

## 原著論文

## 超低速度歩行に対応した歩数カウントアルゴリズムに関する基礎的研究

関根正樹<sup>1</sup>, 貴嶋芳文<sup>2</sup>, 桑江 豊<sup>3</sup>, 田中則子<sup>4</sup><sup>1</sup>つくば国際大学医療保健学部<sup>2</sup>都城コア学園<sup>3</sup>藤元総合病院通所リハビリテーションセンター<sup>4</sup>大阪電気通信大学医療福祉工学部

**【要 旨】** 現在市販されている歩数計は、加速度センサを内蔵したものが一般的になってきており、従来の機械式歩数計に比べて歩数カウントの精度が大幅に向上している。しかしながら、その多くは高齢者にみられる低速度歩行や不規則な歩行には対応していない。そこで、本研究では MEMS センサの1つである角速度センサから得られる情報に基づく歩数カウントアルゴリズムを提案し、超低速度歩行に対応した歩数計を開発する上で角速度センサが有用であるかを検証した。健常若年者7名を対象に、トレッドミルを用いて0.5km/h刻みで速度0.5km/hから4 km/hまでの歩行を測定した。腰ベルトに装着した角速度センサの出力を積分して得られたヨー方向角度は、1 km/hという歩行速度であっても1歩1歩が確認できるパターンとなった。アルゴリズムを適用した結果、1 km/h以上の歩行では実歩数との平均誤差が5%未満になり、角速度センサは超低速度歩行時の歩数カウントに有用であると示唆された。

**キーワード：** 歩数計, 低速度歩行, 加速度センサ, 角速度センサ, 歩数カウントアルゴリズム

## 1. 序 論

歩数計は、身に付ける健康管理機器としては類を見ないほど広く普及しており、国内販売規模は2008年度で570万台（108億円）と推定されている（日本能率協会総合研究所）。その普及の理由としては、指標がわかりやすいこと、安価であること、携帯性に優れていることが挙げら

れ、主にウォーキングによる生活習慣病の予防や改善を目的として利用される。また、リハビリテーション施設や高齢者福祉施設、転倒予防教室などで高齢者の運動指導を行う際にも歩数計は有用であると考えられる。

現在市販されている歩数計は、Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) 技術によって作製された加速度センサを内蔵したものが一般的になってきており、従来の機械式歩数計に比べて歩数カウントの精度が大幅に向上している (Bouten CV et al, 1997; Crouter SE et al, 2003; Kumahara H et al, 2004)。しかしながら、その多くは、高齢者の特徴であるゆっくりとした速度の歩行や不規則な歩行には対応しておらず、

連絡責任者：関根正樹

〒300-0051 茨城県土浦市真鍋6-20-1

つくば国際大学医療保健学部医療技術学科

TEL: 29-826-6000 (内線: 2212)

E-mail: m-sekine@tius.ac.jp

歩数が正確にカウントされないことがしばしば見受けられる (Macko RF et al, 2002; Cyarto EV et al, 2004; Crouter SE et al, 2005)。Cyartoらの研究結果によれば、Yamax 歩数計を用い老人福祉センターを利用する高齢者を対象に通常歩行時の歩数をカウントしたところ、55%の誤差が観測されている (Cyarto EV et al, 2004)。

加速度センサを用いた歩数計に誤差が生じる原因として、ゆっくりとした歩行の場合、その原理から歩行による周期的な出力信号は小さくなり、1歩を示す特徴点が身体動揺などに由来する信号から識別困難になるためと考えられる。この問題に対して、加速度センサの出力信号に信号処理技術を用いて解決を試みる研究が行われている。Ichinoseki-Sekine らは加速度センサの出力信号を4秒ごとにフーリエ変換し最大のパワーを示す周波数からその区間の歩数を推定する歩数カウントアルゴリズムを提案し、49名中40名 (81.6%) の高齢者に対して誤差10%未満で歩数をカウントしている (Ichinoseki-Sekine N et al, 2006)。また、堀田らは加速度センサの出力信号に7つのバンドパスフィルタを適用し、歩行周期に最も寄与する周波数帯域の信号を選択的に抽出して歩数カウント用の信号を再構築し、再構築された信号と閾値処理で歩数をカウントするアルゴリズムを提案している。このアルゴリズムでは74名中57名 (77.0%) の高齢者に対して誤差10%以内で歩数をカウントしている (堀田ら, 2008)。

一方、近年の MEMS 技術の著しい進歩にとともに、加速度センサ以外にも多種多様で高精度、小型・軽量、低消費電力なセンサが開発されている。これらの MEMS センサを組み合わせ、情報を融合することによって、さらに高精度な歩数計が開発可能であると考えられる。そこで、本研究では MEMS センサの1つである角速度センサから得られる情報に基づく歩数カウントアルゴリズムを提案し、角速度センサが超低速度歩行に対応した歩数計を開発する上で有用であるかを検証した。

## 2. 実験方法

### 2-1 歩数カウントアルゴリズム

ヒトは歩行する際に、単に脚を前方に振り出すだけではなく、骨盤を水平面上で回旋させている。Murray らの研究によれば、この回旋角は正常歩行で  $9 \pm 4$  deg であり、60歳以上の高齢者の場合でも同程度となる (Murray et al, 1969)。さらに、運動障がいをもつパーキンソン病患者を対象とした研究においても、その角度は 9 deg 程度である (Murray et al, 1978)。したがって、歩行速度が著しく低下した場合でも骨盤の回旋はある程度の振幅で残存すると予想される。そこで、本研究ではこの回旋動作に着目し、角速度センサで回旋を検出し、その情報から歩数をカウントするアルゴリズムを提案した。

具体的には、腰ベルトの任意の位置に取り付けられた角速度センサの出力信号を積分処理し、ハイパスフィルタを介して歩行周期に関連する AC 成分を抽出することで相対的な角度信号を算出する。この角度信号が予め定められた閾値と交差する回数を歩数としてカウントするアルゴリズムとした。歩行周期はおよそ 1s であるため (Murray et al, 1969)、バンドパスフィルタの周波数帯域は 0.5~1.5Hz とした。また、歩数カウントのための閾値は 0 deg に設定した。

今回の実験ではこのアルゴリズムを実装した実機は試作せず、歩行の測定が終了した後に測定データと Python (version 2.7.10) を用いてオフラインでアルゴリズムの評価を行った。

### 2-2 測定装置

歩行中に身体に生じる角速度を測定するために、小型の無線センサユニット (図1) を試作した。無線センサユニットは、角速度センサ (L3GD20、STMicroelectronics、スイス) と加速度センサ (LSM303D、STMicroelectronics、スイス)、外部トリガ用の光リモコン受光モジュ

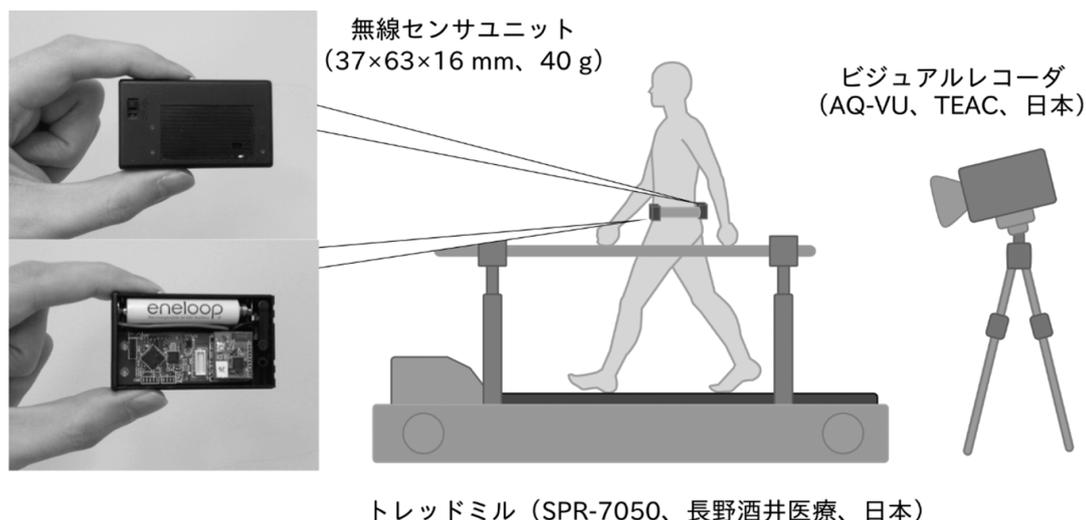


図1. 測定のセットアップ

ール (PIC79603、コーデンシ、日本)、マイクロプロセッサ (PIC18F26K22、Microchip、USA)、Bluetooth モジュール (ZEAL-S01、ADC Technology、日本) を内蔵し、各センサ出力をサンプリング周波数200Hz、分解能14bitでAD変換した後、デジタルデータを無線でPCに送信する。角速度センサと加速度センサの感度は、対象とする被験者や動作に応じてそれぞれ $\pm 250/\pm 500/\pm 2000$  dps、 $\pm 2/\pm 4/\pm 8/\pm 16$ gから選択可能である。外形寸法は37×63×16mm、重量は単4電池を含み約40gであり、小型軽量であることから被験者の動作を妨げることなく歩行の測定が可能である。

無線センサユニットを用いて被験者の歩行を測定する際、被験者の右後方から足元の映像をビジュアルレコーダ (AQ-VU、TEAC、日本) を用いて記録し、この映像から実歩数をカウントした。映像とセンサ出力の同期は、ビジュアルレコーダに無線センサユニットと同様の光リモコン受光モジュールを接続し、両機器の受光モジュールに光トリガを同時に入力することで行った。

### 2-3 測定方法

被験者は、健常成人男性7名 (年齢 $19.7 \pm 1.0$ 歳、身長 $173.5 \pm 5.5$ cm、体重 $69.6 \pm 9.8$ kg) とし

た。歩行中の体幹に生じる角速度を測定するために、2つの無線センサユニットを被験者の腰ベルトの腰部左前方と腰背部中央に装着し、トレッドミル (SPR-7050、長野酒井医療、日本) を用いて0.5km/h刻みで速度0.5km/hから4km/hまでの歩行を測定した (図1)。各速度での歩行はそれぞれ2分間とし、トレッドミルの速度設定から10秒後に無線センサユニットとビジュアルレコーダの受光モジュールに光トリガを入力した。角速度センサと加速度センサの感度はそれぞれ $\pm 250$ dpsと $\pm 4$ gとした。

本研究で提案した角速度センサを用いた歩数カウントアルゴリズムの評価は、光トリガの入力後から100秒間のデータを対象とし、Cyartoらと同様に式(1)を用いて行った (Cyarto EV et al, 2004)。

$$\text{誤差}(\%) = \frac{\text{カウント数} - \text{実歩数}}{\text{実歩数}} \times 100 \quad \dots (1)$$

なお、本研究は大阪電気通信大学の倫理委員会の承認を得た後、被験者に実験の詳細を説明し書面にて同意を得て実施した。

### 3. 結果

歩行速度1km/hと4km/hの典型例を図2と図3に示す。図中の凡例LとRはそれぞれビ

デオ画像で確認された右脚と左脚によるステップを示す。また、比較のために示した加速度信号には1.0~3.0Hzのバンドパスフィルタを適用してある。4 km/hはこの被験者において快適な歩行速度の範囲であり、腰背部中央に取り付けた無線センサユニットで得られた加速度信号と角度信号は周期的で1歩1歩が明確なパターンを示した。一方、腰部左前方に取り付けたセンサユニットでは、角度信号には大きな変化が確認されなかったが、左右方向加速度信号では左

右のステップに対する差がみられた。

超低速度である1 km/hの歩行の場合、腰背部中央と腰部左前方のセンサから得られた加速度信号は複雑なパターンとなり、左右のステップを明確に捉えるのは困難であった。一方、角度信号は超低速度の歩行においても1歩1歩に対応するピークを明確に確認することが可能であった。

図2と図3に示した腰部左前方と腰背部中央の角度信号パターンの相関係数は歩行速度1

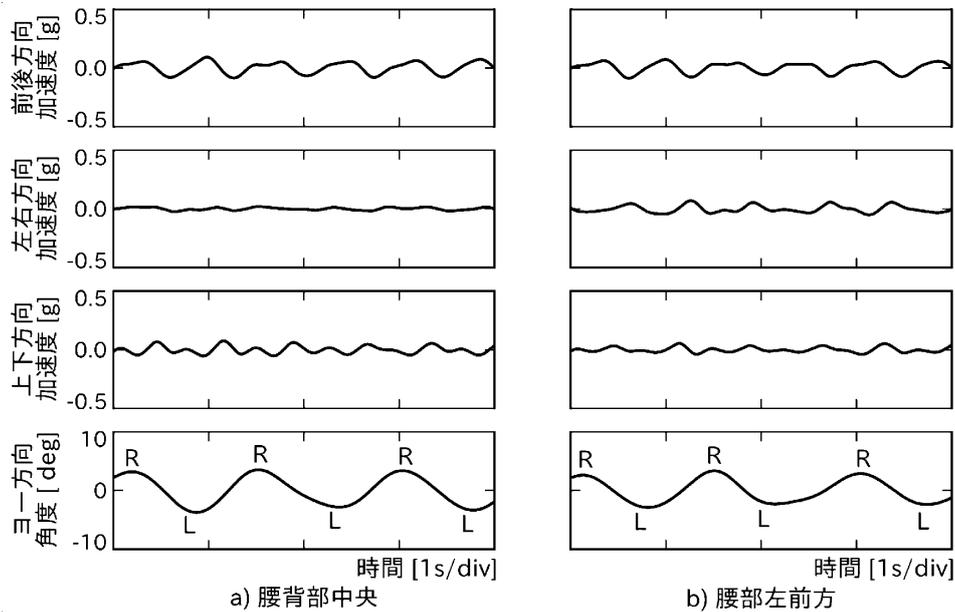


図2. 歩行速度1 km/hにおける腰部加速度信号と角度信号の典型例

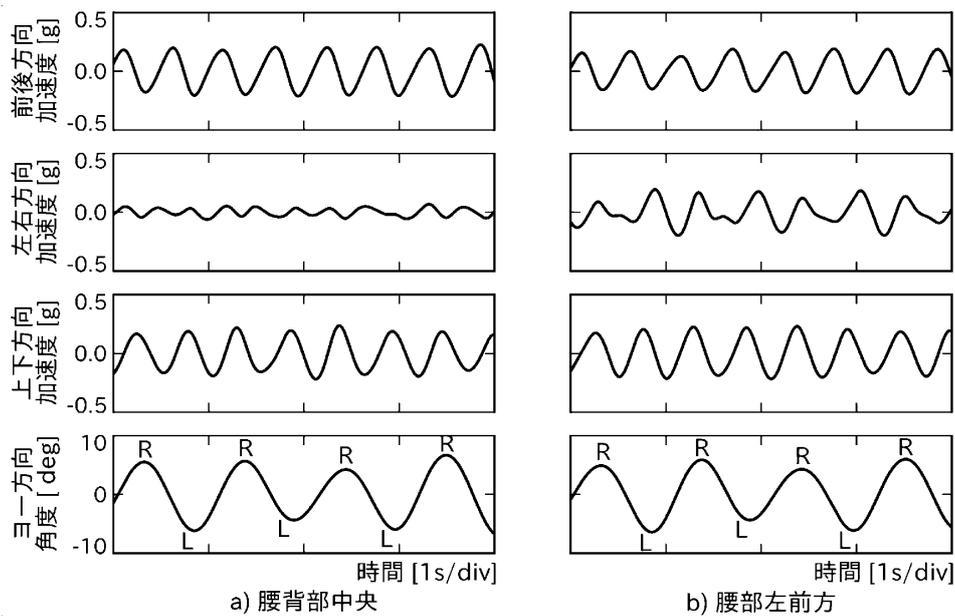


図3. 歩行速度4 km/hにおける腰部加速度信号と角度信号の典型例

km/hの場合に $r=0.94$ 、歩行速度4 km/hの場合に $r=0.99$ であり、両者は強い相関を示した。被験者全体に対する各歩行速度における腰部左前方と腰背部中央の角度信号パターンの相関係数を表1に示す。全歩行速度の中で最も低い相関係数を示した0.5km/h歩行時においても相関係数 $r=0.82$ であり、腰ベルト上に取り付けたセンサユニットから得られる角度信号は類似したパターンを示すことが確認された。

次に、腰部左前方で得られた角度信号と予め設定した閾値0 degとの交差回数を歩数としてカウントする提案アルゴリズムのカウント誤差に関する結果を表1に示す。本実験の中で最も低速度な0.5km/h歩行において、誤差が大きい被験者で138.8%となった。これは実歩数67歩に対してカウント歩数160歩と倍以上に誤カウントしたためであった。一方、1 km/h以上の歩行では、それぞれ平均誤差で5%未満、最大の誤差が11.3%という評価結果が得られた。

#### 4. 考察

本研究では、角速度センサの出力から算出された角度信号に基づく歩数カウントアルゴリズムを提案した。

市販されている多くの歩数計で利用されている加速度信号と比較すると、角度信号は低速度歩行においてもパターンの形状が複雑にならず、左右のステップが確認しやすいことが明らかに

なった。そのため、簡便な閾値処理のみで角度信号から歩数をカウントすることが可能であった。歩数カウントアルゴリズムは、歩数計に実装する際の計算コストを考慮すると、複雑な処理ではなく簡素なものが望まれる。先行研究において提案されたフーリエ変換に基づくアルゴリズムは、歩数計に実装するには計算コストが大きいと考えられる (Ichinoseki-Sekine N et al, 2006)。そのため、7つのバンドパスフィルタで構成されるフィルタバンクを用いて加速度信号が単一の周波数成分になるような処理を行った後、閾値処理で歩数をカウントするアルゴリズムが提案された (堀田ら, 2008)。今回提案したアルゴリズムは積分処理と閾値処理で構成されており、より計算コストが少なく歩数計に適していると考えられる。

また、腰部左前方で得られる角度信号パターンは腰背部中央と類似していることが明らかになった。これは両箇所とも回転中心が同じ骨盤付近の回旋運動を反映しているためであり、妥当な結果であると考えられる。一方、腰部左前方に装着したセンサから得られた加速度信号は、腰背部中央のものより腰部左側の影響が大きくなり、特に低速度歩行では腰ベルト上でも装着部位によって得られる信号のパターンが異なる傾向がみられた。腰ベルトに装着する歩数計において、腰回りで類似した信号が得られることは装着位置の再現性が歩数カウントに影響を与えないことを意味し、角速度センサを用いた歩数計は実環境の利用条件に適していると考えら

表1. 腰部左前方と腰背部中央の角度信号パターンの相関係数およびカウント誤差

歩行速度 [km/h]	相関係数	カウント誤差 [%]				
		平均	標準偏差	最小値	最大値	中央値
0.5	0.82	30.4	50.9	0.7	138.8	6.7
1.0	0.85	3.8	3.9	0.6	11.3	2.1
1.5	0.83	1.8	2.4	0.0	6.9	0.8
2.0	0.89	0.4	0.5	0.0	1.2	0.6
2.5	0.90	0.7	0.4	0.0	1.2	0.6
3.0	0.91	0.4	0.4	0.0	1.1	0.6
3.5	0.95	0.3	0.3	0.0	0.6	0.5
4.0	0.96	0.4	0.7	0.0	1.6	0.0

れた。

市販されている歩数計の精度に関する先行研究によれば、歩行速度が54m/min ( $\approx 3.24$ km/h) 以下の場合、多くの歩数計で誤差が大幅に増加することが報告されている (Crouter SE et al, 2005)。これに対して、先行研究で提案された加速度信号にフィルタバンクを適用したアルゴリズムでは、20m/min ( $\approx 1.2$ km/h) 程度までのカウント誤差を軽減し、74名中57名 (77.0%) の高齢な被験者に対して誤差10%以内で歩数をカウントしている (堀田ら, 2008)。しかしながら、20m/min以下の歩行速度ではカウント誤差を十分に軽減できず50%を超えるケースも多数みられる。本研究で提案した角度信号を用いた歩数カウントアルゴリズムは、1.5km/hの歩行ではカウント誤差1.8%、それ以上の歩行速度ではカウント誤差1%以内であり、先行研究と同等以上の精度で歩数をカウントしている。さらに、1km/hの歩行においても歩数カウント誤差が5%以内であり、角速度センサおよびそこから得られる角度信号は、超低速度歩行に対する歩数カウント精度の向上に有効であると考えられる。

今回の研究では、歩行のみを動作対象として検討を行った。今回のアルゴリズムは、閾値処理の基準値を0 degと設定しているため、立ち止まっているときの体の揺れや電車の揺れなどで誤カウントをすることが考えられる。今後は、様々な動作を含む日常生活において正確な歩数をカウントするために、適切な閾値や加速度センサから得られる情報との融合について検討を行う必要がある。

## 5. 結 論

本研究では、超低速度歩行に対応した歩数計の開発における角速度センサの有用性について、角速度センサの出力から算出される角度信号を用いた歩数カウントアルゴリズムを提案し、0.5km/hから4 km/hまでの歩行に適用して検証

を行った。角速度センサが内蔵されたセンサユニットを腰部左前方に装着し、提案した歩数カウントアルゴリズムを用いた結果、1 km/h以上の歩行ではそれぞれ平均誤差が5%未満、最大の誤差が11.3%という評価結果が得られ、角速度センサから得られる情報は超低速度歩行に対応する歩数計の開発に有用であることが示唆された。

謝辞 本研究は JSPS 科研費26350855の助成を受けたものである。

## 参考文献

- 日本能率協会総合研究所 MDB市場情報レポート「歩数計 (万歩計)」抜粋版. 日本能率協会総合研究所ホームページ. <http://www.jmar-bi.com/report/148R0276.html> (閲覧日: 2016年9月10日)
- 堀田庸介, 関根正樹, 田村俊世, 桑江豊, 東祐二, 藤元登四郎, 大島秀武, 志賀利一 (2008) 高齢者に対応した歩数カウントアルゴリズムの開発. 生体医工学. 46(2):283-288.
- Bouten CV, Koekkoek KT, Verduin M, Kodde R, Janssen JD. (1997) A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed. Eng.* 44(3):136-147.
- Crouter SE, Schneider PL, Karabulut M, Bassett DR Jr. (2003) Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med Sci Sports Exerc.* 35(8):1455-60.
- Crouter SE, Schneider PL, Bassett DR Jr. (2005) Spring-levered versus piezo-electric pedometer accuracy in overweight and obese adults. *Med. Sci. Sports Exerc.* 37(10):1673-1679.
- Cyarto EV, Myers A, Tudor-Locke C. (2004) Pedometer accuracy in nursing home and community-dwelling older adults. *Med Sci Sports Exerc.* 36(2):205-9.
- Ichinoseki-Sekine N, Kuwae Y, Higashi Y, Fujimoto

- T, Sekine M, Tamura T. (2006) Improving the accuracy of pedometer used by the elderly with the FFT algorithm. *Med Sci Sports Exerc.* 38(9): 1674-81.
- Kumahara H, Schutz Y, Ayabe M, Yoshioka M, Yoshitake Y, Shindo M, Ishii K, Tanaka H. (2004) The use of uniaxial accelerometry for the assessment of physical-activity-related energy expenditure: a validation study against whole-body indirect calorimetry. *Br J Nutr.* 91(2):235-43.
- Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. (1969) Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol.* 24(2): 169-78.
- Murray MP, Sepic SB, Gardner GM, Downs WJ. (1978) Walking patterns of men with parkinsonism. *Am J Phys Med.* 57(6):278-94.

**Original article****A preliminary study on step counting algorithm  
for ultra-low speed walking**Masaki Sekine<sup>1</sup>, Yoshifumi Kijima<sup>2</sup>, Yutaka Kuwae<sup>3</sup>, Noriko Tanaka<sup>4</sup><sup>1</sup>Department of Medical Care Technology, Faculty of Health Sciences, Tsukuba International University<sup>2</sup>Core Academy<sup>3</sup>Fujimoto General Hospital<sup>4</sup>Department of Physical Therapy, Faculty of Biomedical Engineering, Osaka Electro-Communication University**Abstract**

Many commercially available pedometers based on an accelerometer are able to count steps accurately at normal walking speed. However, almost of them do not deal with ultra-low speed walking or irregular walking that are seen in elderly. In this study, we attempted to propose a novel step counting algorithm based on a gyroscope output instead of an accelerometer output and to evaluate usefulness of a gyroscope for walking at ultra-low speed. Seven healthy young subjects wore wireless sensor units to waist and walked on a treadmill at 0.5 - 4.0 km/h. The relative yaw angle obtained by integrating and bandpass filtering of the gyroscope output represented a pattern which is able to identify each step at even low speed of 1km/h. As a result of applying the algorithm based on the gyroscope output, the average error rates of step counts were less than 5% for walking at more than 1km/h. These results suggest that a gyroscope is useful for step counting when subject walks at ultra-low speed.

**Keywords:** Pedometer, Ultra-Low Speed Walking, Accelerometer, Gyroscope, Step counting algorithm