

# 高齢者に対応した歩数カウントアルゴリズムの開発

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\*\*\*

## Development of a Step Count Algorithm for the Elderly

Yousuke HORITA,\* Masaki SEKINE,\* Toshiyo TAMURA,\* Yutaka KUWAE,\*\* Yuji HIGASHI,\*\*  
Toshiro FUJIMOTO,\*\* Yoshitake OSHIMA,\*\*\* Toshikazu SHIGA\*\*\*

**Abstract** Step counters are popular for quantifying walking. However, they may not measure the number of steps taken by elderly persons. In this study, we proposed a step count algorithm based on a filter bank and threshold processing to improve the accuracy of an accelerometer-type step counter for elderly persons. The accuracy of the proposed algorithm was compared with the observed steps taken during walking. The waist acceleration signals during self-paced walking were recorded for 74 attendees (age  $82.7 \pm 8.6$  yr, height  $148.1 \pm 7.6$  cm, weight  $52.3 \pm 7.8$  kg) participating in gait training at a rehabilitation services center using a triaxial accelerometer. The participants walked approximately 20 m (10 m in each direction and a turning arc). After seven different band-pass filters were applied to the magnitude of the acceleration vector, a signal related to the step cycle was selected from the outputs of those filters. Then, the number of steps was estimated from this signal using a predetermined threshold. The percent error was calculated as (estimated steps - observed steps) / observed steps  $\times 100$ . On verifying the algorithm using the data for the 74 elderly subjects, the steps taken by 57 (77.0%) were estimated with less than 10% error. We suggest that our step count algorithm is suitable for estimating the number of steps taken by elderly persons.

**Keywords:** step counter, acceleration, step count algorithm.

### 1. はじめに

今日、日々の身体活動量の低下が血栓症や糖尿病、高血圧症、肥満等のような生活習慣病の危険要因となることはよく知られている。また、身体活動量の増加に伴う効果として、虚血性心疾患のリスクの減少、降圧、糖代謝改善、骨粗しょう症の予防などが報告されている[1-3]。脳卒中片麻痺患者などの身体障害者においても活動量の低下による体力低下が指摘されており、獲得した機能を維持・増進する上で日々の身体活動が重要であるとの報告もある[4]。

歩行は、特別な用具や場所を必要とせず、また身体への無理な負担がなく、安全性にも優れているため身体活動量を増加させる運動として注目されている。厚生労働省は1日の歩数と血圧、HDL コレステロール（善玉コレステロール）との関係を調査している[5]。この国民栄養調査によれば、よく歩いている人ほど血圧は低く、善玉コレステロールが多いという結果が得られている。

歩数を客観的かつ手軽に把握する機器として、歩数計が広く用いられている。近年では、Micro Electro Mechanical Systems (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も市販されている。しかし、このような歩数計をもってしても、筋力の低下にともない歩行速度が減少した高齢者や、片麻痺などの運動障害をもち歩行リズムの不規則な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見受けられる[6-8]。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[6]。この問題に対して、これまでの先行研究では得られた加速度を4秒間ごとにフーリエ変換し、パワーが最大となる周

生体医工学シンポジウム 2007 発表 (2007 年 9 月, 札幌)  
2007 年 7 月 31 日受付, 2007 年 11 月 13 日改訂, 2008 年 1 月 24 日再改訂

Received July 31, 2007; revised November 13, 2007, January 24, 2008.

\* 千葉大学大学院工学研究科

Graduate School of Engineering, Chiba University

\*\* 八日会藤元早鈴病院

Fujimoto Hayasuzu Hospital

\*\*\* オムロンヘルスケア株式会社

Omron Healthcare Co., Ltd

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 [9]。しかしながら、この手法は加速度信号を窓 (4 秒間) ごとにフーリエ変換する必要があり、窓内で周期が変化した場合に歩数カウントの誤差の原因となる。

そこで、本研究では先行研究の経験をもとに、フィルタバンクと閾値処理を用いて加速度波形の変化を考慮した歩数カウントアルゴリズムを提案し、本アルゴリズムの高齢者への対応についてオフラインによりコンピュータ上で検証した。

## 2. 実験方法

### 2.1 歩数カウントアルゴリズム

提案する歩数カウントアルゴリズムは、3 軸加速度信号の合成、7 つの周波数帯域にフィルタリング、適切なフィルタ出力の選択、閾値処理による歩数のカウントという要素を含む。本アルゴリズムでは、まず測定により得られた 3 軸方向の加速度から加速度ベクトルの大きさを算出する。これはベクトルの大きさは取り付け角度に依存しないため、歩数計の向きにある程度の自由度をもたせることができる。次に、加速度ベクトルの大きさをフィルタバンクにより 7 つの周波数帯域に分離する。各バンドパスフィルタの周波数帯域は 0.5~1.0 Hz, 1.0~1.5 Hz, 1.5~2.0 Hz, 2.0~2.5 Hz, さらに各周波数帯域の間の 0.75~1.25 Hz, 1.25~1.75 Hz, 1.75~2.25 Hz に設定し、各フィルタからの出力は概ね単一の周波数成分のみをもつ波形となるようにした。なお、各バンドパスフィルタは 1 次のバターワースフィルタとした。これら 7 つのフィルタ出力を時刻毎に比較し、歩数カウントに最適なものを随時選択する。フィルタ出力の比較は、それぞれのフィルタ出力を全波整流し、カットオフ周波数 0.1 Hz の 1 次のバターワース型ローパスフィルタを通した波形で行い、振幅が最大となるものを選択した。この選択された歩数カウント用波形が閾値以上となる点を 1 歩としてカウントした。なお、歩数カウントの際の閾値は予備実験の結果を踏まえ 0.01 g とした。図 1 に、模擬波形に対するフィルタ出力とフィルタ出力の選択、歩数カウント用波形を示す。ただし、図 1 は 3 つのバンドパスフィルタ (フィルタ帯域 1.0~2.0 Hz, 2.0~3.0 Hz, 3.0~4.0 Hz) を用いた場合の例である。まず、加速度ベクトルの大きさを模擬した波形を図 1(a) に示す。この模擬波形に対するフィルタ出力はそれぞれ図 1(b) のようになる。フィルタ出力の大きさを比較するためそれぞれの信号を全波整流し、ローパスフィルタを適用し平滑化した結果、図 1(c) のような波形が得られ、振幅が最大となるバンドパスフィルタを選択すると図 1(d) となる。図 1(c) では、模擬波形の周期にあわせて、0~2 秒までは 1.0~2.0 Hz, 2~4 秒までは 2.0~3.0 Hz,

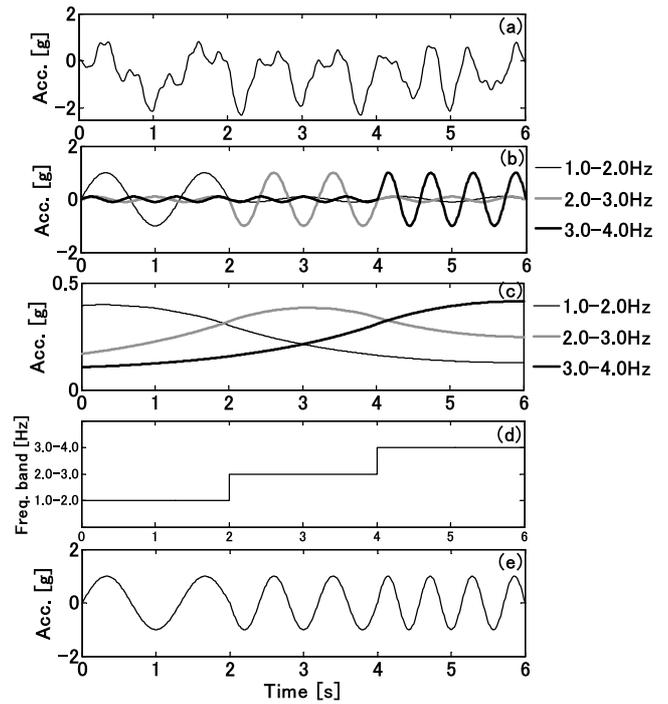


図 1 フィルタリング課程：模擬信号 (a), バンドパスフィルタリング後の信号 (b), ローパスフィルタ後の信号 (c), 選択した周波数帯域 (d), 歩数カウントに用いる波形 (e)

Fig. 1 Filtering process: a dummy signal (a), the band-pass filtered signals (b), the low-pass filtered signals (c), the frequency band of selected filter (d), the synthesized signal from the filtering signals for step count (e).

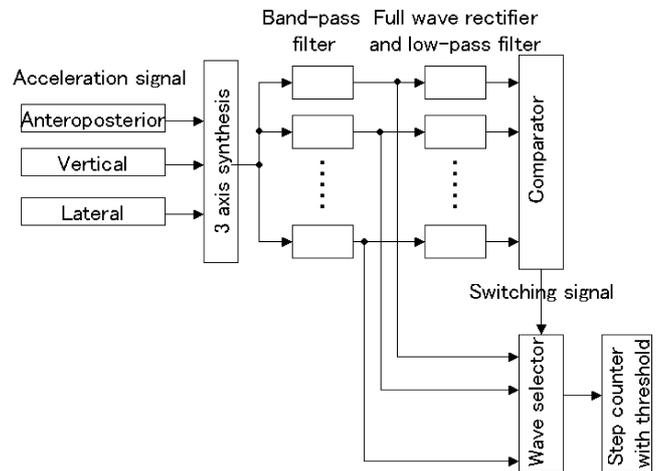


図 2 歩数カウントアルゴリズムのブロックダイアグラム  
Fig. 2 Block diagram of the step count algorithm.

4~6 秒までは 3.0~4.0 Hz の周波数帯域を選択している。最終的に、各時刻において選択されたバンドパスフィルタの出力波形をつなぎ合わせた歩数カウント用波形は図 1 (e) のようになる。この歩数カウントアルゴリズムのブロックダイアグラムを図 2 に示す。今回の実験では実際には回路は作成せず、MATLAB (version7.0, Math Works, MA) によりシミュレーションおよび解析を行った。

## 2.2 測定装置

歩行中に身体に生じる加速度を測定するため、3軸加速度センサユニット（測定範囲 $\pm 2$  g、寸法 $30 \times 40 \times 20$  mm、重さ20 g）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、A/D変換ボードを介しPCに接続した。なお、センサユニットは、半導体ピエゾ抵抗型3軸加速度センサ（曙ブレーキ、測定範囲 $\pm 2$  g、検出感度5 mV/g（x軸、y軸）、4 mV/g（z軸））と増幅器、カットオフ周波数50 Hzの1次ローパスフィルタで構成される。A/D変換する際のサンプリング周波数は128 Hz、分解能は12 bitとした。また、参考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。なお、この歩数計の取扱説明書には、不規則な歩行や極端にゆっくり歩いたときは正確にカウントできないことがあると明記されている。

## 2.3 測定方法

被験者は、転倒予防教室に來場している高齢者74名（年齢 $82.7 \pm 8.6$ 歳、身長 $148.1 \pm 7.6$  cm、体重 $52.3 \pm 7.8$  kg、歩行自立度 自立：52名 監視：20名 介助：2名、歩行条件 杖歩行者：23名 両松葉杖：1名 全盲：1名）とした。被験者には、脳梗塞による片麻痺患者、パーキンソン病患者、膝関節置換術や骨折経験者などの下肢に何らかの機能障害を持つ被験者が含まれた。また、疾病や障害による明らかな下肢機能障害を持たない被験者であっても、多くの被験者は歩行速度が遅く歩行が不安定な高齢者特有の歩容であった。なお、本研究は八日会藤元早鈴病院および千葉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行った。

被験者は、伸縮性のあるベルトを用いて加速度センサユニットを腰背部中央に装着した。歩数計も同ベルトを用いて加速度センサの近傍、約5 cmの部位に取り付けた。歩行は、屋内廊下直線10 m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いて歩き、手持式数取器にて歩数をカウントした。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、Cyartoらと同様に、誤差(%) = (カウント数 - 実歩数) / 実歩数  $\times 100$  を用いて行った[8]。

## 3. 結果

測定・解析結果の典型例を図3に示す。上から順に前後(a)、左右(b)、上下(c)の加速度原波形、加速度ベクトルの大きさ(d)、本アルゴリズムにより選択されたバンドパスフィルタ(e)、フィルタ処理後の歩数カウント用波形(f)となっている。加速度原波形や加速度ベクトルの大きさにおいて、1歩を示す波形パターンが確認されたが、1歩ごとのピーク値の大きさなどに変動がみられた。一方、歩

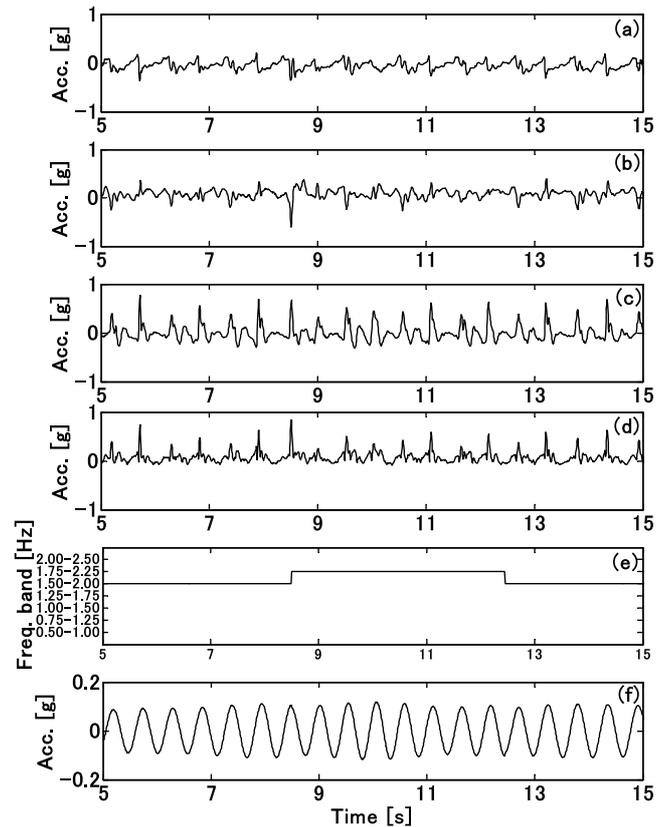


図3 前後方向(a)、左右方向(b)、上下方向(c)の加速度波形、加速度ベクトルの大きさ(d)、選択されたフィルタの周波数帯域(e)、および歩数カウントのための波形(f)の典型例

Fig. 3 A typical example of the acceleration signals at the anteroposterior (a), lateral (b) and vertical direction (c), the magnitude of the acceleration vector (d), the frequency band of the selected filter (e), and the synthesized signal from the band-pass filtered signals (f).

数カウント用波形は、各時刻においてバンドパスフィルタを選択することで単一の周波数成分のみをもつパターンとなった。また、この波形の周期は、原波形の基本周期（一歩周期）に一致していた。

図4に市販の歩数計および提案した歩数カウントアルゴリズムによってカウントした測定誤差と歩行速度の関係を示す。本アルゴリズムでは1例を除き約20 m/min以下で誤差が増加した。一方、参考のため取り付けられた歩数計では約60 m/min以下で誤差が増加した。図5に歩数カウントアルゴリズムでの測定誤差のヒストグラムを示す。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、本アルゴリズムにより歩数のカウントを行った結果、誤差が $\pm 10\%$ 以内であったものは57名(77.0%)であった。

## 4. 考察

健常成人を対象とした個人に適した速度に対する市販の歩数計の測定精度に関する近年の研究では、平均歩行速度が約96 m/minで測定精度は3~37%であった[10]。しか

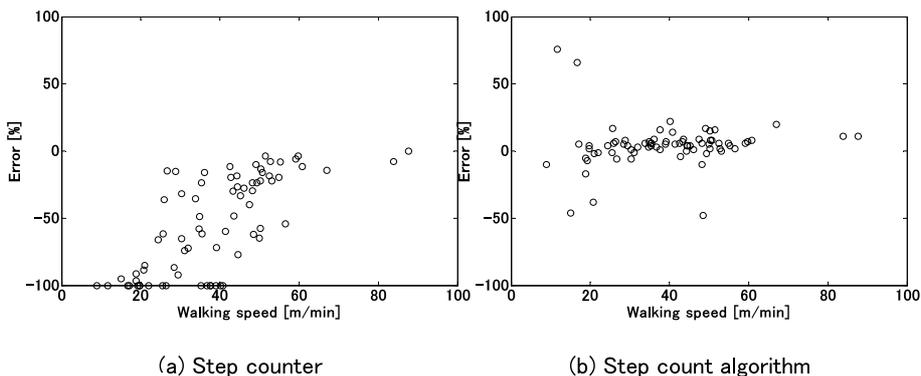


図4 歩行速度と測定誤差との関係  
 Fig. 4 Relationship between walking speed and the error of step count.

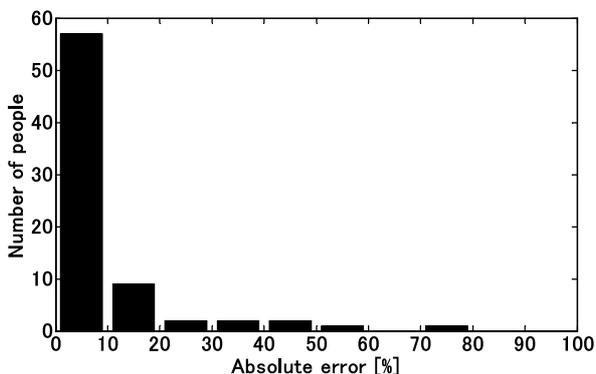


図5 測定誤差のヒストグラム  
 Fig. 5 Histograms of the error of step count.

し、歩行速度が 54 m/min 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 [11-13]。今回の被験者の歩行速度は  $39.0 \pm 15.4$  m/min であり、市販の歩数計で大きな測定誤差が出たことは上述の先行研究の結果と一致した。歩行が不規則であり歩行速度が遅いため使用した市販の歩数計の本来の使用条件外であると考えられるが、参考までにこの歩数計で誤差が  $\pm 10\%$  以内であった被験者は全体の 9% であり、測定不能 (カウント 0 歩) となったものは 23% であった。今回の結果からも、高齢者、特に下肢機能障害をもつ高齢者に対応した歩数計を考える場合、歩行速度の低下と不規則な歩行を考慮する必要があると示唆された。一方、提案したフィルタバンクと閾値処理による歩数カウントアルゴリズムを適用した場合、誤差が  $\pm 10\%$  以内であったものは全体の 77.0% であった。これは先行研究で得られたフーリエ変換による手法の精度 (81.6%) に近い結果である [9]。また、図4に示した通り歩行速度が約 20 m/min 程度までは高精度で歩数のカウントが可能であり、本アルゴリズムを用いることで高齢者に対する歩数のカウント精度が大きく改善されたと示唆された。

今回用いたアルゴリズムは、7つのバンドパスフィルタにより一步周期に最も寄与する周波数帯域の信号を選択的に抽出することで、歩数をカウントするための波形が単一

の周波数成分になるように設計した。そのため、各フィルタの周波数帯域は線形スケールで等間隔とした。一方で、通過させる一步周期の幅に着目し、周波数帯域を対数スケールで設定するフィルタバンクも考えられる。そこで、0.50 Hz~2.50 Hz を対数スケールで等間隔で区切った場合の検討を行った。その際のフィルタ帯域は 0.50~0.75 Hz, 0.75~1.12 Hz, 1.12~1.67 Hz, 1.67~2.50 Hz, さらにその中間の 0.61~0.91 Hz, 0.91~1.37 Hz, 1.37~2.04 Hz となる。この周波数帯域で本アルゴリズムを適用すると誤差が  $\pm 10\%$  以内となる被験者は全体の 71.6% であった。このフィルタバンクの場合、高い周波数帯域では帯域幅が低周波帯域に比べて広がっている。このため、低い周波数帯域つまり歩行周期が長い場合では歩数カウント誤差は小さくなるが、高周波帯域では波形パターンが複雑になり閾値処理ではカウント誤差が大きくなってしまおうと考えらる。そこで、本アルゴリズムでは周波数帯域を線形スケールで等間隔に区切り、歩数をカウントするための波形を単一の周波数成分になるように設計し、閾値処理の際の誤差を防止した。

本研究では、歩行のみを動作対象とし実験を行った。本アルゴリズムは、歩行中の加速度振幅が非常に小さい高齢者の歩数をカウントできることから、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可能性がある。今後は様々な動作を含む日常生活において正確な歩数がカウント可能であるかの検証をしていく必要がある。

### 5. ま と め

本研究では、フィルタバンクと閾値処理による歩数カウントアルゴリズムを提案し、高齢者を対象に検証実験を行った。今回の実験では、加速度センサを腰背部中央に装着する理想的な測定条件であるものの、74名中57名 (77.0%) の被験者に対して誤差  $\pm 10\%$  以内で歩数をカウントすることが可能であり、本アルゴリズムは筋機能の低下や下肢運動障害をもつ多くの高齢者の歩行に対応できると示唆され

た。

**謝辞** 本研究の一部は厚生労働省科学研究費（長寿科学総合研究事業）、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 共同研究費によった。

## 文 献

1. Kannel WB, Sorlie MS: Some health benefit of physical activity. The Framingham study. *Arch Intern Med.* **139**: 857-861, 1975.
2. Montoye HJ, McCabe JF, Metzner HL, Garn SM: Physical activity and bone density. *Hum Biol.* **48**: 599-610, 1976.
3. Rhoads GG, Kagan A: The relation of coronary disease, stroke, and mortality to weight in youth and middle age. *Lancet.* **1**: 492-495, 1983.
4. 杉本 淳: 身体活動量の測定—最近の進歩—. *リハビリテーション医学.* **37**(1): 53-61, 2000.
5. 厚生省保健医療局健康増進栄養課: 国民栄養の現状(平成元年国民栄養調査成績). 第一出版, 東京, 1991, pp. 62-64.
6. Cyarto EV, Myers AM, Tudor-Locke C: Pedometer Accuracy in Nursing Home and Community-Dwelling Older Adults. *Med Sci Sports Exerc.* **36**: 205-209, 2004.
7. Macko RF, Haeuber E, Shaughnessy M, Coleman KL, Boone DA, Smith GV, Silver KH: Microprocessor-based ambulatory activity monitoring in stroke patients. *Med Sci Sports Exerc.* **34**: 221-229, 1991.
8. Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG, Lord SR, Tiedemann A: A pilot study of long term monitoring of human movements in the home using accelerometry. *J Telemed Telecar.* **10**: 144-151, 2004.
9. Ichinoseki-Sekine N, Kuwae Y, Higashi Y, Fujimoto T, Sekine M, Tamura T: Improving the accuracy of pedometer used by the elderly with the FFT algorithm. *Med Sci Sports Exerc.* **389**(9): 1674-1681, 2006.
10. Schneider PL, Crouter SE, Lukajic O, Bassett DR Jr: Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk. *Med Sci Sports Exerc.* **35**: 1779-1784, 2003.
11. Crouter SE, Schneider PL, Bassett DR Jr: Spring-levered versus piezo-electric pedometer accuracy in overweight and obese adults. *Med Sci Sports Exerc.* **37**: 1673-1679, 2005.
12. Le Masurier GC, Lee SM, Tudor-Locke C: Motion sensor accuracy under controlled and free-living conditions. *Med Sci Sports Exerc.* **36**: 905-910, 2004.
13. Crouter SE, Schneider PL, Karabulut M, Bassett DR Jr: Validity of 10 Electronic Pedometers for Measuring Steps, Distance, and Energy Cost. *Med Sci Sports Exerc.* **35**: 1455-1460, 2003.

堀田 庸介 (ホリタ ヨウスケ)

2007年千葉大学工学部電子機械工学科卒業。同年、同大学大学院工学研究科人工システム科学専攻メディカルシステムコース修士課程入学、現在に至る。加速度センサを用いた歩数計の開発に関する研究に従事。



関根 正樹 (セキネ マサキ)

2001年東京電機大学大学院理工学研究科応用システム工学専攻博士課程修了。同年国立療養所中部病院長寿医療研究センター研究員。同年タートマス大学工学部研究員。2003年国立長寿医療センター研究所室員。2004年千葉大学工学部助手。2007年千葉大学大学院工学研究科助教、現在に至る。生体信号計測ならびに解析に関する研究に従事。



日本生体医工学会、計測自動制御学会、ライフサポート学会、IEEE 各会員。

田村 俊世 (タムラ トシヨ)

1980年東京医科歯科大学大学院医学研究科修了(医学博士)。2004年4月千葉大学工学部メディカルシステム工学科教授。2007年4月千葉大学大学院工学研究科人工システム科学専攻メディカルシステムコースに改組、現在に至る。主な研究テーマは生体計測、生体信号処理、福祉工学、高齢者支援工学など。



日本生体医工学会(理事)、日本生活支援工学会(理事)、ライフサポート学会(理事)、計測自動制御学会、米国電気学会、の会員。

桑江 豊 (クワエ ユタカ)

2002年沖縄リハビリテーション福祉学院卒。同年藤元早鈴病院リハビリテーションセンター入職、現在に至る。リハビリテーションの現場で脳卒中片麻痺者の研究に携わる。



日本理学療法士協会、臨床歩行分析研究会、各会員。

東 祐二 (ヒガシ ユウジ)

1985年熊本リハビリテーション学院作業療法学科卒業、同年作業療法士国家資格取得。2007年金沢大学大学院修了。1991年社団法人八日会藤元早鈴病院勤務、リハビリテーションセンターセラピスト室室長。自立・介護支援機器の臨床応用、リハビリテーション効果のモニタリングに関する研究に従事。



## 藤元 登四郎 (フジモト トシロウ)

1969年東京大学医学部卒業。1970年社団法人八日会藤元病院就職。1979年同理事長に就任、現在に至る。1971～1973年フランスサルベトリエール病院留学。磁気共鳴スペクトロスコーピー (MRS)、高齢者のための介護機器開発、加速度計測法による精神神経疾患に関する研究に従事。



## 大島 秀武 (オオシマ ヨシタケ)

1998年大阪州市立大学大学院生活科学研究科博士課程修了博士(学術)。同年(株)オムロンライフサイエンス研究所(現:オムロンヘルスケア(株))入社。現在の所属:オムロンヘルスケア(株)新規事業開発センタ技術開発部。専門研究分野:運動生理学。



所属学会:日本体力医学会, 日本体育学会, アメリカスポーツ医学会, 日本肥満学会。

## 志賀 利一 (シガ トシカズ)

1986年北海道大学大学院工学研究科生体工学専攻修士過程修了。同年(株)立石ライフサイエンス研究所(現:オムロンヘルスケア(株))入社。1998年北海道大学大学院工学研究科生体工学専攻博士課程(社会人選抜)修了博士(工学)。現在の所属:オムロンヘルスケア(株)新規事業開発センタ技術開発部。得意分野, 生体工学, 医用電子工学, 近赤外分光学, 生体計測工学全般。

