

関数を用いて、加速度信号をスケール1から7のウェーブレット係数に分解した。そして、これらの係数を用いて歩行時の加速度信号のフラクタル次元を推定した。また、加速度信号の変化を評価するために、1024点(1s)のデータ区間で傾き $\beta$ とフラクタル次元Dを推定し、解析するデータ区間を512点(0.5s)ごとに移動することでフラクタル次元の時間変化を捉えた。

### 3.4 結果

#### 3.4.1 加速度信号

パーキンソン病群の加速度信号は、健常群に比べて振幅が若干小さくなり、接地による衝撃加速度のピーク値がわずかに減少する傾向がみられた。また、両群とも両脚に対称性のある加速度信号パターンを示した。

一方、片麻痺群の加速度信号パターンは、3方向とも麻痺側と非麻痺側の運動を1組としたパターンが繰り返された。Br. stageごとにみると、IIIとIVの患者の加速度信号は、他の被験者群と比べて複雑に変動したパターンとなった。さらに、これらの患者の上下方向加速度には、接地による衝撃加速度が顕著に現れた。また、Br. stage VとBr. stage VIの患者の加速度信号は、健常群のパターンに近づいた。さらに、Br. stageによる回復程度の評価が高くなるにしたがって加速度信号の振幅が増加し、ステップ周期が短くなる傾向がみられた。

#### 3.4.2 フラクタル次元の時間変化

健常者と片麻痺患者における加速度信号のフラクタル次元の経時的変化の典型例を図3.2、図3.3に示す。片麻痺患者のフラクタル次元は、健常者の平地歩行時のフラクタル次元と比較して、高い値を維持している。典型例として示した片麻痺患者は、中枢性麻痺の程度が高く、随意的な歩行運動がとくに困難な患者であった。つまり円滑な歩行を行うことができない状態であるため、加速度信号が複雑なパターンとなり、フラクタル次

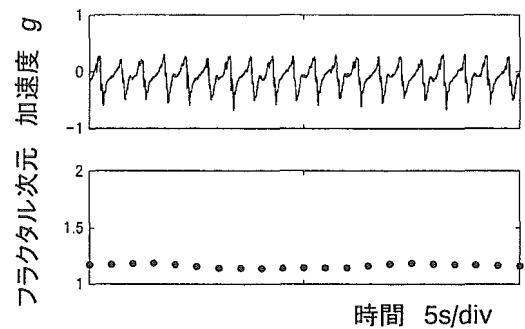


図 3.2 健常者の前後方向加速度信号とフラクタル次元の典型例

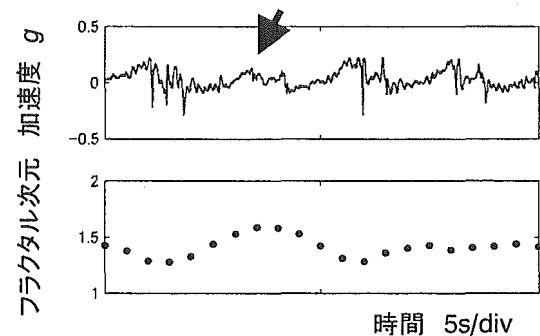


図 3.3 片麻痺患者の前後方向加速度信号とフラクタル次元の典型例

元は高い値を示した。図3.3の図中の矢印で示した付近は、特に足の振り出しがうまく遂行できなかったときであり、その前後の信号パターンと異なるより複雑なパターンとなっている。そして、その歩容の変化をフラクタル次元は的確に反映している。

#### 3.4.3 フラクタル次元の平均値

健常群とパーキンソン病群、および片麻痺群のBr. stageごとのフラクタル次元の平均値と標準誤差を図3.4に示す。

##### (a) パーキンソン病群

健常群の前後方向加速度信号のフラクタル次元の平均値は、1.242であった。これに対して、パーキンソン病群のフラクタル次元は1.327となり有意に高い値を示した( $p < 0.01$ )。しかし、上下方向と左右方向加速度信号のフラクタル次元つ

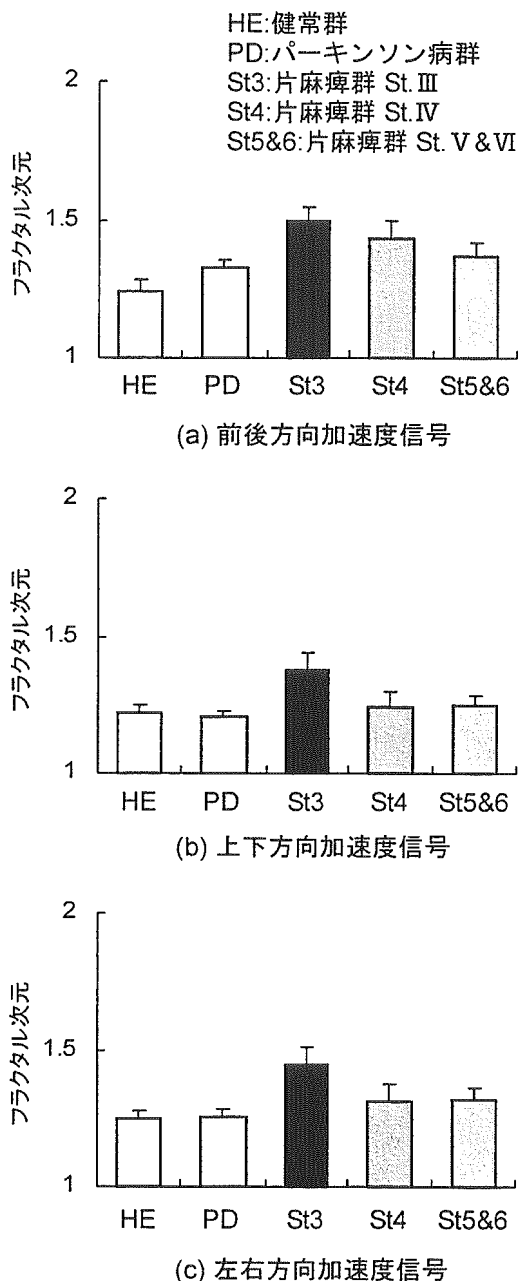


図 3.4 加速度信号のフラクタル次元の平均値と標準誤差

いては、両群の間に有意な差はみられなかった。

(b) 片麻痺群

片麻痺群の前後方向加速度信号のフラクタル次元は、Br. stage ごとに stage III : 1.498、IV : 1.434、V&VI : 1.370 であった。これらの値は、健常群のものに比べ有意に高い値であった ( $p < 0.01$ )。さらに、各 Br. stage 間のフラクタル次元にも有意な差がみられ、Br. stage が高くなるにしたがい低い値を示した ( $p < 0.01$ )。

上下方向加速度信号のフラクタル次元は、Br. stage III : 1.448、IV : 1.312、V&VI : 1.320 であり、Br. stage III の片麻痺群は、健常群と Br. stage IV 群と V&VI 群に対してそれぞれ有意な差を示した ( $p < 0.01$ )。しかしながら、その他の群間に有意な差はみられなかった。

左右方向のフラクタル次元は、Br. stage III : 1.375、IV : 1.242、V&VI : 1.246 であった。これらの値は、ともに健常群のものに比べ有意に高い値であった ( $p < 0.01$ )。各 Br. stage 間のフラクタル次元を比較すると、Br. stage III の片麻痺群は、Br. stage IV 群と V&VI 群に対してそれぞれ有意な差を示したが、Br. stage IV 群と V&VI 群の間には有意な差はみられなかった ( $p < 0.01$ )。

3.5 考察

本研究では、体幹に装着した加速度センサから得られる信号の複雑さ、つまり歩行運動の滑らかさをウェーブレットフラクタル解析法により定量的に評価した。

パーキンソン病群の前後方向加速度信号のフラクタル次元は、健常群のものに比べ有意に高い値を示した。つまり、歩行時の身体運動が複雑であり円滑でないことを示している。パーキンソン病は、その原因は明確に解明されていないものの、何らかの理由で中脳にある黒質が変性し発症する。この黒質の変性により神経伝達物質であるドーパミンが極度に不足する<sup>32)</sup>。ドーパミンは、不随意運動を抑制する働きをもち、パーキンソン病患者ではこのドーパミンの不足により不随意運動が現れ、特有の症状が起きる。その1つに歩行障害があり、歩行が遅い、歩幅が狭い、歩き出すと早足になり止まることができない(加速歩行)といった症状が現れる。このような症状によって、パーキンソン病患者の歩行は不安定になり、身体運動の複雑さの評価指標であるフラクタル次元は健常者に比べ高い値を示したと考えられる。

一方、片麻痺群の加速度信号のフラクタル次元は、中枢性麻痺が回復し、Br. stage が高くなるに

したが、健常群の値に近づいた。つまり、Br. stage が高くなるにつれて、加速度のフラクタル次元は低くなり、加速度信号は複雑なパターンから滑らかなパターンとなった。すなわち、歩行時の身体のゆらぎが減少したと考えられる。また、Br. stage 間のフラクタル次元をみると、3 方向とも Br. stage III と他の stage に有意な差がみられた。対象とした片麻痺患者の Br. stage は III から VI であり、共同運動の出現から随意運動の回復過程である<sup>29)</sup>。特に Br. stage IV から VI は、部分的な随意運動のから正常な運動への回復期である。つまり、自分の意志で個々の筋を独立して動かすことが困難な状態から、徐々に筋を独立して動かすことが可能となる。したがって、加速度信号のフラクタル次元の変化は、非随意的な共同運動を含む歩行運動から、随意的で、駆動と制動が円滑な歩行運動に変化する過程を捉えたものであると考えられる。さらに、共同運動と随意運動という異なる運動を明確に分類し、臨床における片麻痺患者の判定量的な評価と一致した結果が得られた。

#### 4. 転倒解析システムの開発

##### 4.1 転倒解析支援システムの仕様

本章では、転倒解析支援システムに必要な仕様を検討する。一般に転倒は頻繁に発生しないため、長時間自動計測を行う必要がある。本研究では、外来患者を対象に計測を行うことを目標としているため、外来患者が来院する周期である 1 週間は連続で計測が可能である必要がある。また、日常的にシステムを装着し計測するため、被験者の負担にならないように、歩数計程度の大きさまで小型化する

必要がある。解析する転倒時の情報としては、転倒時の衝撃、転倒時刻、転倒方向、転倒前の歩行状態などが必要である。図 4.1 に開発するシステムの概念図を示す。高齢者には小型のロガーを装着し、転倒発生時の情報を記録する。計測終了後、通信インターフェースによりパーソナルコンピュータ（以下 PC）にデータを転送し解析を行う構成とする。

##### 4.2 転倒検出アルゴリズムの検討

加速度センサにより転倒を検出するためには、まず転倒時に発生する特徴的な加速度波形を把握し、日常的に発生するその他の加速度波形と区別する必要がある。転倒には立位状態や歩行中の転倒や、いす、車いす、ベッドなどからのずり落ちなどさまざまな状況が考えられる。本研究ではまず、外傷が発生する危険がもっとも高く、姿勢変化のもっとも大きい立位や歩行時の転倒を検出することとした。転倒検出アルゴリズムを検討するため、高齢者に加速度センサを装着し、日常行動中の加速度波形と疑似転倒時における加速度値を計測した。

###### 4.2.1 日常動作の計測

3 軸加速度センサを用い、日常行動中の加速度波形を計測した。被験者は健常成人 5 名(男性 4, 女性 1, 29.4±2.3 歳, 61.2±9.8 kg, 169.2±6.6 cm)を用いた。被験者には事前に実験の内容を説明し、同意を得て行った。加速度センサは被験者の腰部で臍の位置にベルトを用いて装着した。図 4.2 に装着図を示す。得られた加速度波形はデータロガ

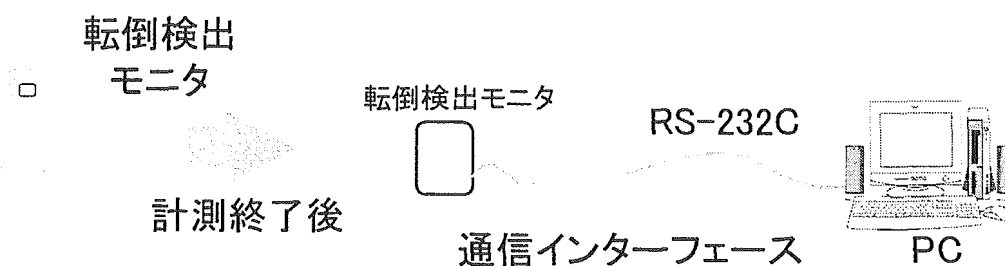


図4.1 システムの概念図

(DR-C2, Teac)を用い、サンプリング周波数 200 Hz、分解能 16 bit でメモリカードに保存した。計測終了後パーソナルコンピュータを用い解析を行った。日常行動は歩行、ランニング、デスクワーク、自動車の乗車の各行動を行った。

また、高齢外来患者 1 名(男性, 65 歳, 82 kg, 165 cm)を対象に、日常行動中の加速度波形の計測を行った。被験者には加速度計内蔵データログ<sup>33)</sup>(シヤープ(株))を用いた。被験者の腹部にロガーを装着し、のべ 180 時間の計測を行った。計測の際には事前に国立療養所中部病院倫理委員会の承認を得て、各被験者には書面にてインフォームドコンセントを行った。

#### 4.2.2 結果

図 4.3 に健常成人の日常行動中の加速度波形を示す。また表 4.1 に各行動中における最大加速度振幅を示す。

歩行中、ランニング中には周期的な加速度波形が発生していることがわかる。歩行中の衝撃加速度波形は  $10 \text{ m/s}^2$  から  $20 \text{ m/s}^2$  程度の加速度であったが、ランニング中の加速度は  $30$  から  $50 \text{ m/s}^2$  程度の加速度が発生している。また直流成分はほぼ  $5 \text{ m/s}^2$  程度の値であった。またデスクワーク中の体動はほとんどないため歩行時のような周期的な加速度は発生していない。40 s の時刻に衝撃加速度が発生しているが、椅子に座り直した場合加速度である。自動車乗車中には、細かい振動が発生している。10 s から 20 s に直流成分が変動しているが、車の発進や、加速、ブレーキによる減速によって加速度波形の直流成分が変化している

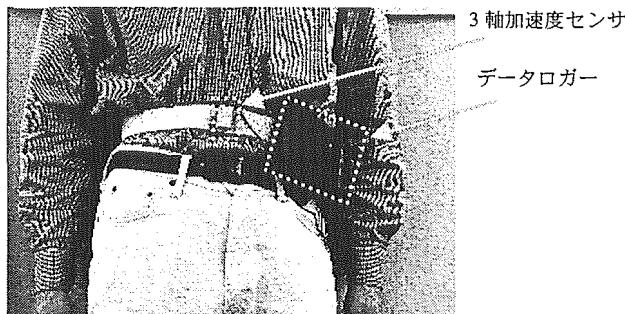


図 4.2 加速度センサの装着図

ことがわかる。高齢者の日常行動の計測においてはのべ 180 時間の計測中において 1 回の転倒が発生した。図 4.4 に転倒が発生した時刻の加速度波形を示す。転倒発生時刻に約  $25 \text{ m/s}^2$  の衝撃加速度が検出されている。また身体の傾きを示す上下方向の加速度波形は転倒後 1 秒後に約  $-10 \text{ m/s}^2$  に

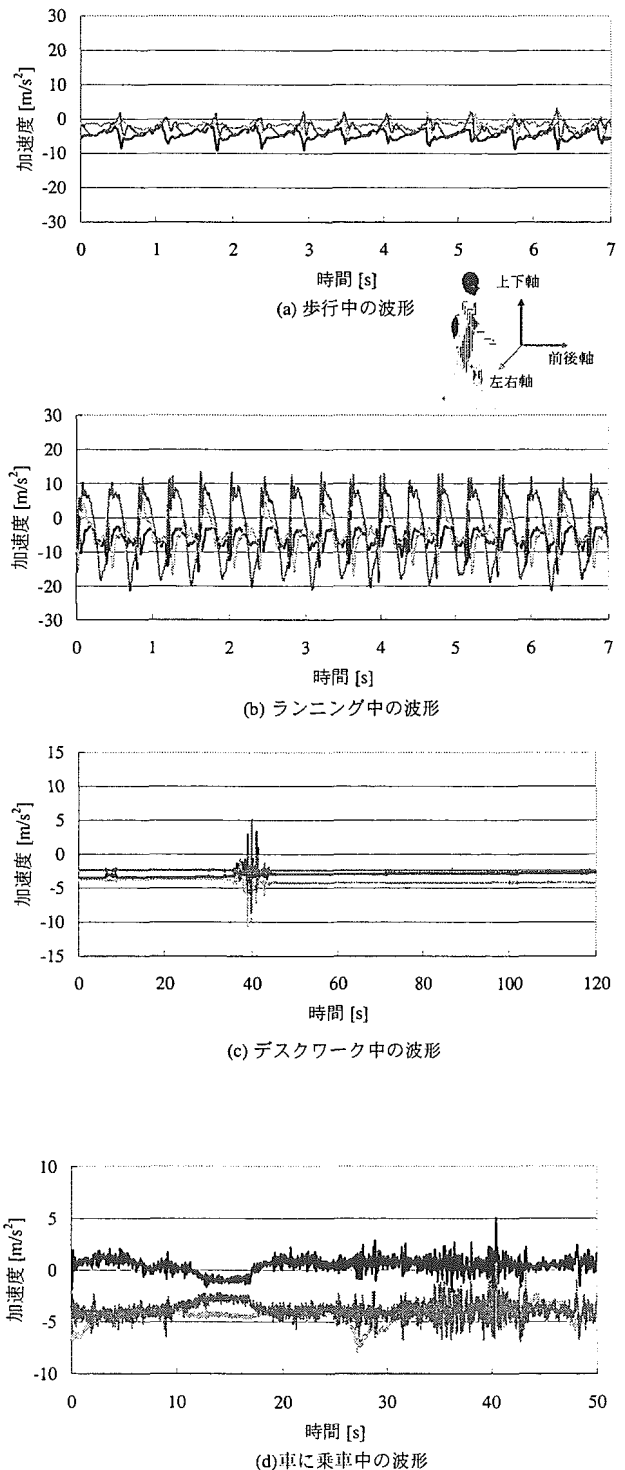


図 4.3 歩行中ランニング中の加速度波形

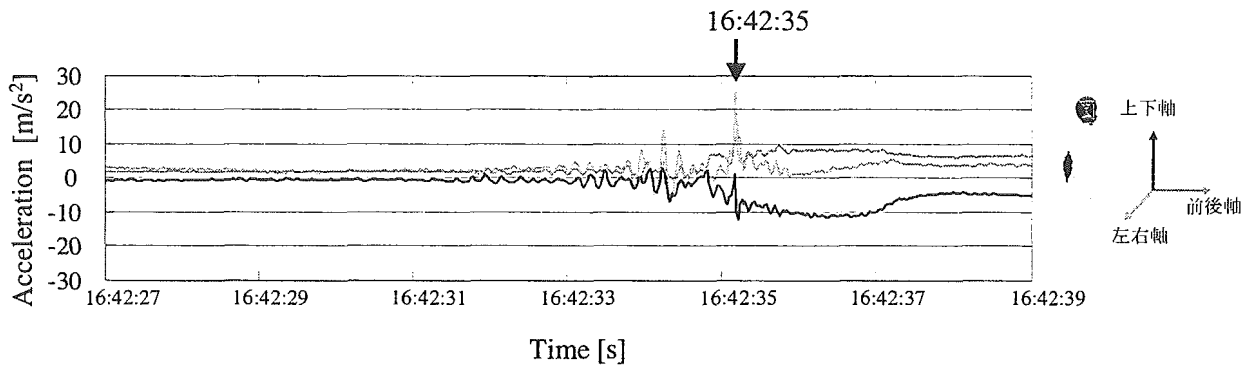


図 4.4 高齢者の転倒時の加速度波形

表 4.1 各行動中における最大加速度振幅

Subjects	Walking (m/s <sup>2</sup> )	Running (m/s <sup>2</sup> )	Deskwork (m/s <sup>2</sup> )	Ride a car (m/s <sup>2</sup> )
A	11.35	51.47	9.07	8.47
B	16.33	34.42	10.49	7.90
C	18.82	48.59	7.55	6.45
D	17.55	38.22	10.56	7.45
E	23.03	38.04	8.21	8.98
Average	17.41	42.15	9.18	7.85
Deviation	4.23	7.42	1.35	0.97

変化している。このことから、被験者が前方に転倒したことがわかる。

#### 4.2.3 転倒の計測

被験者を擬似的に転倒させ、その際の加速度波形を計測した。被験者は健康成人 5 名(男性 4 名, 女性 1 名, 29.4±2.3 歳, 61.2±9.8kg, 169.2±5.7cm)を用いた。被験者には事前に実験の内容を説明し、同意を得て行った。被験者には 5 m の歩行後、危険のないように、マットレス上に自ら倒れるように依頼した。加速度センサは被験者の腰部で臍の位置にベルトを用いて装着した。得られた加速度波形はデータロガー(DR-C2, Teac)を用い、サンプリング周波数 200 Hz、分解能 16 bit でメモリカードに保存した。計測終了後パーソナルコンピュータを用い解析を行った。

図 4.5 に疑似転倒を行った際の加速度波形を示す。図中の矢印が転倒の発生場所である。本計測では、歩行後に転倒しているため、歩行による周期的なピーク加速度が観測された後、転倒による衝撃加速度が生じていることがわかる。また直流成分より、姿勢変化による加速度の変化が記録されている。また転倒後は、直流成分が約 9.8 m/s<sup>2</sup>

付近で一定値となっていることがわかる。

以上の結果より、転倒時の加速度波形の特徴は以下のとおりである。

- ・転倒前の姿勢が立位である
- ・転倒時の衝撃加速度が加わる
- ・転倒後の上下軸の加速度が臥位の状態
- ・転倒時の身体の姿勢変化は 1 秒以内である。

#### 4.2.4 転倒検出アルゴリズムの検討

本章では得られた結果より転倒検出のアルゴリズムについて検討する。本研究では、骨折などにつながる危険な研究を検出することを目的とした。健康成人の転倒時の加速度波形より転倒時には、衝撃加速度と姿勢変化が同時に発生することがわかった。日常行動における加速度の計測結果と、疑似転倒の計測の結果、衝撃加速度は転倒のみでなく、歩行中やランニング中にも発生する。しかし、歩行中やランニング中の姿勢は立位状態なので、直流成分はほぼ 0 m/s<sup>2</sup>となる。そのため転倒とは区別可能である。また、睡眠中や横になっている場合は加速度波形の直流成分は 9.8 m/s<sup>2</sup>付近になる。しかし、転倒時に発生する衝撃加速度が発生しない。このことから転倒とは区別可能

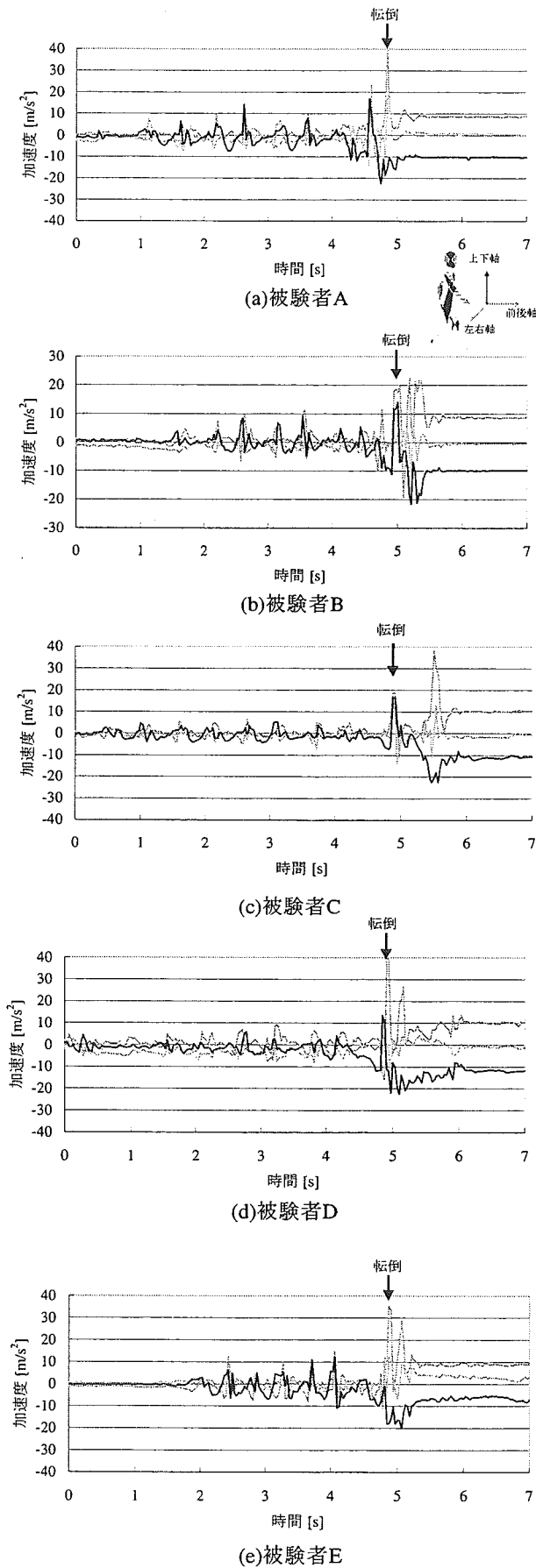


図 4.5 擬似転倒時の加速度波形

であると考えられる。また、高齢者における日常行動中の計測からも、転倒時以外に衝撃加速度が発生しているが、同時に立位から臥位の姿勢変化がみられないことがわかった。このことより、衝撃加速度と立位から臥位への姿勢変化をみることで転倒を検出可能であると考えられる。図 4.6 に転倒検出のフローチャートを示す。転倒を検出するために、まず衝撃加速度の発生を監視し、閾値以上の加速度値が発生した場合に、衝撃発生前後 1 秒間の平均加速度より姿勢の変化があるかを判断することとした。歩行やいすに座った場合などの体動による衝撃発生の際には、姿勢の変化は大きくないと考えられる。一方、転倒の際には立位から臥位に変化するため、姿勢の変化は大きくなる。実際の検出プログラムでは、閾値を自由に

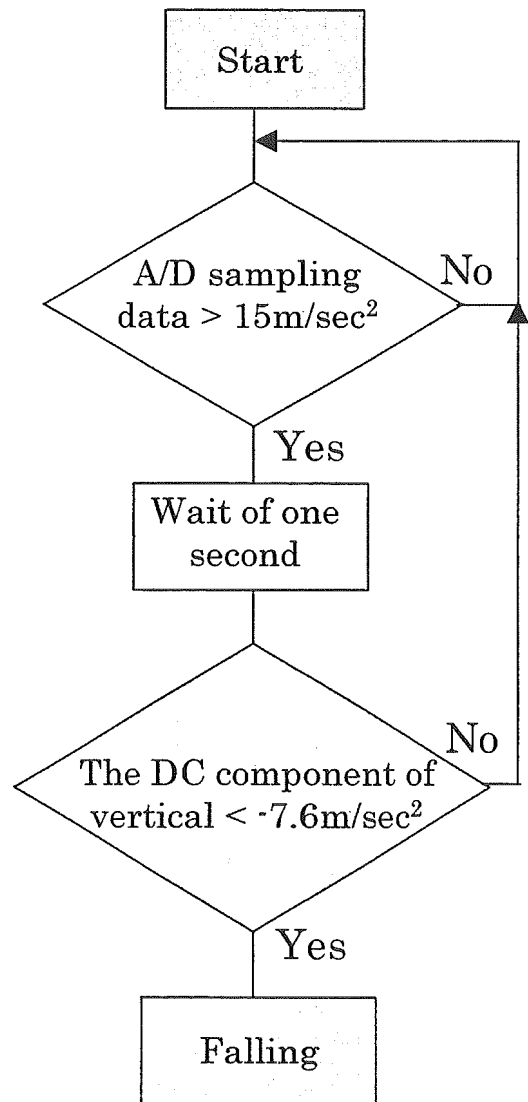


図 4.6 転倒検出のフローチャート

設定できるように設計を行った。このアルゴリズムを、転倒モニタの転倒検出アルゴリズムに実装した。

### 4.3 小型モニタの開発

開発した転倒記録モニタの外観を図 4.7 に示す。モニタの外形寸法は 55×40×25 mm、重量は 49 g である。高齢者に装着することを考慮し、負担を軽くするため可能な限り小型化した。電源にはアルカリ単 3 電池 1 本を用いる構成とした。モニタのブロック図を図 4.8 に示す。モニタは、転倒を検出すると転倒前後の加速度波形と転倒時刻を記録する仕様とした。転倒モニタは、センサ回路、トリガ回路、CPU、メモリ回路、タイマ回路、インターフェース回路、電源回路より構成されている。以下に各回路の概要を示す。センサ回路は 3 軸加速度センサ(3 軸加速度センサ, 曙ブレーキ)、差動増幅器(MAX4194, MAXIM)、ローパスフィルタ(OP296, アナログデバイセス)より構成されている。加速度センサから得られた加速度波形は 10mV 程度であるため、差動増幅器を用いて増幅する。その後 2 次のバターワースローパスフィルタ( $f_c=16\text{Hz}$ )を用いて高周波成分が除去される。ローパスフィルタを通過した加速度信号は CPU 内の A/D 変換器に入力される。また、3 軸加速度出力の、上下軸はトリガ回路に入力される。センサの駆動方法は定電圧と定電流の駆動方法があるが、モニタを小型化する必要があるため、複雑な駆動回路の必要がない定電圧駆動とした。駆動電圧は 5V とし、センサの内部抵抗と電流制限抵抗により、各軸あたりの駆動電流は約 0.5mA となるように設定した。トリガ回路はハイパスフィルタ( $f_c=1\text{Hz}$ )とコンパレータより構成されている。ハイパスフィルタは、加速度波形の上下軸成分から直流成分を除去する。コンパレータ(OP296, アナログデバイセス)では、体動で発生した加速度が  $2\text{m/s}^2$  以上になるとトリガ信号を発生する構造

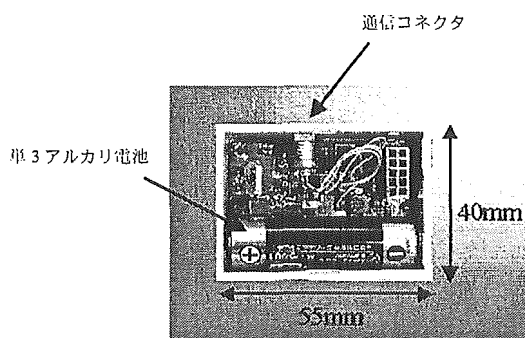


図 4.7 転倒モニタの外観

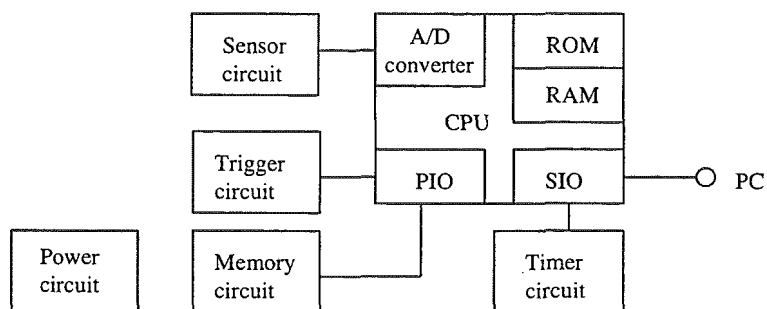


図 4.8 転倒モニタのブロック図

になっている。トリガ信号は CPU の割り込み端子に入力される。CPU ではトリガ信号により割り込み処理を行うことが可能である。この構成により後述する省電力の動作を行うことが可能である。CPU には、16 ビットマイコン(H8-3048, Hitachi)を使用した。CPU はメモリとして ROM を 128 kbyte、RAM を 4 kbyte 内蔵している。さらに CPU にはインターフェース回路としてシリアルポート(SIO)が標準で 2 チャンネル内蔵されている。これによりパーソナルコンピュータ等にデータが転送可能である。本研究では、1 チャンネルをパーソナルコンピュータへのデータ転送へ、もう 1 チャンネルは後述するタイマ回路との通信に用いた。さらに割り込み端子が内蔵されているため、外部信号により割り込み処理を行うことが可能である。このほかに 10bit 分解能の A/D 変換器も内蔵されており、センサ回路より入力された加速度波形を 32Hz のサンプリング周波数で A/D 変換した。A/D 変換されたデータは、現在時刻以前の 10 秒間のデータが保

存される。加速度波形は常に CPU の転倒検出アルゴリズムにより監視を行い、転倒を検出すると外部メモリ回路と通信を行いデータを保存する構成となっている。使用中に電池が消耗した場合にも、保存したデータが失われないように、外部メモリには容量 32Kbyte の EEPROM (24AA256, MICROCHIP) を用いた。EEPROM は電氣的に書き換えが可能な ROM で、最大  $10^5$  回以上の書き換えが可能である。また、データバックアップ用の電源が不要であるためモニタを小型化することが可能である。データ転送は、2 線式のシリアルインターフェースを用いる。これを用い命令を書き込むことにより保存データの書き込み、読み出しが可能である。本研究で使用した CPU には 2 つのシリアルポートが内蔵されているが、データ通信とタイマ回路の通信に使用しているため、パラレルポートを使用して制御する仕様とした。外部メモリは、約 1934byte ほどの 16 のエリアと残り 1056byte の計 17 エリアに分割し、1 つのエリアに 1 回分の転倒データを保存する構成とした。先頭番地から 16 番目のエリアまでは、16 回分の転倒データを保存する。最後の 17 番目のエリアは、保存データのポインタや動作モードの保存に用いている。これにより、電池が消耗し電池を入れ替えても、電池が切れる前の動作モードに復帰することが可能である。タイマ回路は、専用 IC(RTC-4553, EPSON) とシリアルインターフェースより構成されている。タイマ IC は内部に発信器とカレンダーテーブルを内蔵し、時刻と年月日の管理が CPU とは独立して可能である。タイマ回路はシリアルインターフェースを用いて初期設定と時刻データの転送を行う。またタイマ IC を通信可能にするための端子は CPU のポートに接続し制御を行った。時刻の設定は、電源投入後にモニタを通信モードにして行う。モニタの CPU はパーソナルコンピュータより転送される時刻データを、シリアルインターフェースを介してタイマ IC に転送する。計測中は自動で時刻を計数し、CPU から時刻の読み出し命令が発生

した場合に時刻データを出力する構成となっている。モニタの初期設定やデータの保存はパーソナルコンピュータを介して行う。パーソナルコンピュータの通信ポートは RS-232C インターフェースを用いた。RS-232C インターフェースは入出力の電圧範囲が最大  $\pm 12$  V に規定されているため、直接 CPU に接続できない。本研究ではレベル変換を行うレベルコンバータ IC(MAX202E, MAXIM)を用いた。モニタの小型化と消費電力の低減のためレベルコンバータは外部接続する方法を採用した。図 4.9 に外部インターフェースの外観図を示す。通信は、モニタを通信モードに設定することにより行うことが可能である。モニタ本体のコネクタに外部インターフェースのモニタ用コネクタを挿入することにより自動的に通信モードに移行する。初期設定、保存データの読み出しは専用のソフトを用い自動で行うことが可能である。また、市販のターミナルソフトを用い、コマンドをキーボードから入力することにより制御可能である。

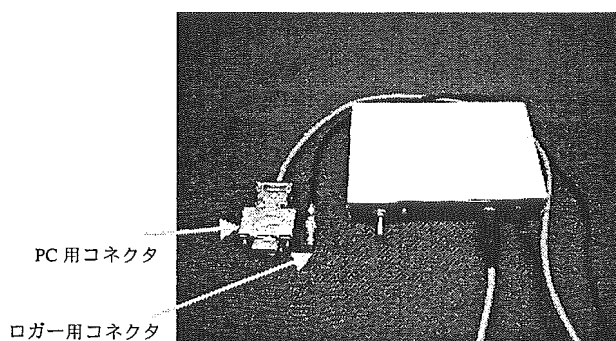


図 4.9 通信インターフェースの外観

#### 4.4 省電力化

本モニタでは消費電力を減少させるため、アナログ回路とデジタル回路を省電力化の設計とした。また、ソフトウェアにおいても消費電力を減少させる設計とした。

デジタル回路および、アナログ回路において、電力を消費する部品は CPU と加速度センサである。通常 CPU は 60 mA、加速度



センサは1軸あたり1~2 mA程度の駆動電流を必要とする。本研究では3軸加速度計を用いたため、3軸の合計で3~6 mA程度の電流が必要である。転倒の解析を行う際、転倒時の加速度波形のみでなく、転倒前の加速度波形を計測し、歩行状態などを把握する必要がある。このためには、常時加速度波形をA/D変換し、転倒を検出した際に転倒前後の波形を保存する構成が考えられる。しかしこの方法は常にCPUと加速度センサを駆動する必要があるため、電池寿命が減少する。一般に転倒は、歩行中や姿勢変化時など、身体の重心変化時にバランスを崩し発生すると考えられる。従来から行われている転倒のアンケート調査では転倒時に行っていた動作として、歩行中がもっとも多く半数以上を占めるとの報告がされている。そのため、転倒発生の可能性がほとんどない睡眠中や、安静時はCPUやセンサの動作を停止して消費電力を減少させる構成とした。本研究では、1分以上の体動が発生しない場合CPUをスリープモードに設定した。また加速度センサの前後軸、左右軸の駆動電流は電界効果トランジスタを用いON,OFF可能とした。一方、加速度の上下軸は常に駆動状態になっており、トリガ回路に入力される。前述したようにトリガ回路では体動などで加速度が $2 \text{ m/s}^2$ 以上になるとトリガ信号が発生する。トリガ信号はCPUの割り込み端子に入力され、割り込み処理により、通常の動作に移行し、加速度のA/D変換を行う仕様とした。さらに、CPUのクロック周波数を標準の16 MHzから1 MHzに変更することにより省電力化を行った。CPUの消費電流はクロック周波に比例するため、消費電流は4 mAに減少した。上述した省電力化により、転倒モニタは、睡眠中や安静時の場合は2 mA、歩行中や体動を伴う動作の場合は7 mAの消費電力となった。

図 4.10 にモニタの動作のフローチャートを示す。モニタは電源投入後、パラレルポート、シリ

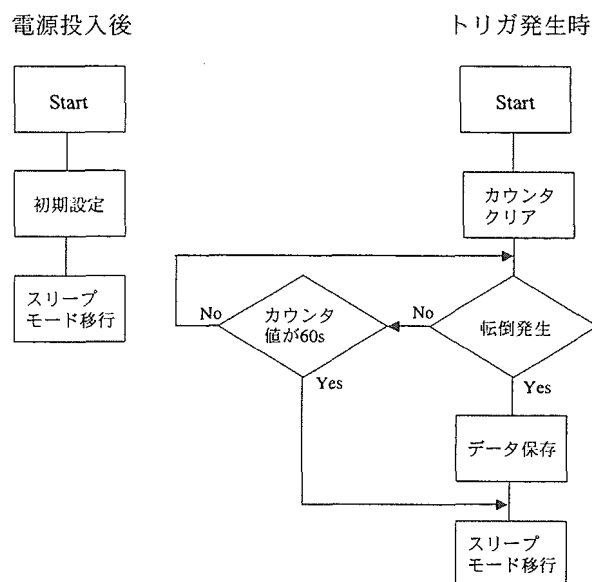


図 4.10 モニタの動作フローチャート

アルポート、A/D変換器、等の初期設定を行い、スリープモードに移行するようにプログラミングされている。歩行などの体動によるトリガ信号が割り込み端子に入力されるとCPUはスリープモードから通常の動作に移行し転倒の発生を監視する。モニタが転倒を検出すると、転倒前8s間と転倒後2s間の加速度値を保存し、さらに転倒の時刻を保存する。また、転倒から復帰した場合に、時刻を記録し保存する。転倒は最大で15点保存可能である。プログラム内では常にタイマの加算を行っており、加算が60sに達するとスリープモードに移行する。被検者の体動が発生する場合は、トリガ信号によりタイマがクリアされるため、転倒の監視が可能である。一方、睡眠中や休憩中にはトリガ信号が発生しないため、タイマがクリアされず、60s後にスリープモードに移行する。

## 5. システムの評価

### 5.1 健康成人を対象としたシステムの評価

#### 5.1.1 評価方法

健康被験者5名(男性4名、女性1名、 $29.4 \pm 2.3$ 歳、 $61.2 \pm 9.8$  kg、 $169.2 \pm 5.7$  cm)に対してモニタを装着させ、日常行動中における誤動作の有無を調査した。各被験者には実験内容を十分に説明し同意を得て行った。モニタは被験者に専用のベルト

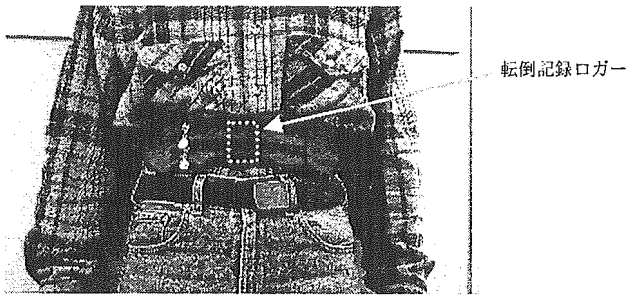


図 5.1 転倒モニタの装着図

を用いて装着させた。被験者には、入浴と着替え以外の日常行動中常に装着するように依頼し、同時に生活記録を記入して日常行動とモニタの反応について調査した。生活記録は専用の調査票を用い、歩行、デスクワーク、入浴、着替えなどの生活記録を被験者自身が記録するように依頼した。調査は、連続 7 日間行った。モニタは図 5.1 に示すように、専用のウエストベルトを製作し、ベルト中央にモニタを入れて被験者の腹部に装着した。また転倒の検出精度を検討するため、健康成人を用い疑似転倒の実験を行った。計測は健康成人 5 名(男性 4 名, 女性 1 名,  $29.4 \pm 2.3$  歳,  $61.2 \pm 9.8$  kg,  $169.2 \pm 5.7$  cm)を用い同意を得て行った。骨折などの外傷を避けるため、転倒時にはマットレス上に転倒するように依頼した。各被験者には 3 回の転倒を行い、モニタに記録された記録データと比較した。モニタは日常行動の際と同様に、専用のウエストベルトを用い被験者の腹部に装着した。

### 5.1.2 結果

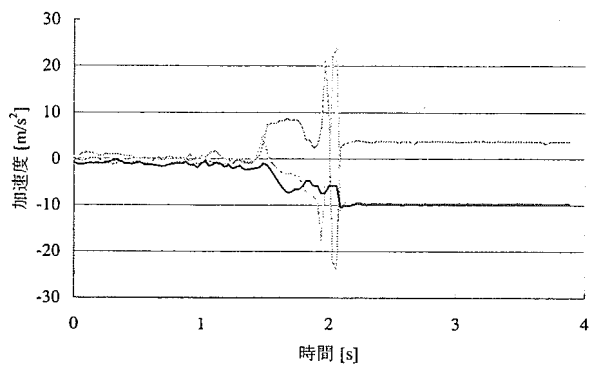
日常行動中の実験においては、全ての被験者において転倒は発生しなかった。一方、モニタは各被験者あたり 2 回～4 回、転倒として加速度値を保存した。各被験者において、モニタが記録した加速度波形を図 5.2 に示す。転倒モニタは、衝撃加速度と身体の傾き情報から転倒を判断しているため、睡眠中の寝返りなどのように身体が横になった状態で衝撃加速度が発生した場合、転倒と判断して波形を記録していた。

また被験者が疑似転倒を行った際のモニタの反応と衝撃加速度の最大値を表 5.1 に示す。転倒

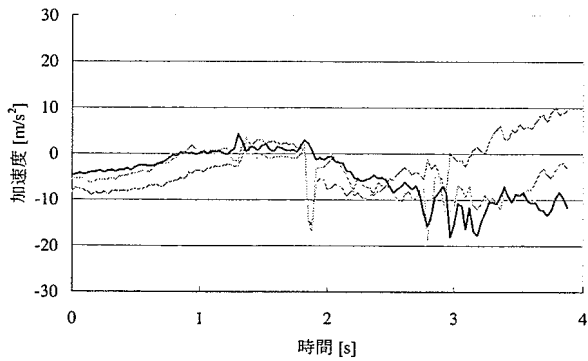
モニタは全ての被験者の疑似転倒において転倒波形を記録した。記録波形の例を図 5.3 に示す。被験者は前方に転倒するように依頼したため、前後方向の衝撃加速度は正の値を示している。また転倒後には前後方向の加速度値は約  $9.8 \text{ m/s}^2$  を示している。また左右方向の加速度値はほぼ  $0 \text{ m/s}^2$  を示していた。

### 5.1.3 考察

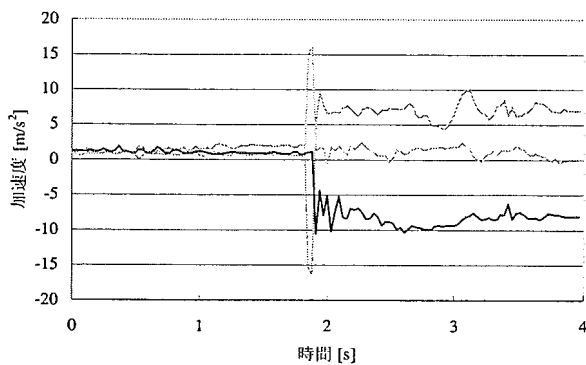
本研究では加速度計の上下方向の出力は立位の状態では  $0 \text{ m/s}^2$  を示すように設定したため、被験者が転倒や、睡眠などで、身体が傾斜した場合は - の値が出力される。図 5.2 (a) は日常行動中において被験者が立位から臥位に姿勢を変化させた場合の波形である。図より、記録開始直後から 1.5 秒まで、3 軸の加速度はほぼ  $0 \text{ m/s}^2$  である。これは被験者が立位または、姿勢が垂直になる状態で着座していることを示している。1.5 秒から 2 秒までは、姿勢変化による加速度変化が記録されている。また記録開始から 2 秒後には体動による衝撃加速度が発生している。その後、4 秒後までは、上下軸が約  $-9.8 \text{ m/s}^2$  の一定値になっており、身体が完全に横になっていることがわかる。また、左右軸も  $-9.8 \text{ m/s}^2$  以下を示しており、左側を床面に向けていることがわかる。(b) は自転車乗車中の波形である。記録開始後 2 秒後に乗車中の振動により転倒モニタが転倒と判断している。通常、歩行やランニングなどの衝撃加速度が加わった場合でも、身体が傾斜していなければ転倒と判断することはない。しかし自転車乗車中は被験者の姿勢が前屈みで、さらにハンドルを切った際には被験者の身体も傾斜するため転倒であると判断したと考えられる。(c)(d) はいずれも着替え中の波形である。(c) は記録開始から 2 秒まで立位または、姿勢が垂直になる状態で着座していることを示している。また衝撃加速度を記録した後、前後方向は  $9.8 \text{ m/s}^2$ 、左右方向は  $0 \text{ m/s}^2$ 、上下方向は  $-9.8 \text{ m/s}^2$  を示している。これはモニタが前方に倒れていることを示している。これより、着替えの際モニタ



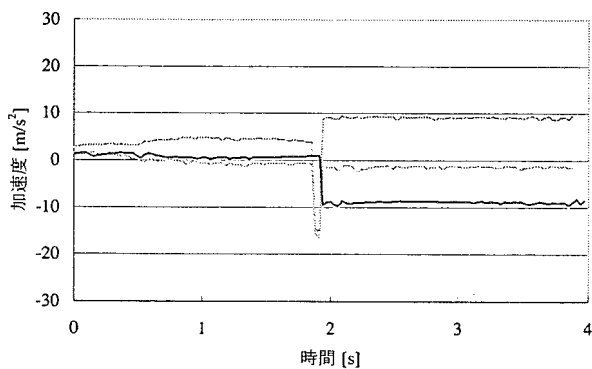
(a) 姿勢変化による波形



(b) 自転車乗車中の波形

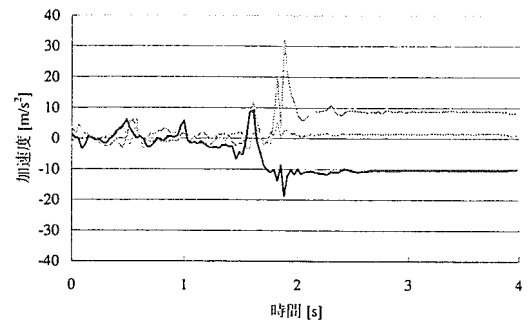


(c) 着替え中の波形

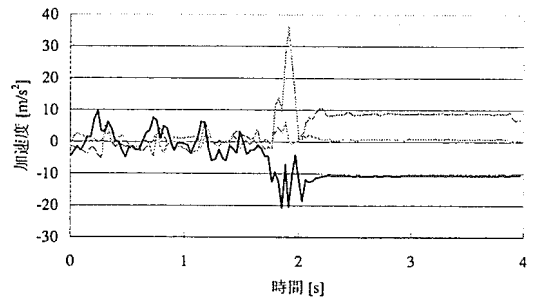


(d) 着替え中の波形

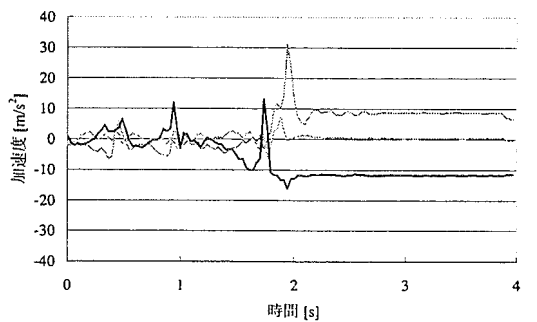
図 5.2 転倒以外でのモニタの反応



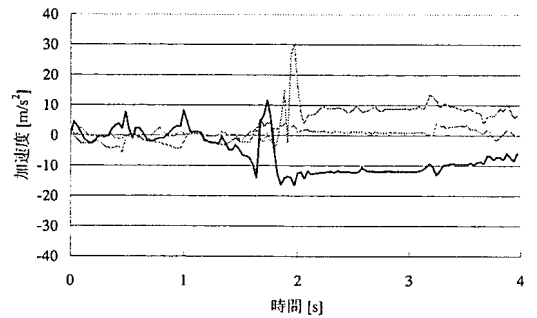
(a) 被験者A



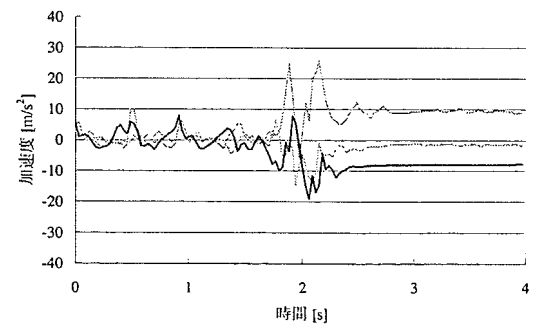
(b) 被験者B



(c) 被験者C



(d) 被験者D



(e) 被験者E

図 5.3 擬似転倒の記録波形

を床や机などの上に置いたため衝撃加速度を検出したと考えられる。(d)は加速度波形が体動による揺れを含んでいないことを考慮すると、机などにモニタを置いた際に、モニタが倒れ反応したと考えられる。記録開始から2秒までは左右軸の出力より、モニタが右方向に傾斜していることがわかる。また2秒後から4秒後までは前後軸の出力から前方に傾斜していることがわかる。これらのことからモニタが机などに側面を横に寝かせた状態から、何らかの外力により回転しモニタの前面が下になるように移動したと考えられる。転倒モニタは、衝撃加速度と姿勢変化により転倒を判断し加速度波形を記録する。今回健常者による日常行動中の計測結果より、着替えや自転車乗車中、また腰をかがめての作業などにおいてモニタが反応した。いずれの動作も、衝撃加速度と姿勢の

変化が生じる動作であるため、モニタが転倒と判断した。しかし、図4.5の転倒時の波形と比較することにより、転倒時の波形とは異なることがわかる。これらの動作の中で、モニタを取り外した場合の誤動作については、取り外しを検知する方法を検討することで防止することが可能であると考えられる。一方、自転車乗車中や腰をかがめての作業などは、転倒に比較して身体の傾斜する速度は遅くなると考えられる。このことより、日常行動中の加速度波形と、転倒時の加速度波形を検討することにより転倒と区別することが可能であると考えられる。

## 5.2 臨床評価

### 5.2.1 評価方法

本研究で開発したシステムを用い、高齢外来患者(男性, 65歳, 82 kg, 165 cm)を対象に評価を行った。評価の際には事前に国立療養所中部病院倫理委員会の承認を得て、被験者には書面にてインフォームドコンセントを得て行った。被験者はパーキンソン病治療のため、抗パーキンソン剤(マドパー100 mg, 日本ロッシュ)2錠を毎食後、経口投与

している。パーキンソン病は1918年、ジェームズ・パーキンソンにより初めて報告された症例で、脳内で分泌されるドーパミンが不足するために、脳の指令が伝わらなくなる疾患である。パーキンソン病患者は、手足がふるえる振戦や筋肉が固くなり動きが悪くなる筋固縮、動作が鈍くなる無動などの症状を有するため、転倒の危険性が高い。本評価で対象にした被験者は、頻繁に転倒をくり返す患者であるため、転倒の際に骨などの部位に接触することで危険がないように、専用のウエストベルトを用い、装置を被験者の腹部に装着する構成とした。高齢者にモニタを装着した外観を図5.4に示す。ウエストベルトはマジックテープにより、フリーサイズで使用が可能で、高齢者にも容易に装着が可能である。これにより、被験者の日常行動を妨げることなく転倒の記録が可能である。被験者には、入浴と就寝以外の日常行動中にモニタを装着するように依頼した。被験者にはモニタの装着とともに転倒の聞き取り調査を行い記録データとの比較を行った。計測はのべ1ヶ月間行った。計測終了後、モニタのデータは通信インターフェースを介し、PCに転送した。



図 5.4 高齢者の装着図

### 5.2.2 結果

計測中に22回の転倒が発生し、そのうち19回の転倒を記録した。また転倒以外の体動などによりモニタが転倒と記録した場合が6例あった。モニタが転倒を検出した例を図5.5に示す。矢印の

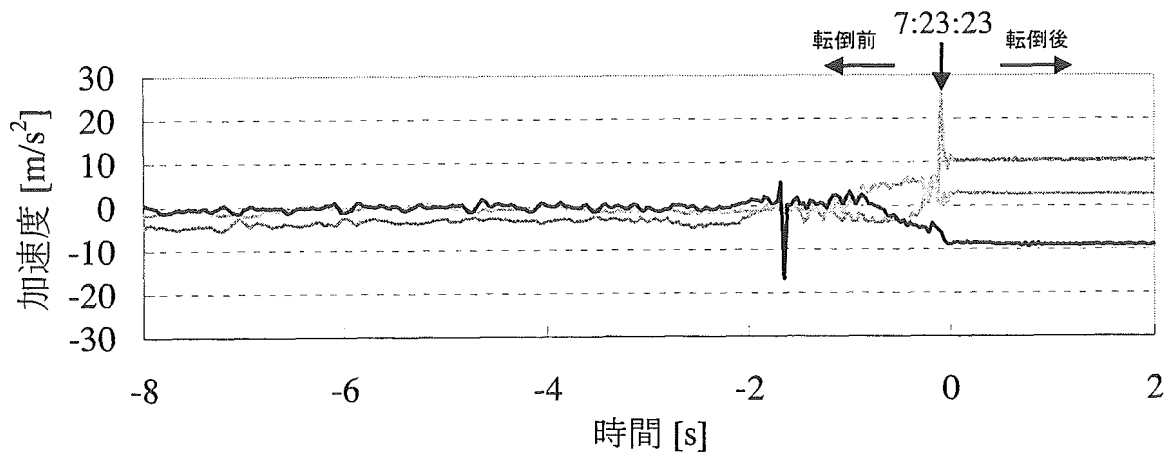


図 5.5 高齢者の転倒時の加速度波形

点が転倒の際の衝撃加速度で、前後方向に  $25 \text{ m/s}^2$  の衝撃加速度が発生している。またモニタの記録より午前7時23分23秒に転倒したことがわかる。

### 5.2.3 考察

次に本システムの転倒検出の誤差について検討する。表5.1に転倒回数と転倒モニタの記録回数をまとめた物を示す。転倒でない衝撃を転倒として検出した割合は、25回中6回であった。また実際の転倒を検出できなかった例は3回であった。転倒を検出できなかった例は、いずれも転倒の際に手をついたとの申告があった。このことより、衝撃加速度が弱められ  $15 \text{ m/s}^2$  以下であったために転倒を記録しなかったと考えられる。本研究では、モニタを小型軽量にするため、大容量のメモリを実装せず、CPU内で危険性の高い転倒のみを判断し、波形を保存する方法を採用することで、小容量のメモリを用いることが可能となった。下記に現在の転倒検出アルゴリズムで検出が困難な転倒の状況を示す。

- ・ 衝撃加速度が  $15 \text{ m/s}^2$  以下の転倒
- ・ 姿勢変化の少ない転倒（ベッドからのずり落ちなど）

今後さらに転倒検出のアルゴリズムを検討することにより、現在の転倒検出アルゴリズムで検出が困難な転倒の検出を可能とする。

通常、転倒は頻回には発生しない。従来の聞き取りによる調査<sup>5)8)</sup>によると、高齢者が1年間のう

表 5.1 転倒回数と転倒モニタの記録回数

転倒モニタの反応	転倒の有無		合計
	転倒あり	転倒なし	
転倒検出有	19	6	25
転倒検出無	3	0	3
合計	22	6	

ち1回以上の転倒を経験する割合は20～30%であると報告されている。このことから一般の高齢者を対象とした場合、システムの評価が困難である。また、従来の聞き取りによる調査は、一定期間内における転倒の有無を調査しているため、転倒回数を調査した研究はほとんど行われていない。本研究では、頻回に転倒をくり返すパーキンソン患者を対象としたため、1名ではあるが多くの転倒から、システムの評価が可能であった。

本システムを用いることにより、転倒の時刻が正確に記録できることから、被験者の日常行動の傾向を把握することで転倒場所の推定も可能であると考えられる。評価実験の対象とした被験者は、日中の午後はほとんど外出をしない患者であった。また夜はおおむね9時から10時に就寝し、6時30分頃に起床していた。図5.6に転倒回数と時刻の関係を示す。就寝から起床までは被験者がモニタを取り外していたため記録はない。転倒は11時台に頻回に発生していることがわかる。また12時から20時には転倒がほとんど発生していないことがわかる。転倒の集中する11時台は、被験者の服用している抗パーキンソン剤の効果が

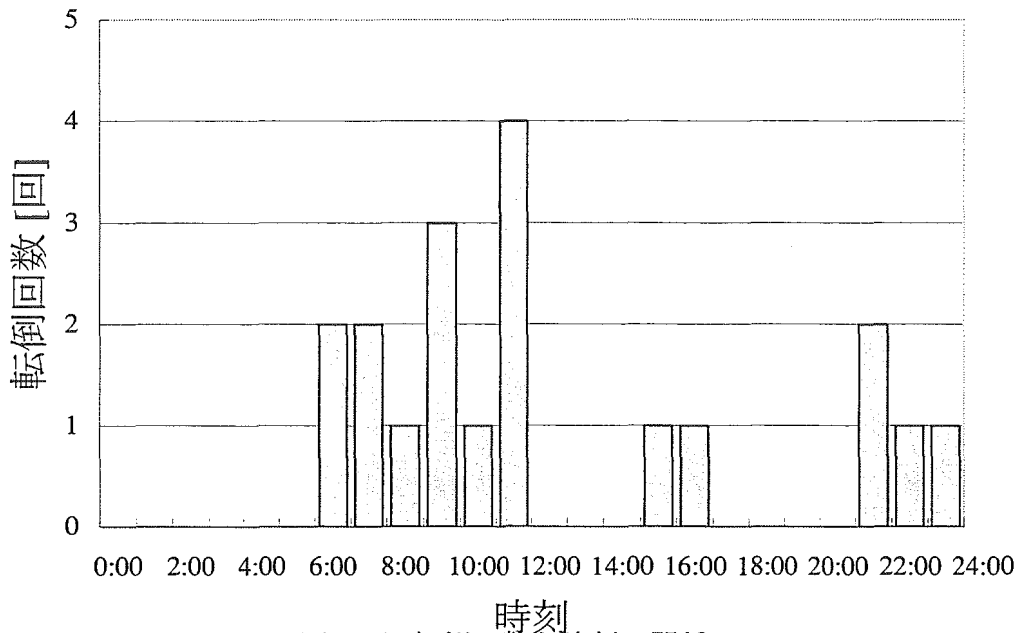


図 5.6 に転倒回数と時刻の関係

切れる時間帯と一致する。抗パーキンソン剤は、パーキンソン病患者の治療に用いられ、脳内のドーパミンを補充することで、パーキンソン病の症状改善を行う。パーキンソン病は脳内のドーパミンの分泌が不足するため、身体の自由が利かなくなる、このため薬剤の効果が切れることで転倒の発生も多くなったと考えられる。午前中は被験者が通院のため外出が多く、相対的に転倒が頻繁に発生していると考えられるが、本来は朝食後に服用した薬剤の効果により転倒の危険は少なくなるはずである。このことから、評価に用いた被験者に対して薬剤の効果が現れていない可能性も考えられる。本研究の対象とした被験者は実験開始時から薬剤を服用していたため、服用開始前との効果を比較することは困難であるが、服用開始前後において本装置を装着することで、薬剤による効果を定量的に評価可能である。転倒の発生が少ない12時から20時台は被験者が横になってテレビ等を見ているため立位の状態が少ないと考えられる。従来の転倒時刻を検討した研究<sup>34)</sup>では、転倒時刻を深夜・早朝(0時～6時)、午前(6時～12時)、午後(12時～18時)、夜(18時～24時)にわけ

て時刻を詳細に検討した研究はほとんどない。また聞き取りによる調査では、被験者の記憶に頼るため詳細な転倒時刻を検討することは困難である。開発したシステムを用いることにより、転倒の時刻から、転倒の要因を詳細に検討可能であることが示された。

被験者に対して行った聞き取りにより、図5.5の転倒の際にすくみ足で歩行できず立位状態から転倒したと申告があった。図5.5の転倒時の波形より、転倒前には歩行による規則的な加速度変化が発生していない。このことより被験者が転倒したのは歩行中でないことがわかる。さらに転倒2秒前の上下軸のみに衝撃加速度が生じている。立位状態において上下方向のみに衝撃加速度が発生することは被験者が跳躍した場合など以外はほとんどないと考えられるが、上記以外の原因としては、被験者が転倒の前に膝をついてから転倒した場合が考えられる。また、転倒後0秒から2秒までの波形より、被験者が前方に転倒したことがわかる。以上のことから、加速度波形を解析することによって転倒時の状況を詳細に把握可能であることが明らかとなった。

### 5.2.3 まとめ

本章では開発したシステムの評価を行った。まず、転倒検出のアルゴリズムを検討するために、健常成人男性と高齢者を対象に実験を行った。健常成人の転倒時の加速度波形より転倒時には、衝撃加速度と姿勢変化が同時に発生することが明らかとなった。このことより、衝撃加速度の発生を監視し、閾値以上の加速度値が発生した場合に、衝撃発生前後1秒間の平均加速度より姿勢の変化があるかを判断し、転倒を検出した。次に転倒アルゴリズムを開発したシステムに実装し、システムの評価を行った。評価は健常成人を用い、日常行動中のモニタの動作と、疑似転倒時の計測を行った。日常行動中の計測では、転倒以外でも衝撃加速度と姿勢変化が同時に発生する場合は、転倒と判断することが明らかになった。また、擬似的に転倒をさせた場合の実験より、すべての転倒を記録可能であった。さらに高齢者を対象とした臨床評価を行った結果では、計測中に22回の転倒が発生し、そのうち19回の転倒を記録した。3回の転倒で波形を記録しなかった原因として、転倒時の衝撃力が弱かったことと、転倒時の姿勢変化が少なかった可能性がある。今後、小型で大容量のメモリが実装できれば、衝撃加速度のみの判定で、転倒の可能性のある波形をすべて記録することも考えられる。また、さらに多くのデータを収集することによって転倒の検出精度を向上させる検討を行う。転倒を記録した際の加速度波形より転倒時の状況を詳細に把握可能であった。また、詳細な転倒時刻から被験者の投葉の影響を把握することも可能であった。このことより、本研究で開発した転倒記録システムを用いることにより、転倒を詳細に解析可能であることが示された。

### 結論

本研究において加速度測定により、1) 歩行形態の識別、2) 高齢者の歩行の特徴抽出、3) 高齢者疾病患者の歩行形態の特徴抽出が可能となった。1) においては時間周波数解析の1つで

あるウェーブレット変換により、平地、階段昇降の歩行形態の識別が可能となった。2) では加速度波形の時間軸解析で、高齢健常者の特徴抽出が可能となった。高齢群の歩幅は減少し、ステップ周期の変動係数は大きくなり、1歩ごとの加速度パターンの類似度は低くなった。これらの結果は、歩行運動の再現性が、加齢により低下していることを示しており、簡単な装置でビデオ撮影を用いた従来の結果と同様の結果を得ることができた。また、3) では、歩行運動の滑らかさをウェーブレット-フラクタル解析法により定量的に評価した。パーキンソン病群の前後方向加速度信号のフラクタル次元は、健常群のものに比べ有意に高い値を示した。つまり、歩行時の身体運動が複雑であり円滑でないことを示している。4) では高齢者にとって寝たきりの原因となる転倒を記録し、転倒防止の解析を行う目的で、加速度センサを用い転倒時の衝撃力、時刻、方向、転倒前の歩行状態や身体のバランスを解析する支援システムの開発を行った。本研究で開発したシステムを用いることで、従来の手法では不可能であった転倒時の状況は無拘束で記録可能となり、さらに、得られた加速度波形より転倒の状況や危険度の判定が可能となった。本システムを用いることにより転倒の発生機序を解明し、転倒防止を行うことが可能であり、転倒防止の研究が飛躍的に発展することが期待できる。

### 参考文献

- 1) 厚生省大臣官房統計情報部:平成7年度国民生活基礎調査, 厚生統計協会, 1997
- 2) 長谷川浩子:横浜市における寝たきり患者初回訪問状況と事例紹介, 保健婦雑誌, 42, 912-921, 1986
- 3) 多田羅浩三, 他:在宅寝たきり患者の疾病, 診療, 介護の特性に関する研究, 日本公衛誌, 34, 605-614, 1987
- 4) 山崎京子:寝たきり老人および家族の実態と在

- 
- 宅ケアの可能性, 保健婦雑誌, 44, 804-813, 1987
- 5) 安村誠司, 他:地域における最終臥床期間に関する調査研究, 日本公衛誌, 37, 851-860, 1990
- 6) Murphy J, Isaacs B: The post-fall syndrome: A study of 36 elderly patients, *Gerontology*, 28, 265-270, 1982
- 7) 眞野行生, 中根理江:高齢者の歩行障害と転倒の要因, *Journal of Clinical Rehabilitation*, 7, 243-247
- 8) 鈴木みずえ, ほか:高齢者の転倒に関する調査研究-主として生活環境・生活習慣との関連について-, *保健の科学*, 35, 287-290, 1993
- 9) Tideiksaar R: *Falling in old age: Its prevention and treatment*, Springer, 1989
- 10) Gibson M: Falls in later life: Improving the health of older people, World Health organization, 296-315, 1990
- 11) 江藤真紀, 久保田新: 在宅健常高齢者の転倒に影響する身体的要因と心理的要因, *日本看護研究学会雑誌*, 23, 43-58, 2000
- 12) Connell BR, et al: Environmental and behavioral circumstances associated with falls at home among healthy elderly individuals, *Arch Phys Med Rehabil*, 78, 179-186, 1997
- 13) Yasumura S, et al: Rate of falls and the correlates among elderly people living in an urban community in Japan, *Age and Aging*, 23, 323-327, 1994
- 14) Niino N, et al: Frequencies and circumstances of falls in the National Institute for Longevity Sciences, Longitudinal study of Aging (NILS-LSA), *Journal of Epidemiology*, 10, S90-S94, 2000
- 15) 品地智子: 術後患者の事例: 事故報告書からの分析, *月刊ナーシング*, 21, 24-26, 2001
- 16) M. Akay, "Wavelet applications in medicine," *IEEE Spectrum*, May, 50-56, 1997
- 17) M. Makikawa, K. Imai, T. Shindoi, K. Tanooka, H. Iizumi and H. Mitani, "Microprocessor-based memory device for ambulatory heart rate and physical activity recording," *Methods Inf. Med.*, 33, 94-96, 1994
- 18) 牧川方昭, "日常行動のモニタリング", *医用電子と生体工学*, 10, 245-253, 1996
- 19) P. H. Veltink, H. B. J. Bussmann, W. de Vries, W. L. J. Martens and R. C. V. Lummel, "Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers," *IEEE Trns. Rehabilitation Eng.*, 4, 375-385, 1996
- 20) J. Fahrenberg, F. Foerster, M. Smeja and W. Muller, "Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings," *Psychophysiology*, 34, 607-612, 1997
- 21) 山下忠, 谷口隆雄, 久門正人, 栗栖与文, "歩行過渡期の特性解析", *バイオメカニズム*, 5, 152-158, 1980
- 22) 山崎信寿, 土屋和夫監修, "臨床歩行入門", 医歯薬出版株式会社, 1989
- 23) 江原義弘, 窪田俊夫, 土屋辰夫, 野崎利也, 山本澄子, "下肢装具のバイオメカニクス", 医歯薬出版株式会社, 1997
- 24) 徳田哲男, "老人の歩行", *人間工学*, 13, 209-222, 1982
- 25) 徳田哲男, "歩行(基礎から臨床まで) 3. 高齢者の歩行", *理・作・療法*, 20, 347-352, 1986
- 26) 増田允, 江橋博, "中高年齢者の歩行姿勢について", *体力研究*, 21, 28-36, 1971
- 27) C. V. Bouten, K. R. Westerterp, M. Verduin and J. D. Janssen, "Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer," *Med. Sci. Sports Exerc.*, 26, 1516-1523, 1994
- 28) M. E. Morris, R. Ianseck, T. A. Matyas, J. J. Summers, "Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.*, 57, 1532-1534, 1994



- 
- 29) S. Brunnstrom, "Movement Therapy in Hemiplegia, Harper & Row Publications," New York, 1970
- 30) W. G. Wornell and A. V. Oppenheim, "Estimation of fractal signals from noisy measurement using wavelets," IEEE Trans. Signal Processing, 40, 611-623, 1992
- 31) P. Flandrin, "On the spectrum of fractional Brownian motions," IEEE Trans. Inform. Theory, 35, 197-199, 1989
- 32) 松永高志, "パーキンソン病および類似疾患の疾患総論", 理学療法, 12, 329-335, 1995
- 33) 小河毅, 大場紀子, 和辻徹: 小型データロガーの開発, 第40回日本ME学会論文集, 39, 337, 2001
- 34) 新野直明, 安村誠司, 芳賀博, 上野春代, 大島美栄子, 樋口洋子: 農村部在宅高齢者を対象とした転倒調査-季節別にみた転倒者の割合と転倒発生状況-, 日本公衆衛生雑誌, 42, 975-981, 1995

## 研究発表

### 1. 論文発表

- 1) 田村俊世, 高齢者の歩行支援機器, Geriatric Medicine<老年医学>, 37(6), 877-881, 1999
- 2) Lu L, Tamura T and Togawa T, Detection of body movements during sleep by monitoring of bed temperature, Physiol. Meas., 20, 137-148, 1999
- 3) 田村俊世, 小川充洋, 戸川達男, 在宅健康管理モニターの開発と運用, 臨床モニター, 10(1), 24-31, 1999
- 4) 田村俊世, センサー - この1年の進歩, 人工臓器, 28(5), 669-670, 1999
- 5) 田村俊世, 行動・運動機能の在宅モニター技術, BME, 14(2), 18-23, 2000
- 6) 田村俊世, 2章 エネルギー代謝の測定機器, 今なぜエネルギー代謝か, 53-82, 第一出版, 2000
- 7) 田村俊世, 行動のモニタリングシステム, 高齢者を知る辞典 気づいてわかるケアの根拠, 厚生科学研究所, 354-356, 2000
- 8) 田村俊世, 福祉機器とセンサ技術, 医器学, 70(7), 328-332, 2000
- 9) Kuno H, Nambu M, Yoshimura T, Ando T, Saito I, Nakajima K and Tamura T, A practical application of pressure-sensitive film for preventing pressure sores, Proc. of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, CD-ROM 4751-4263, 2000
- 10) Tamura T, Yoshimura T, Horiuchi F, Higashi Y and Fujimoto T, An Ambulatory Fall Monitor for the Elderly, Proc. of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, CD-ROM 5289-311, 2000
- 11) Sekine M, Tamura T, Fujimoto T, Fukui Y, Classification of Walking Pattern using Acceleration Waveform in Elderly People, Proc. of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, CD-ROM 4756-93408, 2000
- 12) Sekine M, Abe Y, Sekimoto M, Higashi Y, Fujimoto T, Tamura T and Fukui Y, Assessment of Gait Parameter in Hemiplegic Patients by Accelerometry, Proc. of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, CD-ROM 4679-2892, 2000
- 13) 関根正樹, 阿部芳幸, 関本満義, 藤元登四郎, 田村俊世, 福井康裕, 腓骨頭部加速度波形を用いた片麻痺患者の歩行評価の定量化に関する検討, 電学論 C, 120(8/9), 1110-1117, 2000
- 14) Sekine M, Tamura T, Akay M, Togawa T and Fukui Y, Analysis of Acceleration Signals using Wavelet Transform, Method. Inform. Med, 39, 183-185, 2000
- 15) Sekine M, Tamura T, Togawa T and Fukui Y, Classification of waist-acceleration signals in a

- continuous walking record, Med. Eng. Phys., 22, 285-291, 2000
- 16) Tamura T, Kadoya R, Fukunaga S, Horiuchi F, Sekine M, Higashi Y and Fujimoto T, Prediction of falls during walking by accelerometry, Proc. of IEEE-EMBS Asia-Pacific Conference on Biomedical Engineering, 565-566, 2000
- 17) Sekine M, Tamura T, Fujimoto T, Akay M and Fukui Y, Evaluation of walking pattern using acceleration signal, Proc. of IEEE-EMBS Asia-Pacific Conference on Biomedical Engineering, 161-162, 2000
- 18) 吉村拓巳, 堀内郁孝, 東祐二, 中島一樹, 藤元登四郎, 千原國宏, 田村俊世, 加速度センサを用いた高齢者転倒モニタの開発, 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集, 95-98, 2000
- 19) 久野弘明, 南部雅幸, 吉村拓巳, 一関紀子, 安藤高子, 鈴木恵美子, 中島一樹, 田村俊世, 圧力感知フィルムによる車椅子使用時の体圧集中の評価, 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集, 241-244, 2000
- 20) 一関紀子, 久野弘明, 吉村拓巳, 後藤純規, 田村俊世, 高齢患者の運動療法評価システム, 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集, 107-110, 2000
- 21) 関根正樹, 関本満義, 藤元登四郎, 田村俊世, 福井康裕, 加速度センサを用いた脳卒中方麻酔患者の歩行評価法の検討, 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集, 127-130, 2000
- 22) 久野弘明, 吉村拓巳, 後藤純規, 田村俊世, 筋電図を用いた新しい運動評価システムの開発, 電学論 C, 120-C(12), 1840-1845, 2000
- 23) 吉村拓巳, 堀内郁孝, 東祐二, 中島一樹, 藤元登四郎, 千原國宏, 田村俊世, 老人転倒モニタの開発とその評価, 電学論 C, 120-C(12), 1846-1853, 2000
- 24) 中島一樹, 南部雅幸, 田村俊世, 特集:新しい生命系と工学系との融合 高齢者のための機器開発, BME, 15(1), 21-25, 2001
- 25) 杉山みち子, 三橋扶佐子, 細谷憲政, 加藤昌彦, 森脇久隆, 家森幸男, 空閑佐智子, 井川正治, 坂牧美歌子, 田村俊世, 一関紀子, 橋本勲, 中村丁次, 携帯用簡易熱量計を用いた安静時エネルギー消費量の測定に関する研究, 栄養-評価と治療, 18(3), 423-431, 2001
- 26) 堀内郁孝, 酒井昭彦, 東祐二, 藤元登四郎, 竹内郁雄, 根本泰弘, 藤江正克, 田村俊世, 南部雅幸, 宮内健一, 佐久間一郎, 土肥健純, VR画像を付加した歩行訓練機に対する高齢者訓練対象者の評価, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 6(3), 171-176, 2001
- 27) 南部雅幸, 末永貴俊, 一関紀子, 中島一樹, 田村俊世, 情報通信ネットワークを用いた高齢者自立支援システム「e-house」の開発, ライフサポート, 13(4), 26-33, 2001
- 28) 田村俊世, 病棟の設備, 物品をみてみれば・・・?, 月刊ナーシング, 21(6), 56-59, 2001
- 29) 田村俊世, 高齢者支援の計測と制御, 総論:特集 高齢者社会を支える計測制御技術, 計測と制御, 40(5), 331-336, 2001
- 30) 南部雅幸, 中島一樹, 田村俊世, 情報機器を利用した高齢者自立・介護支援, 総論:特集 高齢者社会を支える計測制御技術, 計測と制御, 40(5), 368-369, 2001
- 31) 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 施設内食事搬送への自動搬送車の応用, 総論:特集 高齢者社会を支える計測制御技術, 計測と制御, 40(5), 388-390, 2001
- 32) 田村俊世, 3 介護支援機器, 寝たきりの予防と治療, 長寿科学振興財団, 254-257, 2001
- 33) 田村俊世, 藤元登四郎, 司会のことば, ワークショップ I:豊かな高齢化社会を実現するための介護機器・在宅のあり方, 日本老年医学会雑誌, 38(3), 322, 2001

- 34) 中島一樹, 田村俊世, 1.介護用モニターの現状と将来, ワークショップI: 豊かな高齢化社会を実現するための介護機器・在宅のあり方, 日本老年医学会雑誌, 38(3), 323-325, 2001
- 35) 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 4.施設介護機器の現状と将来, ワークショップI: 豊かな高齢化社会を実現するための介護機器・在宅のあり方, 日本老年医学会雑誌, 38(3), 333-336, 2001
- 36) 田村俊世, 訓練機器, 総合リハビリテーション, 29(6), 503-507, 2001
- 37) 田村俊世, 健康自動計測システム, 健康・福祉工学ガイドブック 山越憲一編著, 工業調査会, 246-256, 2001
- 38) 田村俊世, 行動・運動機能モニタリングシステム, 健康・福祉工学ガイドブック 山越憲一編著, 工業調査会, 257-263, 2001
- 39) 田村俊世, 健康・福祉工学ガイドブック, ホームケアシステム編, 介護関連機器編, 工業調査会, 2001
- 40) 田村俊世, 運動機能の無拘束計測と評価, 運動・物理療法, 12(4), 294-300, 2001
- 41) 田村俊世, 夢ふくらむ長寿科学の将来「一般普及を目指し, 廉価で, 高齢者に使いやすい機器を」, Aging & Health, 20, 15-15, 2002
- 42) 楠加銘子, 伊藤朗子, 米満里美, 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 重度痴呆性高齢者に対する動物玩具の有用性, OT ジャーナル, 36(3), 253-257, 2002
- 43) 藤元登四郎, 田村俊世, 精神科領域における計測機器, 生体計測の機器とシステム, 岡田正彦編, 日本エム・イー学会 ME 教科書シリーズ, コロナ社, 196-202, 2002
- 2.学会発表
- 1) 阿部芳幸, 関根正樹, 関本満義, 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 片麻痺患者の膝関節加速度の評価, 第38回日本エム・イー学会大会, 1999, 4月, 仙台
- 2) 関本満義, 東祐二, 榊広光, 藤元登四郎, 阿部芳幸, 関根正樹, 田村俊世, 無拘束加速度計測法による歩行の定量的評価, 第34回日本理学療法士学会, 1999, 5月, 横浜
- 3) 石井利枝, 大森幸喜, 久保豊, 大塚邦明, 大川真一郎, 田村俊世, 戸川達男, 冠動脈疾患患者の入浴心電図モニター, 第10回臨床モニター学会総会, 1999, 5月, 東京
- 4) Tamura T, Abe Y, Sekine M, Fujimoto T, Sakaki H, Higashi Y and Sekimoto M, Evaluation of Gait Using Orthogonal Knee Accelerations, 3rd Intern Biosignal Interpretation, June, 1999, Chicago
- 5) Sekine M, Tamura T, Akay M, Togawa T and Fukui Y, Discrimination of Walking Pattern using Wavelet-based Fractal Analysis Method, 3rd Intern Biosignal Interpretation, June, 1999, Chicago
- 6) 田村俊世, 呼気ガス分析装置の客観的検定の試み, 第2回栄養管理研究会, 1999, 6月, 東京
- 7) 吉村拓巳, 中島一樹, 田村俊世, 転倒モニタの開発とその評価, 平成11年度電気関係学会東海支部連合大会, 1999, 9月, 春日井
- 8) 久野弘明, 吉村拓巳, 後藤純規, 田村俊世, 高齢者の運動療法のための評価システムの開発, 平成11年度電気関係学会東海支部連合大会, 1999, 9月, 春日井
- 9) 関根正樹, 田村俊世, Metin Akay, 戸川達男, 福井康裕, 離散ウェーブレット変換によるフラクタル解析法を用いた歩行形態の識別, 平成11年度電気関係学会東海支部連合大会, 1999, 9月, 春日井
- 10) 関根正樹, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 加速度センサを用いた高齢者の歩行評価, 第14回生体・生理工学シンポジウム, 1999, 10月, 神戸
- 11) 阿部芳幸, 関根正樹, 関本満義, 藤元登四郎,

- 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 膝関節加速度を用いた片麻痺患者の歩行評価, 第 14 回生体・生理工学シンポジウム, 1999, 10 月, 神戸
- 12) 吉村拓巳, 中島一樹, 田村俊世, 老人転倒モニタの開発と評価, 第 15 回ライフサポート学会大会, 1999, 10 月, 相模原
- 13) Tamura T, Recent Gerontechnology in Japan, 3<sup>rd</sup> Int. Conf. of Gerontechnology, 1999, Oct., Germany
- 14) Yoshimura T, Nakajima K and Tamura T, An ambulatory fall monitoring system for the elderly, Third International Conference of Gerontechnology, 10 - 13 October 1999, Munich, Germany
- 15) Tamura T, Abe Y, Sekine M, Fujimoto T, Higashi Y and Sekimoto M, Evaluation of gait parameters by the knee accelerations, Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society and 21st Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, October 13-16, 1999, Atlanta, GA
- 16) 久野弘明, 吉村拓巳, 後藤純規, 田村俊世, 高齢者の運動療法評価システムの開発, 第 1 回電子情報通信学会福祉情報工学研究会, 1999, 11 月, 東京
- 17) Tamura T, Current status of geron-technology in Japan, 1999 Fall Conference of Korean Biological Gerontologists, 1999, Nov., Korea
- 18) 吉村拓巳, 堀内郁孝, 東祐二, 中島一樹, 藤元登四郎, 田村俊世, 老人転倒モニタの開発, 第 12 回バイオエンジニアリング講演会, 2000, 1 月, 金沢
- 19) 田村俊世, 高齢者の自立支援機器開発の現状と今後, 第 5 回福祉用具開発研究会, 2000, 2 月, 刈谷
- 20) 田村俊世, 高齢者の介護・自立支援機器, 第 7 回市民公開医学講座, 2000, 2 月, 名古屋
- 21) Tamura T, Current status of Gerontechnology in Japan, KAIST, 2000, April, Korea
- 22) Tamura T, Current research activity in Dept. of Gerontechnology, 2000, April, KAIST, Korea
- 23) 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 施設での介護・福祉機器の運用, 日本エム・イー学会, 2000, 5 月, 東京
- 24) 堀内郁孝, 島袋琴美, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 無拘束型加速度計測法による片麻痺患者非麻痺側下肢協調性の評価, 日本エム・イー学会, 2000, 5 月, 東京
- 25) 角屋利恵子, 堀内郁孝, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 離散 wavelet 解析による脳卒中片麻痺患者の歩行分析の試み, 日本エム・イー学会, 2000, 5 月, 東京
- 26) 東祐二, 吉田哲也, 安田大典, 藤元登四郎, 中村加銘子, 関根正樹, 田村俊世, 無拘束型加速度計測装置によるアルツハイマー型痴呆症の行動評価, 日本エム・イー学会, 2000, 5 月, 東京
- 27) 阿部芳幸, 関根正樹, 関本満義, 藤元登四郎, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 3 軸加速度センサを用いた片麻痺患者に対する歩行評価法の検討, 日本エム・イー学会, 2000, 5 月, 東京
- 28) 吉村拓巳, 堀内郁孝, 東祐二, 中島一樹, 藤元登四郎, 田村俊世, 高齢者用転倒モニタの開発とその評価, 日本エム・イー学会, 2000, 5 月, 東京
- 29) 中村加銘子, 安田大典, 松本和香, 吉田哲也, 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 無拘束加速度装置 (アクティブグラフ) による痴呆症の在宅介護者の実態調査, 日本エム・イー学会, 2000, 5 月, 東京
- 30) 中島一樹, 松本佳昭, 田村俊世, 無拘束・無意識モニタリングシステムによるベッド上での生理量評価, 日本エム・イー学会, 2000, 5 月, 東京