

加速度センサを用いた人間の歩行・転倒の検出

品川佳満*¹ 谷川智宏*¹ 太田 茂*²

要 約

我々はこれまで、赤外線センサを利用し独居高齢者の在宅行動モニタリングを行うシステムを開発してきた。しかし、赤外線センサのみでは転倒などによる緊急事態に対応できないため、加速度センサを用いて人間の歩行および転倒を検出する方法について検討した。歩行に関しては体の垂直方向と進行方向の加速度に対するパワースペクトルを計算し、スペクトルのピークから歩行周期を推測した。転倒に関しては両方向加速度の移動平均値を求め、伏臥位や仰臥位などの姿勢状態を認識することにより検出した。

1. はじめに

加齢に伴う体力の低下は誰しもさけられない。そのため近年の高齢化社会の進展に伴い、高齢者の生活支援を行うシステムの開発は急務とされている。特に独居高齢者の場合は健康状態を管理してくれる家族がそばにいないため、罹患の兆候を早期に発見することが困難である。そこで現在、独居高齢者の疾病の発見や発作で倒れた場合などの危険を最小限に止める方法として日常行動のモニタリングシステムが開発されている。

行動のモニタリングを行う方法の1つにGPS (Global Positioning System) や PHS (Personal Handy Phone System) を用いたシステムがある^{1,2,3,4)}。これらは主に徘徊老人の保護を目的としたシステムに利用され、衛星や PHS 基地を利用することにより、広範囲におよぶエリアから高齢者の位置を特定している。一方、宅内などの比較的狭い範囲で行動のモニタリングを行うシステムもある^{5,6)}。この場合には主に赤外線センサが利用され、宅内の各部屋に設置しているセンサの反応から高齢者の位置を特定している。

GPS や PHS、赤外線センサなどは高齢者の位置を求める方法として有効な手段であるが、その場所への移動状況(歩行/走行)やその場所での姿勢(立位/臥位)を認識する方法としては適していない。そこで、このようなシステムに加速度センサを併用して、高齢者の行動状況を推測するシステムの開発が進んでいる。牧川ら^{1,2)}は、GPS と加速度センサ

を組み合わせて高齢者の大まかな位置や姿勢(座位/臥位/立位)、さらに歩行/走行などの動作を検出している。また、鶴沼ら^{3,4)}も GPS と加速度センサにより、位置の検出および歩行動作、立位/臥位の認識を行うシステムを開発している。

我々は、独居高齢者の日常行動のモニタリングを行うことで体調異常や発作等による転倒を自動的に判断し、緊急時に対処できるシステムの構築を目指している^{7,8)}。これまで行動モニタリングの方法として赤外線センサを利用して高齢者宅内での位置検出を行い、行動パターンや運動量を求め、健康状態の推定を試みてきた。しかし、赤外線センサは、先ほど述べたように高齢者の位置を求める方法としては有効な手段であるが、移動の状況や転倒の状態を検出することには適していない。特に転倒はケガにつながるが多く、緊急事態を検知するシステムには不可欠となる。

そこで、我々は移動状況や転倒を検出するために加速度センサを利用し、人間の歩行や転倒を認識する方法について検討した。一般に身体に異常がある人は、積極的に歩行を行わないと考えられるため、歩行を分析することは人間の体調異常を推測する重要な判断材料となる。さらに転倒検出による緊急通報システムが構築できれば、身体に不安のある高齢者の安全が確保できる。

本研究の目的は、体調異常や緊急事態を判断するための重要な要素である「歩行」「転倒」を加速度波形から検出することである。本論文では、その検出手法について述べる。

*1 川崎医療福祉大学大学院 医療技術学研究科 医療情報学専攻 *2 川崎医療福祉大学 医療技術学部 医療情報学科
(連絡先) 品川佳満 〒701-0193 倉敷市松島288 川崎医療福祉大学

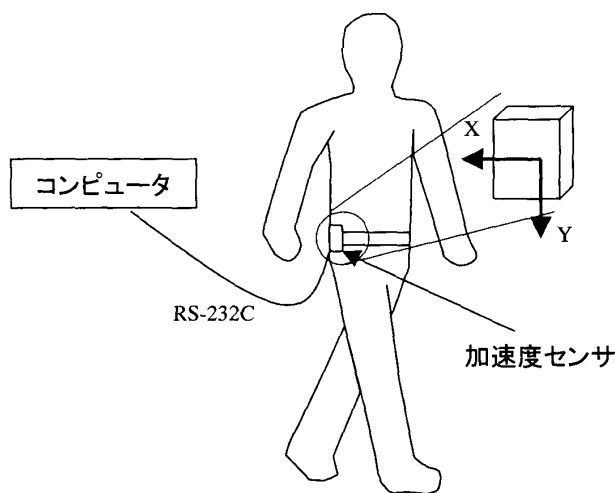


図1 計測システム

2. 方 法

2.1 実験方法

実験に用いた計測システムを図1に示す。既存の加速度センサ（Analog Devices ADXL202）を、被験者の右腰のベルトに装着した。このセンサは直交する2軸の加速度計を内蔵しており、垂直方向であるY軸、前後移動方向であるX軸の加速度を同時に測定できる。なお、加速度計は回路基板に剛体的に固定されており、その基板は小型（90×50×15mm）のケースに収められている。20msごとにサンプリングした加速度は、RS-232Cケーブルを介してノートパソコンに記録した。測定の際には測定者がこのパソコンを持って被験者について歩いた。

2.2 計測条件

歩行については、日常的な「ゆっくり歩く（W1）」、「普通に歩く（W2）」、「速く歩く（W3）」の3種類を歩行速度を指定せず、被験者本人の感覚で平地を歩いてもらった。転倒については、「何かにつまずいて倒れた」という状況を想定して実験を行った。なお、測定対象者は正常歩行可能な人に限定した。

2.3 加速度センサを用いた「歩行」「転倒」の検出

加速度センサを用いた歩行解析の研究は少なく、転倒検出に関してはほとんどない。関根ら⁹⁾は腰部の垂直方向の加速度を測定し、ウェーブレット変換を用いて平地歩行、階段上り歩行、階段下り歩行についての解析を行っている。しかし、歩行速度の変化による影響が考慮されておらず、個人差による影響が大きいと考えられる。牧川ら^{1,2)}は加速度波形にローパスフィルタ、ハイパスフィルタをかけることで姿勢や歩行の検出を試みている。同様に高橋ら^{10,11)}も基準波形とのパターンマッチングおよびクラスタ分析により歩行の解析を行っている。しかし、いずれも解析を計測後に行っているため転倒などの緊急事態には対応できない。また、鵜沼ら^{3,4)}はPHS

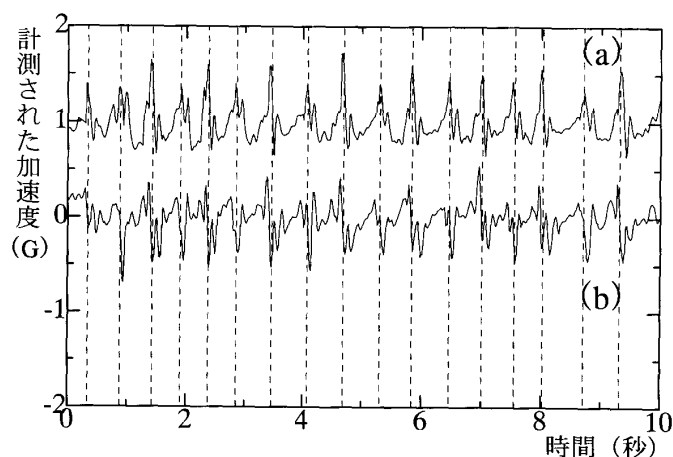


図2 測定データ例

(a) Y軸加速度、(b) X軸加速度

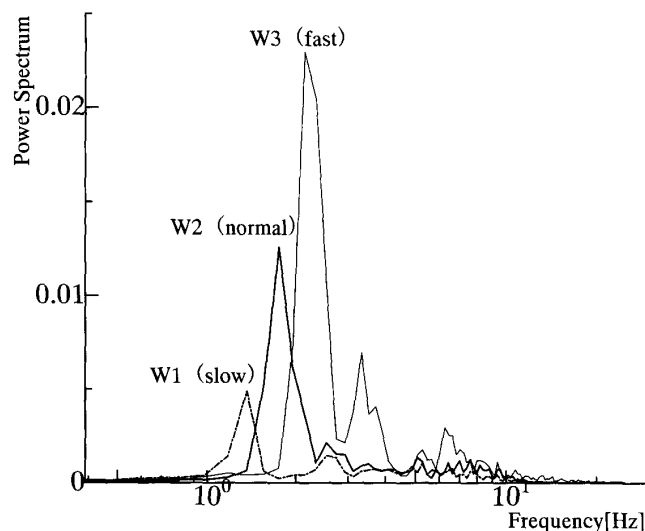


図3 歩行速度別Y軸加速度のパワースペクトル

を用いて計測データをホストコンピュータに伝送し、リアルタイムで歩行状態の認識および立位/臥位の姿勢検出を行っているが、垂直方向1軸のみによる識別のため、細かな姿勢（伏臥位/仰臥位など）を区別することが困難になっている。

本研究では、転倒時に考えられる姿勢の状態（伏臥位/仰臥位）を区別するために2軸の加速度センサを利用した。また、歩行速度による影響を考慮するために、2.2節で述べた3種類の歩行速度について実験を行った。さらに、歩行状態や転倒をリアルタイムで検出するために、計測中に解析を試みた。

2.3.1 歩行状態の検出方法

普通速度（W2）で歩いた時の加速度波形の例を図2に示す。この図は20代男性の代表例を示している。図中の（a）がY軸、（b）がX軸の加速度であり、縦軸の破線が足の接地時刻を表す。加速度の値が大小交互に変化しているが、これは加速度センサを右腰に装着しているための影響と考えられる。図より、歩行時の加速度は歩行周期に一致した波形変化をすることが分かる。一步の周期を抽出するためにY軸加速度をFFT（256 points）によりパワース

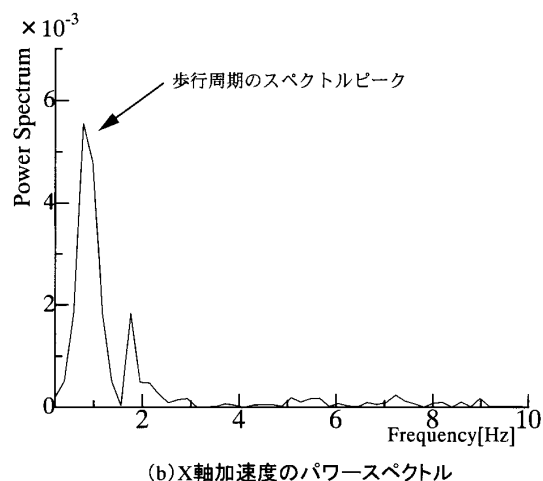
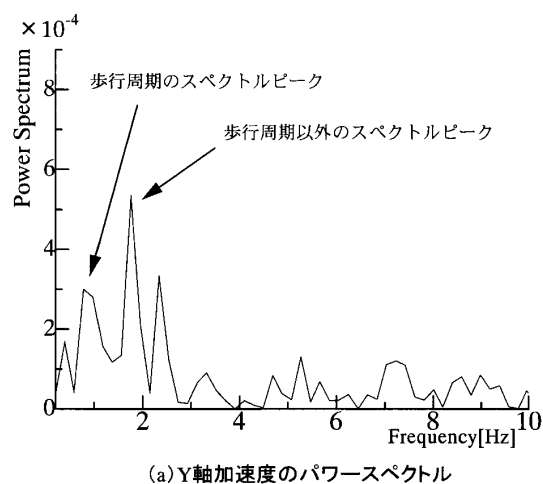


図4 ゆっくり歩いた時(W1)のパワースペクトル

ペクトル解析した．図3に歩行速度別(W1, W2, W3)のY軸加速度から求めたパワースペクトルを示す．同図から各歩行速度の歩行周期に一致する周波数に一本の鋭いスペクトルピークが存在することが分かった．つまり，このピークを求めることにより歩行周期を推測し，歩行の状態を検出することが可能である．確認のためストップウォッチと万歩計を用いて計測したところ一步の周期とスペクトルのピークがほぼ一致した．

しかし，鶴沼ら^{3,4)}は極端にゆっくり歩いた場合，歩行周期以外の周波数にピークが現れ，そのパワーが歩行周期のピークよりも大きくなると報告している．そこで我々も，ゆっくり歩いた時のスペクトルピークの変化について調べたところ，確かに歩行周期以外のところに強いピークが現れることが確認できた．その結果を図4に示す．図4(a)は20代女性のゆっくり歩いた(W1)時のY軸加速度のパワースペクトルである．歩行周期以外のところに強いピークが現れている．そのため単純にパワースペクトルのパワーが最も大きい周波数を求めるだけでは，正確な歩行周期を抽出することができない．しかし，同時に計測したX軸加速度についてパワースペクトルを求めたところ歩行周期に一致する周波数に強いピークが存在していることが分かった．図4(b)に

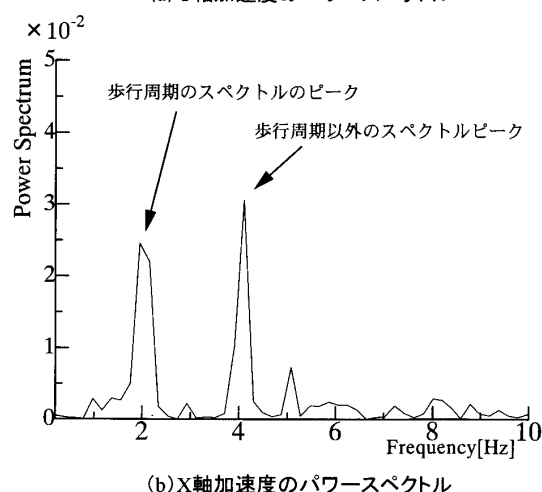
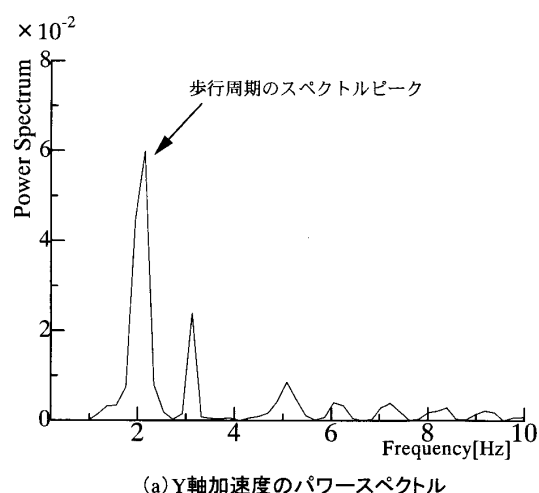


図5 速く歩いた時(W3)のパワースペクトル

同時に計測したX軸加速度のパワースペクトルを示す．Y軸加速度のパワースペクトルとは異なり，歩行周期に一致する周波数に最も強いスペクトルのピークが現れている．これまでの歩行解析に関する研究の多くは，垂直方向の加速度を用いているが^{1,3,4,9)}，我々は前述の結果から体の前後移動に由来するX軸加速度も歩行状態の認識に利用することにした．ただし，X軸加速度のスペクトルピークのみで判断しようとすると，先ほどとは反対に歩行速度が速くなった(W3)場合，図5(b)に示すように今度はX軸加速度のパワースペクトルに歩行周期以外の周波数に強いピークが存在し，Y軸加速度のパワースペクトルには，図5(a)に示すように歩行周期と一致する周波数に強いピークが存在することが分かった．そこで我々は，歩行周期より低い周波数には強いピークが存在しないという特性^{3,4)}を利用して，Y軸とX軸の両加速度から求めたパワースペクトルのピーク周波数を比較し，ピーク周波数の低い方から歩行周期を推測することにした．以下にその処理手順を示す．

(1) 垂直方向であるY軸加速度に対するパワースペクトルの最大パワー S_y とその周波数 f_y を求める．

$$S_y = P_y(f_y) = \max[P_y(f)] \quad (1)$$

ここで、 $P_y(f)$ は周波数 f における Y 軸加速度のパワースペクトルである。

(2) 体の前後移動方向である X 軸加速度に対するパワースペクトルの最大パワー S_x とその周波数 f_x を求める。

$$S_x = P_x(f_x) = \max[P_x(f)] \quad (2)$$

ここで、 $P_x(f)$ は周波数 f における X 軸加速度のパワースペクトルである。

(3) 次に静止状態時に現れる雑音などによるスペクトルピークを除去する閾値処理を行うために、

$$S_y > T_y, S_x > T_x \quad (3)$$

の条件を満たしているかどうか調べる。ここで T_y , T_x は Y 軸加速度および X 軸加速度から求めたパワースペクトルの閾値である。この条件を満たしていない軸に対する最大パワーの周波数は 0 とする。

(4) 最終的に歩行周期の周波数 G_f を

$$f_x \geq f_y > 0 \text{ のとき } G_f = f_y \quad (4)$$

$$f_y > f_x > 0 \text{ のとき } G_f = f_x \quad (5)$$

$$f_x > 0 \text{ かつ } f_y = 0 \text{ のとき } G_f = f_x \quad (6)$$

$$f_y > 0 \text{ かつ } f_x = 0 \text{ のとき } G_f = f_y \quad (7)$$

と定義する。ただし、

$$f_y = f_x = 0 \text{ のとき } G_f = 0 \quad (8)$$

と定義し、この場合は静止中と判断する。

ここで、周波数 G_f は 1 秒間の歩数であるので、1

歩進むのに必要な時間である歩行周期 G_c は、

$$G_c = \frac{1}{G_f} \quad (9)$$

のようにして求めることができる。

2.3.2 転倒の検出方法

転倒は Y 軸加速度および X 軸加速度の移動平均値から、転倒後の姿勢として考えられる伏臥位、側臥位、仰臥位を認識することで検出する。加速度センサは加速度計の感受方向と重力方向のなす角度により、出力される加速度が変化する。図 6(a) に静止状態における加速度計の傾きに対する計測値を示す。加速度計の感受方向と重力方向を一致させた傾き角 0 度の時、加速度はほぼ 1 G を示し、傾きが 90 度になった時点で 0 G、さらに 180 度になると -1 G となる。姿勢と Y 軸 X 軸加速度の関係を図 6(b) に示す。立位時は Y 軸加速度は 1 G、X 軸加速度は 0 G となる。また、仰臥位では Y 軸加速度は 0 G、X 軸加速度は 1 G、伏臥位では、Y 軸加速度は 0 G、X 軸加速度は -1 G、さらに側臥位の時は、Y 軸 X 軸加速度ともに 0 G となる。つまり、Y 軸 X 軸の加速度の組み合わせにより、様々な姿勢を識別することができる。この特性を利用し、Y 軸 X 軸加速度の移動平均値を求め加速度変化の直流成分を取り出すことで、加速度波形の基線の変化をとらえ、転倒後の姿勢である伏臥位、側臥位、仰臥位のいずれかとなった時に、転倒と認識するようにした。

3. 結 果

健康成人男子 5 名女子 5 名計 10 名を対象とし、2.2 節で述べた各歩行速度ごとに約 50 歩、被験者 1 名に対して計約 150 歩分の計測データを 2.3.1 節の方法によって処理した。各歩行速度 50 歩のデータを用いた

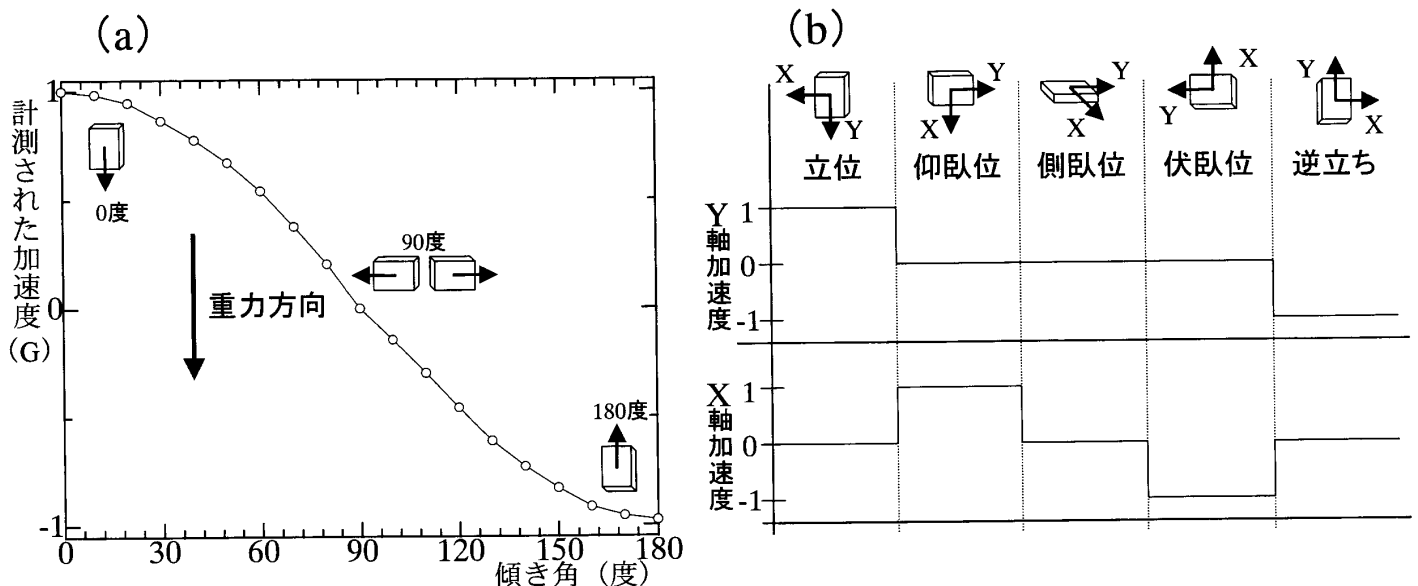


図6 (a) 加速度センサの傾きに対する計測値 (b) 姿勢と Y 軸・X 軸加速度の関係

表1 パワースペクトル解析による正しく歩行周期を検出できた割合(%)

被験者	性別	年齢	歩行速度	Y 軸のみによる判定	X 軸のみによる判定	XY 両軸による判定
1	male	29	W1 (slow)	96.9	76.6	99.2
			W2 (normal)	99.2	67.5	99.2
			W3 (fast)	93.5	33.3	95.4
2	female	25	W1	94.9	86.2	98.6
			W2	98.4	83.7	100.0
			W3	100.0	58.3	100.0
3	female	20	W1	92.8	97.1	97.1
			W2	100.0	100.0	100.0
			W3	99.1	91.2	99.1
4	female	27	W1	81.4	100.0	100.0
			W2	100.0	92.8	100.0
			W3	100.0	63.0	100.0
5	male	44	W1	98.2	99.1	100.0
			W2	98.0	91.1	100.0
			W3	100.0	87.5	100.0
6	male	26	W1	100.0	100.0	100.0
			W2	98.3	97.5	100.0
			W3	99.0	97.1	100.0
7	female	24	W1	59.5	100.0	100.0
			W2	94.3	84.6	99.2
			W3	98.1	55.6	98.1
8	female	22	W1	89.6	99.4	100.0
			W2	100.0	97.7	100.0
			W3	100.0	59.6	100.0
9	male	23	W1	63.3	99.2	100.0
			W2	77.7	94.2	97.1
			W3	92.6	98.9	98.9
10	male	38	W1	64.5	71.0	84.8
			W2	99.0	60.4	99.0
			W3	100.0	43.4	100.0

パワースペクトル解析から、明らかに歩行周期とは異なる周波数を検出した回数をカウントし、ほぼ正しく1歩の歩行周期を検出できた割合を計算した。その結果を表1に示す。ただし、FFT (128 points) によるパワースペクトル解析は0.2秒毎に行っている。また、比較のためY軸のみによる検出結果、X軸のみによる検出結果も示している。表1からY軸X軸のどちらか一方で判断するより両軸を用いて解析する方がはるかに正しく歩行周期が検出できることが分かる。なお、2.3.1節で述べたように、ゆっくり歩いた場合にはX軸加速度の方が歩行周期を正しく検出できることが多かったが、ゆっくり歩いた場合でもY軸加速度の方が正しく認識できる被験者もいた。また、歩行速度に関係なく、X軸加速度からの認識率が高い被験者もいた。これは今回被験者に歩行速度を指定しなかった点や、被験者ごとの歩き方に違いがあるためと考えられる。

次に転倒時の加速度の計測結果を図7に示す。図7(a)は転倒後仰臥位の姿勢をとった場合のY軸X軸の加速度波形であり、図7(b)は、その加速度の移

動平均値(個数=50)である。図7(c)は、転倒後伏臥位の姿勢になった場合の加速度波形であり、図7(d)は、その加速度の移動平均値(個数=50)である。図中の矢印は被験者が転倒した地点である。図7(a)より転倒地点を境に加速度波形が大きく変化した後、Y軸加速度が0G付近、X軸加速度は0.8G付近へと急激に変化していることが分かる。さらに図7(b)の加速度の平均値より立位の状態から転倒後、仰臥位の姿勢となったことが容易に認識できる。同様に図7(c)(d)からは、転倒後Y軸加速度が0G以下になり、X軸加速度がほぼ-1Gへと急激に変化しているため、転倒後伏臥位となったことが推測できる。

4. 考 察

本研究では、歩行状態を検出するために、Y軸X軸加速度のパワースペクトルを計算し、そのピーク周波数から歩行周期を求めた。一般に、パワースペクトル解析は、動的に変化する信号に対しては適当な方法ではないが、本実験により人間の歩行周期を求める手段として利用できることが分かった。

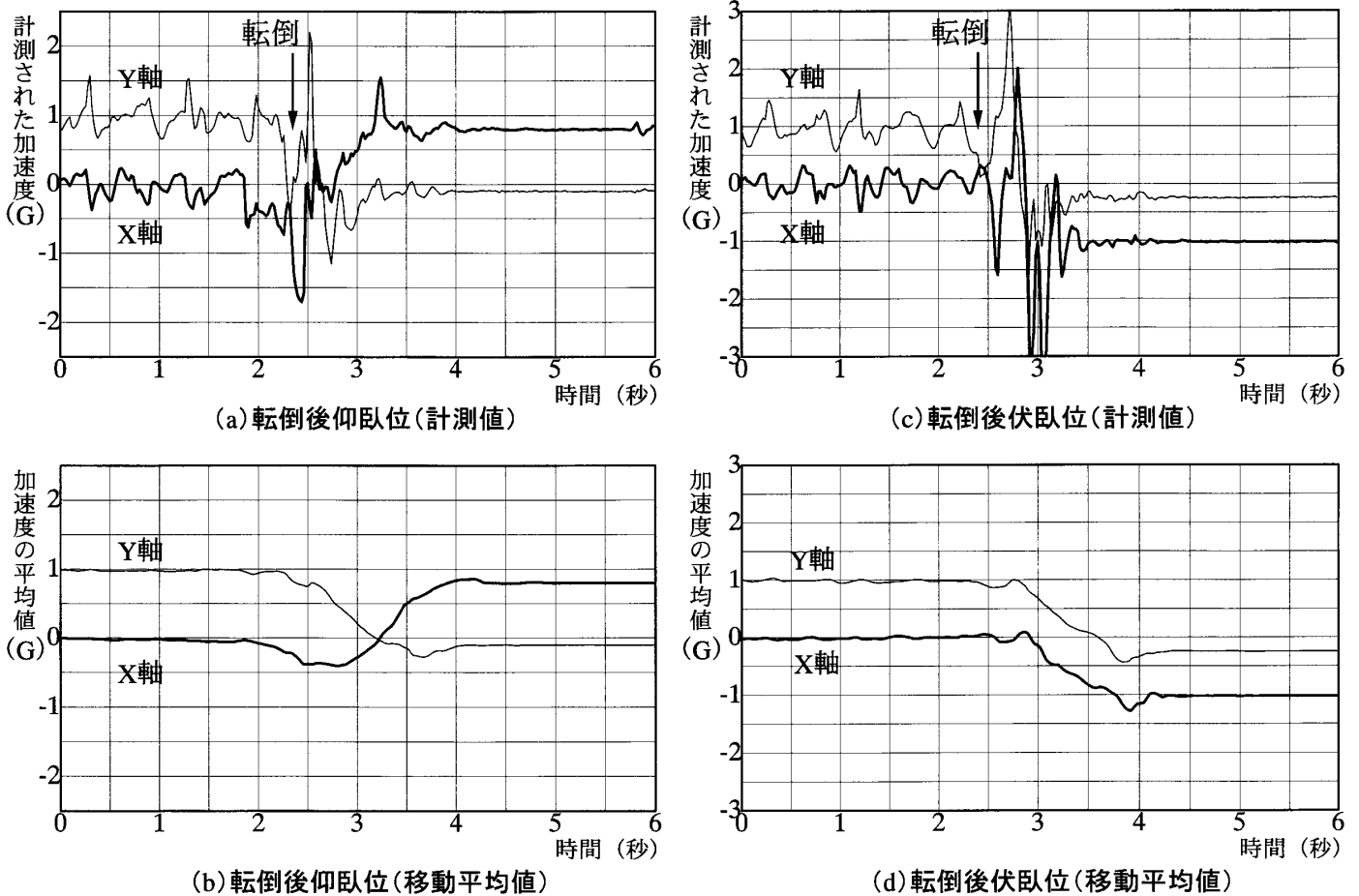


図7 転倒時の加速度波形

その際、計算には、ノート型パソコン (Pentium II 233Hz) を利用し、0.2秒毎にパワースペクトルを求めたところ、データの通信速度に遅れることなくリアルタイムで解析をすることができた。将来、本アルゴリズムを組み込んだ携帯型の小型装置により歩行のリアルタイム解析による緊急通報システムの実用も可能となるであろう。また、2軸を用いたパワースペクトルによる歩行周期の認識方法は、3種類のいずれの歩行速度に対しても良好な結果を得ることができ、個人差による歩行速度の違いにも対応できる手法であることが分かった。ただし、体動による雑音と歩行との区別をするためのスペクトルパワーの閾値に関しては一般的な基準を定めることができなかった。従って個人個人において様々な歩行状態を想定して、閾値を設定しなければならない。また、歩行周期以外のスペクトルピークについてもその原因を調べ、さらに詳しい歩行状態の認識方法を検討する必要がある。

転倒に関しては、両軸の加速度を利用し、転倒時に考えられる様々な姿勢を検出することで推測が可能である。今回、転倒直後の衝撃による加速度の変化から転倒の弁別が可能と予想したが、歩行以外の動作 (例えば椅子に激しく座ったとき) に現れる加速度変化と区別ができなかったため、姿勢状態から転倒を推測する方法をとった。しかしながら、この

方法は昼寝などの臥位と区別がつかないという問題点がある。そのため、転倒検出については、加速度の移動平均値だけでなく、新たな解析方法を検討する必要があると思われる。その一つとして、我々がこれまで宅内行動モニタリングで利用してきた赤外線センサによる位置情報^{7,8)}と加速度センサによる姿勢情報を併用して判断する方法がある。例えば、寝室や居間以外 (トイレ、脱衣所、玄関など) で臥位となった場合は明らかに転倒と判断できる。このように加速度センサ以外の情報を利用することで、緊急事態を確実に把握できるシステムが構築できる。

本論文では加速度センサを用いた歩行や転倒の検出方法について述べてきた。歩行速度を定量的に指示せず本人の感覚で歩いてもらったことで自然な歩行状態を想定した実験が行えた。しかし、今回の実験は平地でのみ実施し、階段の昇り降りなどの状況は考慮しなかったことや、歩行の開始時や停止時の動作に対する解析が含まれていないことなど今後の課題は多い。しかし、加速度センサを用いれば被験者のエネルギー消費量を推測することも可能であり¹²⁾、健康状態を推定する上で重要な役割を果たすと考えている。

5. おわりに

本論文では加速度センサを利用し、人間の歩行状

態や転倒を検出する方法について検討した。歩行に関しては Y 軸 X 軸加速度から求めたパワースペクトルのピーク周波数を比較し、低い方のピーク周波数を利用することで、ほぼ正しい歩行周期を検出することができた。また、転倒に関しては Y 軸 X 軸加速度の移動平均値により姿勢状態を認識し転倒状

態を検出した。しかし、転倒に関しては加速度による姿勢情報のみで判断することは困難であることが判明した。そのため加速度センサを用いた緊急通報システムを構築する場合には、赤外線センサなどによる位置情報と組み合わせ、確実に転倒検出が行える方法を検討する必要がある。

文 献

- 1) 牧川方昭 (1996) 日常行動のモニタリング. BME, **10**(5), 39–48.
- 2) 村上大輔, 牧川方昭 (1996) GPS, 加速度センサを用いた行動, 体動の無拘束計測. 生体・生理工学シンポジウム論文集, **11**, 489–492.
- 3) 鶴沼宗利, 栗村浩二, 正嶋 博, 宇佐美芳明 (1998) 加速度センサ及び位置センサを用いた人間の遠隔行動検知システム. ヒューマンインターフェイス学会第14回シンポジウム, 589–594.
- 4) 鶴沼宗利, 宇佐美芳明, 野中士郎 (1998) 加速度センサを用いた人間の歩行動作の認識方法. 電気学会論文誌 A, **118**(3), 218–226.
- 5) 山口晃史, 小川充洋, 田村俊世, 戸川達男 (1998) ヒト検知センサを用いた在宅での行動記録. 医用電子と生体工学, **36**(suppl), 682.
- 6) Celler B, Earnshaw W, Ilisar ED, Betbeder-Matibet L, Hams MF, Clark R, Hesketh T and NH Lovell (1995) Remote monitoring of health status of the elderly at home. A multidisciplinary project on aging at the University of N. S. W. *International journal of bio-medical computing*, **40**, 147–155.
- 7) 品川佳満, 太田 茂 (1998) インターネットを利用した在宅モニタリングシステム. 川崎医療福祉学会誌, **8**(2), 347–352.
- 8) 品川佳満, 谷川智宏, 難波克司, 太田 茂 (1999) 元気な独居高齢者の在宅モニタリングシステム I. 川崎医療福祉学会誌, **9**(1), 87–92.
- 9) 関根正樹, 小川光洋, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕 (1996) 加速度波形を用いた歩行の識別. ライフサポート, **8**(3), 3–10.
- 10) 高橋隆行, 山中信幸, 大沢博文, 猪岡 光 (1995) 歩行運動の無拘束計測のための歩行形態分析アルゴリズム. 医用電子と生体工学, **33**(2), 125–134.
- 11) 高橋隆行, 猪岡 光 (1995) 日常生活における歩行運動の無拘束計測. バイオメカニズム学術講演会予稿集, Vol.16, 253–256.
- 12) 信友浩一 (1993) 新しい加速度センサを用いた体動, 姿勢の無拘束計測とエネルギー推定への応用. 長寿科学総合研究, Vol.1993 (**8**), 318–323.

(平成11年11月10日受理)

Detection of Human Gait and Falling Using an Accelerometer

Yoshimitsu SHINAGAWA, Tomohiro TANIGAWA and Shigeru OHTA

(Accepted Nov. 10, 1999)

Key words : ACCELEROMETER, GAIT, FALLING, SPECTRUM ANALYSIS

Abstract

We have developed a health monitoring system for the aged living alone which utilizes infrared light sensors. However, the infrared sensor alone can't cope with an emergency, because the person may fall. Therefore, an attempted was made to develop a method that detects human gait and falling using an accelerometer. The gait cycle is detected by extracting the spectrum peaks of the acceleration measured from both the vertical and horizontal axis of the body. Falling is recognized from the posture condition(supine position and prone position) presented by the moving average of each acceleration measured from both axes.

Correspondence to : Yoshimitsu SHINAGAWA Doctoral Program in Medical Informatics, Graduate School of Medical Professions, Kawasaki University of Medical Welfare Kurashiki, 701-0193, Japan
(Kawasaki Journal of Medical Welfare Vol.9, No.2, 1999 243-250)