

博士論文

転倒解析支援システムの開発

吉村 拓巳

2002年3月22日

奈良先端科学技術大学院大学

情報科学研究科 情報処理学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に  
博士（工学）授与の要件として提出した博士論文である。

吉村 拓巳

審査委員： 千原國宏教授

湊小太郎教授

大城理助教授

# 転倒解析支援システムの開発

吉村拓巳

## 内容梗概

近年、高齢社会の進行にともない、介護力の不足が懸念されている。高齢者介護の1つにねたきりの防止がある。「ねたきり」を防止することは、生活の質を向上させるだけでなく、介護者の負担を軽減させることが可能である。高齢者にとって転倒は脳卒中に次ぐ「ねたきり」の大きな要因であると報告されている。よって、転倒の防止は「ねたきり」を減少させ、高齢者が充実した生活をおくる一助を担うことが可能である。

転倒を防止するには、その実態を明らかにし、適切な転倒予防策を講じることが重要である。従来、転倒の発生状況を把握する研究は、被検者への聞き取りにより、過去数ヶ月間の転倒経験を調査した疫学研究などが行われている。しかし、疫学調査による研究は被検者の曖昧な記憶に頼らなければならないため、被検者個人の詳細な転倒の状況を把握することは困難である。転倒に至る原因は、個人によって異なるため、転倒の発生原因や状況を正確に把握する必要がある。そのためには、従来計測が困難であった転倒時の衝撃加速度、転倒方向、時刻、などの詳細な情報を得ることが重要である。一般に転倒は頻繁に発生しないため、日常生活中常に計測を行わなければならないが、高齢者に装着することを考慮すると、小型軽量で被検者の負担とならないことが必要である。従来、上述した要求を満たす転倒解析システムは開発されていない。

本研究では、転倒時の衝撃加速度、方向、時刻、転倒前の歩行状態に着目し、従来

---

\*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報処理学専攻 博士論文,  
NAIST-IS-DT0061026, 2002年3月22日.

困難であったこれらの情報を長時間計測・解析可能な転倒解析支援システムを開発した。

本論文では、まず従来行われていた転倒解析の研究について述べ、問題点について検討する。さらに、加速度センサを用いた転倒検出手法を検討した。転倒検出の計算コストを減少させるため、転倒時に発生する衝撃加速度と身体の傾斜角度から転倒を検出する手法を提案する。

開発したシステムは、高齢者に装着する転倒検出モニタ、通信インターフェース、PCより構成されている。モニタは転倒を検出すると転倒時刻と転倒前後の加速度波形を記録する。モニタは転倒の危険性の低い睡眠中などはCPUの動作を停止させる省電力型の設計としている。これにより最大7日間の計測が可能である。さらに計測終了後、通信インターフェースにより保存したデータをPCに転送する。PCでは転送した情報より、転倒時の状況を画像提示する。開発したシステムを用いることにより衝撃加速度、転倒方向、転倒前の歩行状態の解析を行うことが可能である。

次に開発したシステムの評価について述べる。若年健常者を擬似転倒させた評価では、すべての被検者で転倒を検出可能であった。高齢外来患者を対象に行った臨床評価では、1ヶ月間の日常行動中において22回の転倒が発生し、このうち19回の転倒を記録可能であった。本論ではこれらの結果について検討を行い、記録したデータを解析することで転倒の発生原因の考察を行った。

この結果、本研究において開発した手法を用いることで、従来不可能であった日常行動中に発生する転倒の衝撃加速度、方向、時刻、転倒前の歩行状態の情報が詳細に解析可能であることを述べる。

## キーワード

高齢者, 転倒, 転倒記録機器, 加速度センサ, 衝撃加速度

# The development of a fall analysis system

Takumi Yoshimura

## Abstract

In recent years, because of the progress of aging society the lack of the care is considered to be solved. The prevention of the bedridden reduces the burden of the care person and followed the improvement of the quality of life in the elderly. It is reported that the fall is second candidate of the bedridden followed to the cerebrovascular accident. Thus the prevention of the fall is important issue to reduce the bedridden, and elderly people improve their quality of life.

To prevent the fall is important that clarifying the actual conditions and doing the proper treatment from the obtained information. The traditional method of a fall recording is an epidemiological survey by the questionnaire or an observation for unexpected falls. It is difficult to determine the underlying causes of the fall by epidemiological survey, because this result depends on the subject's memories. To determine the underlying causes of the fall, it is important to measure the impact acceleration, fall direction, fall time and so on. However, it is difficult to measure this information during daily life. It is desirable that system must be work for a long time without discomfort, because the fall does not frequently occur. Therefore, it is important that monitor is small and lightweight. The system satisfied such requirements have not been developed. The aim of this study is to develop an ambulatory fall analysis system, which records the impact acceleration, fall direction and fall time by accelerometer.

---

\*Doctor's Thesis, Department of Information Processing, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DT0061026, March 22, 2002.

In this paper, I firstly discussed on the current research of the fall analysis, and investigated the problem with these researches. Secondly I describe the constitution of system including algorithm of detecting the falls. Then the developed system was tested in normal subjects. Finally the fall analysis system was evaluated by elderly outpatient and the usefulness of the system was discussed. Form the results, this system may be useful to analyze the impact acceleration, fall direction, time and gait analysis before fall.

Keyword:

Elderly, Fall, Fall analysis system, accelerometer, impact acceleration, portable device

# 目次

1 序論	1
1.1 高齢者の転倒事故防止	2
1.2 転倒の分類	5
1.3 本研究の目的	7
2 従来 of 転倒解析の研究	10
2.1 疫学的手法を用いた研究	11
2.2 工学的手法を用いた研究	12
2.3 従来 of 研究の問題点	15
3 転倒解析支援システムの開発	16
3.1 転倒解析支援システムの仕様	17
3.2 加速度センサ	18
3.2.1 加速度センサの選定	18
3.2.2 加速度センサの特性	26
3.3 加速度センサを用いた転倒検出アルゴリズムの検討	29
3.3.1 日常動作の計測	30
3.3.2 転倒の計測	37
3.3.3 転倒検出アルゴリズムの検討	40
3.4 小型ロガーの開発	42
3.4.1 センサ回路	44
3.4.2 トリガ回路	46
3.4.3 CPU	47
3.4.4 外部メモリ回路	48
3.4.5 タイマ回路	50
3.4.6 データ通信回路	51
3.4.7 電源回路	53

3.4.8 省電力化	54
3.5 転倒状況の画像提示	57
3.5.1 傾斜角度の算出	57
3.5.2 位置情報の算出	59
4. システムの評価	61
4.1 健常成人を対象としたシステムの評価	62
4.1.1 評価方法	62
4.1.2 結果	64
4.1.3 考察	67
4.2 臨床評価	75
4.2.1 評価方法	75
4.2.2 結果	77
4.2.3 考察	79
4.3 まとめ	83
5 結論	84
謝辞	86
参考文献	88
研究業績一覧	96

## 目次

1.1 各国の高齢者人口の推移 .....	2
1.2 身体拘束による弊害 .....	3
1.3 転倒要因 .....	5
2.1 重心動揺計の外観 .....	12
2.2 トレッドミルの外観 .....	12
3.1 システムの概念図 .....	17
3.2 抵抗型加速度センサの構造 .....	18
3.3 ピエゾ抵抗型 3 軸加速度センサの外観 .....	19
3.4 ピエゾ抵抗型加速度センサの検出回路 .....	20
3.5 圧電型加速度センサの構造 .....	21
3.6 圧電型加速度センサの検出回路 .....	21
3.7 圧電型 3 軸加速度センサの外観 .....	22
3.8 容量型加速度センサの構造 .....	23
3.9 容量型加速度センサブロック図 .....	24
3.10 容量型 3 軸加速度センサの外観 .....	24
3.11 3 軸加速度の出力 .....	26

3.12	加速度センサの概念図	27
3.13	加速度センサの特性	28
3.14	加速度センサとデータロガーの装着図	30
3.15	健常成人を対象とした日常行動中の加速度波形	32
3.16	高齢者の日常行動の加速度	34
3.17	高齢者の転倒時の波形	34
3.18	高齢者の転倒以外の反応	35
3.19	擬似転倒時の加速度波形	38
3.20	転倒検出のフローチャート	41
3.21	転倒記録ロガーの外観	42
3.22	ロガーのブロック図	43
3.23	センサ回路のブロック図	44
3.24	センサ回路の回路図	45
3.25	トリガ回路	46
3.26	外部メモリ回路の回路図	49
3.27	タイマ回路の回路図	50
3.28	外部インターフェースの外観図	51
3.29	外部インターフェースの回路図	52
3.30	電源回路の回路図	53
3.31	ロガーの動作フローチャート	56
3.32	角度の算出	58
3.33	転倒の3次元表示	59
3.34	歩行距離の算出	60
4.1	転倒記録ロガーの装着図	63

4.2 擬似転倒時のモニタの記録波形 .....	65
4.3 日常行動中のモニタの反応 .....	67
4.4 高齢者のモニタ装着図 .....	76
4.5 転倒検出例 .....	78
4.6 転倒回数と時刻の関係 .....	80

## 表目次

3.1 加速度センサの特徴 .....	25
3.2 各行動中における最大加速度振幅 .....	31
3.3 外部メモリのアドレス .....	49
3.4 シリアル通信の設定値 .....	52
3.5 シリアル通信の制御コマンド .....	52
4.1 ロガーの反応と衝撃加速度の最大値 .....	60
4.2 ロガーの反応時刻と反応原因 .....	77
4.3 転倒回数と転倒ロガーの記録回数 .....	79

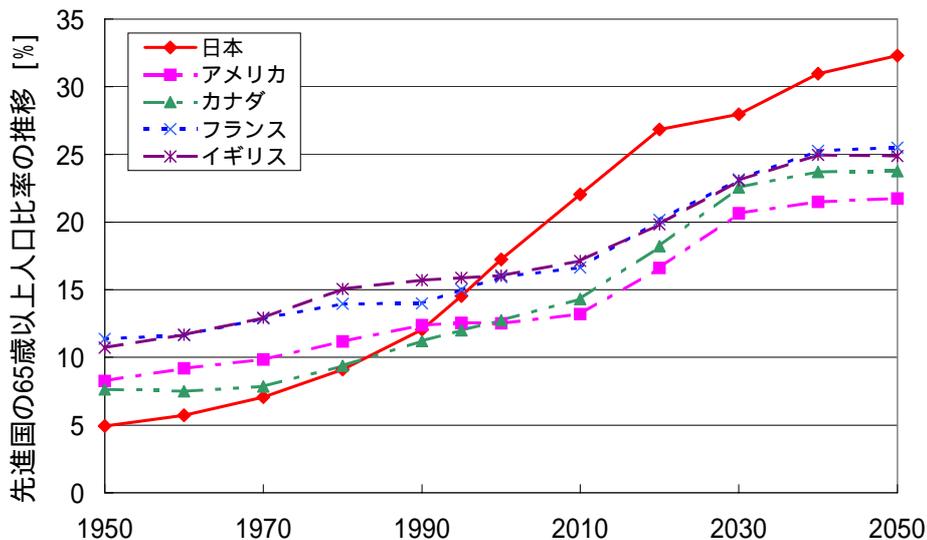
# 第1章

## 序論

本章ではまず研究の背景となる高齢社会の問題点について述べ、転倒事故予防の意義について述べる。その後本研究が目的とする転倒解析支援システム開発について述べ、本論文の構成を示す。

## 1.1 高齢者の転倒事故防止

近年、日本の総人口に占める高齢者の割合は増加し、2015年には総人口の25%を越え、さらに2050年には総人口のほぼ3人に1人が高齢者になると予想されている[1]。図1.1に先進諸国における高齢者の増加率を示す。この図をみても明らかのように、他の先進諸国に比較して高齢者が急激に増加している[1]。これほど急激に高齢者が増加する要因としては、出生率の低下と、平均余命の増加が指摘されている。このことは高齢者を支える若年層が減少していくことも示しており、介護力の不足が懸念される。高齢者の生活の質を向上させるには高齢者介護の質を向上させる必要がある。



資料：国立社会保障・人口問題研究所「人口統計資料」1999年版  
諸外国は、UN, The Sex and Age Distribution of World Population:1998  
日本は、総務庁統計局「国勢調査」及び国立社会保障・人口問題研究所「日本の将来推計人口（平成9年1月推計）」による。

図1.1 各国の高齢者人口の推移

高齢者は身体機能の低下により転倒・転落の危険が多くなる。旧厚生省の調査によると転倒は脳卒中に次ぐ「ねたきり」の原因であると報告されている[2]。また、その他の研究[3]～[6]においても、転倒とそれにとまなう骨折などの外傷が脳卒中に次ぐ主要な「ねたきり」原因の一つであると報告されている。さらに、転倒を経験することにより転倒に恐怖感を抱き、身体活動が消極的になることで、「ねたきり」につながるなどの「転倒後症候群」の問題も指摘されている[7][8]。このことより、転倒の防止は「ねたきり」を減少させ、高齢者が充実した生活をおくる上で重要である。従来の高齢者介護の現場においては、転倒・転落の防止策として、ベッドに転落防止柵を取り付けることや、車いすに立ち上がり防止の安全ベルト等を取り付ける身体拘束を行うことで安全確保を行ってきた。しかし、上述した方法は、高齢者の自由を奪い尊厳を傷つけるだけでなく、身体拘束を行うことにより、さらに介護負担が増加するという問題もある。図 1.2 に身体拘束による弊害を図示する。



図 1.2 身体拘束による弊害

一度身体拘束をしてしまうと、高齢者は尊厳を傷つけられ、痴呆を有する患者などでは不快感や帰宅願望から暴れるなどの問題行動が出現する。さらにこの問

題行動に対処するために介護負担が増加し、安全確保の目的でさらに身体拘束の必要性が増加するという悪循環に陥る。この悪循環により、人間としての尊厳と誇りが失われ、やがては死に至る「抑制死」という問題も指摘されている[9]。厚生労働省では身体拘束の問題を認識し、2000年4月の介護保険制度開始に伴い高齢者が利用する介護保健施設等での身体拘束が禁止され、現場においては様々な取り組みが行われている。身体拘束禁止を押し進めるには、相対的に発生の危険が高くなる転倒・転落の防止策が重要になると考えられる。

## 1.2 転倒の分類

転倒を防止するには、その実態を明らかにし、適切な転倒予防策を講じることが重要である。転倒に至る原因は個人により異なる。従来から行われている多くの研究では転倒を「本人の意思に反して、足裏以外の身体の一部が床面に接地した場合」[10]～[13]と定義している。しかし、その詳細については、例えば階段やベッドからの転落を転倒とするかなど、各研究によって差違がみられ、研究結果の比較を行う際には注意を要するなどの問題もある。従来、転倒要因の分類について様々な研究が行われており、そのとらえ方は研究者により差違がある。江藤らは転倒を身体機能の衰えに起因する身体的要因と感覚・高次機能の要因による心理的要因にわけて検討を行っている[14]。また眞野、Connellらは内的要因と外的要因に分けて検討を行っており[8][15]、現在での一般的な分類法である。転倒要因を内的要因と外的要因に分けた図を図1.3に示す。

内的要因としては感覚要因、高次要因、運動要因に分けられる。感覚要因は視覚、

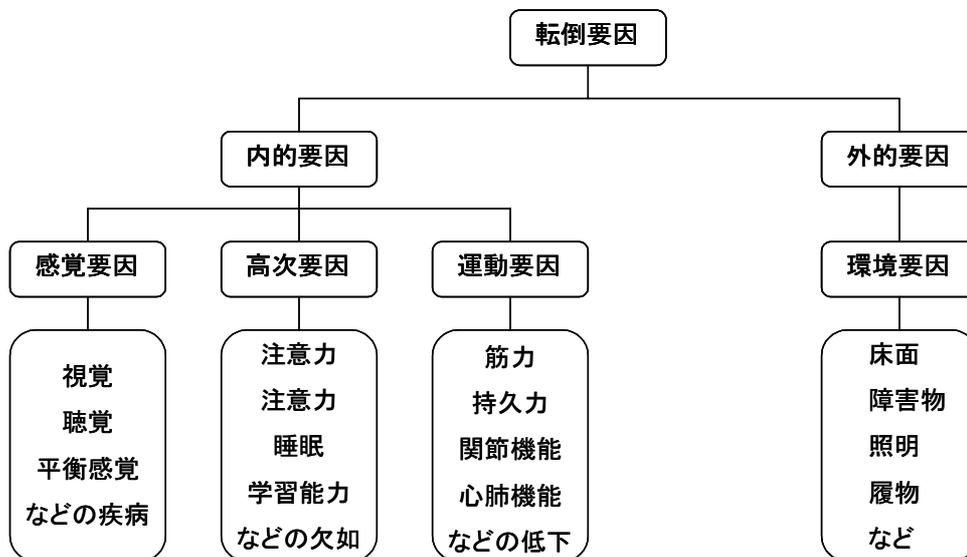


図1.3 転倒要因

聴覚、平衡感覚などの疾病・障害によるもの、高次要因は注意力、認識、睡眠、学習能力などの欠如により発生するもの、運動要因は筋力、持久力、関節機能、心肺機能などの低下によるものである。また外的要因としては、床面の状態や障害物、照明、履物などといった環境要因である。実際の転倒は、これらが複雑に組み合わさって生じていると考えられる。したがって、転倒の実態を明らかにするには転倒時の詳細な情報から転倒に至る要因を解析する必要がある。

### 1.3 本研究の目的

介護保険制度の導入とともに転倒に関心もたれるようになり、それに伴いバリアフリー法案も施行されるようになった。前述のように、転倒の実態を明らかにするには、転倒時の詳細な情報を得る必要がある。本研究では、転倒時の衝撃加速度、転倒方向、転倒前の歩行状態、転倒時刻を計測可能な、小型軽量のシステムの開発を目的とする。従来、転倒の発生状況を把握する研究は、被検者への聞き取りにより、過去数ヶ月間の転倒経験を調査した疫学研究[16][17]や、原因の特定と適切な予防を行う目的で、転倒後に職員が本人に直接聞き取りを行う研究[18]などが行われている。しかし、これらの疫学研究は被検者の曖昧な記憶に頼らなければならないため、被検者個人の詳細な転倒の状況を把握することは困難である。また、工学的な手法を用いて被検者の転倒リスクを評価した研究などが行われているが、転倒そのものを評価した研究はほとんどない。転倒に至る原因は、個人によって異なるため、転倒の発生原因や状況を正確に把握し、転倒防止の方法を検討する必要がある。そのためには、転倒時の衝撃加速度、転倒方向、転倒前の歩行状態、時刻などの詳細な情報を得ることが重要である。例えば、転倒時の衝撃力や衝撃の加わった方向を計測することで転倒の危険度を評価可能である。また転倒前の歩行状態を計測することにより、転倒に至る前のバランスなどを評価可能である。さらに転倒した正確な時刻から、被検者が服用している薬と転倒との関係や、効果の有無を知ることにも可能であると考えられる。

本研究では、転倒事故防止のために、転倒時の加速度波形を詳細に解析可能な、転倒解析支援システムの開発を目的としている。近年、被検者の行動や歩行状態を評価する方法として加速度センサとデータロガーを用い、加速度波形を記録・解析する方法が提案されている[19]~[22]。歴史としては1970年代から身体の動きを計測する研究に始まり、現在ではウェーブレット変換を用いた歩行の周波数

解析なども行われている。しかし、これまで加速度の情報から転倒を解析するという試みは行われていない。主な理由としては、介護・福祉の分野では注目されていた転倒が、これまで工学的な分野において、注目されていなかったこと、加速度波形を用いた研究がリハビリテーションの分野で行われていたため、介護・福祉の分野である転倒防止に加速度波形を役立てるという着想に至らなかったためであると考えられる。さらに、転倒が数日から数ヶ月単位で発生し、時間の予測も不可能であるため、歩行や睡眠などの日常動作のように、現象そのものをとらえることが困難であったことも原因として考えられる。本研究では、日常生活中においてまれにしか発生しない転倒をとらえることができれば、従来から身体の姿勢解析や歩行解析に用いられている加速度波形を用いることにより、転倒の解析を行い、転倒の予防に役立てることが可能であると考えた。

しかし、従来の機器を用いた場合、加速度センサとデータロガーの消費電力が多く1日間程度の計測しか行えないため、数日から数ヶ月単位で発生する転倒を記録することが困難である。さらに、従来の加速度波形を解析する手法は計測対象時間すべての波形を記録してオフラインで解析を行うため、長時間の計測を行った場合、1日あたり200Mbit以上のメモリ容量が必要である。このため長時間計測を行うには装置が大きくなり、研究の対象となる高齢者に対して、装着の負担が大きいという問題がある。

本研究では、上記の問題を解決し、従来困難であった加速度波形による転倒の解析を可能とするため、記録装置内のCPUで加速度波形の解析を行うことで、転倒の可能性のある波形のみを記録する手法を提案した。本法により長時間の計測においても大容量のメモリを必要とせず、従来困難であった装置の小型化を可能とし、装着の心理的・物理的負担を軽減させることが可能となった。さらに、一般にリアルタイムに処理を行う場合、一般にCPU処理能力を上げるためにクロック周波数の増加が必要となり、消費電力が増加することで電池寿命が短くなる。

この問題点を解決するために、転倒検出の計算負荷を減少させ、消費電力を減少させる手法を提案した。具体的には、健常成人を用いた擬似的な転倒と、高齢外来患者の転倒時の波形を解析することにより、転倒時の衝撃加速度と姿勢の変化から転倒を判断する計算負荷の少ない転倒検出方法を提案した。本法によりCPUのクロック周波数を低下させることが可能となり、消費電力を減少させた。さらに、転倒の危険性が少ない就寝中などは、CPUを停止させる省電力化を行うことにより、最大7日間の計測を可能とした。本システムを用いることにより従来計測が困難であった転倒時の加速度波形が簡便に計測可能であり、転倒防止の研究を飛躍的に発展させることが可能である。

本論文では、2章において従来行われている転倒把握の研究について説明し、これらの研究の問題点について述べる。次に、3章において開発したシステムの構成について述べ、4章において転倒検出方法の検討を行い、実際に健常成人と高齢者を対象としたシステムの評価について述べる。最後に5章においてまとめと今後の展望について述べ、本論文をまとめる。

## 第2章

### 従来の転倒解析の研究

従来から転倒を把握する研究として、被検者やその家族に対して聞き取り調査などを行う疫学的手法と、転倒のリスクやバランス感覚などを、検査機器などを用いて評価する工学的手法が行われている。本章では、これらの研究について詳細に述べ、従来の研究の問題点について考察する。

## 2.1 疫学的手法を用いた研究

転倒の疫学的調査としては、特定の地域を対象として、過去数ヶ月から1年の転倒の有無と、考えられる転倒要因を聞き取りにより調査した研究などが行われている [11][12][16][23]~[25]。日本におけるこれらの調査では65歳以上の高齢者の10~20%程度が過去1年間に転倒を経験していると報告されている。一方、海外における同様の研究では、30~40%程度であると報告されている[26][27]。日本と海外において転倒の割合に差があることについて、日本では畳の上で生活することが多く、椅子で生活する欧米に比較して床に近い位置で生活をしていることが原因として考えられる。しかし、海外と日本において同一条件で転倒を調査し、発生状況を比較した研究は行われていない。

転倒の場所については、半数以上が屋外で発生したと報告されている[24]。また季節ごとに転倒の割合を調査した研究では有意差があったという報告[24]と有意差がなかったとの報告[28]がある。転倒の直前に行っていた動作について調査した研究[24]では、歩行中に転倒する場合が50%前後であると報告されている。聞き取りの際の対象としては、病院や、特別養護老人ホーム等の特定施設を対象とした研究[18][29][30]も行われている。これらの研究では、転倒の症例ごとに転倒原因を検討し転倒事故の対策を検討した研究[18]と、施設全体の転倒事故の状態を把握する研究が行われている[29][30]。その他の研究としては、大腿骨頸部骨折を予防する装具の効果や装着の検討などを聞き取りにより行った基礎研究[31][32]などがある。これらの研究では、ヨーロッパで開発された、骨折防止のパッド(ヒッププロテクタ)を縫い込んだ下着の装着感、問題点、装着率の変化などを調査している。

## 2.2 工学的手法を用いた研究

工学的手法を用いた転倒の研究としては、立位時のバランスや歩行状態を計測し、転倒のリスク評価を行ったものが主である。立位時のバランスを評価する機器に重心動揺計がある。図 2.1 に重心動揺計の外観図を示す。中心のプレートに設置された歪みゲージなどを用い、被検者の重心位置の変動を記録可能な装置である。被験者の重心動揺を計測することにより、転倒群と非転倒群の平衡感覚の比較を行った研究[33]～[35] などがある。図 2.2 にトレッドミルの外観を示す。トレッドミルは装置のベルトが移動することにより、被験者がベルト上を歩行することが可能な装置である。トレッドミルを用いた研究では歩行中に不意な外乱刺激を与え、その後の身体の反応と転倒との関連を調査した研究などが行われている[36]～[38]。また、左右独立して駆動可能なベルトを持つトレッドミルを用い、片側のみのスピードを急激に減速させることにより外乱刺激を与え、転倒の危険



図2.1 重心動揺計の外観



図2.2 トレッドミルの外観

性を評価した研究[38]などが行われている。この際に表面筋電図を計測し、刺激を加えた後の反応時間を評価した結果、外乱刺激を加えた逆側の前頸骨筋で筋電図の反応が有意に長かったと報告されている。その他、被検者を立位状態から足底面後方を自然落下させ、急激に後方傾斜させて外乱刺激を与えた場合の転倒の有無で姿勢維持能力を評価する研究[39]なども行われている。また、角速度センサを用いて立位時の角速度を計測し、動作の早さをみることで、転倒のリスク評価を行った研究[40]も報告されている。その他の研究では、歩行時の歩幅をビデオ撮影し、画像から転倒のリスク評価を行った研究[41]も行われている。これらの研究では、歩行速度、歩幅、歩幅のばらつきを計測し、非転倒者と、転倒経験者で比較を行っている。また、転倒そのものを計測する研究としては、脳卒中片麻痺患者のリハビリテーション訓練中にバランスを崩した被検者の腰部加速度とビデオ画像から理学療法士が歩行分析を行った結果を比較した研究[19]などが行われている。この研究では、3軸の加速度センサから得られる加速度のウェーブレット変換を行い、特徴抽出を行うことが試みられている。

転倒を客観的に把握するには、転倒時に身体に加わる衝撃力、転倒の時刻、転倒方向、転倒発生場所、転倒前の歩行状態や身体のバランスなどの情報が必要であると考えられる。転倒以外の人体の姿勢や行動を記録・推定する研究は従来から行われている。これらの研究では、加速度センサを用い歩行中の加速度波形から歩行状態を評価した研究[20]～[22][42][43]や活動量を評価した研究[44]～[50]、被検者の行動や姿勢を推定・分類した研究[51]～[53]などが行われている。歩行状態を評価した研究では、被検者の左右の腓骨頭に3軸加速度センサを装着し、片麻痺患者において計測した加速度波形を周波数解析することで歩行状態やバランスなどを評価している。さらに、前後方向と左右方向の各加速度をそれぞれX軸Y軸とした場合の位相平面から片麻痺の左右差を評価している。この評価では、位相平面軌跡の経路長から片麻痺の定量評価の検討を行っている。

被検者の行動や姿勢を推定した研究では、重力加速度の計測可能なセンサを用い、身体の傾きを計測することにより、立位、座位、仰臥位などの姿勢を判別する研究が行われている。また、角速度センサを用いて被検者の歩行速度を計測した研究[54]では、被検者の大腿部に角速度センサを装着し、踏み出しの角度を計測することで歩幅と移動速度を求めている。また、グローバルポジショニングシステム(GPS)やデジタル携帯電話、パーソナルハンディホンシステム(PHS)を用いて被検者の位置情報を把握する研究[55]～[59]などが報告されている。近年では、GPSの精度が向上し、数 m 単位で位置情報を計測することが可能である。また PHS等を用いた測位システムも実用化されている。

## 2.3 従来の研究の問題点

以上、従来行われてきた転倒解析の研究について述べた。ここでは、疫学的研究の問題点と工学的研究の問題点を検討する。疫学的研究の問題点として、多くの研究が過去半年間から1年間の転倒経験を聞き取りにより調査しているため、対象者の記憶が曖昧になる傾向があることが挙げられる[13]。また、痴呆を有する患者などでは、聞き取り調査自体が困難になると考えられる。現在、これらの問題について根本的な解決策はとられていないが、聞き取りの間隔を短くすることで対応するなどの研究[24]や、高齢者に対して聞き取り調査が困難な場合、その家族に対して聞き取りを行う研究[23]などが報告されている。また、各研究によって転倒の定義に差があるため、研究結果の比較を行う際には注意を要するなどの問題もある。また、全く同じ転倒が発生したとしても被検者によりその表現が異なるため、聞き取りを行った場合には異なった転倒として判別される問題も考えられる。

工学的手法を用いた研究では、被検者の重心動揺や筋電図の計測など、実験室内において計測する必要があり、また装置も大がかりとなるため、日常的に評価を行うことは困難である。一方、角速度センサや加速度センサを用いた研究では、小型のセンサを用い比較的拘束の少ない手法で計測を行っている。しかし、記録装置に市販の機器を組み合わせているため、電池寿命も数時間と短く、また波形を記録するためにメモリを消費するという問題もある。このため、長時間日常的に計測を行うことは困難である。転倒は頻繁に発生しないため、その現象をとらえるには常日頃から計測装置を身につけ、転倒時の波形を記録することで、転倒の際の情報を解析する必要がある。しかし現在、転倒の現象を計測可能なシステムは開発されていない。本研究では転倒時の詳細な情報を記録可能な転倒解析支援システムを提案する。

## 第3章

# 転倒解析支援システムの開発

本章では、まず転倒検出に用いる加速度センサの概要について述べ、加速度センサを用いた転倒検出の方法について検討する。さらに開発したシステムの詳細を説明する。

### 3.1 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3.1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。



図3.1 システムの概念図

## 3.2 加速度センサ

一般に、転倒時には、バランスを崩す際の姿勢変化と、床面に倒れる際の衝撃加速度が発生すると考えられる。そのため、転倒を検出するには、主に姿勢変化と衝撃加速度が計測可能であることが必要である。現在、様々な種類の加速度センサが市販されているが、高齢者に装着することを考慮すると小型軽量である必要がある。これらの要求を満たすには半導体を用いた加速度センサを用いる必要がある。以下に半導体を用いた加速度センサの特徴について述べる。

### 3.2.1 加速度センサの選定

加速度センサは、原理の違いにより特徴も異なる。そのため、特徴の違いを把握し、適切な加速度センサを選定する必要がある。以下にセンサの種類とその特徴について詳しく述べる。

#### (a) ピエゾ抵抗型

図 3.2 にピエゾ抵抗型加速度センサの構造を示す。センサはシリコンのダイヤフラムとダイヤフラムに埋め込まれたピエゾ抵抗素子、中心の錘により構成され

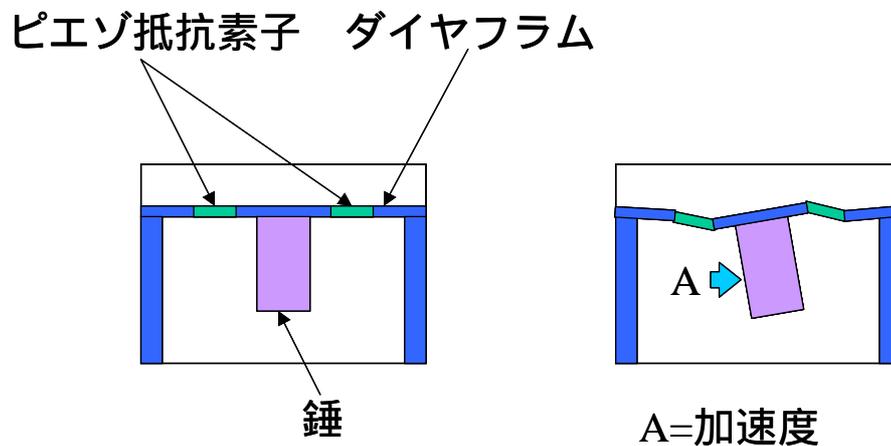


図3.2 ピエゾ抵抗型加速度センサの構造

ている。加速度により錘が移動するとダイヤフラムがひずみ、 piezo素子の抵抗がひずみに比例して変化する構造となっている。ダイヤフラムに対して平行な応力には抵抗値は変化せず、垂直な成分の応力に対してのみ抵抗値が変化する。

3軸方向の加速度を検出するには、加速度センサを3台用い互いに垂直に配置することによって検出を行う。近年では、図3.3に示すように1素子内にpiezo素子を3軸内蔵したセンサも市販されている。

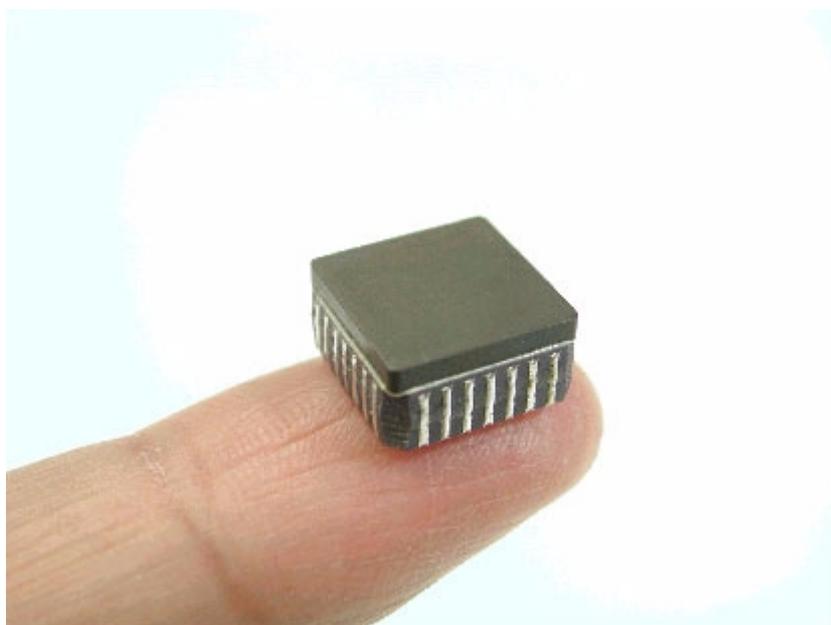


図3.3 piezo抵抗型3軸加速度センサの外観

図3.4に検出回路の例を示す。piezo抵抗素子は図に示すようにブリッジ回路の1辺となるように構成されている。上記の構成にすることにより、温度変化の影響を減少させることが可能である。ブリッジの一边に電流を流し、もう一边に出力される電圧( $V_{ih}$ ,  $V_{il}$ )を差動増幅器で増幅する構成となっている。図3.4の検出回路の出力電圧は、以下の式で算出できる。

$$V_o = (V_{ih} - V_{il}) \times R_3 / R_1 \quad (3.1)$$

センサは通常、1mA から数 mA の駆動電流が用いられる。センサの駆動方法としては、ブリッジの両端の電圧を一定とする定電圧駆動とブリッジに流れる電流を一定とする定電流駆動がある。定電圧駆動の利点としては、定電圧回路が比較的簡便で小型に設計可能であることが挙げられる。定電流駆動の利点としては、温度変化によりブリッジの抵抗値が変化した場合でも、流れる電流が一定のため、温度変化による感度ドリフトの影響を減少可能であることが挙げられる。

ピエゾ抵抗型の加速度センサの利点としては、重力加速度などの加速度の直流成分を計測可能であることが挙げられる。欠点としてはブリッジに電流を流す必要があるため消費電力が大きくなることが挙げられる。

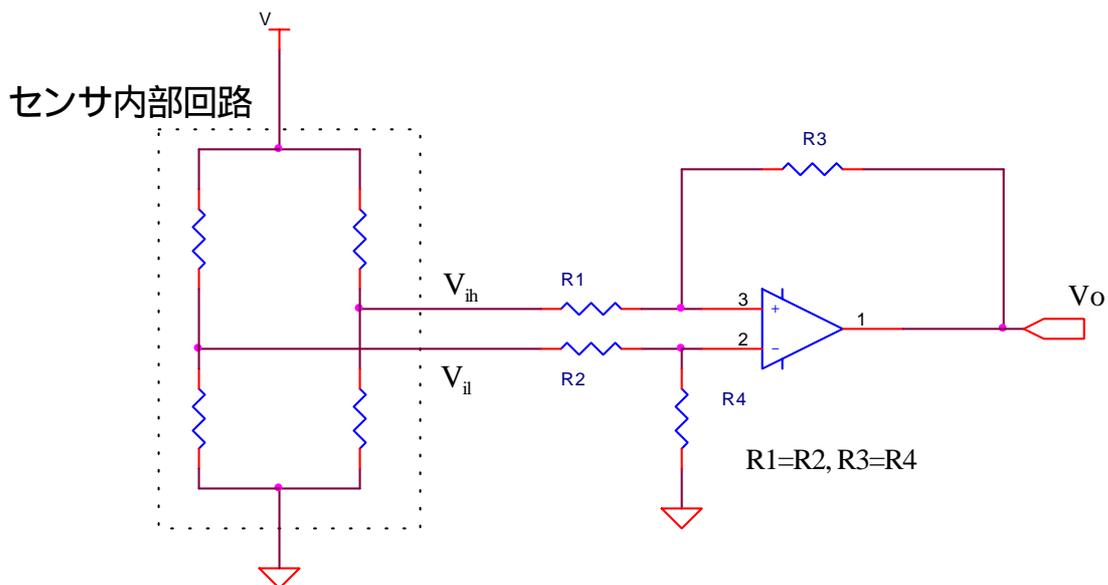


図3.4 ピエゾ抵抗型加速度センサ検出回路

(b) 圧電型

図 3.5 に圧電型加速度センサの構造を示す。構造は(a)の piezo 抵抗型加速度計と大きな差はなく、piezo 抵抗の代わりに piezo 圧電素子を用いている。加速度が発生するとダイヤフラムのひずみにより piezo 圧電素子に電荷(Q)が発生する。piezo 圧電素子に発生した電荷は図 3.6 に示すように積分回路等を用いて、電圧値に変換する。出力電圧は下記の式で表される。

$$V_o = \Delta Q / C1 \tag{3.2}$$

ここで  $\Delta Q$  はセンサに発生した電荷を微分したものである。

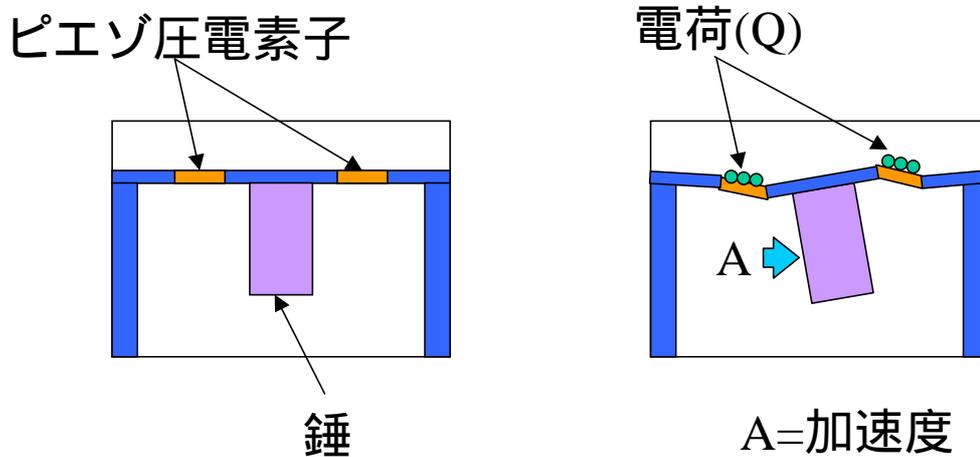


図3.5 圧電型加速度センサの構造

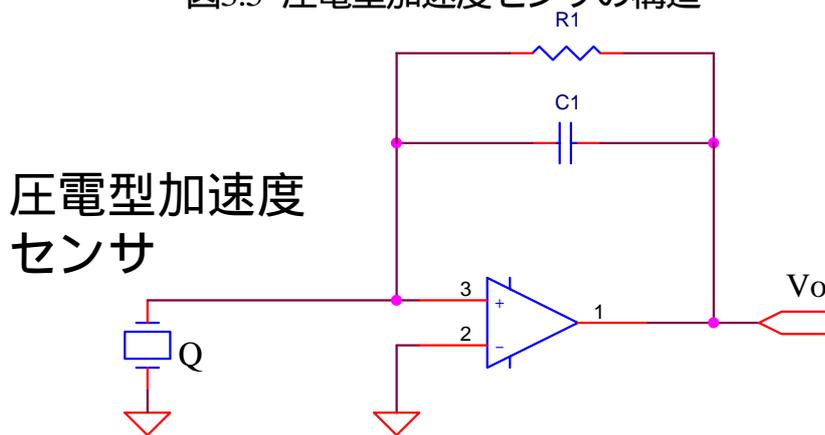


図3.6 圧電型加速度センサの検出回路

利点としては、歪みによる圧電効果を利用しているため駆動電源が不要であることが挙げられる。また、(a)の圧電抵抗型のように、ブリッジ回路が必要なく構造が単純なため、小型化が可能で、数 kHz から数十 kHz 程度の帯域まで計測可能である。一方、欠点としては加速度の直流成分の計測が不可能で、交流成分のみの出力となることが挙げられる。そのため、一般には 0.5Hz 以下の低周波は計測が困難である。近年では図 3.7 に示すように増幅器を内蔵し、センサ外形が  $20 \times 12 \times 5$  mm 程度で A/D 変換器等に直接入力可能なセンサも開発されている[60]。



図3.7 圧電型3軸加速度センサの外観

(c)容量型

図 3.8 に容量型加速度センサの構造を示す。錘に電極を取り付けた可動電極と固定電極から構成されている。加速度により可動電極が移動すると可動電極と固定電極間の容量が変化する。この容量変化を計測することにより加速度を計測可能である。利点としては、直流成分の計測が可能であることが挙げられる。一方、欠点としては容量を検出する回路が必要なため回路構成が複雑になり、外形寸法も大きくなることが挙げられる。またセンサの電極間インピーダンスが高いため原理的には消費電力は小さいが、現在市販されているセンサには駆動回路や検出回路が含まれているため、数 mA から数十 mA の駆動電流が必要である。図 3.9 に容量型加速度センサのブロック図を示す。センサの電極コンデンサが CR 発振回路の一部となるように配置し、加速度によりコンデンサの容量成分が変化することで、発振周波数が変化する。この変化を周波数 - 電圧変換(F-V 変換)することにより、電圧変化として出力する。近年では図 3.10 に示すように、3 軸の加速度センサも市販されている[61]。

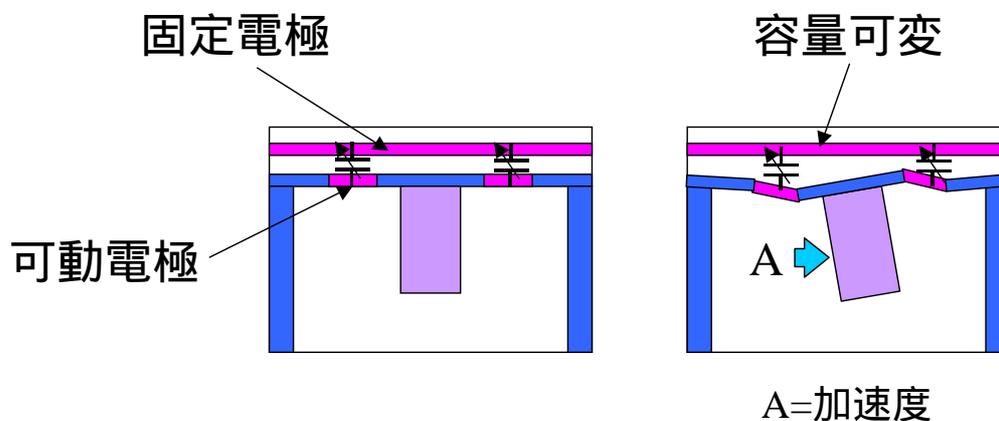


図3.8 容量型加速度センサの構造

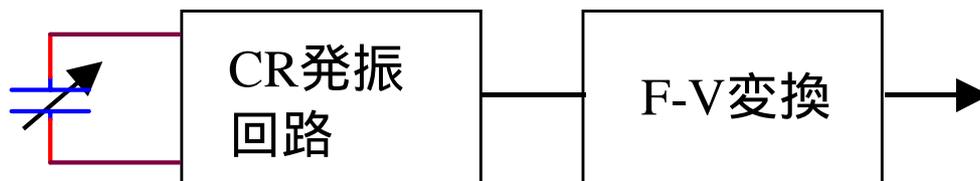


図3.9 容量型加速度センサブロック図

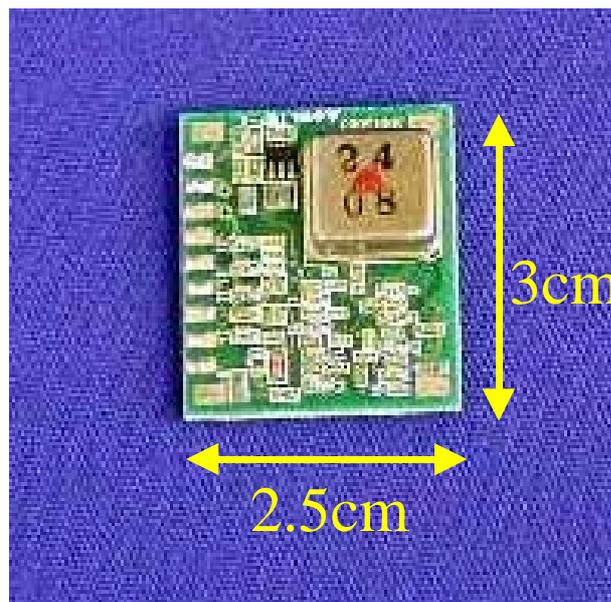


図3.10 容量型3軸加速度センサの外観

転倒ロガーに加速度センサを使用する際の要求される仕様として、高齢者に長時間装着するため小型軽量で、消費電力が少ないことが挙げられる。また、被検者の転倒方向を検出するため、加速度の直流成分を計測可能であることが望ましい。表 3.1 に各センサの特徴をまとめたものを示す。センサの大きさは現在市販されているセンサの仕様で決定される。 piezo抵抗型と圧電型のセンサは比較的小型のセンサが発売されているが容量型のセンサは駆動回路と一体化されているため小型化が困難である。また piezo抵抗型と容量型のセンサは、加速度の直流成分が計測可能であるが、圧電型のセンサは原理的に不可能である。消費電力はセンサ固有の特性と周辺の駆動回路によって決定される。容量型の消費電力はセンサ駆動回路の消費電力であるが、センサと一体化されているために駆動電流を減少させることは困難である。また piezo抵抗型のセンサはブリッジ抵抗に駆動電流を流す必要があるため、消費電力が他の加速度センサに比較して大きくなる傾向にある。しかし駆動電流を少なくし、検出回路の増幅度を増加することにより、消費電力を減少させることが可能である。本研究では、加速度センサから転倒時の衝撃加速度と姿勢を検出する必要があるため、直流成分を計測可能であることが必須である。このことから、圧電型のセンサは使用できない。 piezo抵抗型センサと容量型センサの消費電力はほぼ同じであるが、センサの占有体積は piezo抵抗型センサの方が少ない。以上述べた内容を考慮し、本研究では直流成分出力が可能な特性を有する piezo抵抗型 3 軸加速度センサ(AS3-001, 曙ブレーキ)を用いた。

表 3.1 加速度センサの特徴

	大きさ	消費電力	直流成分出力
抵抗型	○	△	○
圧電型	○	○	×
容量型	×	△	○

### 3.2.2 加速度センサの特性

加速度センサを用いて転倒の検出を行う場合、センサの傾斜角度と出力の関係を把握する必要がある。加速度センサの出力は図 3.11 に示すように、被検者の前後軸、左右軸、上下軸の成分の出力となるように規定した。

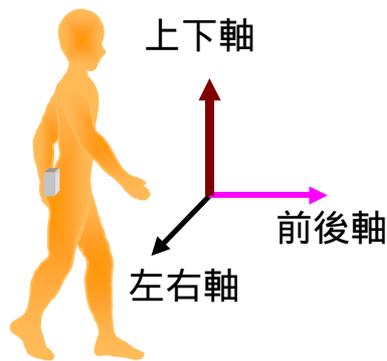


図3.11 3軸加速度の座標定義

図 3.12 に加速度センサの概念図を示す。加速度センサは、錘とバネ、加速度計本体のフレームから構成されている。加速度センサが移動した場合、錘は慣性の法則に従い静止しようとするため、バネの長さが変動することにより出力が変動する。一方、加速度センサが静止した場合、錘は地球からの重力加速度をうける。錘は、フレームに対して垂直方向の移動のみに制限されているため、加速度センサが傾いた場合、錘が重力加速度からうける力はフレームに対して垂直な軸と平行な軸に分解される。そのため、錘がうける重力加速度の垂直成分の大きさに従い錘のついたバネの長さが変化する。よってバネの長さを  $L$  とし、傾斜角度  $\theta$  とするとバネの長さは下式で示される。

$$L=K \cdot g \cdot \sin \theta \quad (3.3)$$

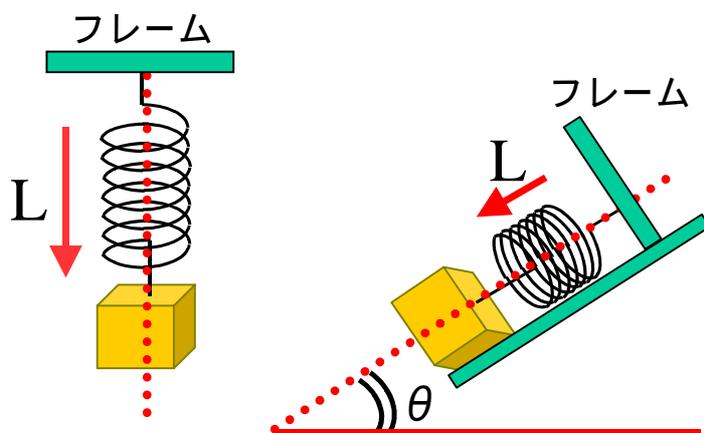


図3.12 加速度センサの概念図

ここで、 $K$  はバネ定数、 $g$  は重力加速度である。

圧電型加速度計は、構造は上記のものと同一であるが、バネの伸びの変化分により電荷が発生する構造のため、バネの静的な伸びでは電荷は発生しない。このため、圧電型加速度センサを用い、センサの直流成分から傾斜角度を計測することは不可能である。

次に転倒ロガーに用いたピエゾ抵抗型3軸加速度センサの特性を評価した。まず、センサの傾斜角度と加速度センサの直流成分の関係を評価した。角度の計測にはゴニオメータ (TM-511G, 日本光電工業株式会社) を用いた。加速度計とゴニオメータの出力はデータロガー (DR-C2, Teac) を用い、サンプリング周波数 10 Hz、分解能 16 bit で計測を行った。傾斜センサは約 4 deg/s の角速度で垂直軸から 90 deg まで傾斜させた。本研究では加速度センサの初期状態を  $0 \text{ m/s}^2$  と設定した。左右軸は加速度センサが右方向に傾斜した場合、正に出力されるように設定した。また前後軸はセンサが前方に傾斜した場合、正に出力されるように設定した。

図 3.13(a)に前後・左右軸、(b)に上下軸の出力を示す。横軸はゴニオメー

タから得られた傾斜角度、縦軸は加速度センサから得られた重力加速度である。式 3.3 より、前後・左右軸の成分は正弦関数の出力となっていることがわかる。傾斜角度 0 deg の付近では角度変化に対して出力変化分の傾きが大きい。一方、傾きが 90 deg 付近では、角度変化に対して出力の変化分の傾きが小さい。このため立位付近の角度を計測する場合は前後・左右軸を用いることで精度よく計測可能である。また、上下軸は傾斜方向には関係なく、傾斜した角度に依存して出力が発生する。上下軸はセンサの構造上、立位状態の際に水平に配置される。このため、図 3.13(a)の出力を半周期ずらした波形になる。上下軸の出力より、被験者が立位状態の際には出力の傾きが小さく、傾きが 90 deg 付近では出力の変化分の傾きが大きいことがわかる。このため、被験者が転倒している場合の角度は上下軸の出力を用いることで精度よく計測可能である。本実験により、加速度センサを用いることにより、被験者の姿勢を検出可能であることが示された。

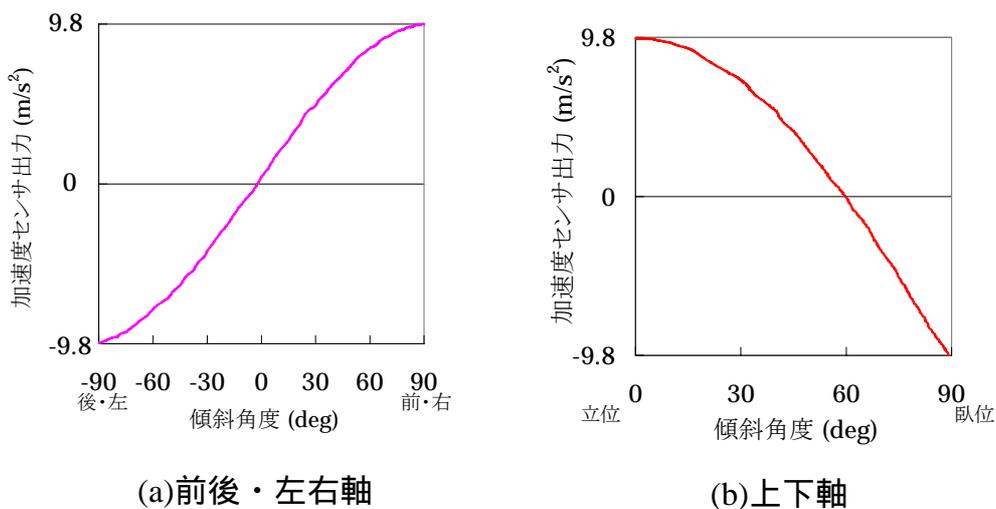


図3.13 加速度センサの特性

### 3.3 加速度センサを用いた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最も高く、姿勢変化の最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。

### 3.3.1 日常動作の計測

3.2.2 で述べた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,  $29.4 \pm 2.3$  歳,  $61.2 \pm 9.8$  kg,  $169.2 \pm 6.6$  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 3.14 に装着図を示す。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。日常行動としては歩行、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。計測には加速度計内蔵データロガー[62](シャープ(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。

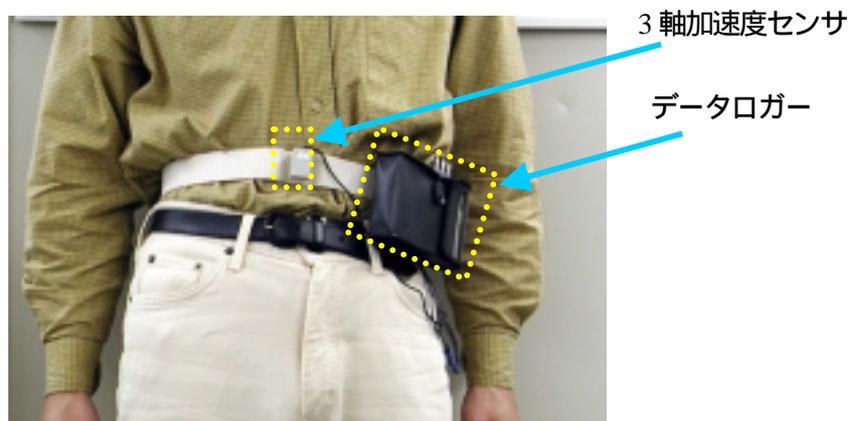


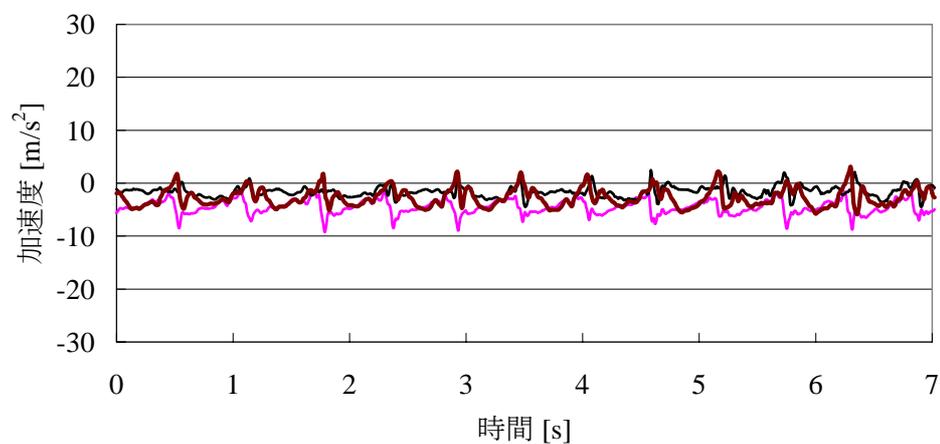
図3.14 加速度センサとデータロガーの装着図

図 3.15 に健常成人の日常行動中の加速度波形を示す。また表 3.2 に各行動中における最大加速度振幅を示す。

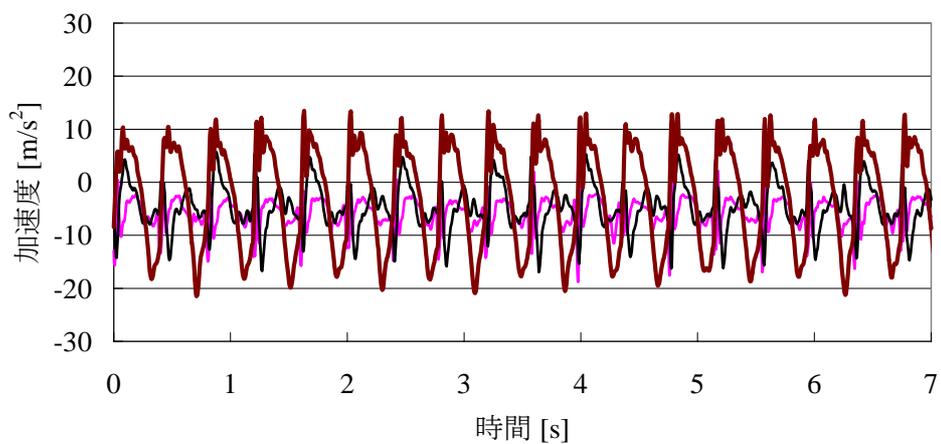
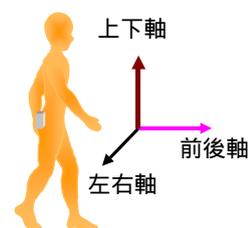
歩行中、ランニング中(図 3.15(a),(b))には周期的な加速度波形が発生していることがわかる。歩行中の衝撃加速度波形は  $10 \text{ m/s}^2$  から  $20 \text{ m/s}^2$  程度の加速度であったが、ランニング中の加速度は  $30$  から  $50 \text{ m/s}^2$  程度の加速度が発生している。また直流成分はほぼ  $5 \text{ m/s}^2$  程度の値であった。またデスクワーク中(図 3.15(c))の体動はほとんどないため歩行時のような周期的な加速度は発生していない。40 s の時刻に衝撃加速度が発生しているが、椅子に座り直した際の加速度である。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ことがわかる。

表3.2 各行動中における最大加速度振幅

Subjects	Walking ( $\text{m/s}^2$ )	Running ( $\text{m/s}^2$ )	Deskwork ( $\text{m/s}^2$ )	Ride a car ( $\text{m/s}^2$ )
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

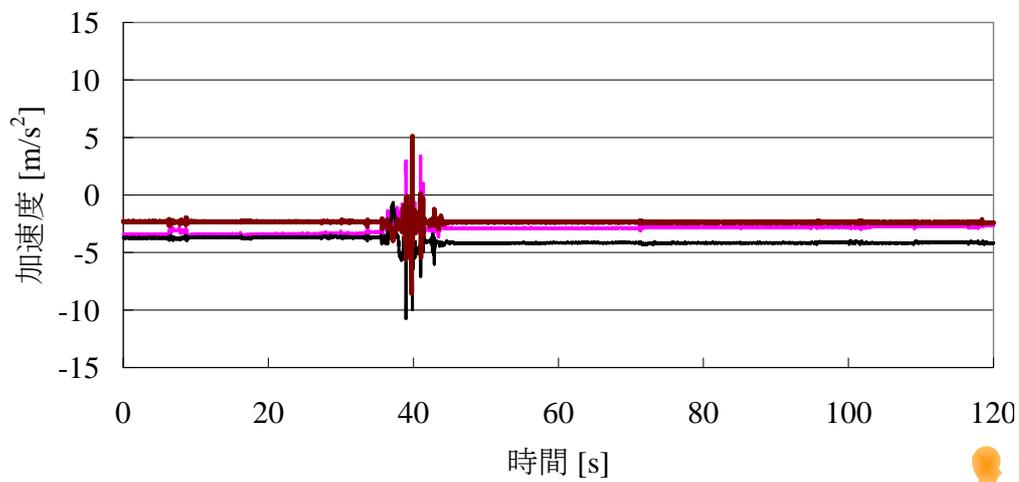


(a) 歩行中の波形

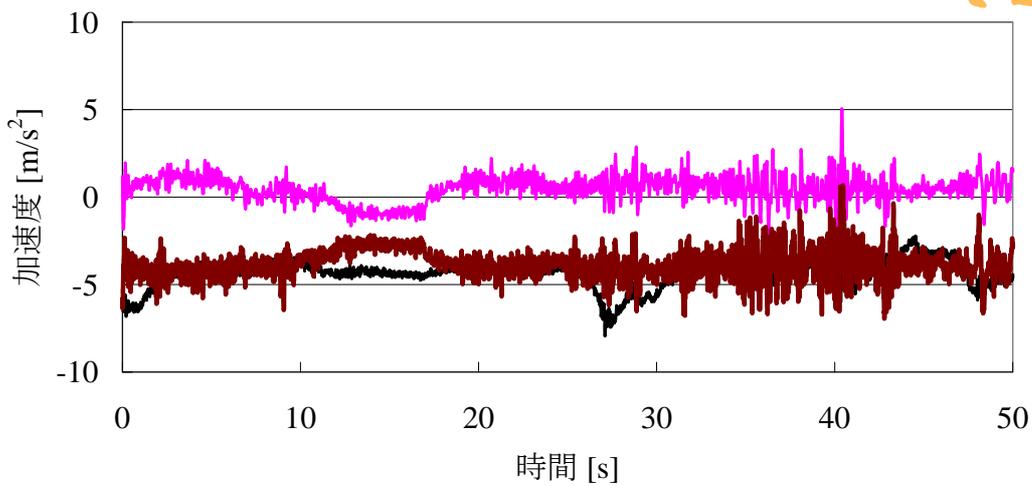
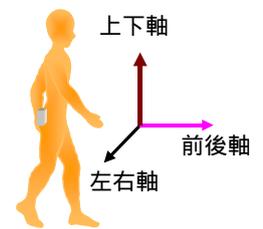


(b) ランニング中の波形

図3.15 健常成人を対象とした日常行動中の加速度波形



(c) デスクワーク中の波形



(d) 車に乗車中の波形

図3.15 健常成人を対象とした日常行動中の加速度波形

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 3.16 に転倒が発生した日時の朝 11 時から翌日の 22 時までの計測波形を示す。計測中において(a)~(d)の時刻に  $20 \text{ m/s}^2$  以上の衝撃加速度が記録されているが、被験者の聞き取りにより(b)の時刻に転倒が発生したことが確認された。1 日目の 21:00 から翌朝 7:00 までは被験者が就寝のためモニタを取り外していた。このため体動は記録されていない。

図 3.17 に転倒が発生した(b)の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 s 後に約  $-10 \text{ m/s}^2$  に変化している。このことから、被験者が前方に転

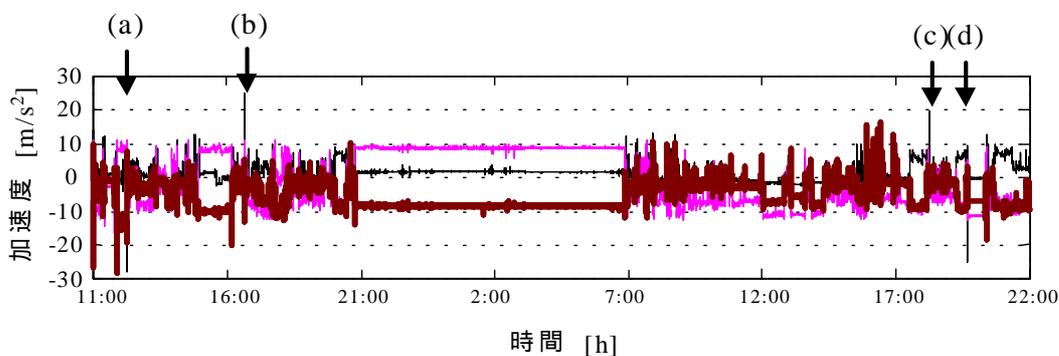


図3.16 高齢者の日常行動の加速度

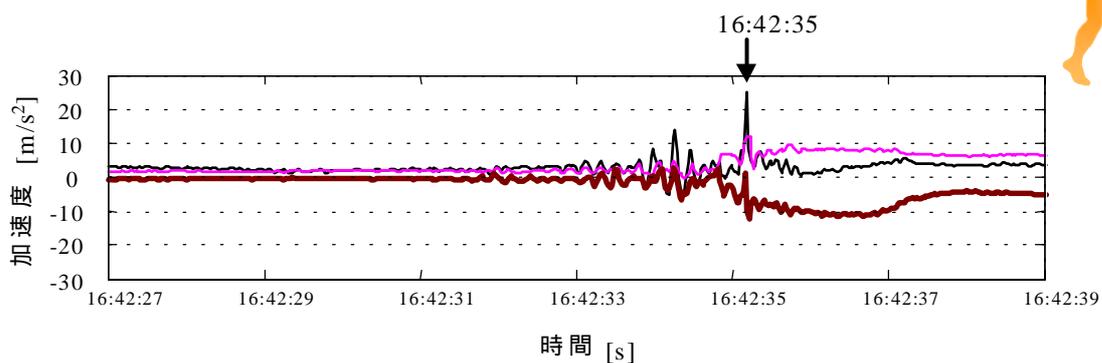


図3.17 高齢者の転倒時の波形

倒したことがわかる。

図 3.18 に転倒以外で衝撃加速度が発生した(a)(c)(d)の時刻の加速度波形を示す。(a)の時刻の波形は衝撃加速度が発生する前に、前後方向が  $10 \text{ m/s}^2$  で上下方向が  $-10 \text{ m/s}^2$  を示している。このことより転倒前に被験者が仰臥位であったことがわかる。また衝撃加速度発生後は3軸の出力は  $0 \text{ m/s}^2$  となっていることから、被験者が立位状態であることがわかる。以上のことから(a)の波形は仰臥位から起きあがった際に発生したと考えられる。(c)は 18:14:13 付近に衝撃加速度が発生しているが上下軸の出力がほぼ  $0 \text{ m/s}^2$  である。このことから被験者が立位状態であることがわかる。このことより転倒でないことがわかる。

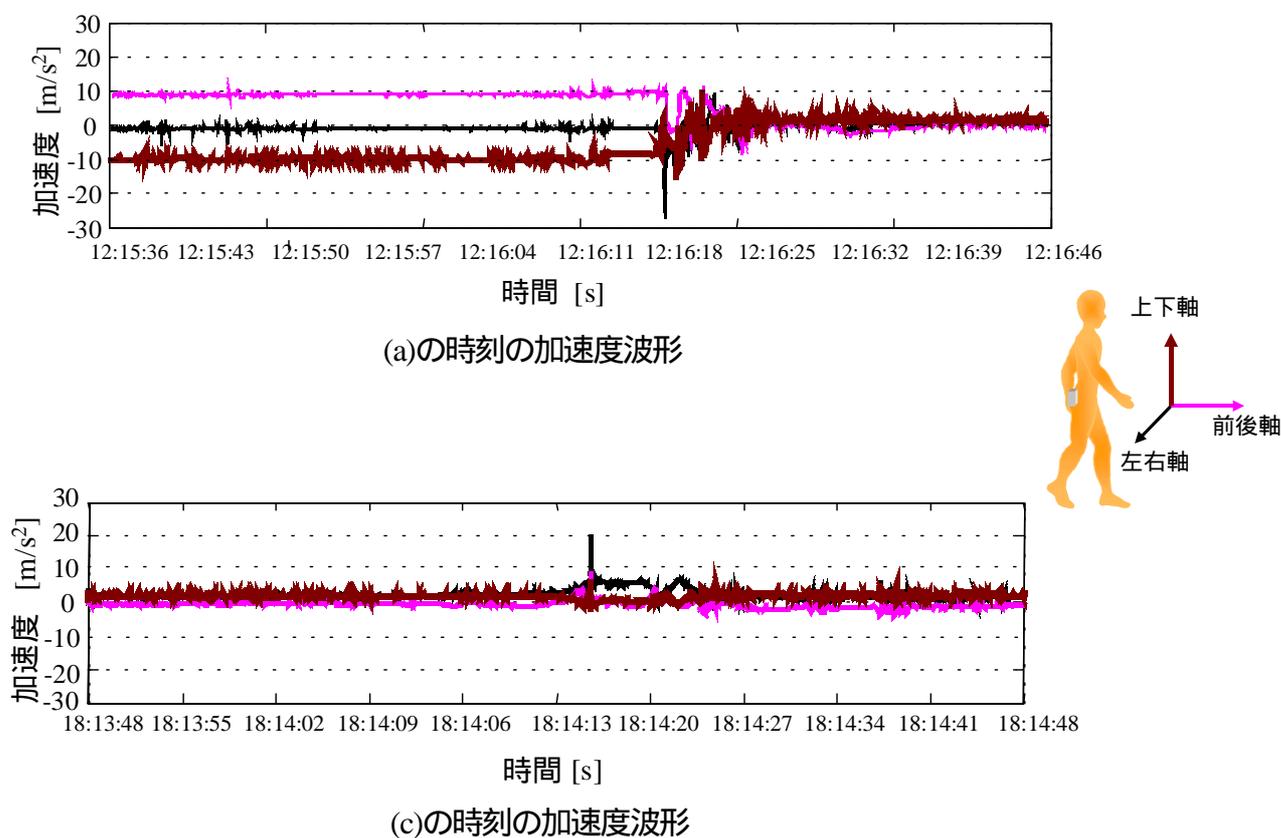
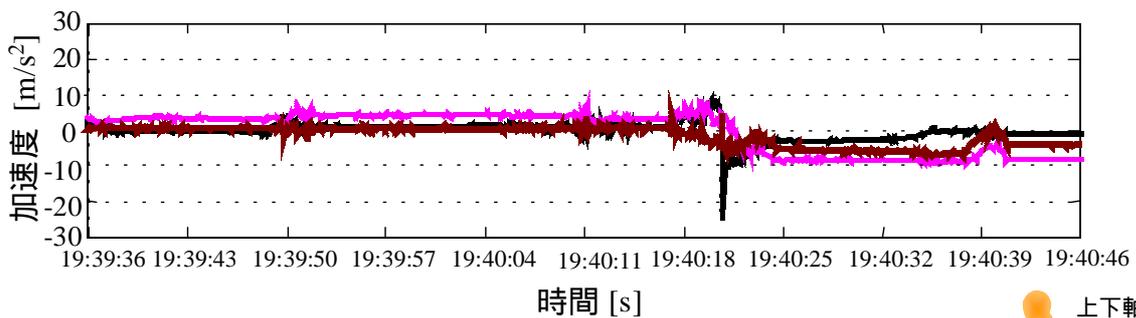


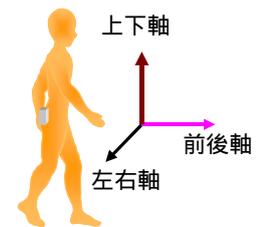
図 3.18 高齢者の転倒以外の反応

(d)は 19:40:18 付近に衝撃加速度が発生している。また上下軸の結果より衝撃発生前に身体が傾斜しはじめ、さらに(b)の転倒時の波形が 1 s 程度の変化であるのに対し、5~7 s 程度の変化である。このことより、被験者が床などに横になる際に、振動が加わったと考えられる。



(d)の時刻の加速度波形

図3.18 高齢者の転倒以外の反応



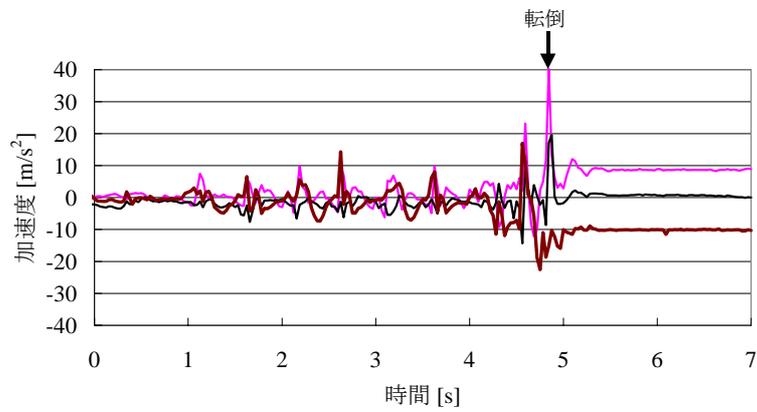
### 3.3.2 転倒の計測

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。被験者は健常成人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)を対象に計測を行った。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5m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。

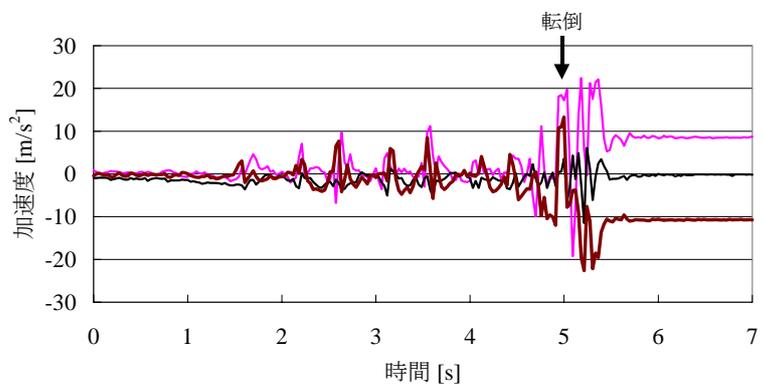
図3.19に疑似転倒を行った際の加速度波形を示す。図中の矢印が転倒の発生場所である。本計測では、歩行後に転倒しているため、歩行による周期的なピーク加速度が観測された後、転倒による衝撃加速度が生じていることがわかる。また直流成分より、姿勢変化による加速度の変化が記録されている。また転倒後は、直流成分が約  $9.8 \text{ m/s}^2$  付近で一定値となっていることがわかる。

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。

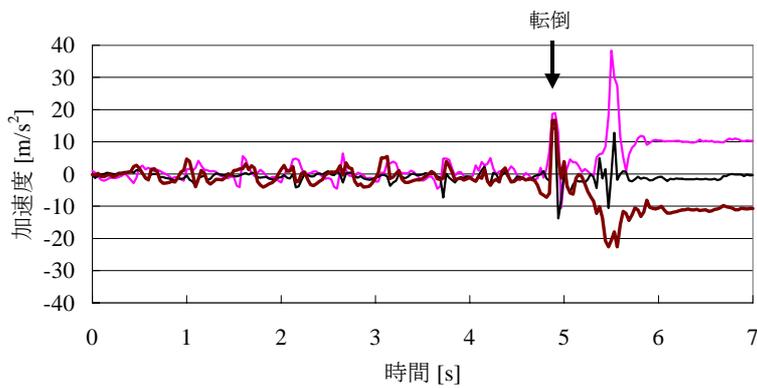
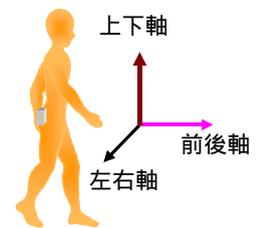
- ・転倒前の姿勢が立位である
- ・転倒時の衝撃加速度が加わる
- ・転倒後の上下軸の加速度が臥位の状態を示す
- ・転倒時の身体の姿勢変化は1 s以内である



(a)被験者A

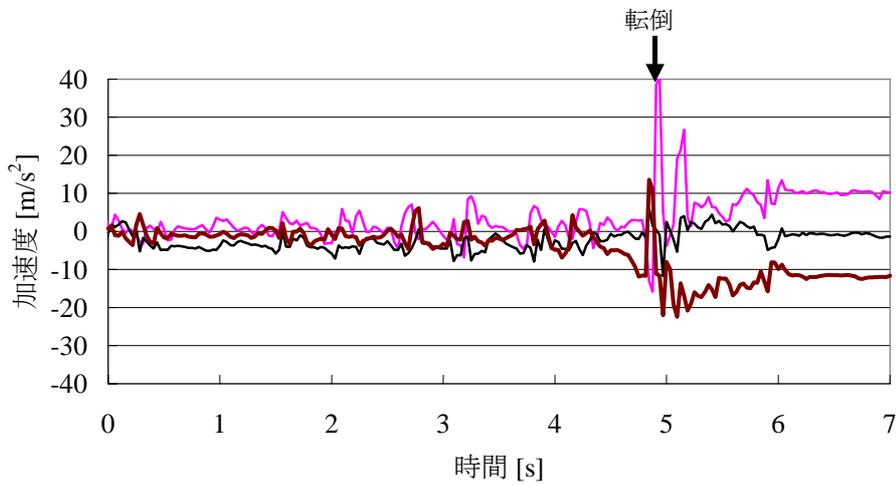


(b)被験者B

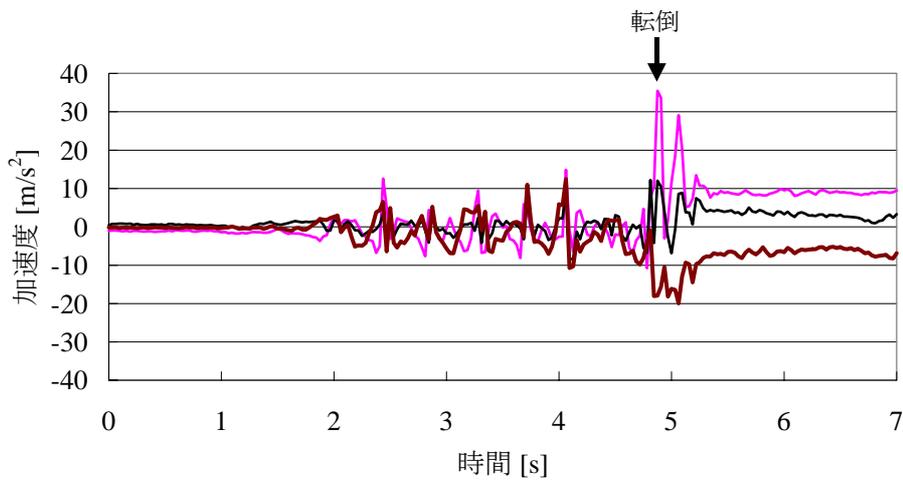
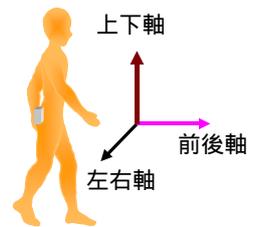


(c)被験者C

図3.19 擬似転倒時の加速度波形



(d)被験者D



(e)被験者E

図3.19 擬似転倒時の加速度波形

### 3.3.3 転倒検出アルゴリズムの検討

本章では、3.3.2 で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転倒を検出することを目的とした。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ことがわかった。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  $0 \text{ m/s}^2$  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  $9.8 \text{ m/s}^2$  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 3.20 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 s 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、転倒ロガーの転倒検出アルゴリズムに実装した。以下に、健常成人と高齢者を対象とした評価を示す。

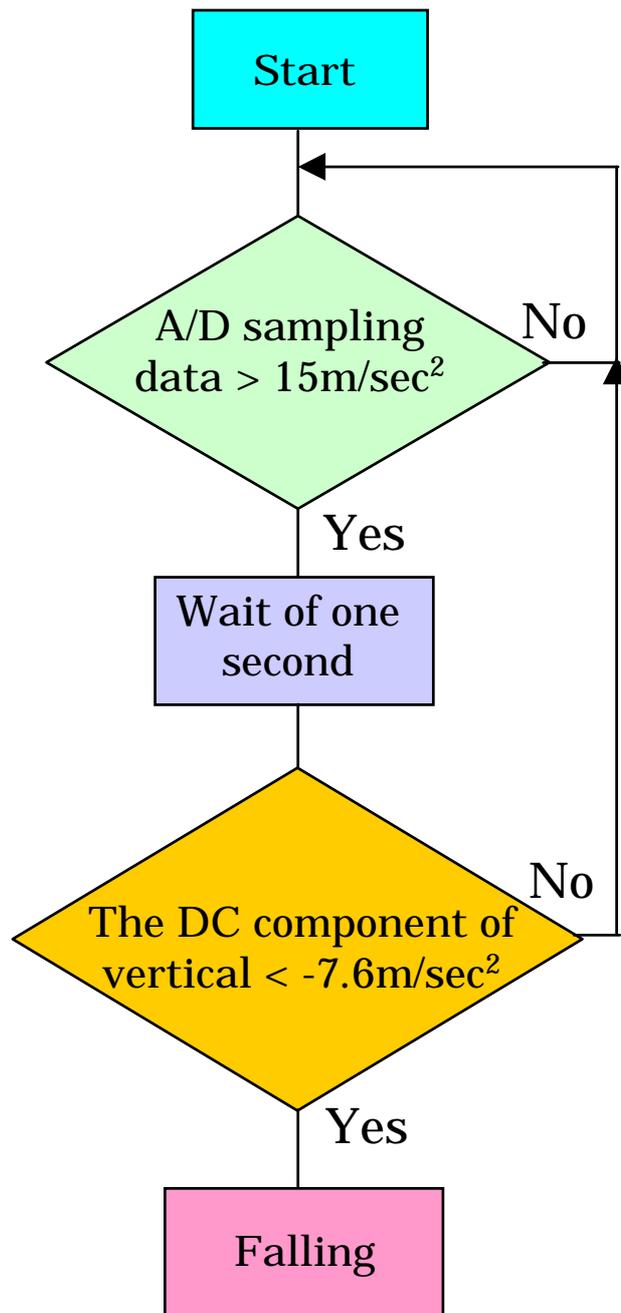


図3.20 転倒検出のフローチャート

### 3.4 小型ロガーの開発

開発した転倒記録ロガーの外観を図 3.21 に示す。ロガーの外形寸法は  $55 \times 40 \times 25$  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 乾電池 1 本を用いる構成とした。ロガーのブロック図を図 3.22 に示す。ロガーは、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。転倒ロガーは、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。

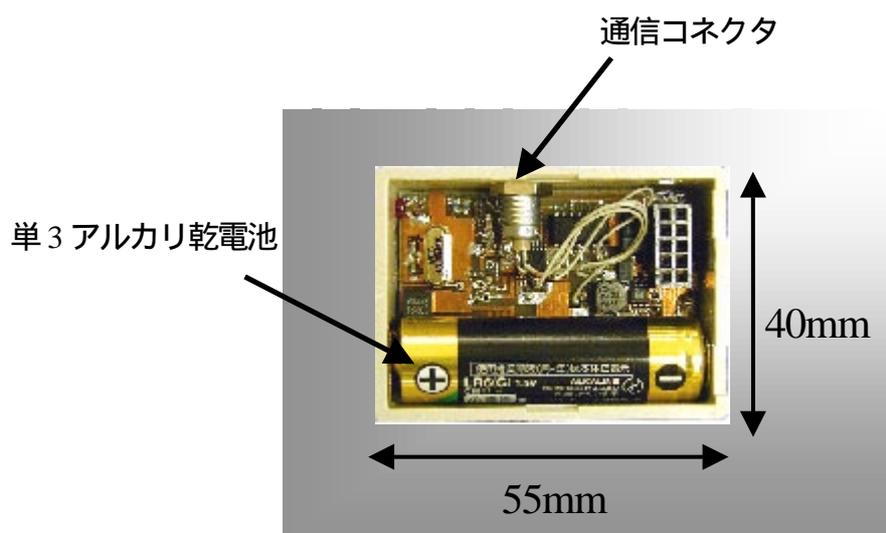


図3.21 転倒記録ロガーの外観

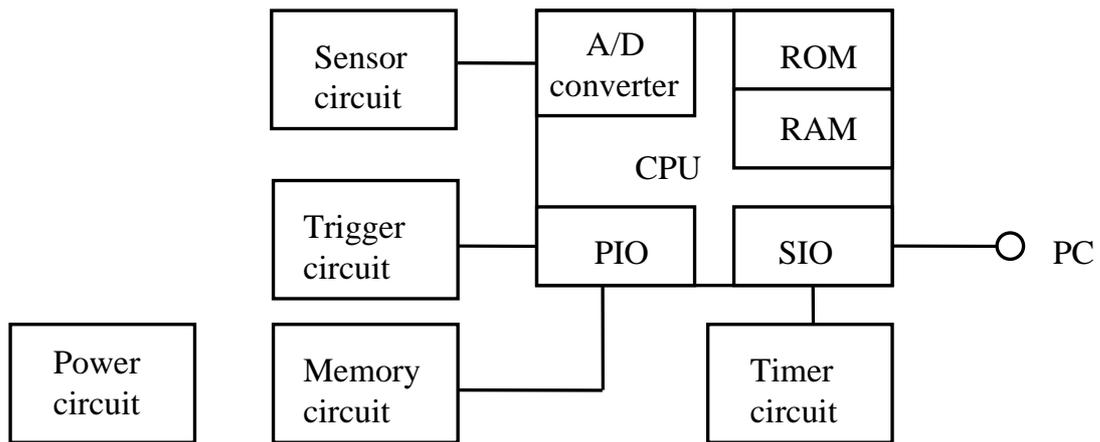


図3.22 ロガーのブロック図

### 3.4.1 センサ回路

図 3.23 にセンサ回路のブロック図を示す。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

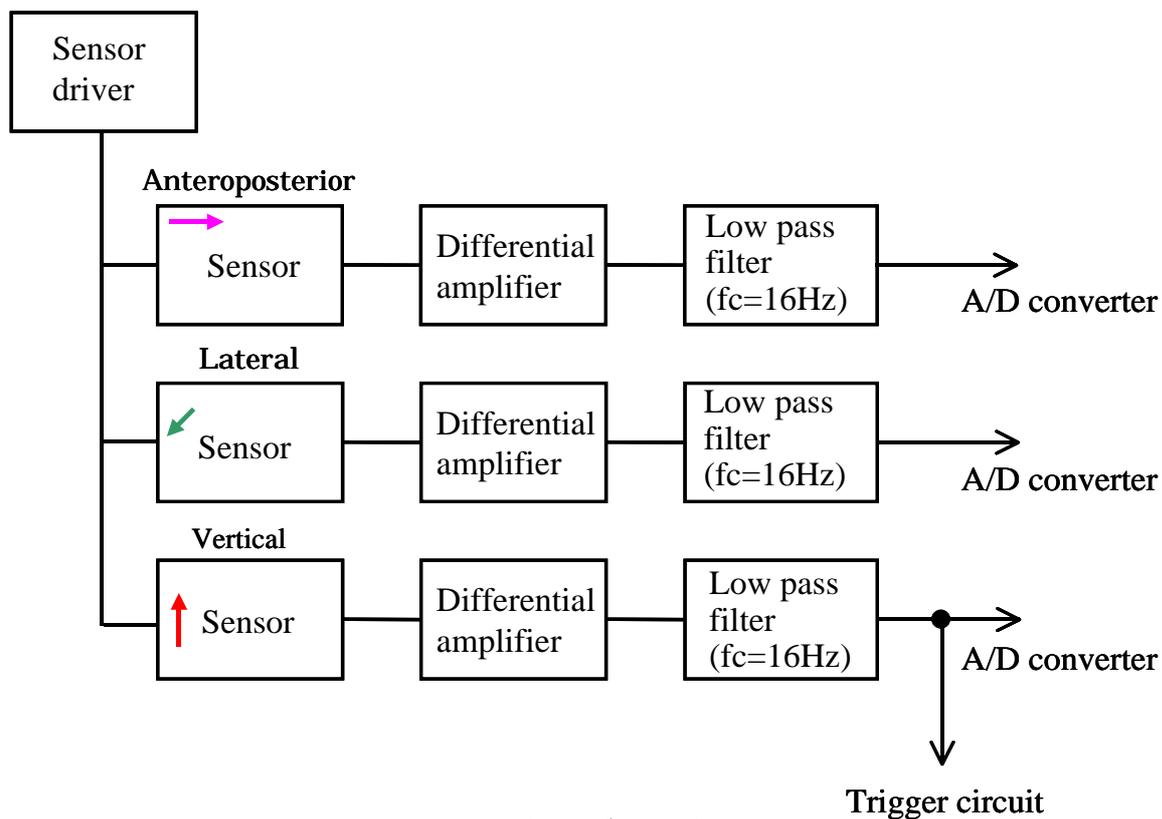


図3.23 センサ回路のブロック図

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。図 3.24 にセンサ回路の 1 軸分の回路図を示す。各軸のゲインは図中の R03 により設定可能である。また、オフセットは VR01 により調整可能である。また、仮想グランドは 2.5V とし、ツェナーダイオード(D1)により基準電圧を得ている。

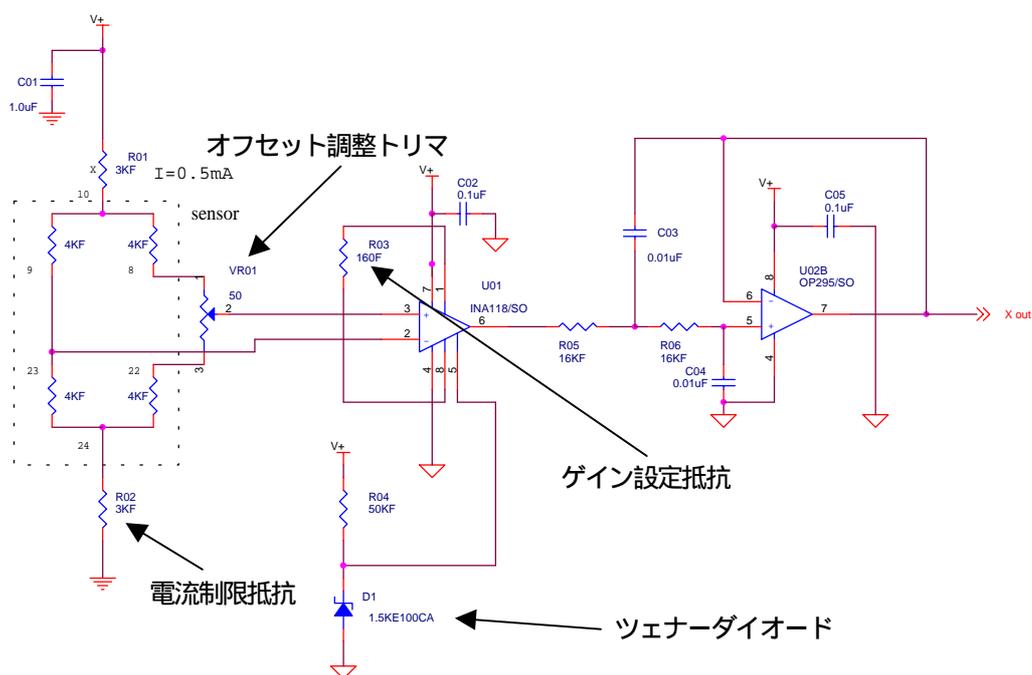
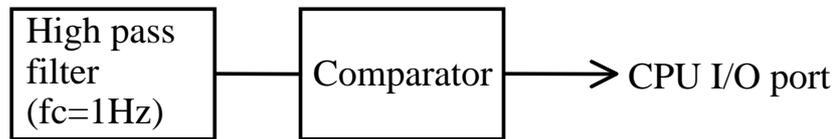


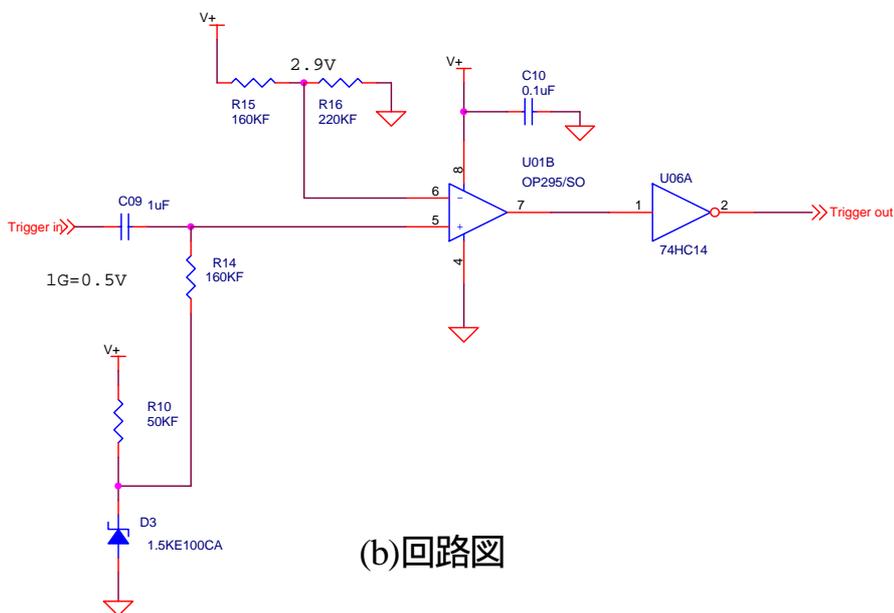
図3.24 センサ回路の回路図

### 3.4.2 トリガ回路

図 3.25 にトリガ回路のブロック図を示す。また、(b)に回路図を示す。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。



(a)ブロック図



(b)回路図

図3.25トリガ回路

### 3.4.3 CPU

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 s 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。

#### 3.4.4 外部メモリ回路

前述したように CPU が転倒を検出すると外部メモリ回路にデータを保存する。図 3.26 に外部メモリ回路の回路図を示す。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ロガー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 ごとの 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。表 3.3 に外部メモリの割付表を示す。

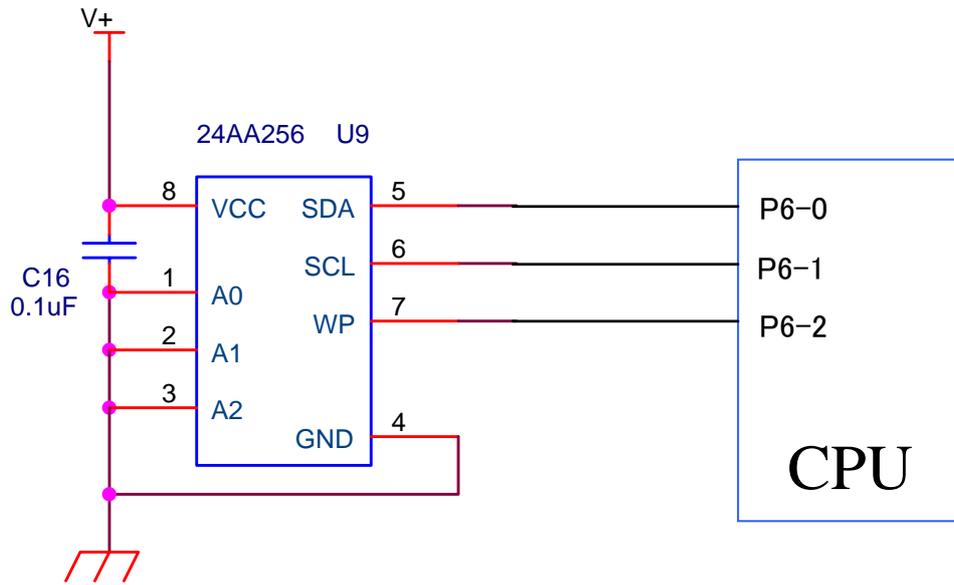


図3.26 外部メモリ回路の回路図

表3.3 外部メモリのアドレス

ファイルNo	スタートアドレス	エンドアドレス	データ	ファイルNo	スタートアドレス	エンドアドレス	データ
No.1	0x0000	0x077F	A/D -1	No.9	0x3C70	0x43EF	A/D -9
	0x0780	0x078D	Time-1		0x43F0	0x43FD	Time-9
No.2	0x078E	0x0F0D	A/D -2	No.10	0x43FE	0x4B7D	A/D -10
	0x0F0E	0x0F1B	Time-2		0x4B7E	0x4B8B	Time-10
No.3	0x0F1C	0x169B	A/D -3	No.11	0x4B8C	0x530B	A/D -11
	0x169C	0x16A9	Time-3		0x530C	0x5319	Time-11
No.4	0x16AA	0x1E29	A/D -4	No.12	0x531A	0x5A99	A/D -12
	0x1E2A	0x1E37	Time-4		0x5A9A	0x5AA7	Time-12
No.5	0x1E38	0x25B7	A/D -5	No.13	0x5AA8	0x6227	A/D -13
	0x25B8	0x25C5	Time-5		0x6228	0x6235	Time-13
No.6	0x25C6	0x2D45	A/D -6	No.14	0x6236	0x69B5	A/D -14
	0x2D46	0x2D53	Time-6		0x69B6	0x69C3	Time-14
No.7	0x2D54	0x34D3	A/D -7	No.15	0x69C4	0x7143	A/D -15
	0x34D4	0x34E1	Time-7		0x7144	0x7151	Time-15
No.8	0x34E2	0x3C61	A/D -8	No.16	0x7152	0x78D1	A/D -16
	0x3C62	0x3C6F	Time-8		0x78D2	0x78DF	Time-16
				No.17	0x78E0	0x7CFF	flag

### 3.4.5 タイマ回路

図3.27にタイマ回路の回路図を示す。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、電源投入後にロガーを通信モードにして行う。ロガーの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。

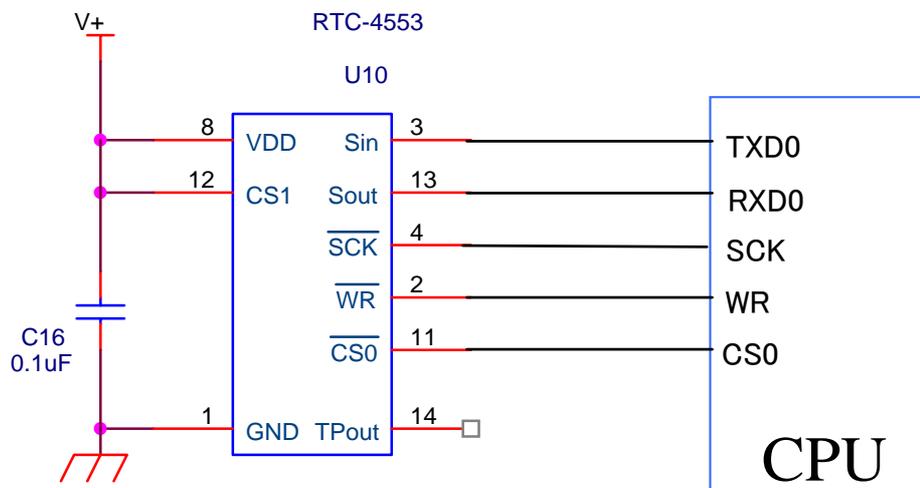


図3.27 タイマ回路の回路図

### 3.4.6 データ通信回路

ロガー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。ロガー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 3.28 に外部インターフェースの外観図を、図 3.29 に回路図を示す。また、表 3.4 にシリアル通信の設定値を示す。通信は、ロガー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。ロガー本体のコネクタに外部インターフェースのロガー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。表 3.5 に制御コマンドの一覧を示す。

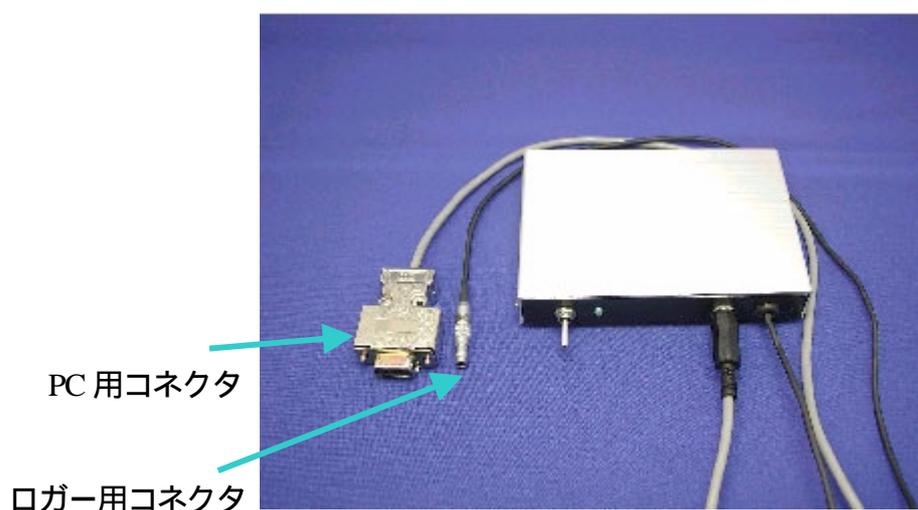


図3.28 外部インターフェースの外観図

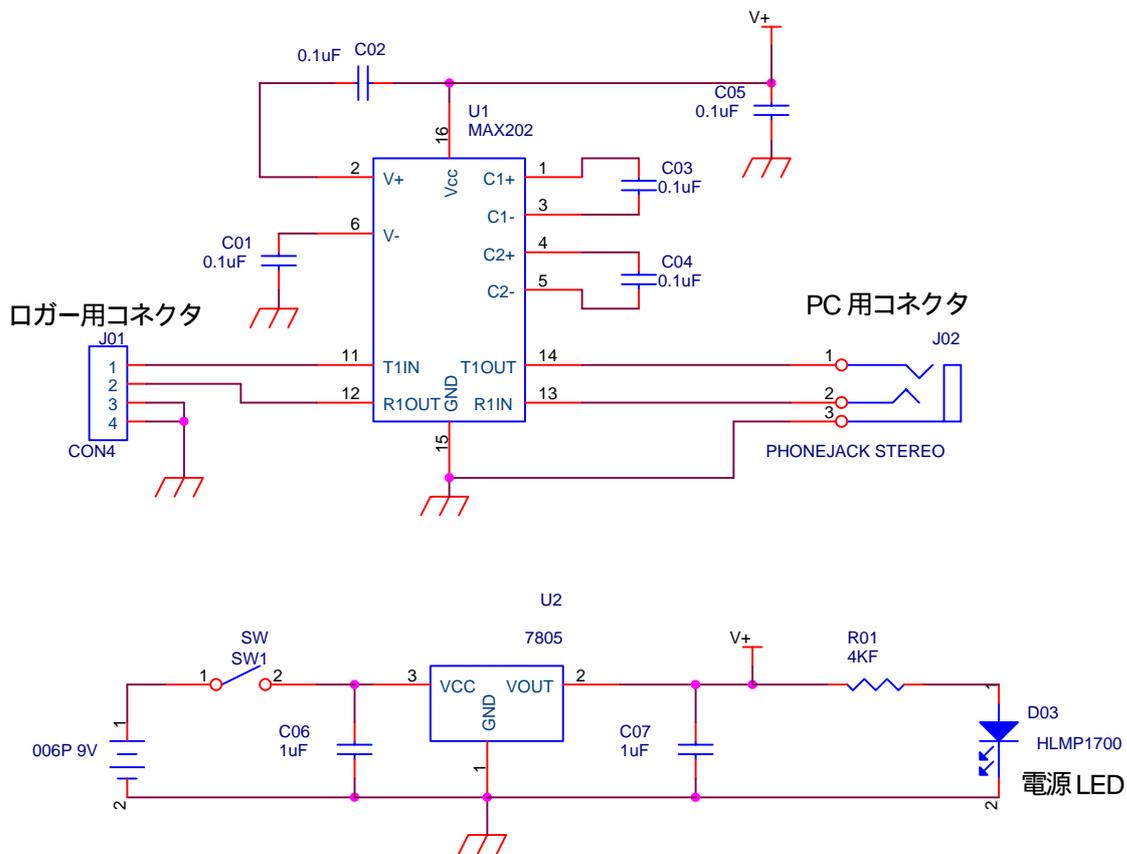


図3.29 外部インターフェースの回路図

表3.4 シリアル通信の設定値

スタートビット	1bit
ストップビット	1bit
データ長	8bit
パリティビット	なし
Xパラメータ	OFF
ボーレート	9800bps

表3.5 シリアル通信の制御コマンド

コマンド	動作
time set	時刻設定
print time	時刻表示
data out	保存データ転送
file no	保存データ数確認
data del	保存データ削除
end	通信モード終了

### 3.4.7 電源回路

図 3.30 に電源回路の回路図を示す。ロガーは、小型化と長時間の動作を実現するため、単 3 電池 1 本で動作する設計とした。近年、リチウム電池などの大容量の電池が市販されている。小型化を行うにはコイン型のリチウム電池などが最適であるが、電池の容量が少ない。本研究で用いた CPU や IC は 5 V 動作の仕様であるため、1.5 V の電池電圧を昇圧する必要がある。本研究では、電源の昇圧に専用 IC (MAX1676, MAXIM) を用いた。

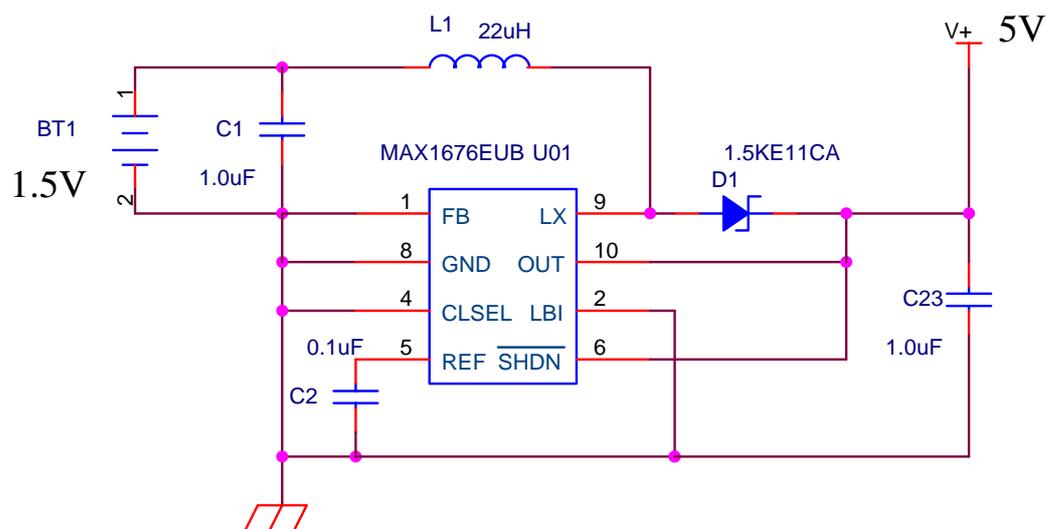


図3.30 電源回路の回路図

### 3.4.8 省電力化

本ロガー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、電池寿命が短くなる。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、60s 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、駆動電流は 4 mA に減少した。上述した省電力化により、転倒ロガーは、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 の駆動電流となった。

図 3.31 にロガーの動作のフローチャートを示す。ロガーは電源投入後、パラレルポート、シリアルポート、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。ロガーが転倒を検出すると、転倒前 8 s 間と転倒後 2 s 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 16 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 60 s 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、60 s 後にスリープモードに移行する。

電源投入後



トリガ発生時

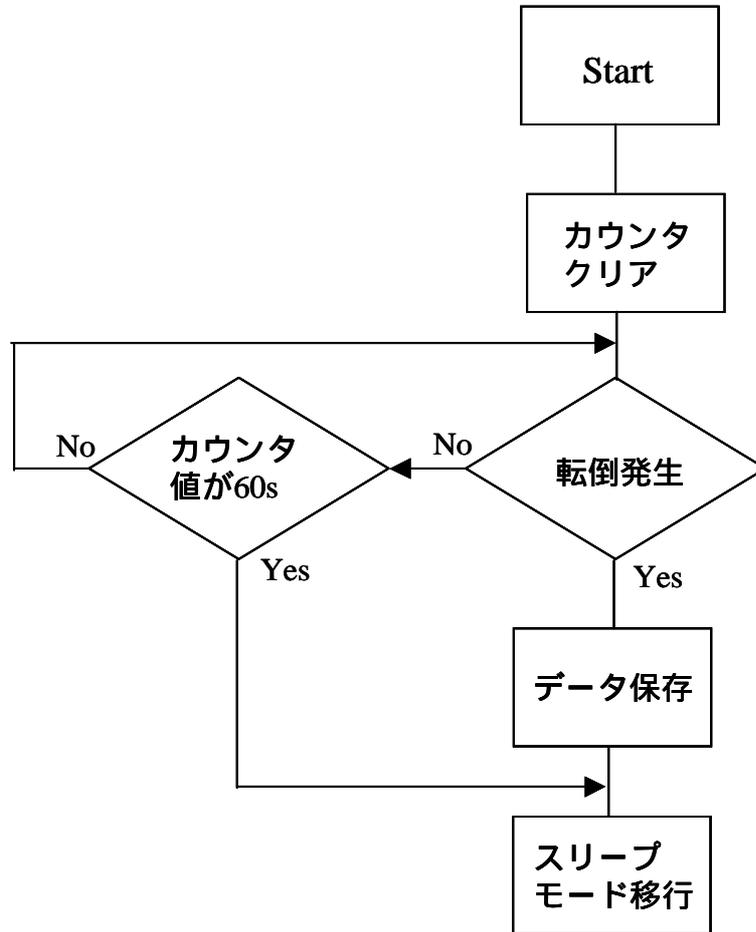


図3.31 ロガーの動作フローチャート

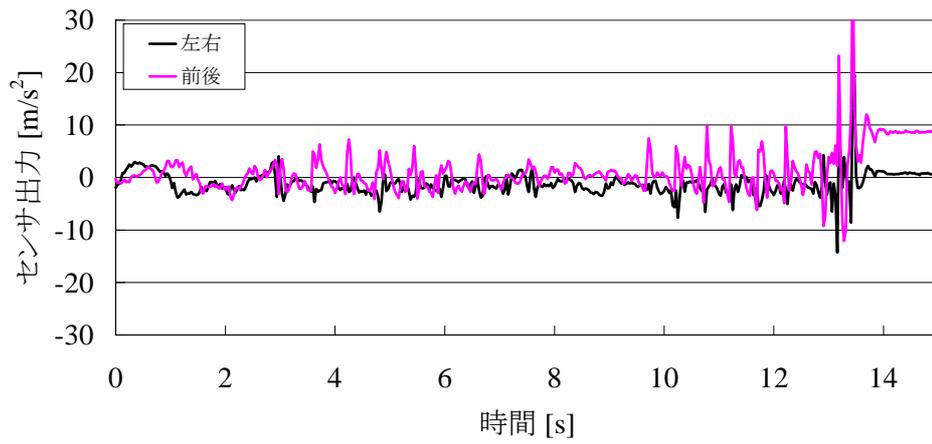
### 3.5 転倒状況の画像提示

転倒の解析を行うには計測したデータを誰にでもわかりやすい情報にして提示する必要がある。3.3.2章で計測した転倒時の波形は、加速度センサからの出力であるため、これらの情報のみから転倒時の状況を把握することは、一般の医師などでは困難である。そこで、本研究では加速度センサより得られた波形から転倒時の状況をパーソナルコンピュータを用い3次元表示で提示する構成とした。3次元表示は以下の手順で行う。

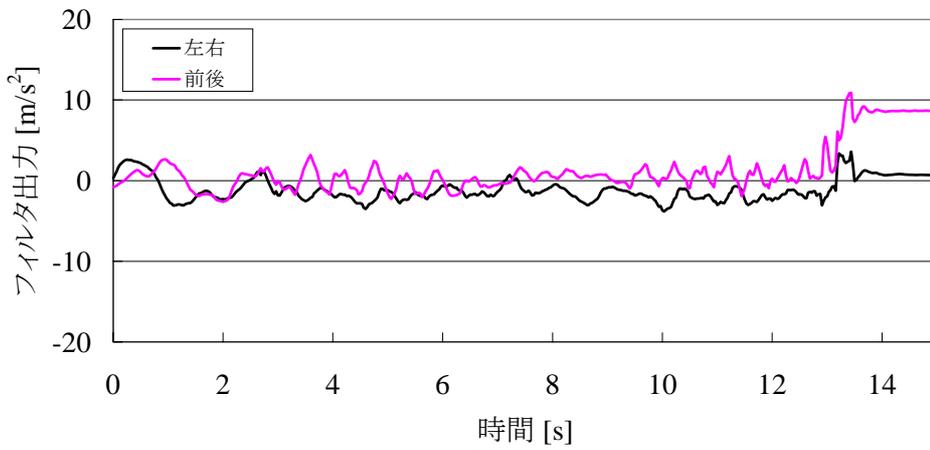
- 1) 加速度センサの情報を、角度成分と加速の高周波成分に分離する。
- 2) 高周波成分を積分して歩行速度を算出する。
- 3) 速度成分の情報はオフセットを含むため、転倒時の速度を0 m/sとしてオフセットを除去する。
- 4) オフセット除去後の速度成分を積分し、位置情報を算出する。
- 5) 身体の角度成分と位置情報から、転倒前後の被験者の状態をアニメーションで表示する。

#### 3.5.1 傾斜角度の算出

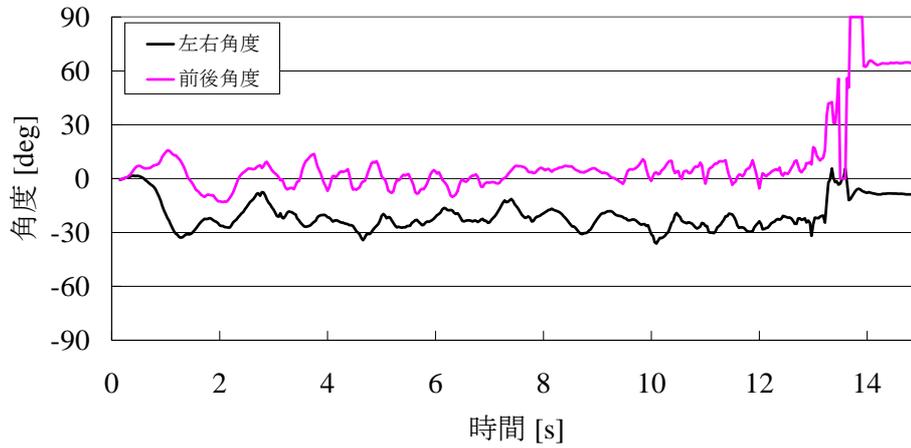
傾斜角度は3軸加速度センサの出力を移動平均処理し、高周波成分を除去することにより抽出した。さらに、この結果より図3.13の傾斜角度と加速度センサの出力の関係から傾斜角度を算出した。図3.32(a)に3軸加速度センサの出力の元波形、(b)に高周波成分を除去した結果、(c)に角度成分を計算した結果を示す。波形は10mの歩行後マットレスに転倒する擬似転倒を行った際のものである。



(a) 元波形



(b) 移動平均後の波形



(c) 角度算出後の波形

図 3.32 角度の算出

### 3.5.2 位置情報の算出

位置情報を算出するため、まず元波形から移動平均した波形の差をとり高周波成分のみを取り出す。さらに積分を行い速度成分を算出する。この際に通常はオフセットが付加されているため、速度の初期値を知る必要がある。しかし転倒計測の結果からは歩行速度の初期値が不明である。本研究では転倒後の歩行速度が0 m/s であることから、オフセットを除去した。さらに、オフセット除去後の波形を積分し位置情報を算出した。算出した傾斜角度と歩行距離から被験者の状態を3次元表示したものを図 3.33 に示す。平面の人体モデルを用い被験者の歩行、転倒の様子を表示可能とした。本法により、加速度波形に対して特別な知識を持たない医師などでも、被験者の転倒前の歩行状態や転倒の方向を簡便に把握可能である。

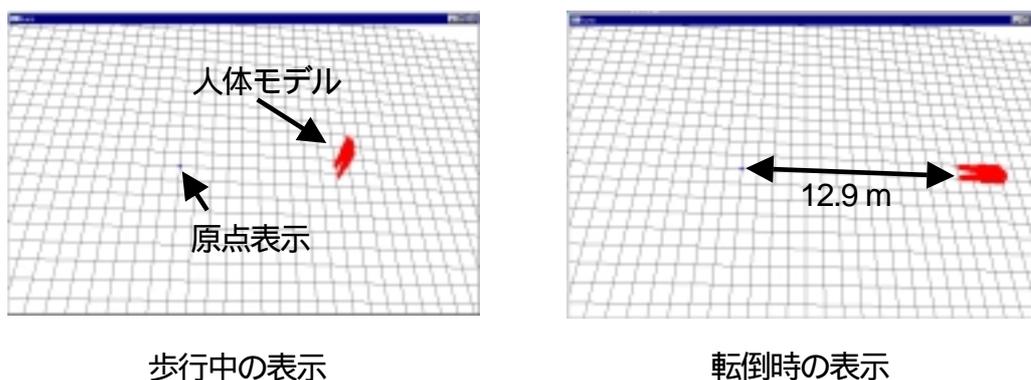
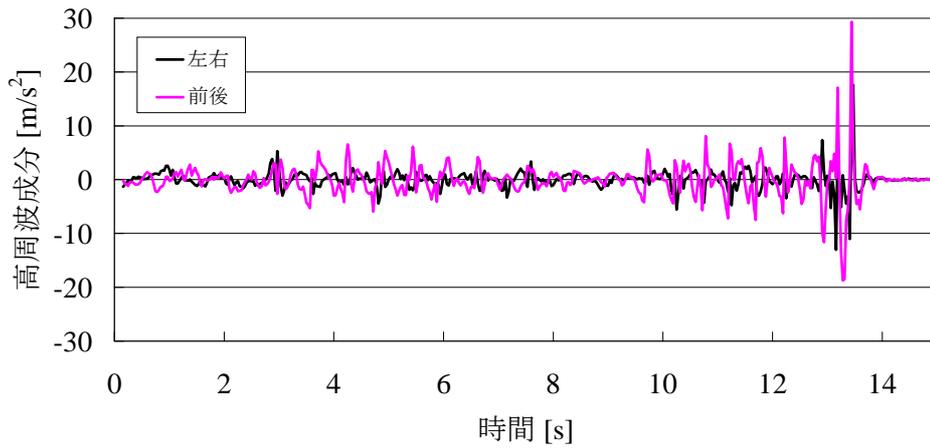
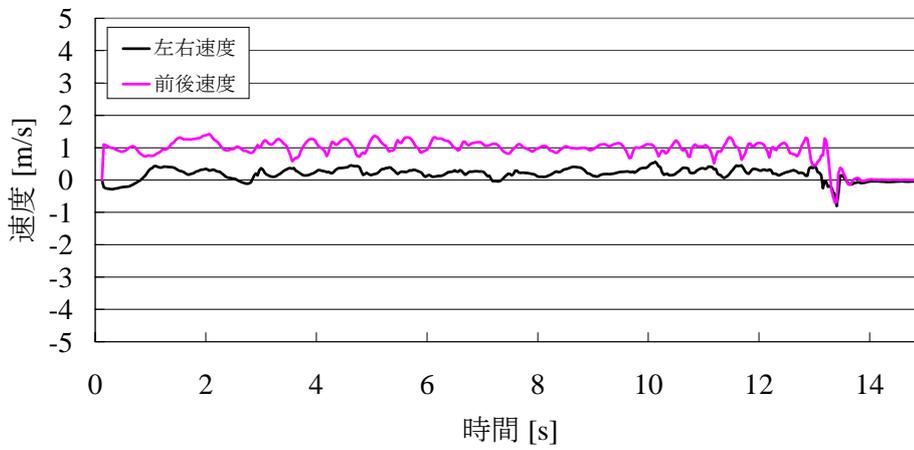


図 3.33 転倒の3次元表示

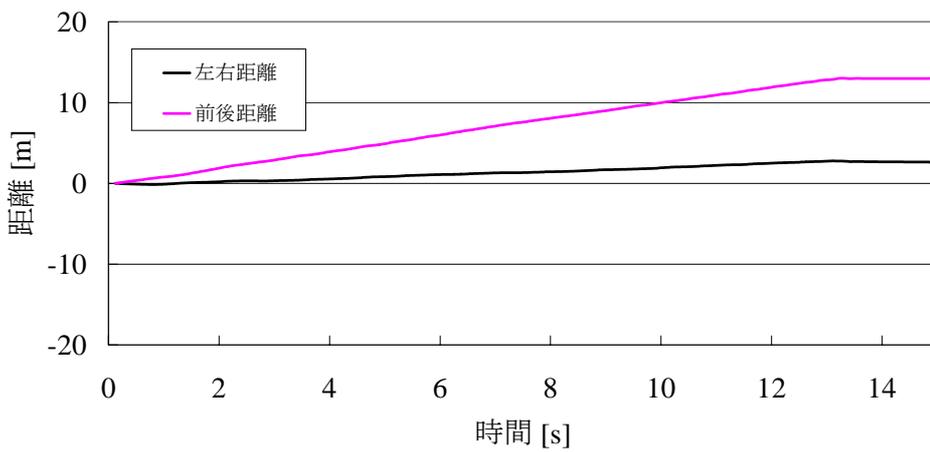
図 3.34(a)に高周波成分の波形、(b)に高周波成分を積分し、オフセットを取り除いた波形、(c)に(b)を積分し距離情報を算出した波形を示す。実験は10 mの歩行後マットレス上に擬似的に転倒した場合であるが、本法により算出した歩行距離は12.9 mであった。



(a) 高周波成分



(b) 速度成分



(c) 速度成分

図 3.34 歩行距離の算出

## 第4章

### システムの評価

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。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、日常行動中のロガーの動作と、疑似転倒時の計測を行った。さらに高齢者を対象とした臨床評価を行った。以下に結果を述べる。

## 4.1 健常成人を対象としたシステムの評価

本章では健常成人を対象に、3.3 章で検討した転倒検出アルゴリズムを実装したシステムの評価を行った。

### 4.1.1 評価方法

健常被験者 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) に対してロガーを装着させ、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。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ロガー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。ロガーは図 4.1 に示すように、専用のウエストベルトを製作し、ベルト中央にロガー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、健常成人を用い疑似転倒の実験を行った。計測は上述の被験者 5 名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、ロガーに記録された記録データと比較した。ロガー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。

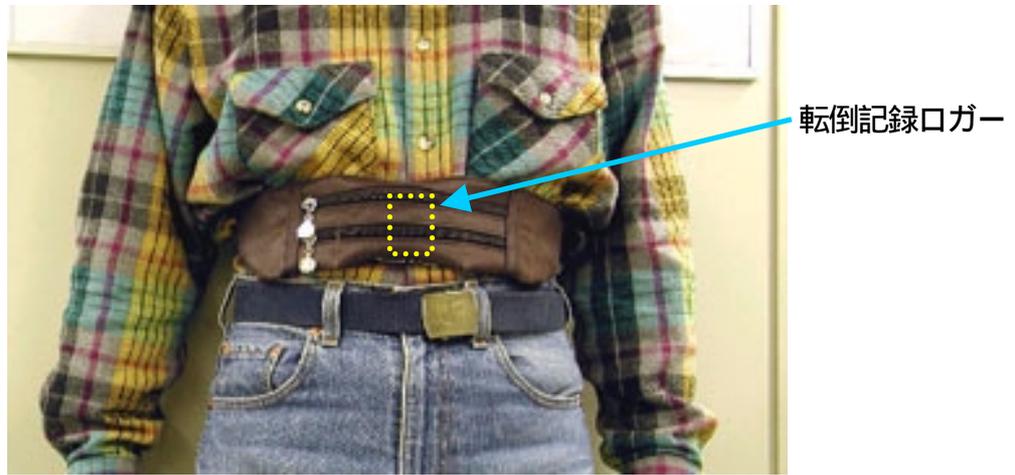


図4.1 転倒記録口ガーの装着図

## 4.1.2 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、ロガーは各被験者あたり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、ロガーが記録した加速度波形を図4.2に示す。転倒ロガーは、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。

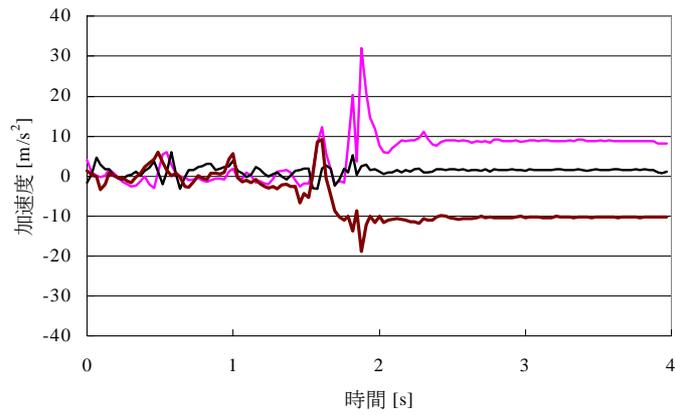
また被験者が疑似転倒を行った際のロガーの反応と衝撃加速度の最大値を表4.1に示す。転倒ロガーは全ての被験者の疑似転倒において転倒波形を記録した。記録波形を図4.3に示す。被験者は前方に転倒するように依頼したため、前後方向の衝撃加速度は正の値を示している。また転倒後には前後方向の加速度値は約 $9.8\text{ m/s}^2$ を示している。また左右方向の加速度値はほぼ $0\text{ m/s}^2$ を示していた。

表4.1 ロガーの反応と衝撃加速度の最大値

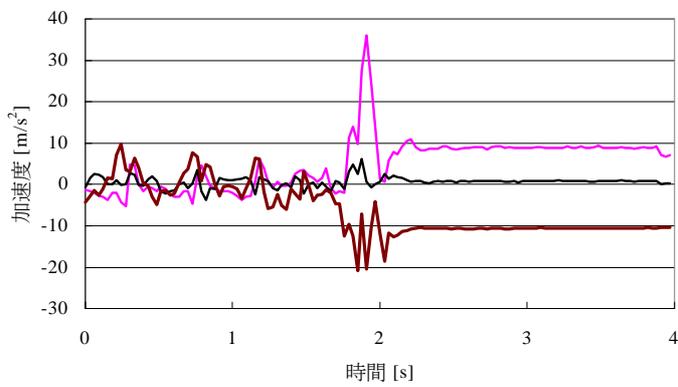
被験者	性別	年齢(歳)	身長(cm)	体重(kg)	転倒	モニタの反応	最大加速度( $\text{m/s}^2$ )
A	男	26	169	59	No.1	○	33.6
					No.2	○	36.0
					No.3	○	35.0
B	女	28	161	53	No.1	○	25.8
					No.2	○	34.9
					No.3	○	33.1
C	男	30	177	78	No.1	○	32.9
					No.2	○	33.1
					No.3	○	26.8
D	男	31	170	60	No.1	○	34.4
					No.2	○	32.0
					No.3	○	25.0
E	男	32	169	56	No.1	○	30.4
					No.2	○	34.7
					No.3	○	31.1

○ : 転倒検出あり

× : 転倒検出なし



(a)被験者A



(b)被験者B

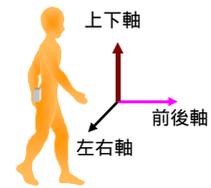
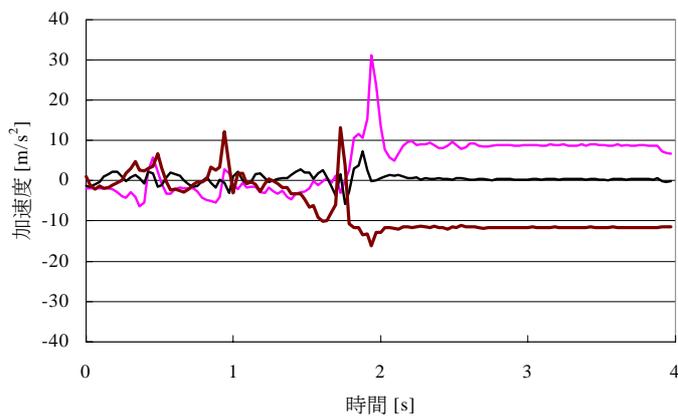
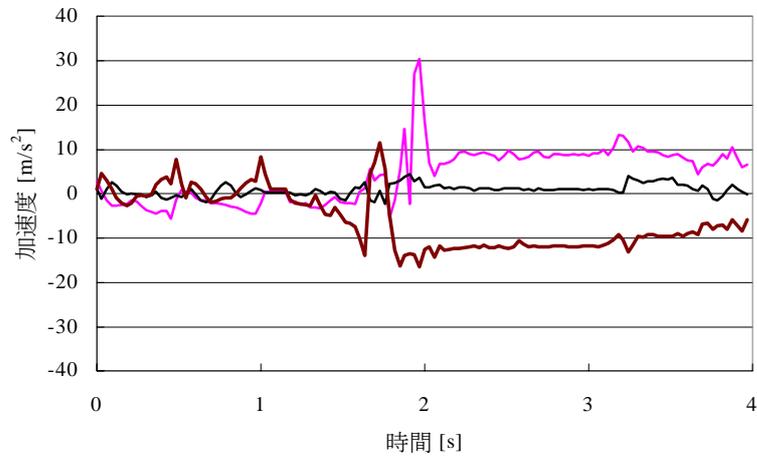
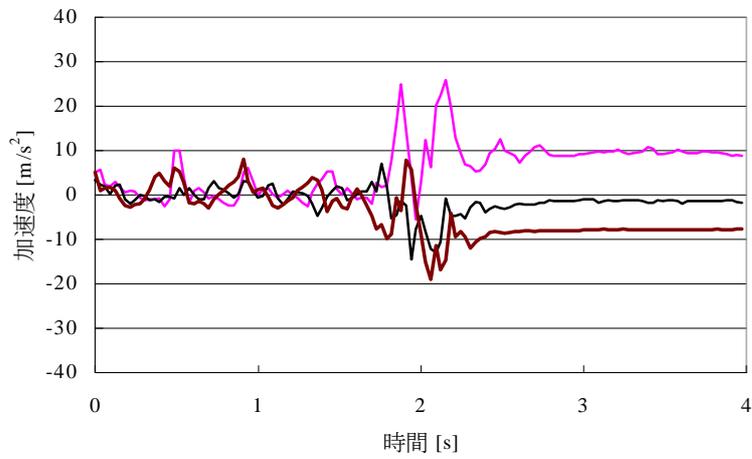
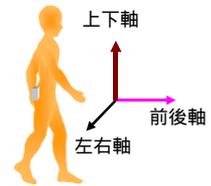


図4.2 擬似転倒時の被験者Cの記録波形



(d)被験者D



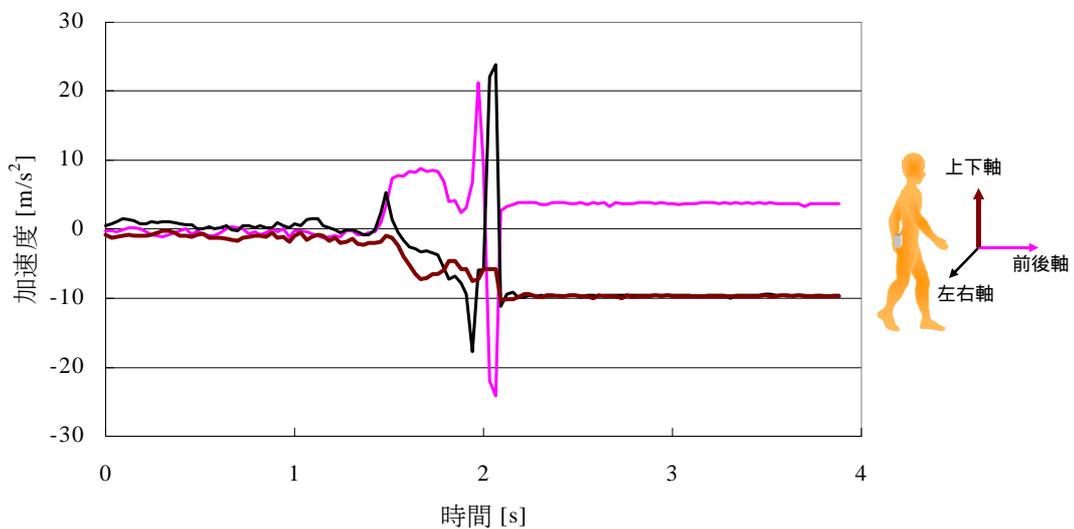
(e)被験者E

図4.2 擬似転倒時の口ガ－の記録波形

### 4.1.3 考察

3.2.2 に示したように、加速度センサの直流成分の出力をみることによって、傾斜方向を知ることができる。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負の値が出力される。

図 4.3(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 s 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 s から 2 s 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 s 後には体動による衝撃加速度が発生している。その後、4 s 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

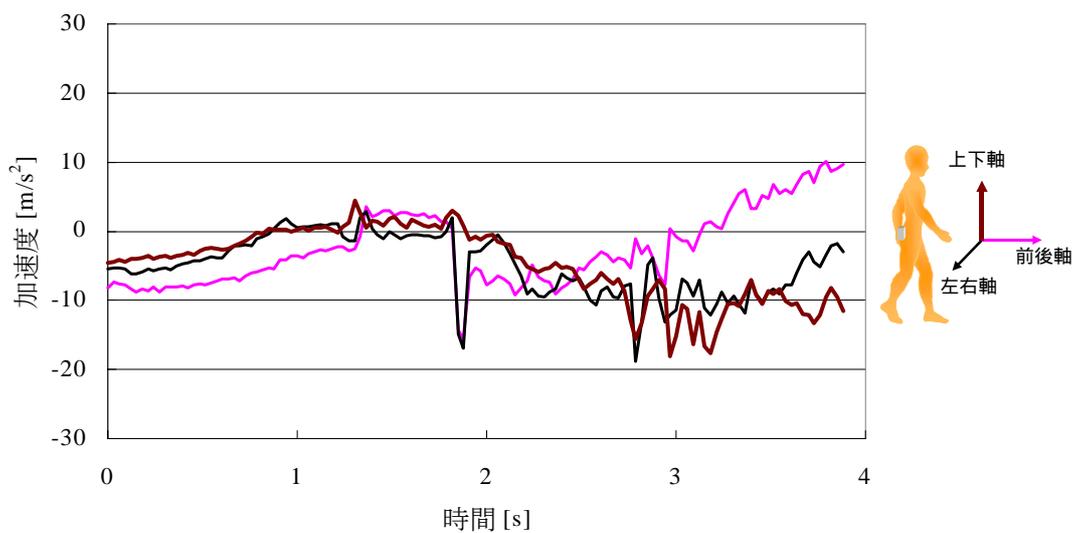


(a) 姿勢変化による波形

図4.3 日常行動中のログの反応

向けていることがわかる。

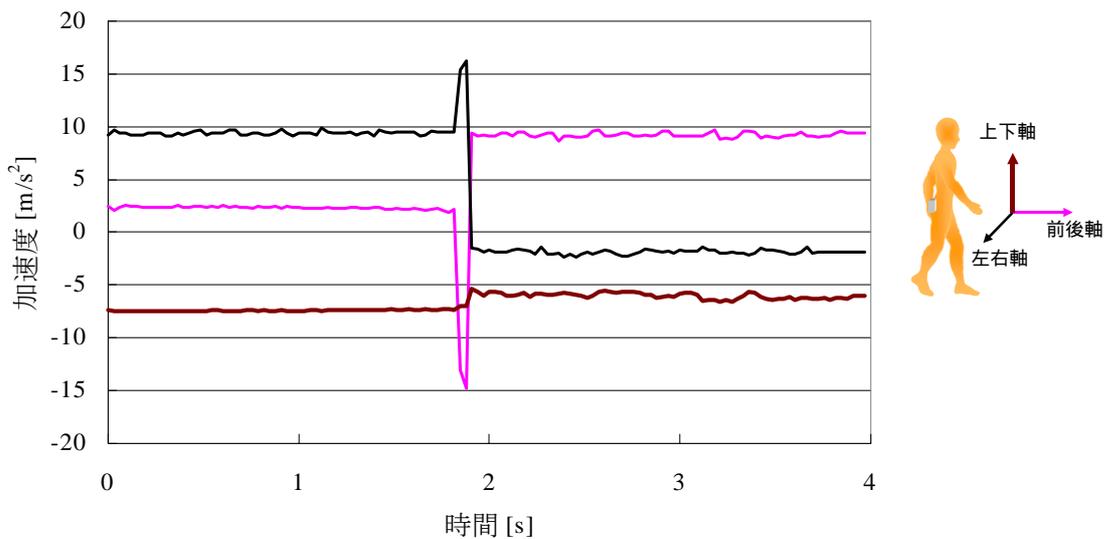
図 4.3(b)は自転車乗車中の波形である。記録開始後 2 s 後に乗車中の振動により転倒ロガーが転倒と判断している。通常、歩行やランニングなどの衝撃加速度が加わった場合でも、身体が傾斜していなければ転倒と判断することはない。しかし自転車乗車中は被験者の姿勢が前屈みで、さらにハンドルを切った際には被験者の身体も傾斜するため転倒であると判断されたと考えられる。さらに図 4.3(c)は着替え中の波形であるが、転倒と判断した箇所の前後は、体動による加速度の揺れが発生していない。このことはロガーが机や床に置かれた状態であったと考えられる。そのため着替えの際、机等においた転倒ロガーが倒れ、ロガーが反応したと考えられる。



(b) 自転車乗車中の波形

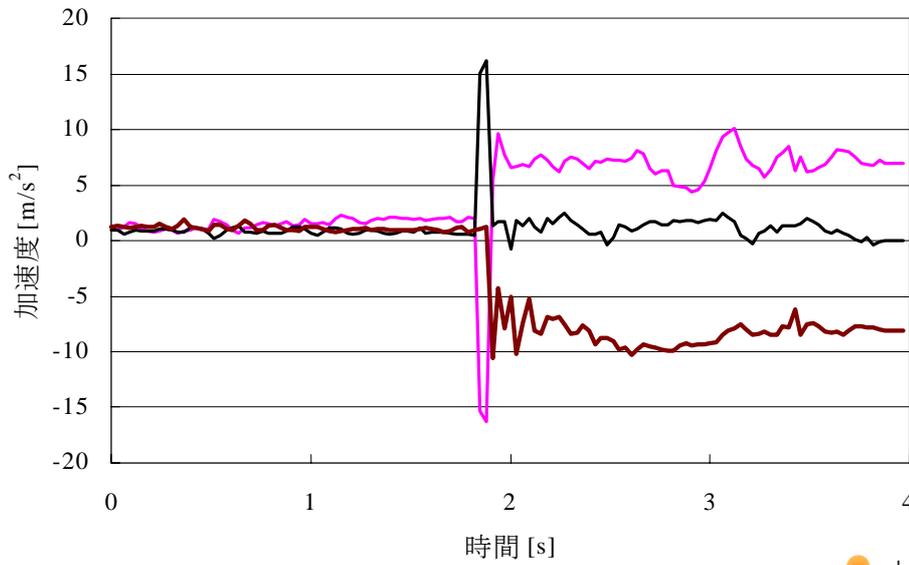
図4.3 日常行動中のロガーの反応

図 4.3(d)(e)はいずれも着替え中の波形である。図 4.3(d)は記録開始から 2 s 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。これはロガーが前方に倒れていることを示している。これより、着替えの際ロガー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。図 4.3(e)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、机などにロガーを置いた際に、ロガーが倒れ反応したと考えられる。記録開始から 2 s までは左右軸の出力より、ロガーが右方向に傾斜していることがわかる。また 2 s 後から 4 s 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。これらのことからロガー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ロガーの前面が下になるように移動したと考えられる。

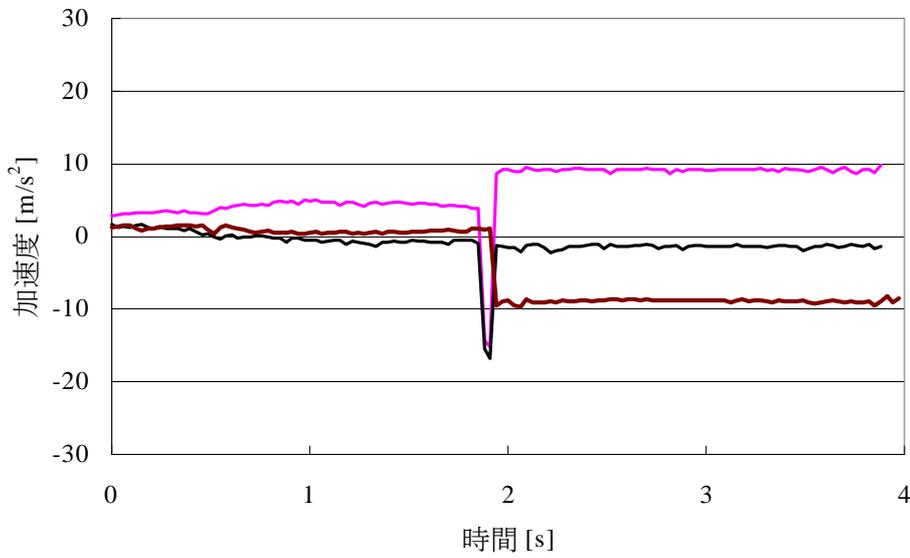
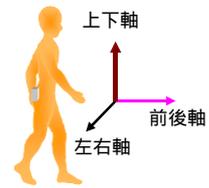


(c) 着替え中の波形

図4.3 日常行動中のロガーの反応



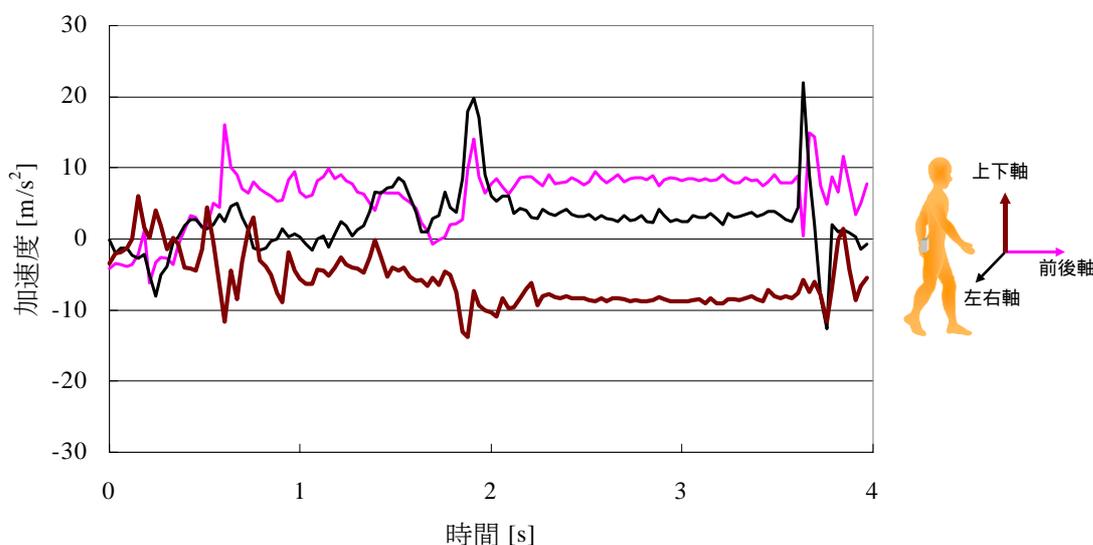
(d) 着替え中の波形



(e) 着替え中の波形

図4.3 日常行動中の口ガラの反応

図 4.3(f)は被験者がロガーを取り外した場合の波形である。記録開始から加速度波形は常に揺らいている。また、被験者の姿勢情報を表す前後軸と左右軸は  $5 \sim 10 \text{ m/s}^2$  程度の加速度を示している。被験者に直接聞き取り調査を行った結果、被験者がロガーを身体から取り外し、手に持った状態で移動した際に記録したと考えられる。また衝撃加速度を記録した後、前後方向の出力は  $9.8 \text{ m/s}^2$  程度の値を示している。これは、被験者がロガーを机などに置いたため衝撃加速度でロガ



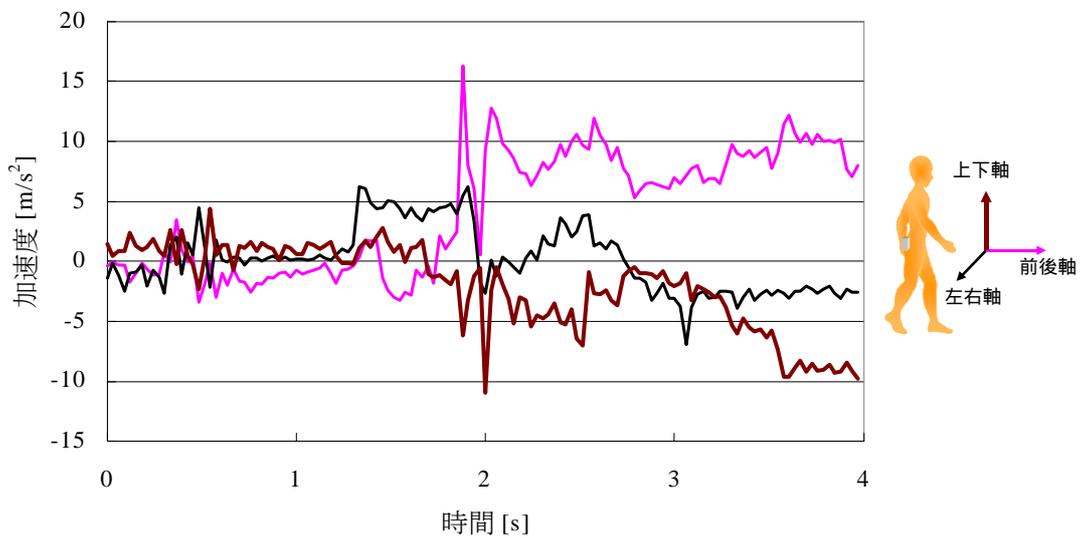
(f) モニタを取り外した場合の波形

### 図4.3 日常行動中のロガーの反応

ーが反応したと考えられる。

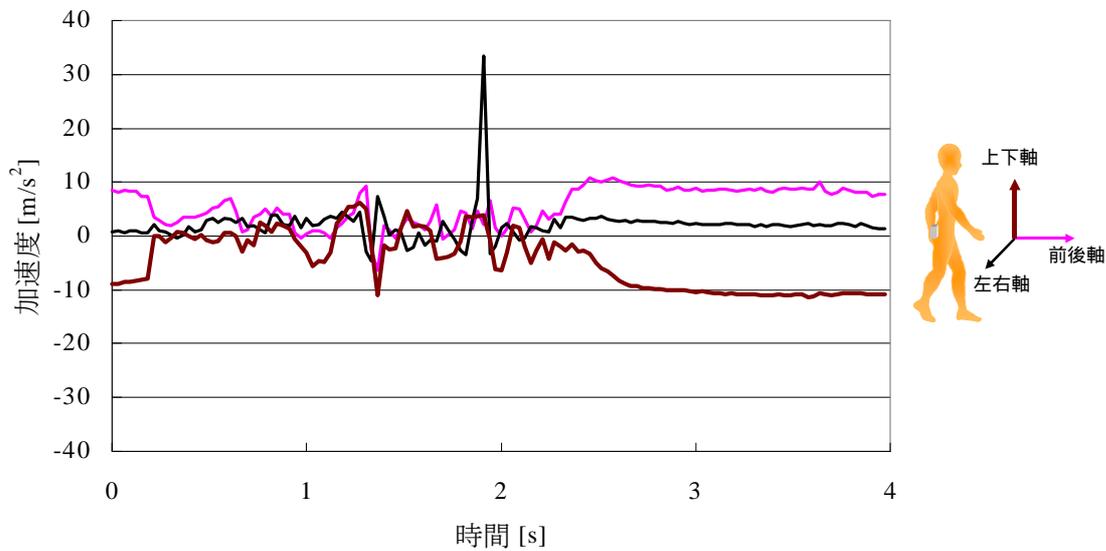
図 4.3(g)は被験者が実験の準備作業を行っている場合の加速度波形である。記録開始から 2 s 間の 3 軸加速度はほぼ  $0 \text{ m/s}^2$  である。記録開始 2 s 後には体動により衝撃加速度が生じている。また、上下軸の出力は、2 s 後から 4 s 後は身体の傾斜角度が徐々に大きくなっていることがわかる。また、前後軸の出力より身体が前方に傾斜していることがわかる。この結果より、被験者が、前方にかがみ込む

際に生じた衝撃加速度によって、ロガーが反応したと考えられる。図 4.3(h)は被験者が掃除を行っている際の波形である。記録開始後 2 s 後には左右軸のみで衝撃加速度が生じている。また記録開始 2.5 s 後からは前後方向の出力が約  $9.8 \text{ m/s}^2$  程度の値を示しており、左右方向はほぼ  $0 \text{ m/s}^2$  程度の値である。このことから被験者が前方に傾斜していることがわかる。



(g) 実験準備中の波形

図4.3 日常行動中のロガーの反応

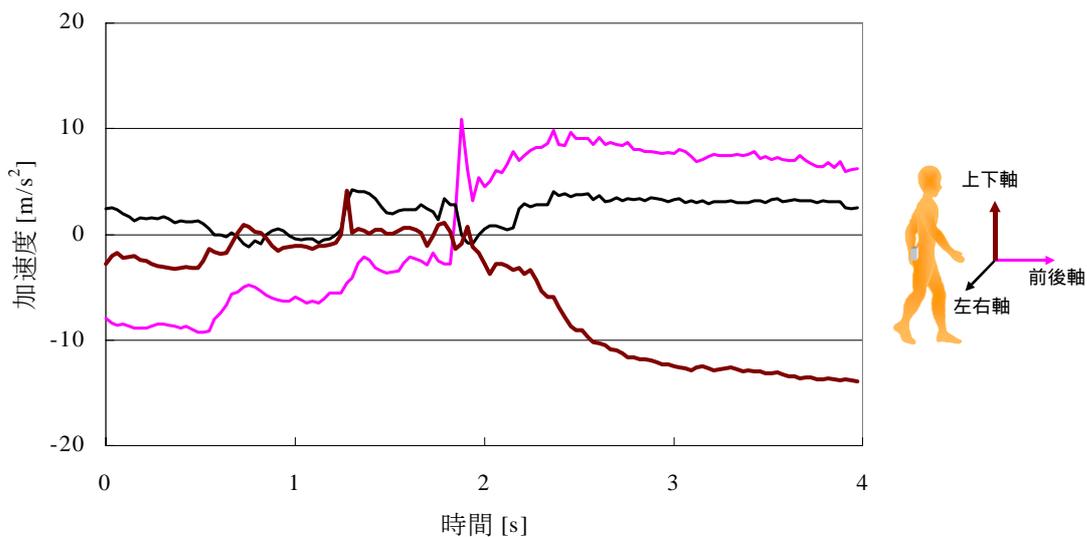


(h) 掃除中の波形

図4.3 日常行動中のロガーの反応

図 4.3(i)は被験者が自転車乗車中の際の波形である。記録開始 2 s までは前後軸の出力が負を示しているが、身体の傾斜を示す上下軸はほぼ  $0 \text{ m/s}^2$  である。このことより自転車が減速中であったことが推測できる。減速中には上下軸は加速度の変化がなく、前後方向の加速度のみが変化する。また 2 s 目以降は上下方向の出力が  $-9.8 \text{ m/s}^2$  以下を示しており、さらに前後軸が  $+9.8 \text{ m/s}^2$  付近の値を示していることから、被験者の身体が前方に傾斜していることがわかる。転倒ロガーは、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ロガーが反応した。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、ロガーが転倒と判断した。しかし、4.1.2 で計測した転倒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、ロガー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。



(i) 自転車乗車中の波形

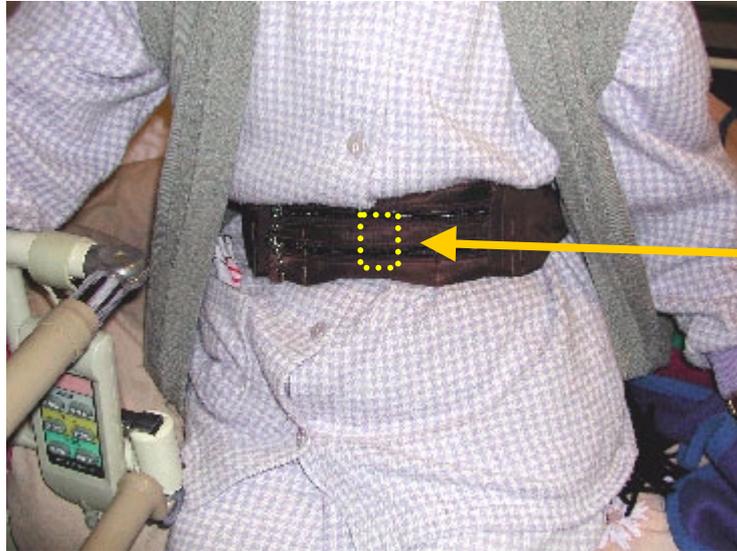
図4.3 日常行動中のロガーの反応

## 4.2 臨床評価

歩行の不安定な高齢患者を対象に計測を行い、開発したシステムの評価を行った。

### 4.2.1 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、また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、頻繁に転倒を繰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といった危険がないように、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。高齢者にロガーを装着した外観を図4.4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ロガーを装着するように依頼した。被験者にはロガー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、ロガーのデータは通信インターフェースを介し、PCに転送した。



転倒記録口ガー

図4.4 高齢者の口ガーの装着図

## 4.2.2 結果

表 4.2 にロガーの反応時刻と反応原因をまとめたものを示す。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ロガーが転倒と記録した場合が 6 例あった。ロガーが転倒を検出した例を図 4.5 に示す。矢印の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。またロガーの記録より午前 7 時 23 分 23 秒に転倒したことがわかる。

表4.2 ロガーの反応時刻と反応原因

	記録時刻	転倒	状況
No.1	8/22 11:06:49	○	足を滑らせて転倒
No.2	8/24 6:33:12	○	起床後すぐ転倒
No.3	8/24 11:39:37	×	車に乗車中
No.4	8/24 21:25:03	○	すくみ後転倒 トイレの前
No.5	8/25 10:30:28	○	すくみ後転倒 室内
No.6	9/3 6:16:36	○	起床後すぐ転倒
No.7	9/3 9:55:00	○	被験者の申告無し
No.8	9/4 22:28:33	×	
No.9	9/4 23:46:49	○	トイレに行く前に転倒
No.10	9/5 22:16:48	×	
No.11	9/6 13:00:54	×	
No.12	9/10 16:42:35	○	被験者の申告無し
No.13	9/13 15:58:35	○	すくみ後前方転倒
No.14	9/13 21:52:07	○	すくみ後前方転倒
No.15	9/15 11:36:14	○	すくみ後前方転倒
No.16	9/16 7:23:23	○	食事後すくみで転倒
No.17	9/17 9:18:16	○	すくみで転倒
No.18	9/17 10:53:14	×	モニタを棚から落とした
No.19	9/17 11:40:21	○	帰宅後すくみで転倒
No.20	9/18 6:42:35	×	
No.21	9/18 7:05:55	○	すくみ後前方転倒
No.22	9/20 11:14:01	○	すくみ後前方転倒
No.23	9/20 22:01:12	○	すくみ後転倒
No.24	9/21 8:47:38	○	食事後すくみで転倒斜め前方に転倒
No.25	9/22 9:29:32	○	すくみ後右方向に転倒

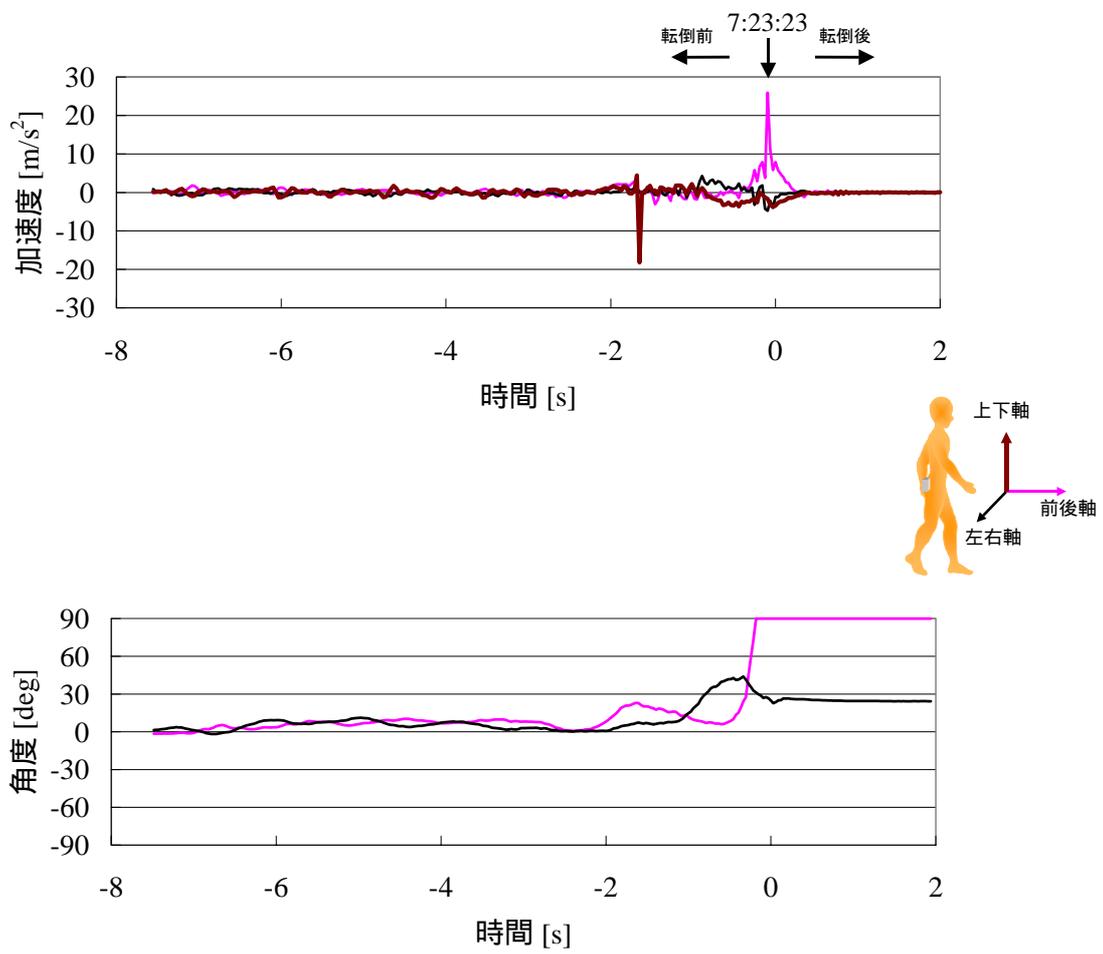


図 4.5 転倒検出例

### 4.2.3 考察

本システムの転倒検出の誤差について検討する。表4.3に転倒回数と転倒ロガーの記録回数をまとめたものを示す。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、ロガーを小型軽量にするため、大容量のメモリを実装できなかった。このため、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した。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。

表4.3 転倒回数と転倒ロガーの記録回数

転倒ロガーの反応	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	

通常、転倒は頻回には発生しない。従来聞き取りによる調査[11][12]によると、高齢者が1年間のうち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4.6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ロガー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切れる時間帯

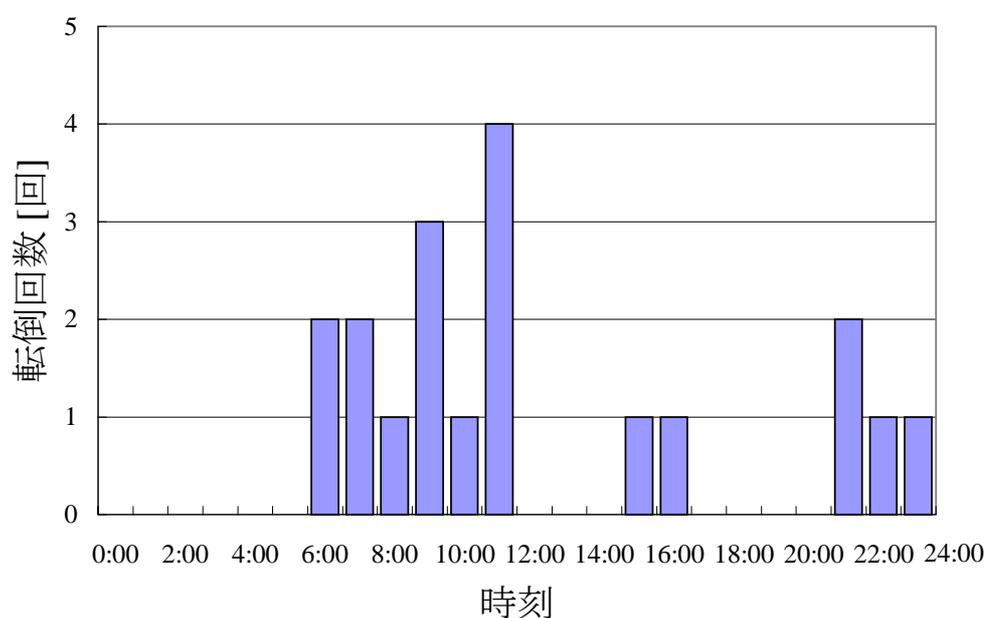


図4.6 転倒回数と時刻の関係

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、身体が自由に動けなくなる。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ると考えられる。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となる。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など立位の状態が少ないと考えられる。従来転倒時刻を検討した研究[24]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)にわけて季節ごとに検討しているが、本研究のように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4.5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4.5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2s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に限られると考えられる。上記以外の原因としては、被験者が転倒の前に膝をついた場合が考えられる。また、転倒後0sから2s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。

### 4.3 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 s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、日常行動中のロガーの動作と、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では、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薬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。

## 第5章

### 結論

本論文において、高齢者にとってねたきりの原因となる転倒を記録し、転倒の解析を行う目的で、加速度センサを用いて転倒時の衝撃力、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ための支援システムの開発を行った。

1章では、転倒事故防止の意義を述べ、転倒時の情報を詳細に把握し、原因の解析を行うことが、転倒防止に有効であることを述べた。

2章では、従来転倒を防止する目的で行われていた、疫学的、工学的手法による転倒解析の研究について考察し、その問題点を明らかにした。従来の転倒を把握する研究は、聞き取りやアンケートにより行われていたが、被検者の記憶に頼らなければならなかった。また工学的な手法を用いた転倒の研究も高価で大きな装置が必要であるため、日常的に発生する転倒を記録することは不可能であった。

3章では、上述した問題を解決するために、加速度センサを用いた転倒解析支援システムの開発を行った。まず、転倒の解析に必要な加速度センサの選定と加速度センサを用いて転倒時に発生する衝撃加速度と身体の傾斜角度から転倒を検出する手法を提案した。次に、システムの内容と長時間計測を可能とするために行った省電力化の手法について詳細に述べた。さらに、得られた転倒時の情報を

画像提示する手法を提案した。

4 章では、健常成人と高齢外来患者を対象に転倒検出アルゴリズムを実装したシステムの評価を行った。若年健常成人を対象とした計測では、転倒以外の衝撃力と姿勢変化を伴った動作を転倒と判断した。高齢患者の計測中に 22 回の転倒が発生し、そのうち 19 回の転倒を記録した。本研究では、転倒の可能性のある動作を記録する必要がある。評価の結果、システムが有効に動作していることが示された。また、記録された転倒時の情報を解析することにより、転倒時の状況を明らかにできた。さらに、転倒時の正確な時刻から転倒と投薬の影響を把握可能であることが示唆された。

2 章で述べたように、これまで転倒を長時間無拘束で計測できるシステムは開発されていない。本研究で開発したシステムを用いることで、従来手法では不可能であった転倒時の状況を無拘束で記録可能である。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である。本システムより得られた情報をリハビリテーション外来での指導や転倒予防教室における指導において利用することが可能である。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、転倒防止に役立てることが可能であり、転倒防止の研究が飛躍的に発展することが期待できる。

## 謝辞

本論文は、奈良先端科学技術大学院大学在学中に行った研究をまとめたものである。

同大学院大学教授の千原國宏教授には、論文執筆の機会を与えていただき、また執筆にあたり数々のご教示と激励をいただきましたことに心から感謝し、ここに厚く御礼申し上げます。

さらに、論文執筆に対して懇切丁寧なご教示、ご助言をいただきました、湊小太郎教授、大城理助教授に心から御礼申し上げます。またミーティングを通し、数々のご助言をいただいた安室喜弘助手、金谷一朗助手、井村誠孝助手に御礼申し上げます。像情報処理学講座においては、石橋伸之氏、山根啓史氏、末長貴俊氏、佐々木博史氏、田畑 慶人氏、櫛本李子様、川本桂子様から有益なご助言や、研究資料の収集などにおいてご協力いただき、誠にありがとうございました。

本研究は国立療養所中部病院長寿医療研究センターにおいて行われたものであり、老人支援機器開発部・田村俊世部長には、研究の遂行ならびに論文をまとめる機会を与えていただき、さらには日々の研究に対して数々のご教示と激励いただきましたことに深く感謝いたします。また、看護・介護機器開発室・中島一樹室長、自立支援機器開発室・南部雅幸室長、一関紀子先生、関根正樹先生、小川充洋先生(現東京医科歯科大学)、久野弘明先生(現岩手大学)、金星一先生、南部美津子様、春木なぎこ様、鈴木佳子様には、研究の面だけでなく、日頃から様々な面でご指導とご助言をいただき、深く感謝いたします。

本実験の多くは国立療養所中部病院、リハビリテーション科・長屋政博医長、

整形外科・原田敦医長の協力のもと行われたものであり、多くのご理解とご指導をいただきましたことに深く感謝いたします。また、実験に協力していただいた被験者の方々に心より感謝いたします。

最後になりましたが、著者の大学進学と研究活動に対して暖かく見守り、心の支えとなってくれた妻子に、心から感謝いたします。

## 参考文献

---

- [1] 厚生省監修:平成 12 年度版厚生白書, (株)ぎょうせい, 2000
  
- [2] 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
  
- [3] 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, pp912-921, 1986
  
- [4] 多田羅浩三, ほか: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, pp605-614, 1987
  
- [5] 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, pp804-813, 1987
  
- [6] 安村誠司, ほか: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, pp851-860, 1990
  
- [7] Murphy J., Isaacs B.: The post-fall syndrome: A study of 36 elderly patients, Gerontology, 28, pp265-270, 1982
  
- [8] 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, pp243-247

- 
- [9] 身体拘束ゼロへの手引き, 厚生労働省「身体拘束ゼロ作戦推進会議」, pp 40-41, 2001
- [10] Gibson M.: Falls in later life: Improving the health of older people, World Health organization, pp296-315, 1990
- [11] 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, pp287-290, 1993
- [12] 安村誠司, ほか: 地域の在宅高齢者における転倒発生率と転倒状況, 日本公衆衛生雑誌, 38, pp735-741, 1991
- [13] Tideiksaar R.: Falling in old age: Its prevention and treatment, Springer, 1989
- [14] 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, pp43-58, 2000
- [15] Connell B.R., et al: Environmental and behavioral circumstances associated with falls at home among healthy elderly individuals, Arch Phys Med Rehabil, 78, pp179-186, 1997
- [16] Yasumura S., et al: Rate of falls and the correlates among elderly people living in an urban community in Japan, Age and Aging, 23, pp323-327, 1994
- [17] 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, ppS90-S94, 2000

- 
- [18] 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, pp24-26, 2001
- [19] 堀内郁孝, ほか: 脳卒中片麻痺における転倒と腰部加速度との関連性について, 生体・生理シンポジウム, pp1117-120, 2001
- [20] Smidt G. L., et al: Accelerographic analysis of several types of walking, Am. J. Phys. Med., 50, pp285-300, 1971 03-3251-6078
- [21] Verstraete M. C., et al: A method for computing the three-dimensional angular velocity and acceleration of a body segment from three-dimensional position data, J. Biomech. Eng., 112, pp114-118, 1990.
- [22] Evans A. L., et al :Gilchrist, Recording accelerations in body movements, Med. Biol. Eng. Comput., 29, pp102-104, 1991
- [23] 新野直明: 浜松市の転倒・骨折予防活動: 1998 年度転倒調査の結果から, 地域保健, 30, pp110-115, 1999
- [24] 新野直明, ほか: 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, pp975-981, 1995
- [25] 泉キヨ子: 転倒防止に関する研究の動向と今後の課題, 看護研究, 33, pp11-19, 2000

- 
- [26] Blake A.J., et al: Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors, *Age Ageing*, 17, pp365-372, 1988
- [27] Perry B.C.: Falls among the elderly: A review of the methods and conclusions of epidemiologic studies, *J Am Geriatr Soc*, 30, pp367-371, 1982
- [28] Campbell A.J., et al: Falls elderly women and the cold, *Gerontology* 1988, 34, pp205-208, 1988
- [29] 新野直明, 中村健一: 老人ホームにおける高齢者の転倒調査: 転倒の発生状況と関連要因, *日本老年医学会雑誌*, 33, pp12-16, 1996
- [30] 桑田美代子, 湯浅美代子, 野口美和子: 老人病院のスタッフがとらえる骨折・事故の危険者の特徴、看護職員・介護職員・リハビリ職員へのインタビューから, 第29回日本看護学会論文集, pp151-153, 1998
- [31] 原田敦: 高齢者の転倒による損傷とその予防, *Geriatric Medicine*, 37, pp863-867, 1999
- [32] 安村誠司, ほか: 特別養護老人ホーム入居者における大腿骨頸部骨折予防装具の使用に関する基礎的研究, *日本老年医学会雑誌*, 36, pp268-273, 1999
- [33] Maki B.E., et al: Aging and Postural Control: A Comparison of Spontaneous- and Induced-Sway Balance Tests, *Clinical Investigation*, 38, pp1-9, 1990
- [34] Brauer S.G., et al: A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability

---

to predict community-dwelling fallers, *Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences & Medical Sciences*, 55, ppM469-M476, 2000

[35] Thorbahn L.D., et al: Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons, *Physical Therapy*, 76, pp576-583, 1996

[36] Tang P.F., Woollacott MH et al.: Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity, *Exp Brain Res*, 119, pp141-152, 1998

[37] Eng J.J., Winter D.A. et al.: Strategy for recovery from a trip in early and late swing during human walking, *Exp Brain Res*, 102, pp339-349, 1994

[38] 上出直人, 大淵修一, 柴喜崇, 加倉井周一: 歩行時転倒刺激に対する身体反応様式について, *生体・生理シンポジウム*, pp109-112, 2001

[39] 木山喬博, 井関朋子, 猪田邦雄, 油井直樹, 山田千里: 姿勢反射器具の試作 - 傾斜角度と転倒 -, *理学療法学*, 21, pp136, 1994

[40] Najafi B., et al: Falling Risk Evaluation in Elderly Using Miniature Gyroscope, *Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Micro Technologies in Medicine and Biology*, pp557-561, 2000

[41] Wolfson L., et al: Gait Assessment in the elderly: Gait Abnormality Rating Scale and Its Relation to Falls, *Journal of Gerontology*, 45, ppM12-M19, 1990

---

[42] 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, 電気学会論文誌 C, 120, pp1110-1117, 2000

[43] Tamura T., et al: Classification of acceleration waveforms during walking by wavelet transform, Meth. Info. Med., 36, pp356-359, 1997

[44] Redmond D. P., et al: Observations on the design and specification of a wrist-worn human activity monitoring system, Behavior Research Methods, Instruments, & Computers, 17, pp659-669, 1985

[45] Veltink P. H., et al: Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers, IEEE Trans. Rehabil. Eng., 4, pp 375-385, 1996

[46] Tamura T., et al: A solid-state ambulatory physical activity monitor and its application to measuring daily activity of the elderly, J. Med. Eng. Technol., 21, pp96-105, 1997

[47] Sugimoto A., et al: A Useful method for measuring daily physical activity by a three-direction monitor, Scand J Rehab Med, 29, pp37-42, 1997

[48] Bouten C. V., et al: A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity, IEEE Trans. Biomed. Eng., 44, pp136-147, 1997

- 
- [49] Shepherd E.F., et al: Step Activity Monitor: Increased Accuracy in Quantifying Ambulatory Activity, *Journal of Orthopaedic Research*, 17, pp703-708, 1999
- [50] Aminian K., et al: Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 37, pp304-308, 1999
- [51] 牧川方昭, 飯泉仁美: 生体信号の無拘束計測のためのデジタル技術, *BME*, 9, pp16-27, 1995
- [52] Makikawa M., et al: Development of an ambulatory physical activity memory device and its application for the categorization of actions in daily life, *MEDINFO 95 Proc.*, pp747-750, 1995
- [53] Fahrenberg J., et al: Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings, *Psychophysiology*, 34, pp607-612, 1997
- [54] Miyazaki S.: Long-Term Unrestrained Measurement of Stride Length and Walking Velocity Utilizing a Piezoelectric Gyroscope, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44, pp753-759, 1997
- [55] 松尾聡, 合志和洋, 田所嘉昭: デジタル携帯電話を用いた徘徊老人追尾システムの検討, *電子情報通信学会技術研究報告*, HCS96, 36, pp85-92, 1996
- [56] 清水孝一, 河村邦明, 山本克之: 徘徊者定位システムの開発-バイオテレメトリによる在宅医療支援-, *BME*, 10, pp3-10, 1996

---

[57] 牧川方昭: 日常行動のモニタリング, BME, 10, pp39-48, 1996

[58] Murakami D., et al: Ambulatory behavior map, physical activity and biosignal monitoring system, 2nd IMIA-IFMBE Int. Workshop on Biosignal Interpretation, pp239-242, 1996

[59] Koshima H., et al: Personal locator services emerge, IEEE Spectrum, 37, pp41-48, 2000

[60] <http://www.microstone.co.jp/index2.htm>

[61] <http://www.spp.co.jp/sssj/moshon.html>

[62] 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, Vol.39, pp337, 2001

---

## 研究業績一覧

### 学会賞

平成 12 年度科学新聞賞・研究奨励賞・阪本研究刊行助成賞・阿部賞, 2000

### 学術論文

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, 電気学会論文誌 C, 120-C, 12, pp1846-1853, 2000

### 国際会議論文

T. Yoshimura, K. Nakajima and T. Tamura: An ambulatory fall monitoring system for the elderly, Third International Conference of Gerontechnology, pp10-13, October, 1999, Munich, Germany

### 共著

T. Tamura, T. Yoshimura, F. Horiuchi, Y. Higashi and T. Fujimoto: An Ambulatory Fall Monitor for the Elderly, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, CD-ROM, July, 2000, Chicago, USA.

### 国内発表

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, pp236, 1999, 春日井

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, pp67, 1999, 相模原

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, pp279-280, 2000, 金沢

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, 第 39 回日本 ME 学会大会, pp374, 2000, 東京

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  
サを用いた高齢者用転倒モニタの開発, 第 15 回生体・生理工学シンポジウム, pp95-98,  
2000, 名古屋

吉村拓巳, 長屋政博, 中島一樹, 原田敦, 田村俊世, 千原國宏: 加速度センサを用いた高齢  
者転倒モニタの開発と評価, 第 40 回日本 ME 学会大会, pp346, 2001, 名古屋

## 講演

転倒の自動記録, 身体拘束禁止と転倒シンポジウム, 2001, 大府

転倒防止のための支援機器, 日本生活支援工学会第 1 回シンポジウム, 2002, 東京

---

## 付録

転倒データ (CD-R, read\_me.txt を参照)