

III. 研究成果の刊行物・別刷

Improving the Accuracy of Pedometer Used by the Elderly with the FFT Algorithm

NORIKO ICHINOSEKI-SEKINE¹, YUTAKA KUWAE², YUJI HIGASHI², TOSHIRO FUJIMOTO², MASAKI SEKINE³, and TOSHIYO TAMURA³

¹School of Science and Engineering, Tokyo Denki University, Saitama, JAPAN; ²Fujimoto Hayasuzu Hospital, Miyazaki, JAPAN; and ³Department of Medical System Engineering, Faculty of Engineering, Chiba University, Chiba, JAPAN

ABSTRACT

ICHINOSEKI-SEKINE, N., Y. KUWAE, Y. HIGASHI, T. FUJIMOTO, M. SEKINE, and T. TAMURA. Improving the Accuracy of Pedometer Used by the Elderly with the FFT Algorithm. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 38, No. 9, pp. 1674–1681. 2006. **Purpose:** The aim of this study was to investigate and improve the accuracy of accelerometer-type pedometers used by the elderly with slow walking speeds, with or without gait disorders, who do or do not use a cane. **Methods:** Eighteen subjects walked with a cane (5 males, 13 females; age, 80.9 ± 7.7 yr; height, 148.1 ± 7.7 cm; weight, 51.8 ± 8.8 kg (mean ± SD); nine had impaired gait), and 31 subjects walked without a cane (7 males, 24 females; age, 80.9 ± 7.7 yr; height, 148.1 ± 7.7 cm; weight, 51.8 ± 8.8 kg; 15 had impaired gait). Subjects walked for approximately 20 m (10 m in each direction and a turning arc) at their own speed. We determined the number of steps by pedometer (PM), by visually counting the actual number of steps (RM), and by the triaxial acceleration signals. The power spectrum of the accelerometer in each direction calculated by fast Fourier transform (FFT) for a 4-s temporal window was normalized with the maximum power of each window. It was composited, and the frequency at maximum power was considered as the cadence. The number of steps taken (FM) was determined by summing all the estimated steps in each window. **Results:** PM was significantly less than the RM ($P < 0.05$), and the error of PM was 53.2 ± 34.1% of RM. FM did not differ from the RM, and the average error of FM was -0.7 ± 7.9% of RM (absolute value: 5.8 ± 5.3%). **Conclusion:** We suggest that our FFT method is suitable for estimating the number of steps during walking in this population. **Key Words:** ACCELERATION, CADENCE, FAST FOURIER TRANSFORM (FFT), NUMBER OF WALK STEPS

Promoting increased physical activity among elderly patients is needed to improve their quality of life (QOL). A physically active lifestyle is known to reduce the risk of various chronic diseases such as coronary artery disease, diabetes mellitus, hypertension, and obesity (2). Likewise, regaining the ability to walk and improving the performance of activities of daily living (ADL) are major goals of rehabilitation in patients with walking disorders (28). However, nearly two thirds of stroke survivors have impaired mobility and assume a sedentary lifestyle (29), which increases the risk for recurrent cardiovascular events and stroke (20–22). Thus, the measurement of physical activity, specifically locomotion,

in the elderly and disabled populations would help identify individuals at risk and would also encourage walking.

A few methods for measuring physical activity include observational measures, self-reporting or diaries, and pedometers. Self-reporting has been used historically but is limited by the difficulty of estimating total daily walking distance (1), variation with scoring procedures (23), and dependence on patients' memory. Because a pedometer is easy to use and relatively inexpensive, this device is widely used to determine daily activity levels (5,27). The pedometer is a simple device that directly measures physical activity (e.g., number of walking steps, distance, time, etc.) and provides immediate feedback to participants and researchers. Pedometers commonly use two methods for counting steps; one is based on the movement of a mechanical pendulum, and the other method uses a piezoresistive accelerometer and a threshold of acceleration signals (17). A mechanical pedometer is inexpensive (the lowest price in Japan is approximately \$1) and is easy to use. Daily walking steps and exercise habits are known to be related to peak oxygen consumption and ventilation (30). The acceleration pedometer can also be inexpensive (approximately \$30–\$300; the standard selling price in Japan is approximately \$50), is easy to use, and is one of the most commonly used types of pedometer. The

Address for correspondence: Noriko Ichinoseki-Sekine, Ph.D., Institute of Health and Sports Sciences, Juntendo University, 1-1 Hiragakuidai, Inba, Chiba 2701695 Japan; E-mail: n.sekine@ieec.org.

Submitted for publication January 2006.

Accepted for publication April 2006.

0195-9131/06/3809-1674/0

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

Copyright © 2006 by the American College of Sports Medicine

DOI: 10.1249/01.mss.0000227641.68360.c2

TABLE 1. Physical characteristics of subjects (mean \pm SD).

	SC	IC	SN	IN
	N = 9 (male 2, female 7)	N = 9 (male 3, female 6)	N = 16 (male 3, female 13)	N = 15 (male 4, female 11)
Age (yr)	80.7 \pm 9.7	78.1 \pm 6.4	81.5 \pm 9.5	82.0 \pm 4.8
Height (cm)	149.2 \pm 10.1	149.2 \pm 5.9	147.2 \pm 6.4	147.8 \pm 8.8
Weight (kg)	48.2 \pm 9.0	53.0 \pm 7.1	51.7 \pm 8.8	53.3 \pm 9.8
BMI (kg·m ⁻²)	21.5 \pm 2.8	23.7 \pm 1.8	23.8 \pm 3.4	24.3 \pm 3.4

SC, senile gait with cane; IC, impaired gait with cane; SN, senile gait without cane; IN, impaired gait without cane.

accelerometer output has a good relationship to energy consumption (6,13,19), which is widely accepted as the standard reference for physical activity.

We examined pedometer accuracy in this study because of the increasing interest in using pedometers as a means of promoting increased physical activity (26,27). Several studies have demonstrated substantial variations in the accuracy of pedometers among brands and methods (4,7,14,18,24). In each of these studies, all the pedometers undercounted the number of steps by approximately 50–90% at walking speeds of 50–54 m·min⁻¹ (approximately 3.0–3.2 km·h⁻¹). However, most of the pedometers accurately counted the actual steps at walking speeds faster than 94 m·min⁻¹ (approximately 5.6 km·h⁻¹). At a slow walking speed of 1.0 mph (approximately 27 m·min⁻¹, or 1.6 km·h⁻¹), the acceleration pedometer (with a 56% accuracy rate) was superior to the mechanical pedometer, which indicated 7–20% of the actual number of steps. These studies suggested that pedometers may undercount the number of walking steps in individuals who walk slower than 2 mph (approximately 53 m·min⁻¹, or 3.2 km·h⁻¹).

As indicated above, the accuracy of pedometers that depend on vertical movement is less for subjects who walk slowly. Besides, elderly patients and patients who require rehabilitation training to recover their gait walk slowly (16). In addition, walking aids are often used during gait training to increase stability, reduce the risk of falling, and improve independent walking (2,12). Rehabilitation for improving ADL requires accurate assessment; thus, a pedometer that accurately counts the number of walking steps is a useful device. However, to our knowledge, pedometers are inaccurate when used with patients who have a slow walking speed, have an impaired gait, or use a walking aid such as a cane (9). An ankle-worn accelerometer-based pedometer was found to be accurate in patients with gait disorders caused by conditions such as stroke (16), but this device is expensive (approximately \$1500) and difficult to use compared with conventional pedometers because it requires a computer to operate.

The aim of this study was to assess and improve the accuracy of pedometer counts for people who are receiving gait training and have a slow walking speed, heterogeneity in their gait pattern, or ground reaction force (reaction force upward when foot is on the ground) asymmetry because of aging, gait disorders, or the use of a cane. A step frequency (cadence) obtained from acceleration signals during walking was used to estimate the number of walking steps because vertical movement was considered to be small in this population. The number of steps counted by the pedometer method (PM) and the number of steps estimated by using fast Fourier transform (FFT; FFT method, FM) were compared with

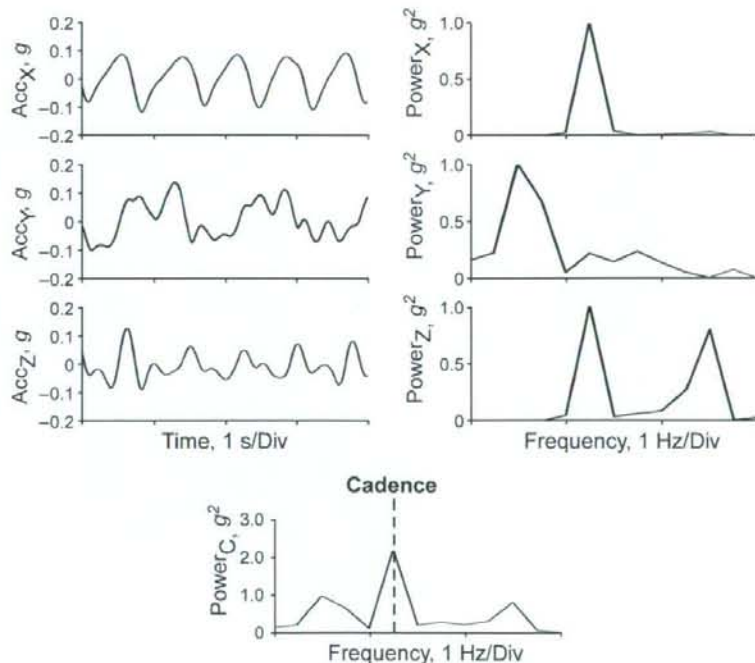


FIGURE 1—Typical examples of the acceleration signals, Acc_x , Acc_y , Acc_z , and their normalized power spectrum, $power_x$, $power_y$, and $power_z$. The frequency at the maximum power of the composite power spectrum, $power_C$, was considered as the cadence of each window.

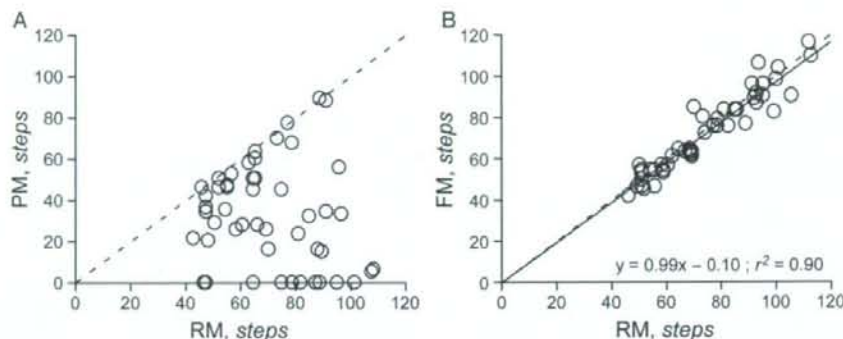


FIGURE 2—Relationship between number of steps counted visually by a physical therapist (RM) and A) number of steps counted by pedometer (PM) and B) number of steps estimated using the FFT algorithm (FM). FM significantly correlated with the actual number of steps ($P < 0.0001$).

the actual number of steps visually counted by a physical therapist (reference method, RM).

METHODS

Subjects. Forty-nine subjects (12 males, 37 females; age, 80.9 ± 7.7 yr; height, 148.1 ± 7.7 cm; weight, 51.8 ± 8.8 kg; BMI, 23.5 ± 3.1 ; mean \pm SD) from the commuting rehabilitation services center at Fujimoto Hayasuzu Hospital, Japan, participated in this study (Table 1). Eighteen subjects walked with a cane (senile gait (SC), $N = 9$; impaired gait (IC), $N = 9$), and 31 subjects walked without a cane (senile gait (SN), $N = 16$; impaired gait (IN), $N = 15$). Senile gait was defined as the gait disturbance that often occurs in the elderly, not originated from diseases. The various gait-impaired subjects suffered from hemiplegia, Parkinson's disease, degenerative joint disease, lumbar spinal canal stenosis, and total knee arthroplasty. There were no major physical differences among the four groups. This study was approved by the ethics committee of Fujimoto Hayasuzu Hospital, and written informed consent was obtained from all subjects.

Measurement system. An acceleration pedometer and an acceleration measurement system were used in this study. The pedometer was a biaxial acceleration pedometer (HJ-720IT, Omron Healthcare Co., Ltd., Kyoto, Japan; size, $73 \times 47 \times 16$ mm; weight, 37 g) based on a threshold of acceleration signals. The acceleration measurement system consisted of an accelerometer device and a telemeter system (WEB-5000, Nihon Kohden Co., Ltd., Tokyo, Japan). The accelerometer device consisted of a triaxial piezo accelerometer (Akebono Brake Industry Co., Ltd., Tokyo, Japan), amplifiers, and low-pass filters (size, $30 \times 40 \times 20$ mm; weight, 20 g; range, ± 2 g; frequency response, 0–100 Hz, cutoff frequency, 50 Hz; $1\text{ g} \approx 9.8\text{ m s}^{-2}$). We recorded raw acceleration signals in the anteroposterior (x), lateral (y), and vertical (z) directions. The accelerometer outputs were digitized and recorded at a sampling rate of 128 Hz.

Experimental design. We recorded height and weight measurements for the subjects before testing. Subjects walked for approximately 20 m (10 m in each direction and a turning arc) at their own speed. After the accelerometer

device was calibrated by measuring the outputs under a controlled inclination (10), the device was fixed on an acrylic plate that had two slits for a waist belt. Using an elastic waist belt, the accelerometer device was attached to the back of the lumbosacral region of the vertebral column of the subject, which was close to the subject's center of gravity. The pedometer was also attached to the right dorsal region by the same waist belt. We determined the number of steps counted by the pedometer (PM), the actual number of steps visually counted by a physical therapist using a hand-tally counter (RM), and the raw triaxial acceleration signals for the entire walking period. The walking time for the 10-m leg of the route was also measured by a stopwatch.

Estimation of the number of steps using FFT. We estimated the number of steps using the power spectrum of the raw acceleration signals for the three directions (FM, Fig. 1). The power spectrum of each direction in the range of 0.5–3.0 Hz was calculated by FFT for a temporal window that contained 512 samples (4 s each) of the signal. It was normalized with the maximum power of each window, and the normalized power spectrums of the three directions were composited. We considered the frequency at the maximum power in the composite power spectrum as the cadence, and the number of steps at the window were estimated by multiplying the cadence and 4-s window length. This process was repeated in the next nonoverlapping temporal window. Finally, the number of steps of the whole walking period was obtained by summing all the estimated number of steps in each window. This estimation procedure was performed on MATLAB, Version 6.0 (MathWorks, Inc., Natick, MA).

TABLE 2. RM, PM, FM, and walking speed (mean \pm SD).

	SC (N = 9)	IC (N = 9)	SN (N = 16)	IN (N = 15)
Number of steps (steps)				
RM	80.3 \pm 14.5	78.3 \pm 19.1	74.2 \pm 17.5	69.0 \pm 21.3
PM	33.0 \pm 18.6**	26.7 \pm 28.1**	36.9 \pm 27.5**	30.4 \pm 23.5**
FM	81.4 \pm 13.5	78.6 \pm 21.1	72.1 \pm 18.7	68.7 \pm 21.6
Walking speed (m·min ⁻¹)	35.0 \pm 11.5	33.0 \pm 12.8	44.1 \pm 11.2	41.2 \pm 7.2

SC, senile gait with cane; IC, impaired gait with cane; SN, senile gait without cane; IN, impaired gait without cane; RM, number of steps counted visually by a physical therapist; PM, number of steps counted by pedometer; FM, number of steps estimated using the FFT algorithm. ** $P < 0.01$ vs RM.

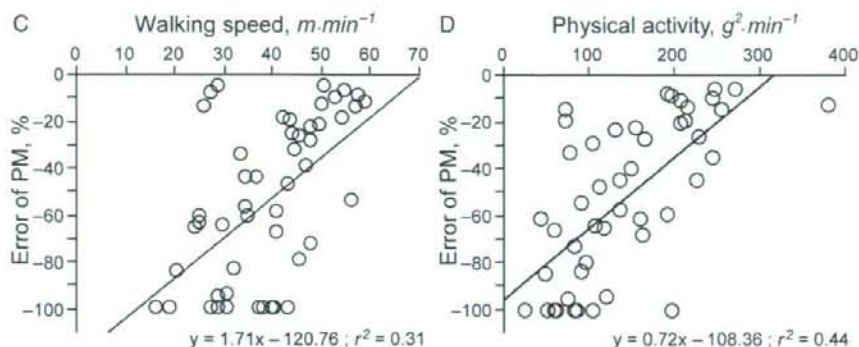


FIGURE 3—Relationship between the error of PM (% RM) and C) walking speed and D) physical activity in the vertical direction. The error of PM was significantly correlated with the walking speed and physical activity ($P < 0.0001$).

Data analysis and statistics. The errors of PM or FM (%) were defined as $100 \times (\text{PM or FM} - \text{RM})/\text{RM}$. To assess the relationship between the physical activity and counting step ability, the power of the raw acceleration signal (P) associated with the physical activity (19) was estimated by the following equation:

$$P = \|\hat{x}(n) - \bar{x}\|_2^2$$

where $x(n)$ is the raw acceleration signal and \bar{x} is the mean of $x(n)$. We defined the power of entire walking period per minute as the physical activity.

We compared the error of FM to the error of PM. One-way analysis of variance (ANOVA) was used to analyze differences among the four groups classified by walking condition, and differences between two errors were evaluated by paired or nonpaired t -test. Significant F -values were followed up with Scheffe's *post hoc* test. Correlation analysis was used to quantify the association between values. A value of $P < 0.05$ was considered statistically significant, and statistical analysis was performed using StatView, Version 5.0 (SAS Institute Inc., Cary, NC).

RESULTS

The walking speed for the 10-m leg of the route and RM during the 20-m out-and-back course in this study were $39.5 \pm 11.1 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ (approximately $2.4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$; range: $16.6\text{--}59.5 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$, approximately $1.3\text{--}3.6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$)

and 74.5 ± 18.5 steps (range: 46–113 steps), respectively. The number of walking steps of all subjects was undercounted by the pedometer and did not correlate significantly (Fig. 2A). There was no significant difference between the RM and FM for all the subjects. Under the walking condition, there was no significant difference across SC, IC, SN, and IN subjects in RM, FM, and walking speed (Table 2). However, there were significant differences between the RM and PM in each group.

The pedometer produced values that were more than 90% of RM in four subjects (well-counted subjects) and that differed by 100% in 10 subjects (uncounted subjects (SC), $N = 1$; IC, $N = 3$; SN, $N = 3$; IN, $N = 3$). The average error of PM for all the subjects was $-53.2 \pm 34.1\%$ of the RM (range: -5.4 to -100%) and significantly correlated with the walking speed ($r = 0.56$, $P < 0.01$) and triaxial physical activities (anteroposterior: $r = 0.66$; lateral: $r = 0.58$; vertical: $r = 0.68$, $P < 0.01$; Fig. 3). The average of the error of PM in the four groups was more than -40% (Fig. 4). There was no significant difference among the errors of PM in the four groups, SC, IC, SN, and SN. The error of PM showed a significant correlation ($r = 0.58$, $P < 0.05$) with the walking speed in the SN group but not in the other three groups. In contrast, the errors of PM in the SC, IC, and SN groups were significantly correlated with the physical activity in the vertical direction (SC: $r = 0.83$; IC: $r = 0.79$; SN: $r = 0.71$; $P < 0.01$). When all the subjects were divided into two groups based on an average walking speed of $40 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ (approximately $2.4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), significant

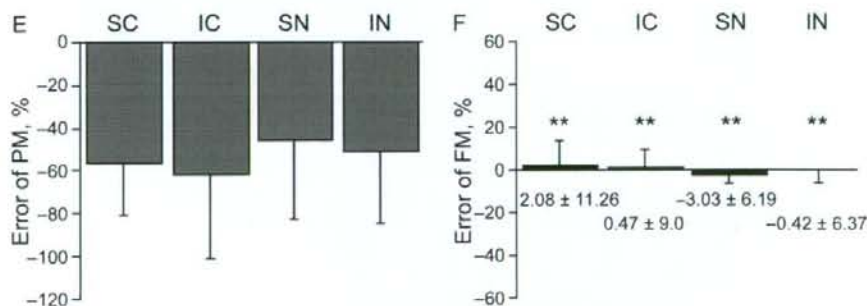


FIGURE 4—The errors of PM (% RM) (E) and the error of FM (F) for senile gait with cane (SC), impaired gait with cane (IC), senile gait without cane (SN), and impaired gait without cane (IN). ** $P < 0.01$ vs the errors of PM within the same group.

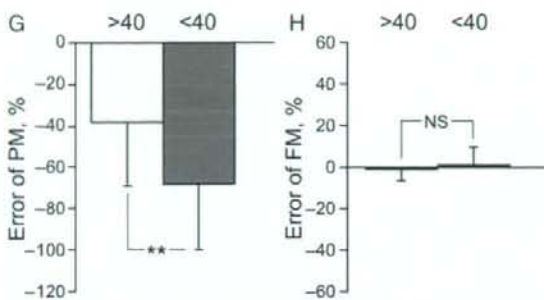


FIGURE 5—Effect of speed on the error of PM (% RM) (G) and the error of FM (H). > 40, greater than 40 $m \cdot \min^{-1}$ average walking speed group, $N = 26$; < 40, less than 40 $m \cdot \min^{-1}$ average walking speed group, $N = 23$. ** $P < 0.01$; NS: not significant.

differences in the errors of PM between the fast (> 40 $m \cdot \min^{-1}$, $N = 26$) and slow (< 40 $m \cdot \min^{-1}$, $N = 23$) groups were observed (Fig. 5).

The average physical activities for all the subjects were $76.7 \pm 31.4 \text{ g}^2 \cdot \min^{-1}$ in x, $87.3 \pm 48.4 \text{ g}^2 \cdot \min^{-1}$ in y, and $139.0 \pm 76.9 \text{ g}^2 \cdot \min^{-1}$ in z directions. There was no significant difference among the four groups in the average value of physical activity. The average value of FM in this study was 74.0 ± 19.3 steps and did not differ from the RM, but did significantly differ from PM ($P < 0.01$). Additionally, there was no significant difference between the FM and RM in any group (Table 2). The FM was significantly correlated with the RM ($r = 0.95$, $P < 0.01$, Fig. 2B). The average error of FM was $-0.7 \pm 7.9\%$ of RM (the average absolute value of the error of FM was $5.8 \pm 5.3\%$); this was significantly negative when correlated with the physical activity in the anteroposterior ($r = -0.30$, $P < 0.05$) and vertical ($r = -0.35$, $P < 0.05$) directions, but was not correlated with the walking speed (Fig. 6). The errors of FM for the four groups were significantly different from the errors of PM ($P < 0.01$; Fig. 4). The errors of FM between the fast and slow groups did not differ significantly (Fig. 5).

DISCUSSION

Le Masurier and Tudor-Locke et al. (15) examined two different types of pedometers at five different treadmill speeds and found that the magnitude of the error might not be an important hindrance to the assessment of healthy adults. However, they noted that the magnitude of the error would be a problem when monitoring elderly people with slow walking speeds. In a recent study, several pedometers were tested in self-selected speed experiments in healthy adults, and the average walking speed was approximately $96 \text{ m} \cdot \min^{-1}$ (24). Most of the pedometers showed poor accuracies under low walking speeds in previous studies (7,15). In this study, the walking speed was extremely slow compared with previous studies; the average walking speed was $39.5 \text{ m} \cdot \min^{-1}$ and ranged from 16.6 to $59.5 \text{ m} \cdot \min^{-1}$. Our results supported the results of previous studies because the pedometer underestimated the number of steps; the error of PM was highly correlated with the walking speed, which means that the error of PM increases with decreases in the walking speed. Several reports only examined the pedometers on straight walking courses or treadmills (8); however, in this study, our walking course included out-and-back segments and a turning arc. Thus, there was a time period before a steady walking rate was reached. Moreover, our subjects included patients with gait disorders and/or those who required the use of a cane during walking. Therefore, the experimental design in this study is considered to represent a very severe situation for the evaluation of pedometer.

Under the conditions of this study, the acceleration-type pedometer could not count the number of steps accurately. There were 10 uncounted subjects who were distributed over the four groups. Significant difference was not observed among the four groups with regard to the error of PM; thus, using a cane and having an impaired gait did not effect the accuracy of the pedometer in this study. Figure 7 shows typical examples of the raw acceleration signals in the three directions. The black line represents a

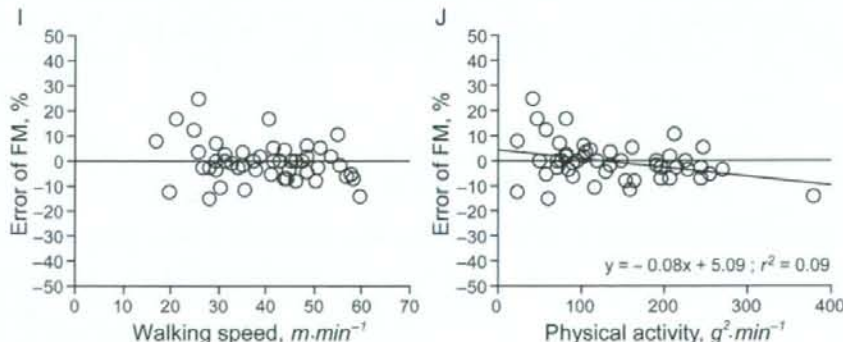


FIGURE 6—Relationship between the error of FM and (I) walking speed and (J) physical activity in the vertical direction. The error of FM was significantly correlated with the physical activity ($P < 0.05$).

well-counted subject, and the gray line represents an uncounted subject. When the amplitude of the acceleration was small, as with the gray line, the pedometer could not count the steps, which suggests that a counting method that relies on a threshold of acceleration in the vertical direction is not suitable for this population. The relationship between the counting error and the physical activity in the vertical direction also suggests the difficulty in counting based on movement in the vertical direction.

To improve the accuracy of the pedometer, we attempted to estimate the number of steps using the cadence obtained from the acceleration signals in the three directions. The estimation results of our FFT method were accurate in the elderly who walked slowly, with or without gait disorders, and with or without using a cane: the average error of FM was $-0.7 \pm 7.9\%$ of the RM. By using FFT, we were able to obtain the cadence from the small amplitude of the acceleration as shown in Figure 7; thus, our FFT method was able to estimate the number of steps in the subjects whose steps were not counted by the pedometer. Moreover, our FFT method estimated the number of steps regardless of the presence of a gait disorder. Generally, these populations are not conducive to a counting method based on the threshold of vertical movement. Furthermore, our method is amenable to the attachment of the device. A previous study reported that the accuracy of pedometers, especially mechanical ones, is affected by pedometer tilt (7). Our FFT method will not limit the placement of the device or device position on the waist belt because it is based on composite acceleration signals in the three directions. Thus, our FFT method might be effective in estimating, with high accuracy, the number of steps in overweight and obese adults or elderly patients with kyphosis.

Nevertheless, the number of steps was under- and over-estimated by our FFT method. Only one subject's error of FM was poorer than that of PM. The number of steps of this subject was underestimated by 14.3% of RM by our FFT method, whereas it was undercounted by 12.5% of RM by the pedometer. The error of FM in this subject occurred during the turning arc; the cadences of the 4-s

windows in the three directions were not in synchrony, and the physical activities in the three directions were large compared with other subjects. However, nine subjects showed errors of FM that were larger than 10% of RM. The amplitudes of the errors of FM were smaller than those of the pedometers individually except in one subject, whose error of FM exceeded 20% of the RM; however, it was better than the results of the pedometer. The subject's number of steps was undercounted by 60% of RM by the pedometer. Therefore, we suggest that our FFT method will be able to provide the number of steps accurately even in elderly subjects with slow walking velocities, gait disorders, and cane use during walking.

A 4-s window length was used for calculation of cadence in this study because none of the subjects took more than 4-s for a single step. Using a 4-s window length meant that there was a 4-s delay at each measurement period. In the present study, the time period at the end of the measurement, which was not a complete 4-s length, was cut off. Consequently, there is a possibility that this cutoff time period caused some estimation error. The 4-s window length was considered suitable for our subjects, but the window length must be chosen carefully based on the characteristics of the subjects. Another point that should be considered is the handling of the turning arc. The amplitudes of the acceleration signals during the turning arc differed from those of walking segment; thus, there was a tendency for the determined cadence at each window to be low when the 4-s window included both the walking and turning periods. However, a high-frequency acceleration signal that did not originate from the walking movement sometimes appeared at the turning period. These problems must be resolved for a more accurate estimation.

In this study, we attempted to estimate the number of steps during the walking and turning segments. As mentioned above, the results of this study showed that our FFT method is suitable for people who must undergo gait training. Maintaining patient motivation is important for reaching rehabilitation goals and regaining QOL. Our method will assist with efforts to maintain patient motivation

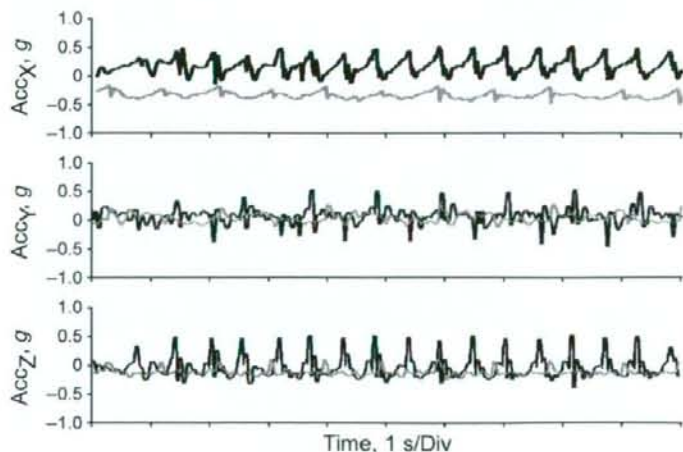


FIGURE 7—Typical examples of the acceleration signals Acc_x , Acc_y , and Acc_z in well-counted subjects (PM was more than 90% of RM; black line) and uncounted subjects (PM was 0% of RM; gray line).

because the use of the pedometer will increase the motivation of the patient (4). Consequently, our FFT method is useful for promoting the continuation of gait training, which can help patients improve their muscle strength, avoid falls, and regain the ability to perform ADL. In addition, our method will reduce the workload of the therapist. For the application to clinical situations or daily life, price and ease of use are important factors. A digital signal processor (DSP) or simple low-power CPU is needed to calculate a FFT; however, a pedometer with a DSP could be made that would not be prohibitively expensive (approximately \$200) and that would be as easy to use as current pedometers. In the future, improved device and time-frequency analysis may be available for application under free-living conditions (3,11,25); this is required for increasing and promoting daily physical activity, although we must point out the changes in speed inside the house.

In summary, we assessed the accuracy of a pedometer in elderly subjects with regard to walking speed, the presence

of a gait disorder, and the use of a cane. We also estimated the number of steps using the cadence obtained from the composite power spectrums of triaxial acceleration signals using a FFT algorithm and compared this with the number of steps visually counted by a therapist. The pedometer was inaccurate in our subject population, whereas our FFT method was reasonably accurate at estimating the number of steps. The number of steps estimated by our FFT method was significantly correlated with the actual number of steps, and the average value of the estimation error was $-0.7 \pm 7.9\%$. Our FFT method needs improvement because estimation errors of more than 10% existed. We suggest that our method is adequate and suitable for estimating the number of steps during walking in elderly people with slow walking speeds, with or without gait disorders, and with or without the use of a cane.

This work was supported in part by grant-in-aid for Young Scientists (B) No.17700441 from the Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology (MEXT), Japan.

REFERENCES

- AINSWORTH, B. E., A. S. LEON, M. T. RICHARDSON, D. R. JACOBS, and R. S. PAPPENBARGER, JR. Accuracy of the college alumnus physical activity questionnaire. *J. Clin. Epidemiol.* 46: 1403-1411, 1993.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*, 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, pp. 5-7, 2000.
- BASSETT, D. R., JR., B. E. AINSWORTH, A. M. SWARTZ, S. J. STRATH, W. L. O'BRIEN, and G. A. KING. Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32(Suppl):S471-S480, 2000.
- BASSETT, D. R., JR., B. E. AINSWORTH, S. R. LEGGETT, et al. Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked. *Med. Sci. Sports Exerc.* 28:1071-1077, 1996.
- BOHANNON, R. W., M. G. HORTON, and J. B. WIKHOLM. Importance of four variables of walking to patients with stroke. *Int. J. Rehabil. Res.* 14:246-250, 1991.
- BOUTEN, C. V., K. T. KOEKOEK, M. VERDUIN, R. KODDE, and J. D. JANSSEN. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 44:136-147, 1997.
- CRUTER, S. E., P. L. SCHNEIDER, and D. R. BASSETT, JR. Spring-levered versus piezo-electric pedometer accuracy in overweight and obese adults. *Med. Sci. Sports Exerc.* 37:1673-1679, 2005.
- CRUTER, S. E., P. L. SCHNEIDER, M. KARABULUT, and D. R. BASSETT, JR. Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35: 1455-1460, 2003.
- CYARTO, E. V., A. M. MYERS, and C. TUDOR-LOCKE. Pedometer accuracy in nursing home and community-dwelling older adults. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36:205-209, 2004.
- FAHRENBERG, J., F. FOERSTER, M. SMEJA, and W. MULLER. Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology* 34:607-612, 1997.
- HENDELMAN, D., K. MILLER, C. BAGGETT, E. DEBOLD, and P. FREEDSON. Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32(Suppl): S442-S449, 2000.
- KUAN, T. S., J. Y. TSOU, and F. C. SU. Hemiplegic gait of stroke patients; the effect of using a cane. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80:777-784, 1999.
- KUMAHARA, H., Y. SCHUTZ, M. AYABE, et al. 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.* 91:235-243, 2004.
- LE MASURIER, G. C., and C. TUDOR-LOCKE. Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35:867-871, 2003.
- LE MASURIER, G. C., S. M. LEE, and C. TUDOR-LOCKE. Motion sensor accuracy under controlled and free-living conditions. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36:905-910, 2004.
- MACKO, R. F., E. HAEUBER, M. SHAUGHNESSY, et al. Microprocessor-based ambulatory activity monitoring in stroke patients. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34:394-399, 2002.
- MEIJER, G. A., K. R. WESTERTERP, F. M. VERHOEVEN, H. B. KOPER, and F. TEN HOOR. Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 38:221-229, 1991.
- MELANSON, E. L., J. R. KNOLL, M. L. BELL, et al. Commercially available pedometers: considerations for accurate step counting. *Prev. Med.* 39:361-368, 2004.
- MONTROYE, H. J., R. WASHBURN, S. SERVAIS, A. ERTL, J. G. WEBSTER, and F. J. NAGLE. Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. *Med. Sci. Sports Exerc.* 15:403-407, 1983.
- NEWMAN, A. B., C. L. HAGGERTY, S. B. KRITCHEVSKY, M. C. NEVITT, and E. M. SIMONSICK. Walking performance and cardiovascular response: associations with age and morbidity-the health, aging and body composition study. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 58:715-720, 2003.
- RYAN, A. S., C. L. DOBROVOLNY, K. H. SILVER, G. V. SMITH, and R. F. MACKO. Cardiovascular fitness after stroke: role of muscle mass and gait deficit severity. *J. Stroke Cerebrovasc. Dis.* 9: 185-191, 2000.
- SACCO, R. L., R. GAN, B. BODEN-ALBALA, et al. Leisure-time physical activity and ischemic stroke risk: the Northern Manhattan Stroke Study. *Stroke* 29:380-387, 1998.
- SARKIN, J. A., J. F. NICHOLS, J. F. SALLIS, and K. J. CALFAS. Self-report measures and scoring protocols affect prevalence estimates of meeting physical activity guidelines. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32:149-156, 2000.
- SCHNEIDER, P. L., S. E. CRUTER, O. LUKAJIC, and D. R. BASSETT, JR. Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35:1779-1784, 2003.

25. TUDOR-LOCKE, C., B. E. AINSWORTH, R. W. THOMPSON, and C. E. MATTHEWS. Comparison of pedometer and accelerometer measures of free-living physical activity. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34:2045-2051, 2002.
26. TUDOR-LOCKE, C. E., and A. M. MYERS. Challenges and opportunities for measuring physical activity in sedentary adult. *Sports Med.* 31:91-100, 2001.
27. TUDOR-LOCKE, C. E., and A. M. MYERS. Methodological considerations for researchers and practitioners using pedometers to measure physical (ambulatory) activity. *Res. Q. Exerc. Sport* 72: 1-12, 2001.
28. TUDOR-LOCKE, C., J. E. WILLIAMS, J. P. REIS, and D. PLUTO. Utility of pedometers for assessing physical activity; construct validity. *Sports Med.* 34:281-291, 2004.
29. WILLIAMS, G. R., J. G. JIANG, D. B. MATCHAR, and G. P. SAMSA. Incidence and occurrence of total (first-ever and recurrent) stroke. *Stroke* 30:2523-2528, 1999.
30. ZHANG, J. G., T. OHTA, K. ISHIKAWA-TAKATA, I. TABATA, and M. MIYASHITA. Effects of daily activity recorded by pedometer on peak oxygen consumption (VO₂peak), ventilatory threshold and leg extension power in 30- to 69-year-old Japanese without exercise habit. *Eur. J. Appl. Physiol.* 90:109-113, 2003.

高齢者のバランス機能改善を目的とした足底刺激装置の開発 Development of an insole stimulation device for improving the balance function in the elderly

山本 弘毅¹, 吉村 拓巳², 関根 正樹³, 田村 俊世³
Hiroki YAMAMOTO¹, Takumi YOSIMURA², Masaki SEKINE¹, Toshiyo TAMURA¹

¹ 千葉大学大学院 自然科学研究科, ² 東京都立産業技術高等専門学校, ³ 千葉大学 工学部
¹ Graduate School of Science and Technology, Chiba University,

² Tokyo Metropolitan College of Technology, ³ Faculty of Engineering, Chiba University

Abstract Many elderly people face the risk of falling down because their balance function decline. We made vibrating insoles for the purpose of improving the balance function. The acceleration signals were measured while the healthy subjects were walking with and without stimulation. Autocorrelation, root mean square value and trajectory area were calculated from the acceleration signals. We noted that root mean square value, trajectory area and the force of heel lift were decreased during stimulation. Vibrating insoles could reduce the sway of the body, and the probability of improving balance function was suggested.

1. はじめに

近年、社会の高齢化が進んでいる。高齢者は、加齢に伴う身体機能の低下、特にバランス機能の低下により転倒の危険性が高くなる^[1]。転倒により、日常生活動作(ADL: Activities of Daily Living)の狭小化、寝たきり状態への移行が進むと考えられる。転倒を防止するためにはバランス機能の維持が重要である。バランス機能の低下防止においては運動面(筋骨格系、神経筋協同収縮系など)への刺激が注目されがちであるが、本研究では、その刺激入力の容易さから、感覚面(視覚系、前庭迷路、体性感覚系など)の中でも、体制感覚への刺激入力に着目した。体制感覚の刺激によるバランス機能の改善に対して、静的な立位ではあるが足底の刺激が有効であることが報告されている^[2]。本研究では、歩行時のような動的なバランス機能に対しても足底の刺激が有効であると仮定して、ウェアラブルな足底刺激装置を試作し、その効果を検証した。

1.1 振動刺激装置

開発した足底に刺激を与える装置(以下振動刺激装置)の外観を Fig.1 に示す。本研究では、足底刺激を行うための装置としてフレキシブル基板上に回路をプリントし、回路上にタクトスイッチ(SKQGAD, ALPS)を実装、その上に振動モータ(FM34F, 東京パーツ工業)を取り付けた。

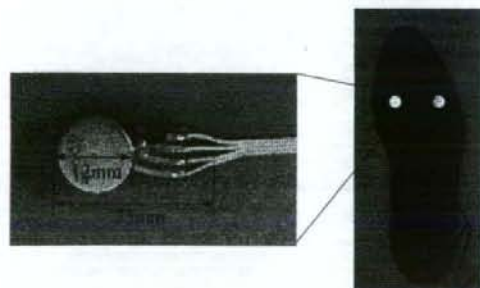


Fig.1 vibration system

この振動刺激装置を、刺激を行う箇所に穴をくり抜いたスポンジに取り付けることで、インソール型の足底刺激装置とした。振動刺激装置はスイッチが ON になることでモータが

ON になる設計としており、立脚時に足底に振動刺激を与えるようになっている。今回のように、振動モータをインソールと独立して作製することで、インソールの穴の箇所を変えることで刺激を行う箇所を容易に変えることが可能である。

1.2 実験方法

1.2.1 測定装置

本研究では加速度により歩行時のバランス機能の評価を行った。加速度センサ(H48A 日立金属)からの信号はマルチテレメータシステム(WEB5000, 日本光電)によって収集され、A/D 変換ボードを介し PC に取り込まれ、サンプリング周波数 1[kHz]で記録された。

1.2.2 測定方法

加速度センサは被験者の腰背部中央に取り付けた。測定中にセンサがずれないように、センサをベルトによって固定した。テレメータの送信部は歩行の邪魔にならないようリュックの中に入れ、それを背負って測定を行った。加速度は前後、左右、上下方向の3軸について測定した。

測定は刺激無しの場合と両足に刺激を与えた場合の2種類の歩行に対して行った。歩行は直線 10[m]程度を往復とした。測定中に与えられる振動刺激の箇所は、踵骨と第一中足骨、第五中足骨付近の3箇所であり、歩行中の立脚時に刺激が与えられた。

測定対象者は正常歩行を行える健康成人男性 6 名(年齢 24.8±3.3 歳, 身長 172.7±2.5cm, 体重 62±7.9kg)とした。測定中の履物は、履物の種類による加速度への影響を考慮して、全員こちらで用意したものを使用した。本研究は千葉大学工学部倫理規定に沿って行われ、各被験者には事前に実験方法を説明し承諾を得ている。

1.2.3 解析方法

測定で得られた加速度波形の解析は以下の方で行った。刺激なしと刺激ありの両歩行で得られた波形における両足5歩分の波形を取り出し、自己相関、二乗平均平方根(root mean square, 以下 rms 値)を計算した。取り出したデータは歩行のはじめと終わりを除く安定した波形を切り出した。

また、rms 値の結果から前後左右方向の加速度の軌跡面積を検討した。軌跡面積は前後方向と左右方向の rms 値を掛け合わせて求めることができる。

2. 結果

計算の結果、自己相関では変化は見られなかったが、rms 値で刺激無しの歩行と刺激ありの歩行に差が見られた。Fig.2 に各被験者の刺激ありの歩行時における加速度 3 軸の rms 値を示す。刺激無しの歩行時の rms 値を 1 として正規化した値を示す。

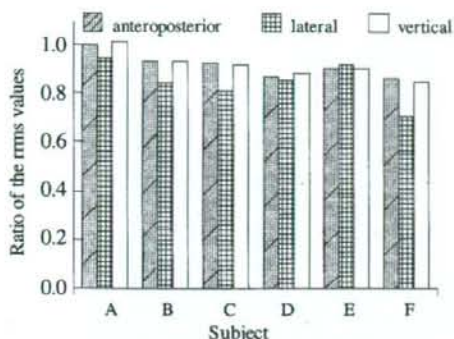


Fig.2 Ratio of root mean square values without stimulation against to with stimulation

被験者 A を除いて全体的に rms 値が減少していることが確認できた。

前後左右方向の刺激なしと刺激ありの場合の加速度の軌跡の例を Fig.3 に示す。1[g]=9.8[m/s²]とする。

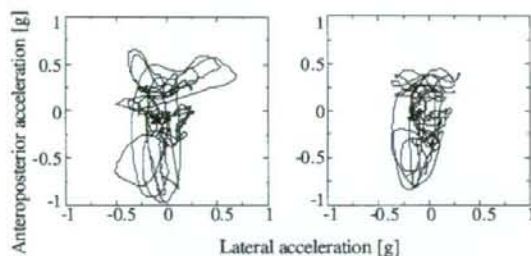


Fig.3. Acceleration trajectory (left:with stimulation, right:without stimulation)

上下方向の加速度波形の刺激無しと刺激ありの加速度波形の典型例を Fig.4 に示す。

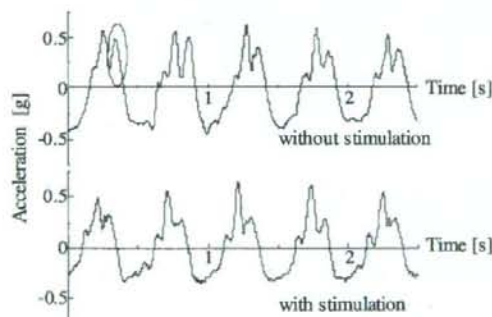


Fig.4 Waveform of vertical acceleration

3. 検討

刺激無しと刺激ありの歩行における前後、左右、上下方向の加速度波形に対して自己相関、rms 値、そして、rms 値から軌跡面積を計算した。

自己相関には両歩行間の差異は見られなかった。

Fig.2 より、被験者 A を除いた他の被験者で刺激ありの場合での加速度 3 軸全ての rms 値が、刺激無しの場合に比べ減少している。これより、各方向の変位量が小さくなっていると考えられる。Fig.3 より、前後左右方向の加速度の軌跡において、刺激ありの場合の方が軌跡の範囲が全体的に小さくなっている事が確認できる。また、Fig.2 から確認できる rms 値の全体的な減少により、軌跡面積も刺激ありの場合のほうが小さいということが確認された。これより、刺激を与えた場合の方が前後左右方向の歩行中の体の揺れが小さくなっているといえる。また、Fig.4 の上下方向の加速度波形から、刺激ありの場合において波形の 3 つ目のピーク(丸をつけた場所)が小さくなっていることが観察された。これより、蹴り出しの力が弱くなっていると考えられる。

蹴り出しの力が弱くなっているのは、そうすることで遊脚期を短くし、安定期を長く取ろうとしていることが考えられる。しかし、自己相関が両歩行で変化していないため、歩行周期には変化はない。また、上下方向の加速度波形からも周期に変化がないことが分かる。したがって、安定期を長くともうとする動きではないと思われる。そこで、刺激がある時に蹴り出しの力を弱くすることで、前後、左右、上下各方向の体の揺れを小さくしようとしていると考えられる。これは、足底への刺激を外乱としてとらえ、体を安定させる必要があると認識されるために起こるのではないかとと思われる。

以上のことより、本研究で用いた足底刺激装置は、外乱を発生させることで平坦な道でありながら、擬似的な外乱歩行をさせ、体を安定させようとする機能を引き出すと考えられる。そこで、この装置による外乱歩行のトレーニングを長期間行うことで外乱歩行時の体の安定性を高め、通常歩行時におけるバランス機能が改善される可能性が示唆される。今後は、実際に長期間トレーニングを行った際のバランス機能がどのようになるかが検討課題として挙げられる。

謝辞

本研究の一部は、厚生労働省科学研究費 (H18-長寿-一般-032)、文部科学省科学研究費 (若手研究(B) 17700441) ならびに医科学応用研究財団平成 16 年度調査研究助成金によった。

参考文献

- [1] Judge JO. Dynamic balance in older persons: effects of reduced visual and proprioceptive input. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1995; 50: M263-70.
- [2] Attila A Ptiplata. Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet* 2003; 362: 1123-24.

高齢者の歩容に対応した歩数計の開発 —カウントアルゴリズムの検討—

Development of a novel pedometer for elderly

関根正樹¹, 木内尚子¹, 前田祐佳¹, 田村俊世¹, 桑江 豊²,

東 祐二², 藤元登四郎², 大島秀武³, 志賀利一³

M. Sekine¹, S. Kinouchi², Y. Maeda, T. Tamura, Y. Kuwae²,

Y. Higashi², T. Fujimoto², H. Oshima³, T. Shiga³

¹ 千葉大学工学部, ² 八日会藤元早鈴病院, ³ オムロンヘルスケア株式会社

¹ Chiba University, ² Fujimoto Hayasuzu Hospital, ³ Omron Healthcare Co., Ltd

Abstract In this study, we attempted to develop a step-estimation algorithms to improve the accuracy of the accelerometer-type pedometer for elderly people. The waist acceleration signal during walking was recorded from 116 elderly subjects. After three bandpass filters (0.5-10.Hz, 1.0-1.5Hz, 1.5-2.0Hz) were applied to the acceleration, a step-cycle related signal was selected from the outputs of those filters. To estimate the number of steps by the step-cycle signal, optimal threshold level of the signal was determined by using 42 elderly data set. As a result of algorithm verification by 74 elderly data set, 62 subjects (83.7%) could be estimated with less than 10% error.

1. はじめに

生活習慣病の予防や健康増進の1つとして歩行が推奨されている。その量的な評価には、歩数計の利用が一般的であり、MEMS 技術の向上とともに多軸の感度をもつ加速度センサを内蔵した歩数計(以下、加速度歩数計)が市販されている。しかし、このような歩数計で、筋力が低下した高齢者や片麻痺などの運動障害をもつ高齢者の歩数をカウントすると、正しい値が得られないことがしばしば見受けられる。

この問題に対して、われわれは得られた加速度を一定期間ごとにフーリエ変換しパワーが最大となる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名の高齢者に対して誤差10%で歩数をカウントすることが可能であった[1]。しかしながら、常時フーリエ変換を行うことは、歩数計の電池を著しく消耗するため、その実装は容易ではないという問題点が挙げられた。

一般に、加速度歩数計では加速度閾値(以下、閾値)を用いて歩数を算出している。そこで、本研究では先行研究の経験をもとに、簡単なフィルタと閾値処理のみで高齢者に対応する歩数カウントアルゴリズムを提案し、その検証を行った。

2. 歩数カウントアルゴリズム

本研究では、加速度信号からフィルタリングと閾値のみで歩数をカウントする以下の2つのアルゴリズムを設計した。なお、本アルゴリズムは、測定終了後にオフラインで適用した。また、対象とする加速度の感度方向は上下方向のみとし、上方向を正とした。

2.1 アルゴリズム A

先行研究の結果から、1歩周期に対応する加速度信号の周波数はおよそ0.3~3Hzの範囲に含まれる[1]。そこで、歩数カウントアルゴリズム A は、周波数帯域が0.3~3Hzのバターワース型バンドパスフィルタで加速度信号をフィルタリングし、閾値未満から閾値以上となる点を1歩としてカウントするものとした。なお、閾値については後述する実験によって決定した。

2.2 アルゴリズム B

歩数カウントアルゴリズム B は、先行研究のフーリエ変換を用いる手法を簡略化したものである。周波数帯域が異なる3つのバターワース型バンドパスフィルタを設計し、それらを通過した出力のうち最大のものを1歩周期に対応する加速度信号として選択する。この選択された信号が、閾値未満から閾値以上となる点を1歩としてカウントした。なお、それぞれのバンドパスフィルタの周波数帯域は、0.5~1.0Hz, 1.0~1.5Hz, 1.5~2.0Hzとし、出力の比較にはそれぞれの信号を全波整流しカットオフ周波数0.1Hzのバターワース型ローパスフィルタを通したものを利用した。

3. 実験方法

提案した歩数カウントアルゴリズムに必要な閾値の設定ならびにその検証のために以下の実験を行った。なお、本研究は、当該倫理委員会の承認を得た後、被験者に実験の説明し書面にて同意を得て行った。

3.1 測定装置

歩行中に身体に生じる加速度を測定するために、3軸エレクトロメカニカル加速度センサ(階ブレーキ)とマルチテレメータシステム(WEB-5000, 日本光電)からなる測定システムを構築した。なお、サンプリング周波数は128Hzとした。また、比較対象として市販の加速度歩数計(HJ-720IT, オムロンヘルスケア, 以下歩数計)を使用した。

3.2 歩行・歩数の測定方法

被験者は、伸縮性のあるベルトを用いて加速度センサを腰部中央に装着し、歩数計も同ベルトに取り付けた。歩行は、屋内廊下直線10m程度を個人に適した速度で往復するものとした。なお、靴等の履物や歩行補助具の指定は特に行わなかった。被験者の安全の確保と歩数の真値(実歩数)を把握するために、理学療法士が被験者の後方を付けて歩き、目視にて歩数をカウントした。

3.3 閾値の設定に関する実験

被験者は、転倒予防教室に来院している受講者で脳梗塞を発症したものや骨折経験者、下肢機能障害をもつものを含む高齢者42名(年齢82.2±8.4歳, 身長146.7±8.5cm, 体重49.5

±9.8kg)とした。また、本実験では加速度歩数計のカウント精度の閾値による変化を検証するために、市販されている加速度歩数計の他に市販のものに対して閾値を1/2にしたもの(感度2倍)と1/4にしたもの(感度4倍)にしたものを同時に装着した。

3.4 アルゴリズムの検証に関する実験

提案したアルゴリズムと設定した閾値を検証するために、上記の実験と同様、転倒予防教室に來場している高齢者74名(年齢82.7±8.6歳、身長148.1±7.6cm、体重52.3±7.8kg)を対象に測定を行った。

3.5 評価方法

提案した歩数カウントアルゴリズムならびに加速度歩数計の評価は、誤差=(カウント数-実歩数)/実歩数×100を用いて行った。なお、誤差10%未満をカウント精度の1つの目安とした。

4. 結果

4.1 閾値の設定に関する結果

市販の歩数計で誤差が10%未満であった被験者は42名中6名(14.3%)のみであった。また、市販の歩数計の閾値を1/2、1/4に設定した歩数計では、それぞれ10名(23.8%)、15名(35.7%)となり、誤差10%未満で検出できる被験者数が増加した。

一方、測定した腰背部加速度信号を対象に歩数カウントアルゴリズムAの閾値を-0.06~0.09gまで0.01刻みで変更した結果、0.04gに設定した際に誤差10%未満で検出できる被験者数が最も多くなり、38名(90.5%)に達した。また、歩数カウントアルゴリズムBの閾値は、フィルタ後の加速度信号の振幅が小さいため0.01gに設定した。なお、この設定で誤差10%未満で検出できる被験者数は37名(88.1%)であった。

4.2 アルゴリズムの検証に関する結果

アルゴリズムの検証実験に参加した被験者74名に対して、市販の歩数計で誤差が10%未満であったものは7名(9%)であった。一方、歩数カウントアルゴリズムAとBの閾値をそれぞれ0.04gと0.01gに設定し歩数のカウントを行った結果、誤差が10%未満であったものはそれぞれ56名(75.6%)、62名(83.7%)であった。実歩数とカウントした歩数の関係をFig.1に示す。

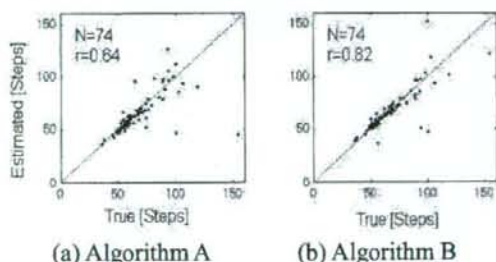


Fig. 1 Relationship between true number of steps and estimated one

5. 考察

今回の実験結果では、市販されている通常の加速度歩数計では高齢者、特に下肢機能障害をもつ方の歩数をカウントすることは困難であることが示唆された。また、その閾値を下

げることで誤差10%未満の高齢者が増加することから、高齢者の場合、歩行中の加速度振幅が非常に小さいことが歩数カウントを困難にさせる大きな要因であると考えられる。

そこで、市販の歩数計と単純には比較できないが、加速度センサを腰背部中央に装着しアルゴリズムAを用いた際の最適な閾値を検討した。その結果、上記の条件では閾値は0.04gが適当であると考えられた。今回の実験では、閾値を0.05g以上の値にすると1歩中の加速度ピークが閾値を越えず過少なカウントになり、逆に閾値をあまり小さくすると1歩中に閾値を越えるピークが複数となり過多なカウントになった。また、負の閾値、つまり下方向加速度に対しても閾値の検討を行ったが、上方向加速度に比べて良好な結果は得られなかった。

一方、歩数カウントアルゴリズムBでは、アルゴリズムAに比べて小さい閾値0.01gを用いても、あまり過多なカウントにはならなかった。これは、閾値処理をする信号が、事前のバンドパスフィルタで、ほぼ単一の周波数のみをもつ信号になっているからであると考えられる。これにより1歩中の加速度ピークはほぼ1つとなり、閾値を小さく設定しても歩行中であればさほど問題にならないと考える。しかしながら、片麻痺者の中には健側と患側の運動に著しい非対称性がみられ、健側と患側の運動をあわせて1周期とみなせる加速度信号が観測された。このような場合、アルゴリズムBでは対応できず実歩数の50%程度にカウントしていた。

2つの歩数カウントアルゴリズムAとBを閾値設定の実験に参加した被験者以外の被験者群に適用し検証した結果、それぞれ75.6%、83.7%の高齢者で誤差が10%未満になり、両者とも市販の歩数計に比べてその精度が大きく改善された。2つのアルゴリズムを比較すると、アルゴリズムが複雑になるものの、アルゴリズムBの方が高精度であった。その差は、前述のように1歩中の閾値を越える加速度ピークを1つにフィルタリングできるからであると考えられる。また、今回はオフラインでアルゴリズムの検討を行ったものの、両者とも簡単な電子回路で置き換えることが可能であり、先行研究のフリー変換を用いたアルゴリズムに比べて実装が容易であると考えられる。

今回の実験では、歩行のみを動作対象とし、センサの装着部位は腰背部に固定した。今後は、様々な動作を含む日常生活において正確な歩数がカウント可能であるかの検証と、腰背部以外に装着した際の対応を検討していく必要がある。

6. まとめ

本研究では、筋機能の低下や下肢運動障害をもつ高齢者の歩容に対応した2つの歩数カウントアルゴリズムを提案し、検証を行った。今回の実験では、加速度センサを被験者の腰背部に装着する理想的な測定条件ではあるものの、両アルゴリズムとも多くの高齢者に対して誤差10%未満で歩数をカウントすることが可能であった。

謝辞

本研究の一部は、文部科学省科学研究費 若手研究(B) 17700441ならびにオムロンヘルスケア株式会社 受託研究費による。

参考文献

- [1] N. I-Sekine, et al.: Improving the accuracy of pedometer used by the elderly with the FFT algorithm, Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 38, No. 9, pp. 1674-81, 2006

転倒エアバッグ開発のための転倒検出方法の検討

Examination of the method of the fall detection for the development of fall air bag

吉村 拓巳¹, 山本 弘毅², 関根 正樹², 田村 俊世²

Takumi YOSHIMURA¹, Hiroki YAMAMOTO², Masaki SEKINE², Toshiyo TAMURA²

¹東京都立工業高等専門学校, ²千葉大学

¹Tokyo Metropolitan College of Technology, ²Chiba University

Abstract The aim of this study is to develop the airbag for the prevention of injuries by the falls. In this study, we measured the acceleration waveform in fall and daily action to analyze the incorrect detection of fall. The accelerometer was attached to the 16 younger healthy subjects. The mimicking fall and simple daily activities like bow, sit down and rise from the chair, and jumping etc were performed. The free fall acceleration could be observed around 100 to 300 [ms] before falling down completely. When using the way of detecting free fall, the detection rate of the fall was 100 %. The incorrect detection was occurred in case of the jump and the activity which falls backward from the sitting position. We reviewed the way of improving these incorrect detection. As a result of the examination, it is possible to decrease of the incorrect detection.

1. まえがき

近年の少子高齢化に伴い、日本の人口に占める高齢者の割合が増加しており、先進国でも高い水準を維持している。また、2025年には日本の人口の30%弱が高齢者となり[1]、後期高齢者といわれる75歳以上の人口は、全人口の約17%になると予想されている。このような状況の中、今後は高齢者のQOLを向上させることで、健康に長生きできる社会を実現することが重要な課題である。高齢者のQOLを向上させるための一つの方策として、「ねたきり」の防止があげられる。我々は高齢者の寝たきりを防止する目的で、高齢者が転倒した際に外傷を防止する転倒エアバッグの開発を行った。

従来転倒を防止する機器としては、センサなどを用い、転倒の危険性が高い行動を検出し、看護師や介護者に通報することで転倒を防止する機器[2]が市販されている。これらの方法は、転倒を未然に防止するには効果的であるがベッドや居室などの限られた範囲でしか使用できない。また、我々は転倒時の加速度波形を記録し、転倒の防止に役立てる機器を開発してきた[3]。さらに加速度センサや傾斜センサなどを用いて身体の姿勢情報を計測することで、転倒の有無を検出する研究も行われている[4,5]。しかし、これらの機器は、転倒後に転倒の発生を外部等に知らせる物であり転倒の外傷などを防ぐことは困難である。転倒の外傷を防止する物としては、ヒッププロテクターが市販され効果があげている[6]。しかしベッドがずれないようにきつく装着する必要があるため、装着に煩わしさがある。このため、継続的に装着するにはこれらの問題点を解決する必要がある。

開発を行っている転倒エアバッグは、転倒が発生した場合に転倒の予兆を検出し、転倒の衝撃が発生する前にエアバッグを動作させることで、外傷を防止することを目的としている。昨年度までの研究[7]では、加速度センサの出力より自由落下時に発生する $\pm 3 \text{ m/s}^2$ 以下の加速度信号をトリガとすることで、転倒による衝撃発生時の100~200ms前に転倒の状態を検出可能であることが明らかとなった。今年度は転倒と日常行動中の動作を加速度センサにより計測し、転倒検出精度の検討と、各動作でどれだけの誤検出が発生するか、また誤検出をキャンセルするにはどのようなアルゴリズムを用いるべきかの検討を行った。

2. 模擬転倒と日常行動の計測

模擬転倒と日常動作の加速度波形を測定し転倒の検出精度と検出時間、誤動作の割合の検討を行った。

2.1 実験

健康成人16名(年齢 22.1 ± 5.4 歳, 体重 55.5 ± 6.0 kg, 身長 166.8 ± 5.6 cm)を対象に模擬転倒の実験を行った。実験に際し、千葉大学工学部倫理委員会の承認を得た後、被験者には実験内容を十分説明し、書面にて同意を得て行った。実験の際には模擬転倒による傷害を防止するため、マットレス上に自ら倒れるように依頼した。転倒は直立の状態から前方、後方、側方に倒れる動作をそれぞれ各3回行った。日常行動の動作は、お辞儀、椅子の着席と立席、10秒間ジャンプ、着座姿勢から後方の倒れ込みの動作を各3回行った。加速度波形の計測には3軸加速度センサ(GYROCUBE3A, ONI-23503, O-NAVI)を用いた。計測は16 Bit A/Dコンバータ(CB-68LP, NATIONAL INSTRUMENTS)を用い、サンプリング速度1kHzで計測を行った。センサは、被験者の腰部に専用のベルトを用いて装着した。測定した結果より3軸の加速度がすべて $\pm 3 \text{ m/s}^2$ 以下になる場合を自由落下であると判定し、転倒の検出精度を検討した。

2.2 結果

前方に転倒した場合の加速度波形の例をFig.1に示す。転倒前は被験者が直立しているため、上下方向に 9.8 m/s^2 の加速度が発生している。計測開始1秒後から身体の傾きにより、上下方向の加速度が減少しており、計測開始から約2s後に転倒による衝撃加速度が生じている。さらに、転倒の直前には3軸の出力が 0 m/s^2 付近になる自由落下の波形が発生している。転倒後には身体が前方に倒れているため前後方向の出力が発生している。側方、後方に転倒した場合も転倒方向に応じて前後方向と左右方向に同様の波形が出力された。16名の被験者に前方、側方、後方の各3回の、計144回の模擬転倒を行った。転倒波形を解析した結果、144回すべての転倒波形において3軸の加速度波形が $\pm 3 \text{ m/s}^2$ 以下になる点が生じていた。またその点は転倒による衝撃発生時刻より最大で378ms最小で111ms前に発生しており、平均は 203 ± 51 msであった。また、転倒方向により検出時間の大きな違いはなかった。

同様に、お辞儀、着席と立席、ジャンプ、着座姿勢での倒れ込み動作の加速度波形より、転倒時と同様の波形が発生す

るかの解析を行った。解析の結果、お辞儀と椅子の着席立席時には自由落下を示す波形は検出されなかった。一方、10秒間のジャンプと、着座姿勢から後方の倒れ込みは自由落下の波形が検出された。

自由落下が検出された日常行動の加速度波形の例をFig.2に示す。(a)が10秒間ジャンプ、(b)が着座姿勢から後方の倒れ込みの波形である。10秒間ジャンプはジャンプの上下動により加速度の出力も変化している。また、ジャンプにより空中に浮いている時間帯は3軸すべての出力が 0 m/s^2 付近になっており自由落下と判定した。ジャンプはのべ48回の測定すべての波形で自由落下の波形が検出された。着座姿勢から後方の倒れ込みは、身体の傾きに応じて加速度が変化しており、自由落下と判定した時刻には衝撃加速度が生じている。自由落下の波形はのべ48回の測定結果の13%で検出された。

2.3 考察

日常行動の計測結果より、3軸の加速度波形が $\pm 3\text{ m/s}^2$ 以下になる点を解析した結果、ジャンプではすべての計測で自由落下の波形が生じていた。また着座姿勢から後方の倒れ込みの場合には13%のデータで自由落下の波形が生じていた。

ジャンプにより自由落下の波形が発生しているが、身体が地面から離れ放物運動をしているためであると考えられる。この波形は走った場合など、足が地面から離れる際には必ず生じると考えられる。従って、このような場合は転倒として判定しないようにする必要がある。身体の一部が地面から離れる場合を考えると、重力と反対方向に重力加速度以上の加速度が生じる必要があるため、加速度センサで計測した場合には、重力加速度の2倍以上の加速度が生じる。これより、上下方向の加速度が 20 m/s^2 以上の場合に、その後生じる自由落下の信号をキャンセルすることとした。この結果、ジャンプの波形で自由落下を検出する割合が100%から22%に減少した。また、転倒時には事前に 20 m/s^2 以上の波形が発生することはないので、転倒検出精度に影響を与えることはない。着座姿勢から後方の倒れ込みは高齢者が畳の上に着座した状態から、後ろに倒れ込んだ場合を想定している。このため、エアバッグは動作しないことが望まれるが、自由落下の波形を検出した。この波形は、センサのずれや、衣服と接触した際の振動により発生すると考えられるため、装着方法や装着部位を検討する必要がある。さらに今後は、ジャイロセンサなどと組み合わせることで、日常行動中の誤検出をさらに減少させる方法を検討する必要があると考えられる。

3. まとめ

転倒と日常行動中の動作を加速度センサにより計測し、転倒検出精度の検討と、各動作でどれだけの誤検出が発生するか、また誤検出をキャンセルするにはどのようなアルゴリズムを用いるべきかの検討を行った。検討の結果、従来の検出方法ではジャンプと着座姿勢からの倒れ込みの際に誤検出が発生したが、上下方向の加速度が 20 m/s^2 以上の場合に、その後生じる自由落下の信号をキャンセルすることで、誤検出を減少できた。今後は、センサの装着方法の検討やジャイロセンサなどを組み合わせることなどでさらに誤検出を減少できると考えられる。

謝辞

本研究の一部は厚生労働科学研究費長寿科学総合研究(18-長寿-30)、平成18年度NEDO福祉用具実用化開発促進事業ならびに平成16年度セコム科学技術振興財団の補助によった。

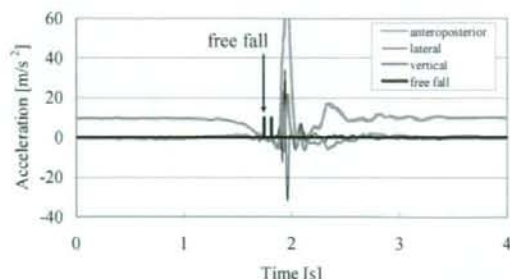
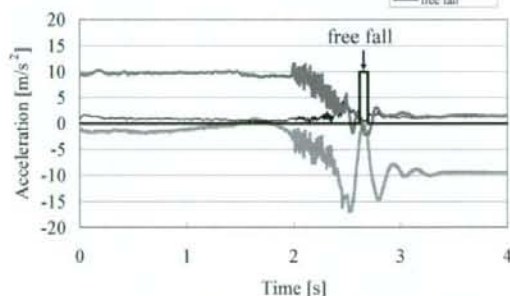
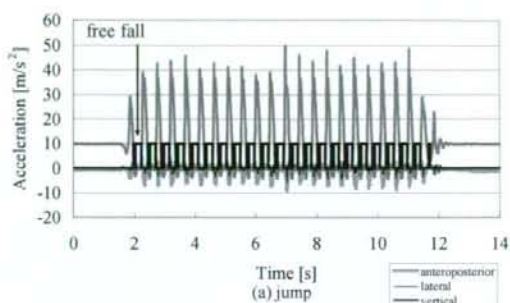


Fig.1 Acceleration waveform in a mimicking fall



(b) the activity which falls backward from the sitting position

Fig.2 Acceleration waveform of a daily activities

参考文献

- [1] 平成18年版 高齢社会白書、内閣府高齢社会対策ホームページ <http://www8.cao.go.jp/kourci/index.html>
- [2] 吉村拓巳、田村俊世: 徘徊・転倒防止機器. *Geriatric Medicine*, **42**(1), 93-99, 2004.
- [3] 吉村拓巳、長屋政博、千原國宏、田村俊世: 高齢者用転倒記録システムの開発とその評価. *日本生活支援工学会誌*, **2**(1), 38-44, 2002.
- [4] J. Y. HWANG, Y. W. JANG, H. C. KIM: Development of Novel Algorithm and real-time Monitoring Ambulatory System Using Bluetooth Module for Fall Detection in the Elderly. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* **26**(3), 2204-2207, 2004.
- [5] A. DIAZ, M. PRADO, L. M. ROA, J. REINA-TOSINA, G. SANCHEZ: Preliminary evaluation of a full-time falling monitor for the elderly. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* **26**(3), 2180-2183, 2004.
- [6] 原田敦: 転倒の予防とヒッププロテクターによる骨折の予防. *Medical Practice*, **21**(10), 1741-1745, 2004.
- [7] 吉村拓巳、関根正樹、田村俊世: 転倒による外傷防止エアバッグの開発. 第20回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp217-218, 2005.

角速度を用いた水平外乱刺激時の姿勢応答の計測

飯島 賢一*・柳田 純一**・関根 正樹*・田村 俊世*

Measurement of Postural Responses in Horizontal Perturbation Using Angular Velocity

Ken-ichi IJIMA,* Jun-ichi YANAGIDA,** Masaki SEKINE,* Toshiyo TAMURA*

Abstract The decline of the balance function induces the elderly people to fall and it causes the decrease of daily activity to become bedridden or fear of falling. The fall occurs when sudden external forces such as trips or slips take place. Therefore, it is important to consider a simple evaluation of the posture balance in human to perturbation. In this study, we proposed the measurement system using gyro sensor, and measured the body sway of the pitch direction by the perturbation. The subjects are ten healthy adults and kept upright position on the table. They attached the sensor to an ankle joint, a knee joint and a back near the center of gravity. Then horizontal translation of table to the backward was given as the perturbation. The experiments were performed with 20 patterns of different acceleration from 0.6 m/s² to 4.4 m/s² by 0.2 m/s² randomly. As the result, the feature of three postural control strategies such as ankle strategy, hip strategy and stepping strategy can be confirmed by the angular velocity in the pitch direction. Additionally, the variation of the angular velocity of back for perturbation was larger than those of ankle and knee. Thus, we concluded that the sway in the back greatly influenced to the postural control for horizontal translation to the backward.

Keywords: Horizontal perturbation, Fall, Angular velocity, Balance.

1. はじめに

加齢に伴う身体機能の低下は、転倒のリスクを増大させる。高齢者における転倒は、骨折（特に大腿骨頭部骨折）をはじめとする様々な外傷によって、寝たきりや転倒恐怖による活動の低下などにつながる要因の一つとなっている。転倒の危険要因は、内的要因と外的要因に分けられる。内的要因とは転倒者側の要因であり、加齢変化、身体的疾患、薬物などを指し、外的要因とは照明や床の状況、履物などの環境要因を指す。特に高齢者の転倒の50%以上がこの外的要因による滑りや躓きといった外乱で引き起こされている[1-3]。急速な人口の高齢化に伴い、バランス機能向上のためにリハビリテーション訓練などで転倒予防を促進していかなければならない。そのためには、まず外乱に対する身体の姿勢バランスの簡便な評価とその臨床への応用を検討することが重要である。

また、ヒトは外乱が与えられた時、その大きさによって組織化された姿勢制御戦略を用いてバランスを立て直すとする。一般に、この姿勢制御戦略には足関節戦略 (ankle strategy)、股関節戦略 (hip strategy)、ステップング戦略 (stepping strategy) がある。さらにNashnerらは脚屈曲型戦略 (suspensory strategy) も加えているが、ここでは、理学療法で一般的な3戦略を考える[4]。その中で、足関節戦略・股関節戦略は、立位時に安定した支持基底面 (base of support) を保持するために、弱い外乱に対しては足関節が優位に、それよりも大きな外乱に対しては足関節で対応できない場合には股関節が優位にと、それぞれの外乱に対して下肢と体幹が別々の戦略で対応している[5]。さらに、大きな外乱を与え重心線が支持基底面を逸脱し、新たな支持基底面を形成することが必要となる場合に、バランスをとる最後の手段としてステップング戦略が用いられる。

足関節戦略、股関節戦略に関しての動作分析研究は多く報告されているが、ステップング戦略に関する研究は少ない[6-14]。その理由として、視覚などの様々な要素、要因の複合的な制御を用いてステップを行っているため、動作解析が非常に困難であるということが挙げられる。さらに、高齢者でのステップング戦略を誘発する実験は転倒などの危険を伴う可能性が高いため倫理上の問題が発生する。計測方法は主に筋電図 (Electromyography: EMG)、反

2007年8月2日受付, 2007年10月9日改訂
Received August 2, 2007; revised October 9, 2007.

* 千葉大学大学院工学研究科
Graduate School of Engineering, Chiba University

** 千葉大学大学院自然科学研究科
Graduate School of Science and Technology, Chiba University

射マーカなどを用いた 3 次元位置計測装置や床反力 (force plate) などからの関節トルク (joint torque) を計算している。これらの計測装置は細かな動きまで計測が可能であり、それによってそれぞれの戦略を導いている。また一方で、小型の角速度センサを用いてバランス能力を評価している研究もある。Allum らの研究では、姿勢制御戦略に関する検討は行われていないが、床面を傾けた際の体幹の角速度が前庭機能疾患をもつ患者の低下したバランス能力の評価に有用であることが示唆されている [15]。このことから、将来的に臨床で用いることを踏まえると角速度センサによる計測・評価が期待される。

そこで本研究では、角速度センサを用いて外乱に対する姿勢応答を簡便に計測できる新しい手法を提案した。本手法を用いて外乱刺激時における各部位 (足関節・膝関節・腰背部) の身体動揺を計測し、3 つの姿勢制御戦略 (足関節戦略・股関節戦略・ステップング戦略) の特徴をとらえるとともに、外乱刺激の大きさとの関係について検討を行った。

2. 実験

2.1 水平外乱刺激発生装置の開発

本研究では、外乱の定義を「立位姿勢における支持基底面を水平後方向に動かすこと」とした。そこで対象者に各戦略を発生させるため、後方向に外乱を発生させる水平外乱刺激発生装置を開発した。図 1 に床面を水平後方向に移



図 1 水平外乱刺激発生装置の外観

Fig. 1 Exterior appearance of horizontal perturbation device.

表 1 装置の仕様
Table 1 Spec of device.

Size	width 0.6 m × length 1.5 m × height 0.1 m
Maximum velocity	0.5 m/s
Maximum acceleration	5 m/s ²
Drive range	±0.4 m (0.8 m when the table is the edge of device)

動させる水平外乱刺激発生装置の外観を示す。また、その仕様を表 1 に示す。

装置は前後に移動する床面、床面を駆動する AC サーボシステムならびに制御用 PC から構成される。床面の前後方向の駆動にはボールねじ機構 (KR45H10A+940LH0-100C, THK) を用いて構築し、ボールねじ機構の駆動方向と平行にブロックとレールで構成されるガイド機構を設置した。また本研究では床面の駆動に高い再現性が求められるため高精度な位置制御、速度制御、ならびに安定したトルクを発生させられる AC サーボモータ (MV-M40, KEYENCE) を採用した。

本装置は、PC で設定した加速度、速度、加速時間、変位を USB 接続で PLC (Programmable Logic Controller) に送信し、PLC から送信された指令信号とエンコーダからのフィードバック値によりサーボ機構の駆動を制御した。

2.2 実験方法

本研究では、水平外乱刺激発生装置の床面が後方に駆動しているときの最大加速度の大きさを「加速値」、減速しているときの最大加速度を「減速値」と定める。被験者に対し、今回開発した水平外乱刺激発生装置を用いて、後方への水平外乱刺激を与えることによって動的な身体動揺を計測した。

2.2.1 測定対象 被験者は健康成人の男性 7 名、女性 3 名の計 10 名 (年齢 21.3 ± 1.6 歳、身長 169.2 ± 6.9 cm、体重 58.8 ± 5.4 kg) で行った。本研究は千葉大学大学院工学研究科倫理委員会の承認を得たのち、被験者には実験の内容および主旨に関する十分な説明の上、書面による承諾を得て行った。

2.2.2 実験装置の構成 図 2 に示すように、被験者には足関節・膝関節・腰背部に角速度センサ (Gyrocube, O-NAVI, USA) を装着した。これを用いて各部位の Pitch

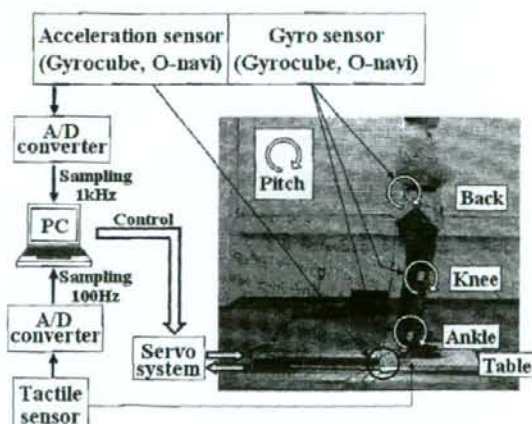


図 2 実験装置の構成

Fig. 2 Experimental setup.

方向（前後方向の傾き）の身体動揺を計測した。また、床面の加速度を計測するために加速度センサ（Gyrocube, O-NAVI, USA）を床面上に配置した。さらに、ステップの開始時間を計測するため、床面と足底の間にタクトイルセンサを用いた足圧分布測定システム（F-SCAN, ニッタ株式会社）を取付けた。角速度センサ、加速度センサ及びタクトイルセンサのデータはそれぞれサンプリング周波数1 kHz, 1 kHz, 100 HzでA/D変換を行い記録した。水平外乱刺激発生装置の駆動制御は、サーボシステムの制御を通して行った。

2.2.3 実験手順 被験者はまずタクトイルセンサの校正のため、センサ上で片足立ちをそれぞれ10秒間計測した。次に床面上に立位姿勢を保持し、合図後10秒の間に水平外乱刺激として後方へ床面を移動させた。加速値の設定値は0.2 m/s²から4.4 m/s²まで0.2 m/s²ずつの22パターンを用意し、ランダムに与えた。この時、加速時間、等速運動時間、減速値は、それぞれ100 ms, 1000 ms, 1.0 m/s²と設定した。なお、立位姿勢は、胸の前で腕組み、開眼の状態とした。また、被験者には練習として始めに最大加速値（設定値4.4 m/s²）を体験してもらった後、実験を行った。

2.2.4 解析方法 計測によって得られた床面の加速度、各部位の角速度及びタクトイルセンサから得られる足底接地面積について解析を行った。加速度と角速度はカットオフ周波数30 Hz、足底接地面積はカットオフ周波数20 Hzのバターワース型2次ローパスフィルタで波形を平滑化した。各部位の角速度から得られる身体の動揺を観察し、各戦略との関係について検討した。さらに角速度から、各部位のピーク値、床面加速の開始時間を基準とした各部位の動揺開始時間とその標準偏差を算出し、それぞれ比較した。また、足底接地面積はステップ戦略への移行を示すために用いた。

3. 結果

3.1 水平外乱刺激発生装置の性能評価

水平外乱刺激発生装置の加速値の性能評価として、負荷荷重による精度と再現性を調べた。床面上に加速度センサ（Gyrocube, O-NAVI, USA）を配置して床面加速値の実測値と設定値を比較した。床面に無負荷（0 kg）、既知の錘（20 kg, 40 kg, 60 kg, 80 kg）を載せて0.2 m/s²から5.0 m/s²まで0.2 m/s²ずつ25パターンの加速値を順に与えることを1セットとし、これを4セット行った。その結果、0.2 m/s², 0.4 m/s²を除き、実測値は設定値に対して10%以上の誤差があった。その時の加速値の変動係数を図3に示す。横軸は設定値、縦軸は設定値との変動係数を表している。この図から分かるように、0.2 m/s², 0.4 m/s²を除き同じ負荷間での変動係数が4%以下であるため、同じ外乱を発生させる再現性が高い装置であることが示された。また、負荷の増加に伴い、加速値が増加する傾向が見られた

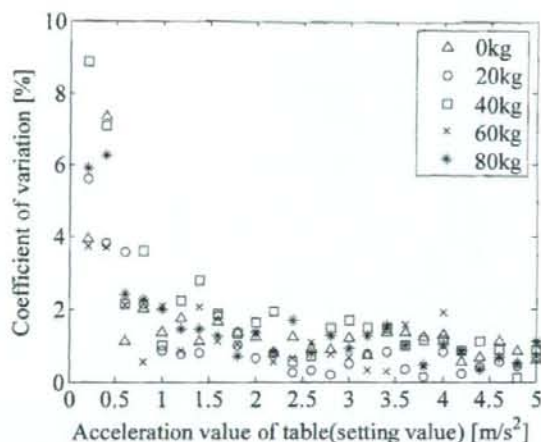


図3 床面加速値の設定値と実測値の変動係数
Fig. 3 Coefficient of variation in setting and measurement of table acceleration value.

が、これはACサーボシステムのオートチューニング機能が、負荷が大きい時に過度に働いてしまったためと考えられる。他の設定値よりも誤差が小さい値を示した0.2 m/s², 0.4 m/s²においては、ACサーボモータの回転が低速の時、高速時よりもトルク供給の精度が低いことが原因であると考えられる。

以上の結果より、加速値は負荷の大きさに依存し、設定値と実測値には個人差が出ると予想されるため、本研究では設定値ではなく実測値を用いて解析を行うこととした。以下、加速値とは実測値のことを示す。また、今回の実験は再現性を重視したため、変動係数が大きい加速値（0.2 m/s², 0.4 m/s²）は解析に使用しないこととした。

3.2 加速開始後の角速度波形

各部位の角速度波形と足底接地面積の典型例を図4に示す。(a)は小さい加速値（1.23 m/s², ステップなし）、(b)は大きい加速値（3.35 m/s², ステップなし）、(c)はステップする加速値（3.55 m/s², ステップあり）を示している。なお、足底接地面積は、静止立位時の面積を100%として相対的な値で示されている。今回の実験では、全ての被験者が右足でステップしていた。また、図4(a)には加速直後の動揺の拡大図も示している。これを見ると床面が加速し始めた後、角速度は足関節、膝関節、腰背部と身体の下から上部の順に動揺が開始されている。この関係は全ての計測で観測された。腰背部波形のピーク付近において小さい加速値では腰背部と足関節・膝関節の動揺が同位相、大きい加速値では逆位相、さらに加速値を大きくしていきステップした際には逆位相の形が崩れ、足関節・膝関節の動揺が大きく変動した。また足底接地面積において、加速開始直後はどの加速値でも同様の応答を示すが、その後ステップなしの場合には100%に戻るのに対し、ステップあり

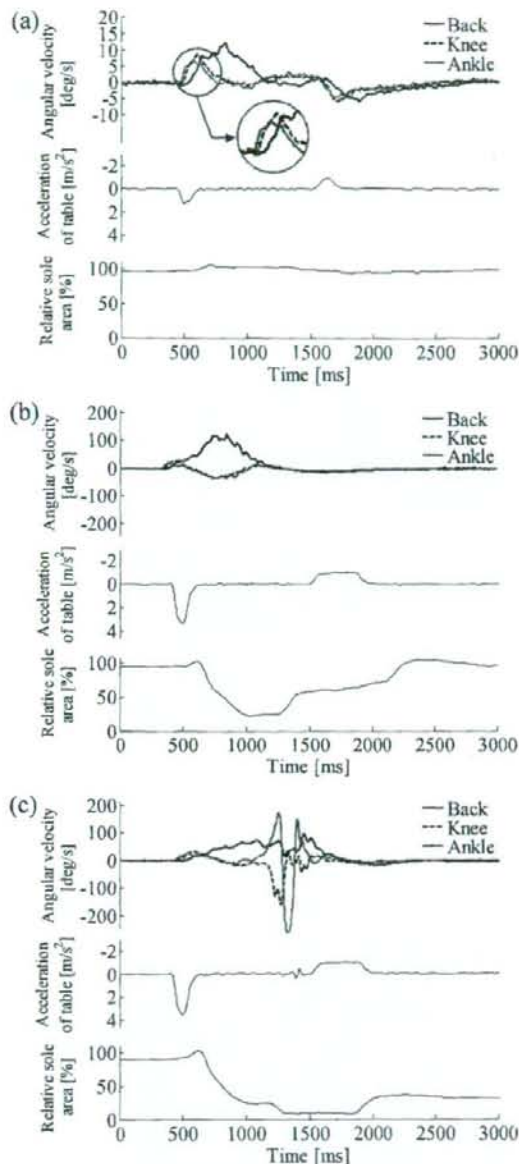


図4 床面加速度に対する各部位の角速度波形と足底接地面積
 (a) 1.23 m/s^2 , ステップなし (b) 3.35 m/s^2 , ステップなし (c) 3.55 m/s^2 , ステップあり
 足底接地面積は静止立位時の面積を基準とした相対的な値で示されている。

Fig. 4 Angular velocity of each part and sole area to acceleration of table
 (a) 1.23 m/s^2 , non step (b) 3.35 m/s^2 , non step
 (c) 3.55 m/s^2 , step
 Sole area is shown by a relative value in which the area when subjects keep upright posture is assumed to be the standard area.

の場合には0%付近まで低下していることが分かる。ここで最後に再び値が増加しているのは、ステップ幅が小さく、ステップした足が初期の足位置に重なったためである。これらはほとんどの被験者で同様の傾向をもち、ステップの判断として容易に用いることが可能である。

3.3 解析結果

加速値に対する各部位の角速度のピーク値の典型例を図5に示す。各部位とも床面加速初期(ステップ時の足関節・膝関節の大きな変動によるピーク値は除く)の正のピーク値をとっている。なお、塗りつぶされている記号はステップ戦略を用いたときを表している。小さい加速値付近では、各部位とも加速値に比例し、ほぼ線形に増大した。ある加速値以上になると、足関節・膝関節は小さい加速値と同様にほぼ線形に増大していくが、腰背部のみ急激に増大し、ばらつきも大きくなった。

次に床面加速値と角速度から算出された各部位の動揺開始時間の典型例を図6に示す。これは、各部位の動揺開始時間を定量的に示した図である。また、塗りつぶされている記号はステップ戦略を用いたときを表している。足関節と膝関節における動揺開始時間は床面加速値によらずほぼ一定であった。腰背部においてもほぼ一定であったが、被験者によって床面加速値に対する動揺開始時間は大きく異なり、かつ足関節・膝関節に比べ大きくばらついていた。

さらに、表2に各被験者の身体的特徴、図6から得たデータから動揺開始時間の平均値と標準偏差、及びステップ戦略を用いたときの最小の床面加速値(以下、最小ステップ加速値)を示す。足関節と膝関節においては被験者間で動揺開始時間に大きな変化はなく、ばらつきも一部を除いて小さかった。腰背部においては被験者ごとに動揺開始時間の変化があり、ばらつきも大きかった。さらに、

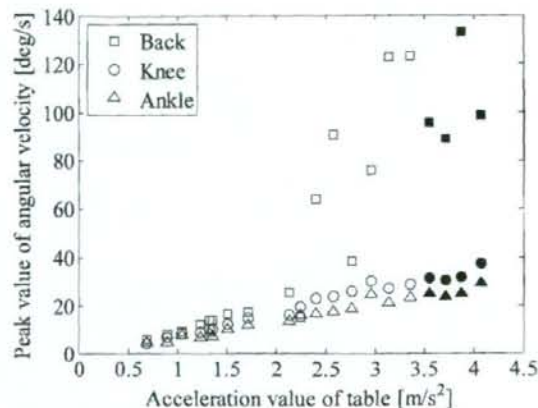


図5 床面加速値に対する各部位の角速度のピーク値
 Fig. 5 Peak value of angular velocity to acceleration value of table.

表2 被験者の身体的特徴と測定結果

各部位の項目は動揺開始時間の(平均値±標準偏差)を示している
 Table 2 Exterior characteristic and measurement result of subject
 The items of each parts show (mean±SD) of the start time of sway.

No.	Sex	Age [years]	Height [cm]	Weight [kg]	Ankle [ms]	Knee [ms]	Hip [ms]	Minimum stepping Acceleration [m/s ²]
1	M	22	174	55	29.4± 7.4	53.9± 8.9	172.6±17.0	2.41
2	M	24	172	60	25.3± 7.8	44.8± 6.2	115.9±18.6	3.70
3	M	21	177	67	28.7± 6.1	48.8± 7.6	107.7±14.6	3.55
4	M	23	163	56	26.0± 5.5	56.2± 6.9	157.0±14.0	3.13
5	M	21	163	58	29.5±10.0	59.1±14.6	161.1±16.7	3.45
6	M	21	180	62	27.0± 6.6	56.6± 8.7	126.3±18.4	3.24
7	F	19	162	56	26.9± 8.5	59.7±11.3	154.6±33.8	2.72
8	F	19	162	50	22.0± 6.5	57.6± 8.0	125.2±23.3	1.83
9	F	21	165	67	24.5± 5.5	54.9± 9.9	127.4±25.2	2.33
10	M	22	174	67	25.0± 6.1	51.1± 5.3	110.7±11.6	2.79

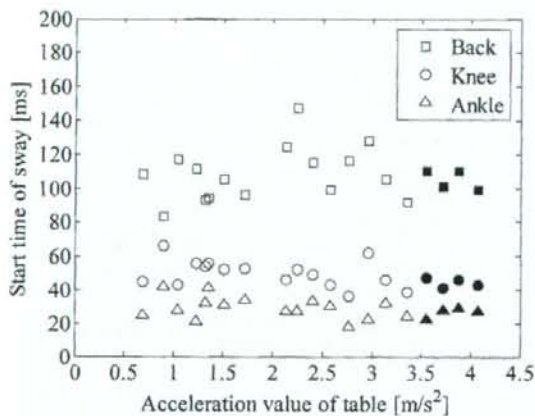


図6 床面加速値に対する各部位の動揺開始時間

Fig. 6 Start time of sway to acceleration value of table.

女性被験者に絞ると腰背部の動揺開始時間に大きなばらつきが見られたが、その他の身体的特徴との関係は見られなかった。また、ステップング戦略を用いる加速値も被験者によって大きく異なった。

4. 検 討

Nashner, McCollumらは水平方向の姿勢制御に足関節戦略と股関節戦略があることを提唱した[5]。これまでの多くの研究において後方外乱刺激に対して股関節戦略が優位に働くとの報告もみられる。また、姿勢制御に関して、支持基底面を比較的小さく動かすような外乱が与えられた場合には足関節・膝関節の動揺は腰背部の動揺と同位相となり一つの剛体と見立てた足関節中心の足関節戦略をとり、さらに大きな外乱が加えられた場合には足関節・膝関節の動揺が腰背部の動揺と逆位相となり体幹と下肢の二つ

の剛体と見立てた足関節中心と股関節中心の股関節戦略をとるということが、筋電変化、関節トルクなどの計測において示されている[5-12]。個人差はあるものの、今回の結果においても足関節・膝関節の角速度と腰背部の角速度の位相を比較することにより、ステップ加速値よりも小さい加速値の際に足関節戦略・股関節戦略で姿勢制御を行っていることは明らかである。しかし、足関節戦略から股関節戦略への移行付近では明確に戦略を特定することは出来なかった。また、加速値が小さい段階でも角速度波形に上述のような股関節戦略の特徴が見られた。これらのことから、足関節戦略と股関節戦略は単独での制御で行われるのではなく相互に関連し、外乱刺激の増加に伴い足関節戦略に股関節戦略が付随して姿勢制御されているということが示唆された[8]。

これまでの一連の研究では、一步踏み出す条件、すなわちステップング戦略を起こす条件での研究報告は少ない。しかし、今回、われわれの実験では、水平外乱刺激を大きく長い時間与えることでステップング戦略を誘発し、股関節戦略からステップング戦略への移行を観察した。股関節戦略で十分姿勢制御が行えない場合、すなわち、個人差はあるものの、腰背部の角速度信号と膝関節・足関節の角速度信号との逆位相の形が崩れ、足関節・膝関節の動揺が大きく変動する場合には、ステップング戦略に移行していると言える。このことから、Pitch方向の角速度信号で身体動揺の計測とステップング戦略までを含めた3つの姿勢制御戦略についての観察が可能であることが示された。すなわち、これまでの研究で用いられていた筋電図や3次元計測装置などの計測装置を用いることなく、簡便な装置立てでの計測が可能であると言える。

今回の実験におけるステップング戦略での運動に関して、現段階ではその姿勢制御を捉えられただけに過ぎず、