루어지고 있지 않다.

이 같은 맥락에서 볼 때 본 연구에서는 급속하게 보급되는 스마트 기기를 이용하여 보다 개인에 맞는 보폭 길이를 측정할 수 있는 보폭측정 및 적용기법을 제안하고자 한다.

## III. 개인화된 보폭측정 적용의 제안

관련연구에서 고찰한 바와 같이, 보행은 신체조건과 도로환경에 따라 보폭과 걸음수가 변한다. [그림 3]의 예에서 보면 모두 평평한 도로인 구간 (a), (c), (e)는 동일한 거리이지만 각각 다른 속력으로 보행할 경우 보폭

이 달라질 수 있다. 구간(b)는 오르는 계단이기 때문에 속력을 크게 낼 수 없다. 또 구간(d)는 내리막 도로로써 큰 힘을 들지 않아도 속력을 낼 수 있다.

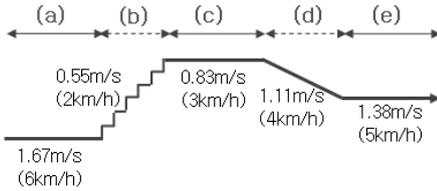


그림 3. 보행환경에 따른 보행속력

이와 같이 각각 다른 보행속력의 경우를 3축 가속도 센서로 측정하여 x축, y축, z축 값의 변화를 확인해본 결과 [그림 4]의 그래프를 획득할 수 있다. [그림 4]의 (a)는 천천히 걷는 2km/h 정도의 속력으로 걸었을 때 2초 동안 획득한 x축, y축, z축 데이터이며 [그림 4]의 (b)는 빠르게 걷는 6km/h 정도의 속력으로 걸었을 때 2초 동안 얻은 데이터이다. 두 경우 모두 주기적인 패턴을 보여주고 있다.

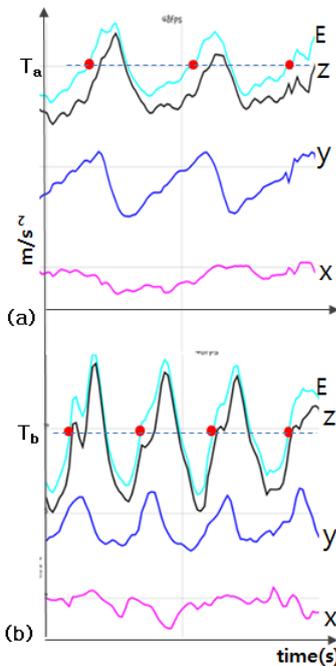


그림 4. 보행속력에 따른 가속도센서 측정데이터

그러나 보행자가 3축 가속도센서가 탑재된 스마트 기기를 어떻게 소지하고 보행하느냐에 따라서 x, y, z축의 데이터 기준 값이 변하기 때문에 식 (1)에서 제시한 에너지 변환 값(E)으로 환산하여 비교하여 보면, (a)는 3번의 주기를 보였고 (b)는 4번 주기의 과형을 보였다. 이것은 빠르게 걸으면 E 데이터의 주기가 많아진다는 것이다.

따라서 동일시간 내에 E축의 특정 데이터 값이 몇 번 반복하는지를 확인하면 보폭의 속력변화(천천히, 보통, 빠르게)를 추정할 수 있다. 예를 들면, 천천히 걷는 (a)의 경우에는 E 데이터의 값이  $T_a$  지점보다 높아지는 횟수가 3회인 반면에, 빨리 걷는 (b)의 경우에는  $T_b$ 보다 높아지는 경우가 4회인 것이다.

이와 같은 원리를 이용하여 단위시간당 보폭주기를 측정할 수 있으며, 이를 기준으로 보행속력을 느린 걸음, 보통 걸음, 빠른 걸음으로 분류할 수 있다. 본 연구에서 제안하는 보폭주기는 [그림 5]의 (a)에서처럼 두 개의 임계치( $T_{min}$ ,  $T_{max}$ )를 설정하고 측정된 에너지 값(STE<sub>i</sub>)이 두 개의 임계치를 연속적으로 통과하는 과정을 하나의 보폭으로 설정한다. 이때 INIT상태는 발을 들기 직전의 상태로 정의하며, START와 END상태는 발을 들고 이동하는 상태로 정의하고, WAIT상태는 INIT상태로 되돌아가기 전까지의 상태로 정의한다. 이와 같은 기준으로 (b)를 보면 i번째로 측정된 값(STE<sub>i</sub>)이  $T_{min}$ 보다 같거나 커지는 시점부터 START로 전이된다. 또한 이동을 통해서 변화된 STE<sub>i</sub>가  $T_{min}$ 보다 크면서 동시에  $T_{max}$ 보다 작으면 보폭이 진행되고 있다고 판단하기 때문에 START 상태를 유지한다. 만약에 STE<sub>i</sub>가  $T_{max}$ 보다 커지면 보폭 한주기의 끝으로 인식하여 END상태로 전이되도록 한다.

보폭주기가 측정되면 특정시간당 보폭주기를 계수할 수 있다. 2km/h이하의 느린 걸음으로 5초 동안 걸으면서 측정하면 10회 미만이 되며, 4km/h이하의 보통걸음으로 5초 동안 걸으면서 측정하면 10회에서 14회 미만 이되고, 빠른 걸음으로는 15회 이상이 된다. 물론 성별마다 신체적인 구조에 따라 오차가 발생할 수 있기 때문에 측정기기(스마트 기기)를 이용하여 개인별 측정기준을 자동으로 설정하게 할 수 있도록 한다. 이러한 방

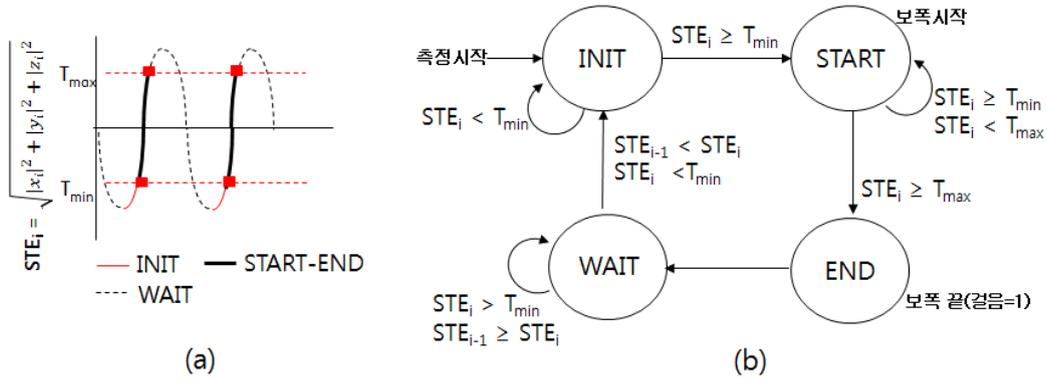


그림 5. 보폭주기의 측정상태도

법으로 보행 속력을 구분할 수 있다면 그것에 맞는 이동거리를 추정할 수 있다.

이동거리는 느린 걸음으로 걸었을 경우에는 느린 보폭거리와 느린 걸음수를 곱하여 얻을 수 있다. 보통 걸음으로 걸었을 경우에는 보통속력의 보폭거리와 보통 걸음수를 곱하여 얻으며, 빠른 걸음의 경우에도 같은 방식으로 얻을 수 있다. 이 모든 경우를 합산하면 보다 정확한 총 이동거리를 구할 수 있어 운동량이나 활동량의 정확도를 높일 수 있다.

#### IV. 실험 및 평가

##### 1. 구현한 측정시스템

본 연구에서 제안한 개인 맞춤형 보폭측정 기법의 유효성을 확인하기 위해서 1.5Ghz Dualcore 프로세서와 Android SDK 4.0.3 플랫폼에서 실행되는 모바일 애플리케이션을 개발하였다.

- 3축가속도 데이터 획득

사용자가 보행을 하면 모바일 기기에 탑재된 3축 가속도 센서는 x, y, z값을 제공하게 된다. 이는 모션 센서 이벤트(sensorChanged)에 의해 획득된 x, y, z축 데이터 값을 tick 타이머를 이용하여 주기적으로 추출해냄으로써 변화된 x, y, z값을 실시간으로 얻는다.

- 보폭주기 측정

획득한 x, y, z값은 식 (1)을 이용하여 에너지로 변환하고 변환된 값(STE<sub>i</sub>)이 [그림 5]에서처럼 각 임계치에 따라서 상태머신으로 동작하도록 하였다. 이렇게 보폭주기를 측정하도록 하고 보행속력 추정알고리즘으로 전달한다.

- 보행속력 추정 및 분류

보행속력을 추정하려면 먼저 기준이 되는 보폭주기 횟수를 설정하여야 한다. 애플리케이션에서는 속력에 따라서 보폭주기 횟수를 설정할 수 있도록 인터페이스를 제공하고 이 과정을 통해서 초기값 설정을 할 수 있도록 개발하였다.

- 이동거리 산출

보다 정확한 이동거리를 산출하려면 보행속력에 따른 걸음수와 보폭거리를 알아야 한다. 보행속력에 따른 걸음 수는 애플리케이션이 실행되면서 측정할 수 있다. 또한 개인에 맞는 보행속력별 보폭거리는 두 가지(초기값, 개인 맞춤 값)로 나누어 설정하도록 개발하였다. 초기 값은 “자신의 신장-100cm”를 기준으로 설정된다. 이것은 신체구조와 보행환경을 크게 고려하지 않는 평균적이고 보편적인 기준이다. 따라서 개인별 오차가 발생할 수 있기 때문에 개인 맞춤 값으로 재설정할 수 있도록 하였다. 개인 맞춤 값은 10m를 보행속력별로 보행하면서 측정된 값을 설정할 수 있도록 한 것이다. [그림

이는 이러한 요구사항을 반영한 애플리케이션을 개발한 것이다.



그림 6. 구현된 스마트기기의 보폭측정 시스템

애플리케이션은 걸음 수(step)와 보폭(stride)을 측정하여 제공하도록 인터페이스를 구현하였다. 또한 개인별로 맞춤 값을 설정하기 위한 개인의 기준보폭 설정 인터페이스를 제공하였다.

이동거리를 보다 정확히 측정하려면 걸음 수와 보행 속력에 대한 정확한 인식이 필요하다. 본 연구에서 제안한 기법이 실제 걸음에 대해 얼마나 정확히 인식하는지 확인 할 필요가 있으며, 보행속력에 따른 보폭주기 또한 정확히 분류해 내는지 알아봐야 한다. 다음 실험을 통해서 이것들을 확인하여 보았다.

2. 걸음 수 인식률의 실험 및 평가

실험은 50m 이동거리를 기준으로 실내외에서 느린걸음(4km/h이하), 보통걸음(4km/h~6km/h), 빠른걸음(6km/h이상)으로 구분하여 걸음 수를 측정하였다. 실내에서는 평평한 일직선의 복도에서 하였으며 실외에서는 계단과 곡선보행로 그리고 내리막이 혼재된 보행로를 선택하여 시행하였고 실내와 실외에서 각각 10회씩 시행하여 총 60회의 실험을 하였다. 이 실험을 통해서 획득한 결과는 [표 2]이며, 이 결과와 식 (4)를 통해서 실제 걸음 수(N)와 애플리케이션을 통해서 추정된 측정 걸음 수(M)를 이용해 걸음 수 인식률(R)을 계산

해 보니 [그림 7]과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

표 2. 50m에서의 실내외 걸음수 측정데이터

실험회차		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
실내	느린 걸음	실제	60	64	70	62	62	66	65	64	65	63
		측정	60	64	69	63	62	65	65	65	65	62
	보통 걸음	실제	58	56	55	55	56	56	57	56	57	56
		측정	57	59	55	53	56	54	56	56	53	55
	빠른 걸음	실제	54	56	53	54	54	55	55	55	56	50
		측정	54	58	53	53	54	53	55	56	57	49
실외	느린 걸음	실제	63	62	62	62	66	65	65	67	67	68
		측정	64	58	58	62	66	64	64	59	67	68
	보통 걸음	실제	64	62	61	60	62	60	58	59	60	57
		측정	61	62	60	58	61	58	58	58	58	57
	빠른 걸음	실제	55	55	56	56	53	55	53	55	54	54
		측정	48	55	55	56	52	53	51	51	54	54

$$R = 100 - \left( \left| \left( \frac{N-M}{N} \right) \right| \times 100 \right) \tag{4}$$

실내에서는 일직선 형태로 보행과정에서 장애물이 없어 98.43%의 높은 평균 인식률을 얻었으며, 실외에서는 계단과 같은 보행 장애물과 곡선보행로로 인해 97.33%의 평균 인식률을 얻었다.

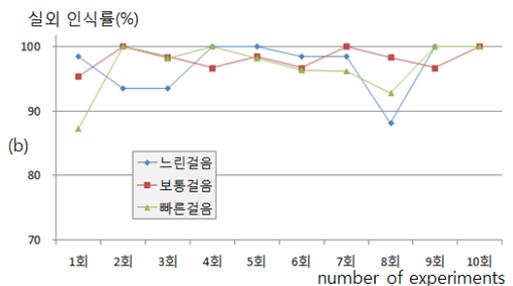
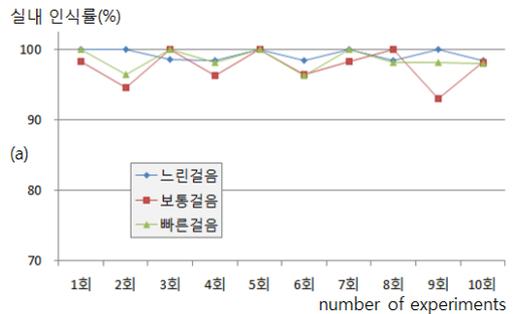


그림 7. 실내와 실외에서의 걸음 수 인식률

### 3. 보행속력 분류정확도 실험 및 평가

보행속력 분류 정확도 실험은 각 개인의 신체적 구조와 환경에 맞는 보행속력을 3가지 경우(느린걸음, 보통걸음, 빠른걸음)로 나누어 설정하고 실제 보행과정에서 변화하는 보행속력에 얼마나 정확히 인식하여 분류하는지를 확인하는 실험이다.

이 실험은 개인이 빠른 걸음으로 걸었을 때와 느린 걸음으로 걸었을 때는 내 밟는 보폭의 크기가 다르기 때문에 이동거리에 많은 영향을 주므로 제안된 개인 맞춤형 보폭측정 기법의 신뢰성을 판단하는데 의미가 있다.

스마트 기기를 이용하여 “느린걸음”, “보통걸음”, “빠른걸음”으로 각각 10걸음씩 실험을 하였다. 느린 걸음으로 보행할 때 애플리케이션이 “느린걸음”으로 인식하여 “느린걸음” 상태를 적중시킨 경우를 TP(True Positive)로 정한다. 그러나 “느린걸음”으로 인식하지 못하여 인식실패 경우를 TN(True Negative)으로 정한다. 또 “느린걸음”으로 보행하지 않았는데 느린 보행속력으로 판단하는 경우는 FP(False Positive)이고, 느린 보행속력으로 판단하지 않았다면 FN(False Negative)으로 정한 뒤에 해당되는 경우가 얼마나 되는지 확인하는 실험을 실내에서 시행하여 [그림 8]의 결과를 얻었다.

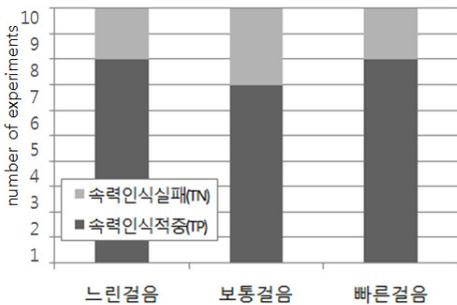


그림 8. 보행속력 분류인지 정확도 실험결과

[그림 8]에서 보면 느린 걸음으로 10걸음을 걸었을 때 애플리케이션이 느린 걸음이라고 정확히 인식하면 속력인식이 적중한 것으로 분류한다. 이렇게 총 10회를 측정하여 8회의 적중결과를 얻었다. 이렇게 3가지 각기 다른 속력에서 얼마만큼 정확히 보행속력을 분류해 낼 수 있는지 확인한 결과, 식 (5)를 이용해서 87%의 분류

정확도(R)를 얻을 수 있었다.

$$R = \frac{TP + FN}{TP + TN + FP + FN} \times 100\% \quad (5)$$

### 4. 이동거리 측정실험 및 평가

이동거리 측정실험은 일반보폭(신장-100cm)과 개인의 맞춤보폭간의 차이를 확인하기 위한 실험이다. 빠른 걸음일수록 보폭이 커지기 때문에 보행속력을 고려하지 않는다면 실제로 이동한 거리와 오차가 생긴다. 본 실험에서는 일률적으로 일반보폭을 적용한 경우와 보행속력에 따라 차등적으로 적용한 경우를 비교하고 분석하였다. 이를 위해 보행속력이 느리면 느린 걸음에 맞는 개인 보폭을 적용하고, 보행속력이 빨라지면 빠른 걸음에 맞는 보폭을 차등해서 적용하도록 애플리케이션에 맞춤형 알고리즘을 구현하여 실험하였다.

실험절차는 [그림 9]에서처럼 50걸음을 속력별 5개 구간으로 나누고, 느린걸음(10걸음)으로 시작하여 보통걸음(10걸음)과 빠른걸음(10걸음)으로 변화한 뒤 보통걸음(10걸음)과 느린걸음(10걸음)으로 마치도록 하였다.

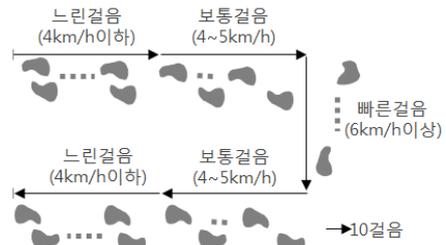


그림 9. 보행속력 분류인지 정확도 실험결과

이때 아래와 같은 2가지 경우에 대해 이동거리를 측정하였고, 총 20회를 측정하여 1,000보의 데이터로 [그림 10]의 결과를 얻었다.

일반보폭기준의 경우  $D = \sum_{i=1}^{50} \text{일반보폭}_i$

맞춤보폭기준의 경우  $D = \sum_{i=1}^{20} \text{느린걸음보폭}_i + \sum_{i=1}^{20} \text{보통걸음보폭}_i + \sum_{i=1}^{10} \text{빠른걸음보폭}_i$

예를 들면 200보 되는 지점에서 일반보폭으로 측정된 이동거리는 0.144km 이고 맞춤형 보폭으로 측정된 이동거리는 0.173km이므로 0.029km의 오차를 보였다. 1000보 되는 지점에서는 일반보폭으로 측정된 이동거리는 0.723km이고, 맞춤형 보폭으로 측정된 이동거리는 0.881 km로 0.158km의 오차를 보였다.

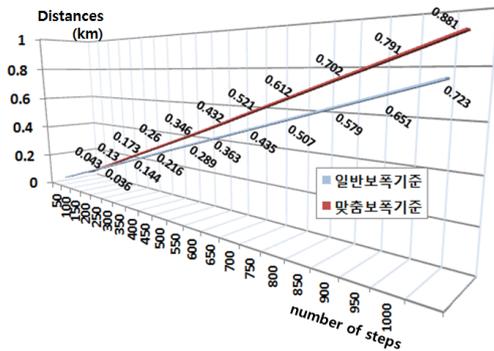


그림 10. 일반보폭과 맞춤형보폭간의 이동거리의 차이

이와 같이 걸음 수가 많아지면 많아질수록 이동거리의 누적오차는 점점 더 크게 증가됨을 알 수 있다.

## V. 결론

보행(걷기운동)은 생활습관 질병을 예방하고 치료하는데 중요한 역할을 하므로 스마트 기기를 기반으로 한 다양한 형태의 걷기운동 애플리케이션들이 개발되고 있다. 본 연구에서는 걸음 수만을 계수하는 운동량 산출방식을 벗어나 개인마다 다른 보폭의 정확도를 높이기 위해 개인 맞춤형 보폭측정 기법을 제안하였다. 이것은 개인의 신장과 보행속력에 맞는 보폭을 적용함으로써 일률적 보폭크기를 고려한 방식보다 정확한 이동거리를 산출해낼 수 있는 장점이 있다.

본 연구에서 제안한 기법의 효용성을 확인하기 위해 안드로이드 기반의 스마트 폰에서 애플리케이션을 구현하고 3가지 시험을 하였다. 첫 번째로 실내에서 98.43%와 실외에서 97.33%의 높은 걸음 수 인식률을 확인할 수 있었으며, 느린 걸음과 보통 걸음 그리고 빠

른 걸음으로 분류해내는 보행속력의 인식률도 87%라는 결과를 얻었다. 또한 일반보폭으로 적용하였을 때와 개인별 맞춤형보폭을 적용하였을 때의 이동거리 측정실험에서도 누적오차가 발생함을 확인할 수 있었다.

이와 같이 보행속력에 따른 보폭의 차등적 적용이 보다 정확한 이동거리를 측정할 수 있을 뿐만 아니라 이를 이용한 운동량 산출과 칼로리 소모량 측정에도 기여한다.

그러나 산악과 같은 복잡한 지형이나 아주 좁은 공간에서도 정확한 측정이 가능하도록 다양한 형태의 맞춤형 보폭에 대한 연구가 지속적으로 필요하다. 또한 IOT와 M2M기술과의 접목을 통해 스마트기기와 각종 운동기기간의 지능적 상호작용통신으로 개인의 건강관리의 효과적 서비스모델도 연구되어야 할 것으로 본다.

## 참고 문헌

- [1] 신윤희, 윤상균, “만성질환 질환자용 웹 기반 운동 증진 프로그램 개발”, 대한의료정보학회논문지, 제11권, 제2호, pp.175-188, 2005.
- [2] 이병문, 김재권, 김중훈, 이영호, 강운구, “유헬스 서비스에서 상황인지 기반의 맞춤형 운동서비스 모델”, 한국정보기술학회논문지, 제9권, 제2집, pp.141-152, 2011.
- [3] 이병문, 신현호, 강운구 “차량정차감지 알고리즘을 이용한 탑승자의 효율적 위치추적시스템”, 한국 인터넷정보학회논문지, 제12권, 제6호, pp.73-82, 2011.
- [4] 김태은, 이호원 좌동경, 홍석교, “개인 항법 시스템을 위한 센서 위치와 보폭 추정 알고리즘”, 전기학회논문지, 제59호, 제11권, pp.2058-2065, 2010.
- [5] M. Alzantot and M. Youssef, “UPTIME: Ubiquitous Pedestrian Tracking using Mobile Phones,” Proc. of IEEE Wireless Communications and Networking Conference: Service, Applications, and Business, pp.3204-3209, 2012.

- [6] 이병문, “사물기반네트워크를 이용한 효과적인 운동처방 서비스 모델”, 2012년도 융복합지식학회 추계학술대회 논문집, 2012.
- [7] 유희미, 서재원, 차은중, 배현덕, “3축 가속도 센서를 이용한 보행횟수 검출 알고리즘과 활동모니터링”, 한국콘텐츠학회논문지, 제8호, 제8권, pp.253-260, 2008.
- [8] K. Tumkur and S. Subbiah, “Modeling Human Walking for Step Detection and Stride Determination by 3-Axis Accelerometer Readings in Pedometer,” Proc. of 4<sup>th</sup> Int’l Conference on Computational Intelligent, Modeling and Simulation, IEEE, pp.199-204, 2012.
- [9] 정철수, “연령과 속도에 따른 보행 형태와 역학적 효율적 분석”, 한국운동역학회지, 제10권, 제2호, pp.205-219, 2001.
- [10] 임완수, 류태범, 최훈우, 최화순, 정민근, “한국인과 서구인 청년층의 보행특성 비교”, 대한인간공학회 논문지, 제25권, 제2호, pp.33-41, 2006.
- [11] 정해룡, 구현정, 이대택, “걷기 운동시 보행형태에 따른 에너지 비용 효율성”, 코칭능력개발지, 제7호, 제3권, pp.143-150, 2005.
- [12] J. W. Kim, H. J. Jang, D. H. Hwang, and C. Park, “A Step, Stride and Heading Determination for the Pedestrian Navigation System,” Journal of Global Positioning Systems, Vol.3, No.1-2, pp.273-279, 2004.
- [13] E. Martin, “Novel Method for Stride Length Estimation with Body Area Network Accelerometers,” Proc. of Int’l Conference on Bio WireleSS 2011, IEEE, pp.79-82, 2011.
- [14] S.H. Shin and C.G. Park, “Adaptive Step Length Estimation Algorithm Using Low-Cost MEMS Inertial Sensors,” IEEE Sensors Applications Symposium, pp.1-5, 2007(2).

## 저 자 소 개

이 병 문(Byung Mun Lee)

정희원



- 1988년 2월 : 동국대학교 전자계산학과(공학사)
  - 1990년 2월 : 서강대학교 전자계산학과(공학석사)
  - 2008년 2월 : 인천대학교 컴퓨터공학과(공학박사)
  - 1990년 ~ 1997년 : LG전자(구 LG정보통신) 중앙연구소 네트워크 연구실 선임연구원
  - 1998년 3월 ~ 현재 : 가천대학교 IT대학 인터랙티브 미디어학과 교수
- <관심분야> : 유헬스, 센서네트워크, 운영체제, 사물기반인터넷(IOT)