

厚生科学研究研究費補助金  
長寿科学総合研究事業

高齢者の日常活動モニタリング機器の開発に関する研究  
(H11-長寿-039)

平成13年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 田村俊世  
国立療養所中部病院 長寿医療研究センター 部長

分担研究者  
牧川方昭 立命館大学工学部教授  
東 祐二 藤元早鈴病院リハビリテーションセンター室長  
田中志信 金沢大学工学部助教授  
高橋龍尚 山形大学工学部助手  
清水孝一 北海道大学大学院教授

平成14(2002)年3月

## 目次

### I. 総括研究報告書

- 高齢者の日常活動モニタリング機器の開発 . . . . . 3  
田村俊世

### II. 分担研究報告

1. 行動のモニタリングに関する研究 . . . . . 9  
田村俊世
2. 加速度センサによる日常生活動作の長期モニタに関する研究 . . . . . 49  
牧川方昭
3. リハビリテーション訓練効果のモニタリングに関する研究 . . . . . 79  
東 祐二
4. 循環動態モニタリングシステム . . . . . 99  
田中志信
5. ストレスモニタリングシステム . . . . . 117  
高橋龍尚
6. バイタルサインモニタリングシステム . . . . . 137  
清水孝一

- III. 研究成果に関する一覧表 . . . . . 153

# 総括研究報告書

厚生科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）  
総括研究報告書

高齢者の日常活動モニタリング機器の開発

主任研究者 田村俊世（国立療養所中部病院長寿医療研究センター・部長）

高齢者の日常活動のモニタリングとして高齢者の身体活動の評価、循環動態などを限りなく少ない拘束で測定する機器を開発することを目的とした。最終年度は、加速度測定による歩行形態の識別、疾病と健常高齢者の歩容の違い、日常行動の詳細な検討のための加速度によるエネルギー代謝量の推定、早期離床を促すリハビリテーション訓練時の評価、血圧、心電図測定による循環動態の評価、ストレス評価、ならびにバイタルサインのリアルタイム伝送方法について検討し、それぞれの研究に必要なプロトタイプ機器を完成させ、日常行動下や臨床応用を試みた。その結果、各々の機器の有用性が示唆された。今後は、製品化に向けてより詳細な検討を加えて行く予定である。

〔研究組織〕

田村俊世 国立長寿医療研究センター部長  
牧川方昭 立命館大学理工学部教授  
東 祐二 藤元早鈴病院リハビリテーションセンター室長  
田中志信 金沢大学工学部助教授  
高橋龍尚 山形大学工学部助手  
清水孝一 北海道大学大学院教授

A. 研究目的

高齢者の健康の維持、疾病の予防、QOLの向上のために行動や運動中の循環、代謝ならびに身体活動量を測定することが重要となっている。さらに昨今の社会保障構造改革による医療環境の変化に伴い、早期退院を目標としたリハビリテーションの現場で、客観的評価を得るために、簡単に廉価に使用できる機器の開発が急務となっている。測定に使用する機器は、身体に違和感なく装着でき、測定のための特別な操作を必要とせず、できるだけ少ない拘束で自動的に生体情報が収集されることが望まれる。本研究では、この点を重視し、日常生活で測定されることを意識しないで長期間あるい

は訓練ごとにデータ収集が行われるような装置を開発することを目標とする。装置は、生理量や運動量を測定する各種センサと半導体データロガーあるいはテレメータシステムから構成される。これらシステムでは、測定データをデータロガーに保存し、装置そのものあるいはデータカードを一定期間ごとに病院や医療従事者に転送あるいは持参してデータ解析する方法とリアルタイムにデータを伝送する方式を検討していく。最終年度は、加速度測定による歩行形態の識別と転倒検出モニタ（田村）、日常生活動作の推定（牧川）、リハビリテーション訓練効果の定量化（東）、連続血圧測定と姿勢センサによる循環動態の評価（田中）、呼吸・循環反応と身体活動量との関連（高橋）について検討した。またPHS端末を利用したリアルタイムセンシングシステム（清水）についても検討を加え、それぞれプロトタイプ機器の完成とその評価を行った。

B. 研究方法

1. 腰部加速度測定による歩行形態の識別と転倒検知モニタの開発と臨床応用（田村）：歩行

形態の識別のために3軸加速度センサを被験者の重心周りに近い腰部に装着し、平地歩行、階段昇降時の加速度波形から歩行形態の識別を試みた。加速度波形に離散ウェーブレット変換を用いたフラクタル解析法を適用し、平地歩行、階段歩行の特徴付けを行い、連続する加速度信号から歩行形態の分類を試みた。さらに、平地歩行については、疾病群と健常高齢者の比較を行った。最後に、3軸加速度波形から歩行時の転倒を検出する機器の開発を行い臨床応用を試みた。

2. 加速度センサによるエネルギー代謝量の推定 (牧川) : 炊事、洗濯、掃除など日常の生活動作を観察するために加速度センサを関節近傍に装着し、上肢、下肢、体幹などの全身運動を測定し、得られた加速度データから被験者の身体活動量をエネルギー消費量を推定する方法を検討した。

3. 加速度測定によるリハビリテーション訓練効果のモニタリング (東) : 脳卒中の早期リハビリテーションにおいて、寝返り、起き上がり、膝立ち、立位、歩行などの基本的かつ反復される動作群の早期獲得は患者のADL向上のために重要である。本年度はセラピストの訓練評価を支援するために動作遂行中の計測情報をリアルタイムで提供できるシステムを構築し、さらに、リハビリテーション訓練において定期的に実施される装具適合判定に使用した。

4. 循環動態モニタリングシステムの開発 (田中) : 本研究では高齢者の循環機能を日常生活下の状態で計測・評価することを目的として、まずそのための装置として一拍毎の血圧及び心拍出量が無侵襲・無拘束の状態で計測・記録する「無拘束循環動態モニタシステム」の開発を行った。さらに本装置を用いて様々な行動下及び姿勢変化時における循環諸量を一心拍毎に計測し、血圧、心拍間隔等の時間領域並びに周波数領域における解析を通して自律神経活

動の評価を試みた。また、高齢者の活動性指標として日常生活下における「姿勢状態」を同時計測し、日常の活動性と循環機能との関係についても検討した。

5. 生体ストレス反応、評価 (高橋) : 日常生活で重要な身体活動である歩行の際の呼吸循環反応と身体活動量——呼吸代謝(分時酸素摂取量)、循環(心拍数)、歩行周期、歩行速度——を無拘束計測し、高齢者の日常活動モニタリング機器開発に重要な測定パラメータの検討と活動量(ストレス)を含めた評価方法に関する検討を行った。

6. バイタルサイン伝送システム (清水) : 独居老人や在宅患者のバイタルサインを日常生活に支障なくモニタリングすることをめざし、バイオテレメトリ技術を基本とする手法を考案した。本手法では、バイタルサインとして指輪型脈波センサにより光電脈波を得る。脈波信号は、指輪から被験者携帯PHS端末へ、PHS端末から家庭内のパソコンシステムへと無線伝送される。これらのバイタルサインモニタリングシステムを試作した。

## C. 研究結果

1. 加速度波形による歩行形態の識別では、フラクタル次元の違いにより歩行形態の識別が可能であった。若年者、高齢者の違いは、歩幅、歩行速度の違いはあるものの、歩行形態については統計的に有意な差がみられなかった。支障なく歩行できる高齢者のパターンは若年者と相違ないことが示された。疾病患者と健常高齢者の間にはフラクタル次元の違いがみられ、歩行のパターンの複雑さを客観的に表すことが可能となった。さらに加速度信号変化から転倒を検出する小型の装置を開発し、臨床応用した結果、1日の行動のなかで特定の時間帯に転倒することが示され、転倒予防への指導が可能となった。

2. 加速度センサのみを用いてエネルギー代謝の

推定が可能となった。トレッドミルで運動負荷を与えたときの1分ごとの身体加速度と、酸素消費量から得られる消費エネルギーとの間に高い相関があることが確認された。更に高齢者を対象に、実際に日常生活の中での身体活動量を測定、評価した。掃除やふとんの出し入れ、散歩など、比較的体を動かしエネルギーの消費が多くなる行動のときには、1分あたりの消費カロリーが大きく変化し、逆に料理や食事など、被験者が身体を動かさない行動の時には1分あたりの消費カロリーの変化は少なかった。

3. 寝返り、起き上がり、膝立ち、立位、歩行などの基本的動作の推移について加速度波形により定量的に評価が可能となった。従来経験に頼った評価を一定の基準で評価することが可能となった。本システムをリハビリテーション訓練において定期的に実施される装具適合判定に使用した結果、歩行用補装具の適合性の判定に有力な情報を提供出来ることがわかった。

4. 循環動態、姿勢変化の連続測定により、高齢者の圧受容体心臓反射感度及び出現頻度が若年者に比べ低下していること、並びに起立後の心拍出量増加が若年者に比べ少ないことから、重篤な起立性低血圧回避のためには心予備力の維持・増強が必要不可欠であることが明らかとなった。また、姿勢状態から、常日頃より運動を心がけている被験者は姿勢変化の頻度が多く、また歩行を含めた立位の時間が長いなど、他の被験者に比べて活動性が高かった。また歩行負荷に対するこの被験者の循環応答は、一回拍出量を増加させることにより心拍出量を増加させており、高い心予備力を有していることが示唆された

5. 高齢者の日常活動モニタリング機器開発に重要な測定パラメータと活動量(ストレス)を含めた評価方法に関する検討を行った結果、各歩行者が日常利用している好みの歩行速度 [=

ステップ長 x 歩調 (分時歩数)] は再現性が高いこと、また、酸素消費量、ステップ長、歩行速度が歩調の1次あるいは2次の関数として表すことができた。

6. 試作したバイタルサインモニターを実用条件下での動作試験を行った。その結果、通常考えられる実用条件では、問題のない信号伝送が確かめられた。最後に、実用上想定される種々の悪条件下での動作試験を試みた。降雪下の信号伝送や高速移動時の信号伝送を試み、伝送効率は低下するものの実用上支障のないモニタリングが行えることを確かめた。

#### D. 考察

本研究の1つの柱は、加速度測定による日常行動、疾病の予測、リハビリテーション評価などであった。加速度測定による歩行評価では、健常若年者、高齢者、疾病者を対象として重心まわりの加速度波形から算出したフラクタル次元により歩行形態を識別できた。このことはフラクタル次元の評価より加齢や疾病による機能低下を知ることが出来る可能性が示唆された。また、身体拘束廃止に伴う転倒転落事故防止を目的とした転倒検出モニタは市販の歩数計の大きさと同程度の機器を作製することができ、臨床応用においても従来の疫学的手法の欠点を補うことができた。

次に、歩行を含む日常行動がエネルギー代謝にどのように反映するかを検討し、加速度測定によりエネルギー代謝量の推定を正確に行うことができ、高齢者の行動から必要運動量の算定が可能となった。これまで身体加速度の波形や振幅の大小という視覚的な判断で行ってきた身体活動量の評価が消費カロリーという定量的な物差しで評価できることが分かった。加算加速度から消費カロリーへの変換式は性別や年齢別、体重別に変化していくものと考えられる。よって条件別に計測を行い、それぞれにおける変換式を求めれば、計測する被験者に合った身

体活動の評価が可能になると考えられる

加速度センサのリハビリテーション訓練効果の定量的評価への応用は、在宅でのリハビリテーションを行う上で重要な役割を果たすことが期待される。さらに、社会保障構造改革に伴う医療環境の変化に伴い、早期退院等の医療の効率化が重要視されている。そのため、リハビリテーション訓練場面においても、評価、訓練、再評価のサイクルをより効率化する必要性が生じている。特に、脳卒中の早期リハビリテーションにおいては、寝返り～起き上がり、膝立ち、立位、歩行などの基本的でかつ反復される動作群の早期獲得がその後の能力回復に重要な意味を持つ。従来リハビリテーション訓練効果は理学療法士・作業療法士の主観に頼るところが大きく、客観的、機械力学的評価は床反力計や画像処理によるところが大きかった。加速度を用いることは床反力計から得られるデータと同等のデータを得ることができ、かつ被検者を拘束しない利点がある。本研究から、無拘束型加速度計測を応用した本システムは、早期のリハビリテーション訓練場面において実施される基本動作や応用動作訓練において、セラピストにリアルタイムで評価情報を提供することが可能であり、訓練・評価の効率化に有用であることを示すことができた。

循環動態の評価として循環動態と姿勢変化の連続測定から、高齢者の圧受容体心臓反射感度及び出現頻度の低下、ならびに起立後の心拍出量増加が若年者に比べ少ないことから、重篤な起立性低血圧回避のためには心予備力の維持・増強が必要不可欠であることが明らかとなった。これら一連の研究により、起立性低血圧の起序を知ることができた。さらに、試作装置を用いることにより循環機能に関する詳細な

評価が可能となり、今後、日常生活下における高齢者の循環機能評価用機器としてその有効性が期待される。

日常生活で重要な身体活動である歩行の際の呼吸循環反応と身体活動量測定から、高齢者の日常活動モニタリング機器開発に重要な測定パラメータとして、歩行速度、歩容の測定が有効であることが示唆された。従来から歩行速度は1つの指標になっていたが、個人差が大きく、歩行速度と歩容の2つの指標を用いることは、加齢に伴う歩行形態の変化を正確に表すことが示された。

バイタルサインのリアルタイムセンシングについては、当初目的としたバイタルサインテレモニタリングシステムの考案・開発・基礎試験の目標はほぼ達成されたと考える。今後は、システムの実用性をより高めるため、被験者携帯部分のさらなる小型軽量化、再接続時間の短縮化、バッファリングのための初期遅れ時間の短縮化などを図っていく必要がある。

## E. 結論

本年度は本研究プロジェクトの最終年度であるため、プロトタイプを機器を開発し、日常行動下や臨床評価を試みた。最終年度での研究から、加速度測定による歩行、疾病の程度、身体活動度、生活動作を含めた行動や運動の評価、リハビリテーション評価が可能となった。血圧、呼吸代謝による循環動態の連続測定により従来測定が困難であった加齢による循環動態の動的変動を知ることができた。また、新しい信号伝送方式の提案によりバイタルサインモニタリングシステムの運用が可能となった。以上の研究成果から、各々の機器の有用性が示唆された。今後は、製品化に向けてより詳細な検討を加えて行く予定である。

## 分担研究報告書

田村俊世  
国立療養所中部病院  
長寿医療研究センター  
部長

厚生省科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）  
分担研究報告書

行動のモニタリングに関する研究  
国立療養所中部病院長寿医療研究センター部長  
田村俊世

高齢社会における健康増進と加齢に伴う身体の衰えを極力防ぐために、高齢者の身体機能を測定する方法として加速度による評価を提案し、小型の加速度計を用いた歩行形態の識別、健常高齢者や疾病患者の歩行形態の特徴を試みた。さらに、転倒を予防する基礎研究として転倒を定量的に測定する方法を提案し、小型の測定システムを完成させた。

### 研究目的

急速な社会の高齢化が進む中、より長く健康を維持するためには、身体機能の低下や疾患および障害を予防することが重要である。そのためには、日常生活での健康増進がもっとも重要であり、それとともに疾患の兆候に対する早期発見および早期治療をおこなうことも必要である。さらに疾患や障害に至った場合は、その進行を防ぐために機能回復・機能維持が重要となる。健康増進には、適切な身体活動や運動が有効であるとされている。特に歩行は、運動の指標を示しやすく、身体活動量を反映する。しかし、歩行による身体活動量はその形態により大きく異なる。日常生活において身体活動量を把握するためには、歩行をモニタしてその形態を分類することが重要となる。一方、加齢による筋機能や平衡能の低下などにより歩行能力が比較的早期から低下することや、歩行に特徴が現れる疾患があることなどから、歩行による身体の運動パターン（歩容）の変化を評価することは、機能低下や疾患・障害の早期発見・早期治療に有効である。そして歩行の自立は、活動の維持・増進やその他の自立した日常生活行為のために重要である。そのため、歩行能力を評価することは機能回復・機能維持を目的とするリハビリテーションにおいても有効である。以上のことから、歩行をモニタすることや評価することは、身

体機能の低下や疾患・障害の予防、機能回復・機能維持のために有効である。しかし、日常生活や臨床において歩行形態を分類する実用的な方法や、歩行能力やその変化を評価する方法は少なく、その方法論の提案が期待されている。

高齢者の歩行において身体機能低下により生じる大きな問題は転倒である。旧厚生省の調査によると転倒は脳卒中に次ぐ「寝たきり」の原因であると報告されている<sup>1)</sup>。また、その他の研究<sup>2)~5)</sup>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「寝たきり」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、「寝たきり」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<sup>6)7)</sup>。このことより、転倒の防止は、「寝たきり」を減少させ、高齢者が充実した生活をする上で重要である。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、これらの方法は、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。厚生労働省では 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は身体拘束が廃止され、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、転倒の防止策が重要になると考えられる。そして転倒を防止するためには、転倒時の詳細な情報が必要である。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」<sup>8)~10)</sup>と定義している。しかし、その詳細については、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<sup>11)</sup>。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いる<sup>12)</sup>。転倒の原因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。ここでは、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なシステムを開発する。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<sup>13)14)</sup>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<sup>15)</sup>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間から、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が可能であると考えられる。

本研究では、1)身体活動量の把握や運動の指標を与えるための歩行形態の識別方法、2)高齢者の歩容の特徴の抽出、3)身体機能の低下や疾患・障害の早期発見および機能回復・機能維持のための定量的な歩容の評価方法を提案した。さらに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た。

## 研究

### 1. 時間周波数解析を用いた歩行形態の識別

日常生活において、歩行を測定し、その歩行形態を識別するためには、(1)被験者をできるだけ拘束しないこと、(2)測定のために特別な空間を必要としないこと、(3)簡便に測定、解析が可能であることが重要であると考えられる。そこで、加速度計測法を用いて歩行運動を測定し、その加速度信号から歩行形態の識別を試みた。

また、歩行時の加速度信号は、時間経過や歩行形態の移り変わりにより動的に変化する非定常な信号である。そこで、非定常な信号の解析に適している離散ウェーブレット変換を加速度信号に適用した<sup>16)</sup>。

#### 1.1 測定装置

本測定装置は、図1.1に示すように以下の4つの機器で構成される。

- 1) 体幹の運動を測定するための加速度センサユニット
- 2) 信号の増幅およびアンチエイリアシングのためのインターフェース回路
- 3) 信号を記録するための携帯型生体信号記録装置 (MICRO8、島津製作所)

4) 測定終了後、得られた加速度信号を回収し解析するためのパーソナルコンピュータ

測定の際に、被験者には加速度センサユニット、インターフェース回路、および携帯型生体信号記録装置のみを装着するため、測定場所に対する制約がなく歩行を自然な状態で連続的に測定することが可能である。



図 1.1 測定装置

測定に使用した加速度センサは、 piezo抵抗型加速度センサ (type3031-010、IC-Sensors 社) であり、感受面に対して鉛直な方向の加速度のみを検出する。また、重力加速度のような静的加速度成分 (直流成分、DC 成分) から 1kHz までの広い周波数応答を有することや、小型で軽量 (外形寸法  $7.6 \times 7.6 \times 3.6\text{mm}$ 、重量 0.3g) であることから、身体運動の測定に適しており、関連する多くの研究で利用されている<sup>17)~20)</sup>。本研究では、この加速度センサにプリアンプを付加したものを 3 個直交に組合せ、3 軸加速度センサユニットとして使用した (図 1.2)。

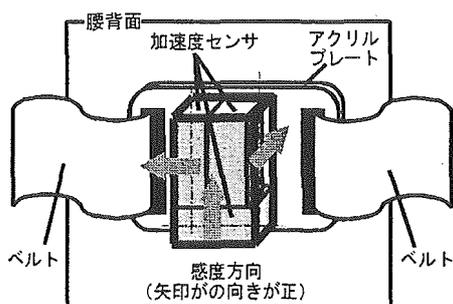


図 1.2 センサの取り付け方法

## 1.2 測定対象および方法

測定対象は、とくに神経系、運動器系の疾患を有せず正常歩行が可能な健康成人男性 20 名 (年齢  $22.7 \pm 1.2$  歳、身長  $171.8 \pm 4.9\text{cm}$ 、体重  $65.31 \pm 11.0\text{kg}$ ) とした。

加速度センサユニットを装着した部位は、被験者の体幹の運動を測定するために、身体の合成重心点に近い腰背部中央 (第 2 腰椎付近) とした。測定部位への取り付けは、2 つのスリットをもつアクリル製のプレートにセンサを固定し、そのスリットにベルトを通して被験者の腰背部中央に装着する方法とした。加速度センサユニットの各感度軸は、被験者が静止立位状態において前後方向を X 軸、左右方向を Y 軸、上下方向を Z 軸とし、それぞれ前方向、左方向、上方向が正の加速度となるようにした。

測定プロトコルを図 1.3 に示す。歩行前後の静止立位の測定データは、静止立位における加速度を  $0g$  に補正するために用いた。本研究では、加速度の単位に  $g$  を用いて  $1g = 9.807\text{m/s}^2$  とする。

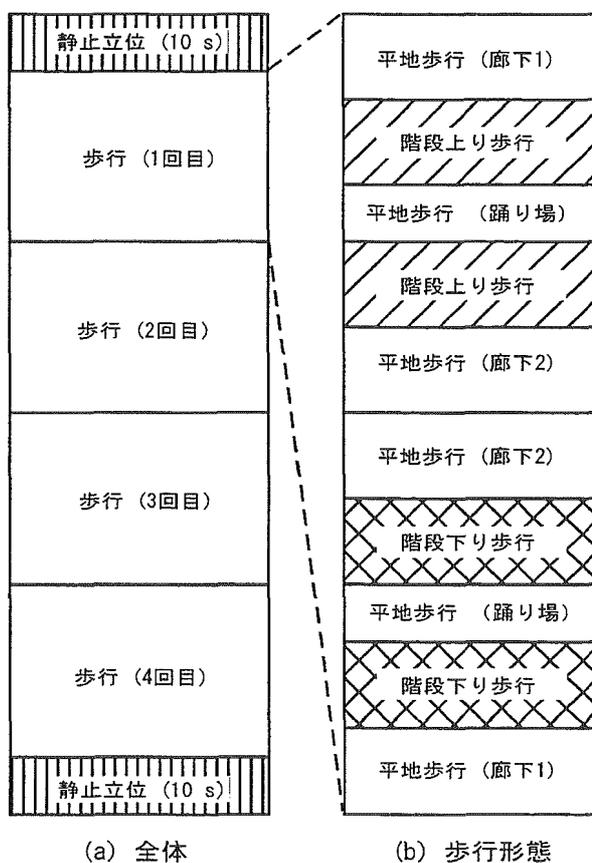


図 1.3 測定プロトコル

歩行の測定は、平地→階段（上り）→平地→階段（下り）→平地の順に、連続的に行った。なお、測定は2回行った。測定場所は屋内とし、平地歩行は廊下にて直線距離20m程度を、階段歩行では階段20段を用いた。階段の傾斜角度は34.1deg、1段の高さ0.18mの10段ごとに踊り場のある階段を利用した。測定は、被験者に歩行速度などの特別な拘束条件を与えず、普段通りの自由歩行で行った。また、履物についてもこちらから指定することをせず、被験者が履き慣れている靴を使用した。なお、本実験はあらかじめ実験の主旨を被験者に説明し、書面で承諾を得て行った。

センサからの信号は、サンプリング周波数256Hzで携帯型生体信号記録装置に記録した。測定終了後、記録装置からメモリカードを取り出し、得られたデータをパーソナルコンピュータで解析を行った。

### 1.3 解析方法

歩行時の腰部加速度信号の解析には、離散ウェーブレット変換を用いた。なお、今回の解析では、マザーウェーブレットに *coiflet3* を選択し、MATLAB (The Math Works, USA) を利用した。連続歩行における歩行形態は、2段階の手順で識別した。最初に"歩行形態の変化する時刻の検出"を行い、次に検出された時刻間の"歩行形態の識別"を行った。

#### 1.3.1 歩行形態の変化する時刻の検出

歩行形態の変化は、姿勢の変化に反映すると考えられる。測定に用いた加速度センサは、直流成分すなわち重力加速度も測定することが可能であるため、姿勢の変化が特に前後方向加速度信号の低周波成分（以下  $LF_A$ ）に現れる<sup>18)</sup>。この  $LF_A$  を用いて歩行形態が変化する時刻を検出した。 $LF_A$  は、腰部前後方向加速度信号を離散ウェーブレット変換により10次に分解した後、スケール1から9を除くウェーブレット係数から再構成した。この  $LF_A$  と閾値が交差する時刻を歩行形態の変化

する時刻として検出を行った。

さらに、階段上り、下り歩行はそれぞれ上方、下方への運動であるため、上下方向加速度信号は運動方向の変化に関する情報を含む。ここで、歩行周期に依存した体幹の変位変化を除いた場合、階段歩行時の運動は階段に沿った方向にほぼ一定速度であると仮定することができる。また、運動方向変化の情報は低い周波数帯域に含まれると考えられる。このことから、上下方向加速度信号の低周波成分（以下  $LF_V$ ）からも歩行形態が変化する時刻を検出した。 $LF_V$  は、上下方向加速度信号を離散ウェーブレット変換により10次に分解し、スケール1から8を除くウェーブレット係数から再構成した。この再構成した  $LF_V$  がピークを示す時刻を歩行形態の変化する時刻として検出を行った。

#### 1.3.2 歩行形態の識別

検出した歩行形態変化時刻間の歩行形態の識別は、上下方向加速度信号および前後方向加速度信号の1歩あたりのウェーブレット係数のパワーを用いて行った。上下方向加速度のウェーブレット係数スケール6と7の1歩あたりのパワー（以下  $P_{WCV}$ ）を式(2.1)により求め、3つの歩行形態から階段下り歩行を判別した。

$$P_{WCV} = \frac{1}{N} \sum_{j=6}^7 \|d_j\|_2^2 \quad (1.1)$$

ここで、 $d_j$  は解析する信号  $x$  のスケール  $j$  のウェーブレット係数を示す。

次に、前後方向加速度信号の全体のパワーに対するウェーブレット係数スケール4から7のパワーの割合（以下  $RP_{WCA}$ ）を式(2.2)により求め、平地歩行と階段上り歩行の識別を行った。

$$RP_{WCA} = \left( \frac{\sum_{j=4}^7 \|d_j\|_2^2}{\|x\|_2^2} \right) \times 100 \quad (1.2)$$

ここで、 $N$  はその歩行形態間の歩数を示す。

## 1.4 結果

### 1.4.1 歩行形態の変化する時刻の検出結果

連続歩行時の前後方向加速度原信号とその  $LF_A$  の1例を、それぞれ図 1.4 (a)、図 1.4 (b) に示す。図 1.4 (b) の○は  $LF_A$  と閾値が交差したところであり、この時刻が LFA によって検出した歩行形態の変化時刻である。階段上り歩行時の LFA は、他の歩行形態に比べ小さい値を示した。このことから、個人ごとに閾値を設定することで歩行形態の変化する時刻を検出することが可能であった。しかし、階段下り歩行の  $LF_A$  は、数名の被験者において平地歩行と階段下り歩行の値に差が現れず、LFA から歩行形態変化時刻が検出されなかった。

上下方向加速度信号と  $LF_V$  をそれぞれ図 1.4 (c)、図 1.4 (d) に示す。 $LF_V$  のピークから歩行形態が変化する時刻を検出した結果、階段下り歩行の変化時刻にはピークが現れるものの、数名の被験者において階段上り歩行の変化時刻を検出することが困難な場合がみられた。

以上のことから、 $LF_A$  および  $LF_V$  を用いて検出した歩行形態の変化時刻を 1、歩行形態が変化していない時刻を 0 として、2 つの低周波信号から検出した歩行形態変化時刻の論理和を求めると、双方の検出できない時刻を補え、歩行形態の変化時刻を漏らすことなく完全に検出することが可能となる。2 つの低周波信号から得られた時刻の論理和をとり求めた歩行形態変化時刻を図 1.4 (d) に示す。

### 1.4.2 歩行形態の識別結果

検出した歩行形態の変化時刻間の  $P_{WCV}$  と  $RP_{WCA}$  の散布図の1例を図 1.5 に示す。分布は3つのクラスタに分かれた。図の右側に分布した歩行形態は階段下り歩行であり、左側の下方に分布した歩行形態が階段上り歩行で、上方に分布した歩行形態が平地歩行であった。

被験者全体の歩行形態ごとの  $P_{WCV}$  と  $RP_{WCA}$  の平均値および標準偏差をそれぞれ図 1.6 (a)、図 1.6 (b) に示す。 $P_{WCV}$  と  $RP_{WCA}$  の歩行形態ごとの統

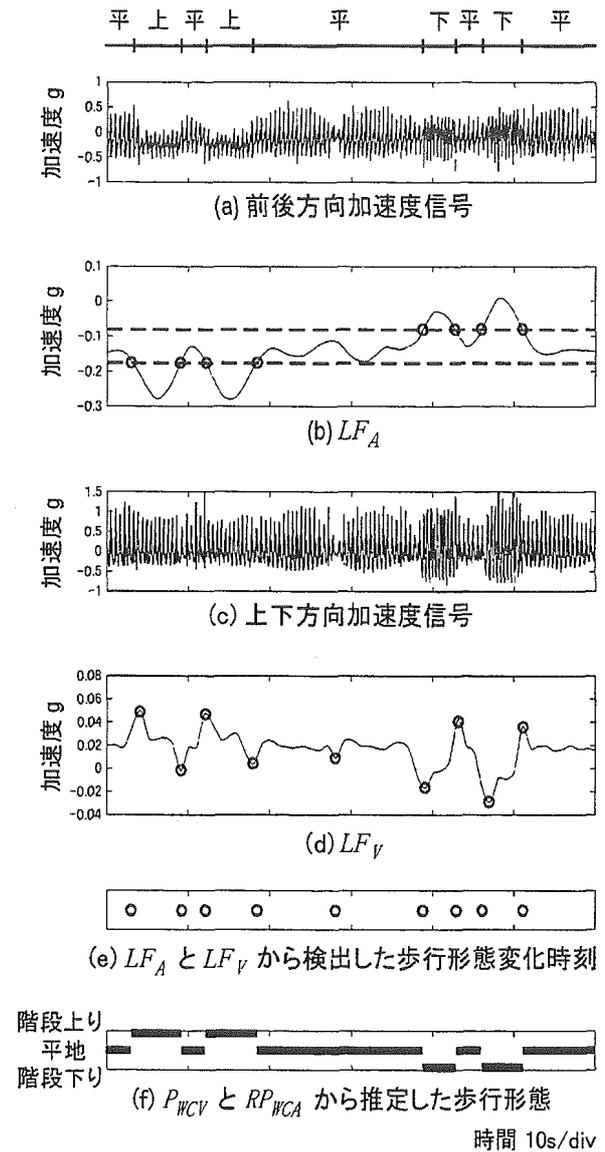


図 1.4 歩行形態変化時刻の抽出および歩行形態の識別

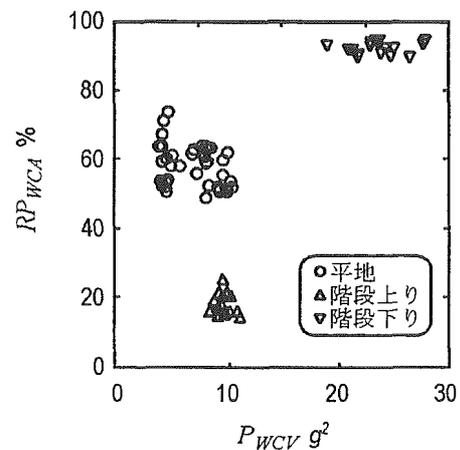


図 1.5  $P_{WCV}$  と  $RP_{WCA}$  の散布図

計的な比較をそれぞれ分散分析 (ANOVA) とシェフェ (Scheffe) の多重比較、および t 検定を用いて行った。その結果、 $P_{WCV}$  においては階段下り歩行で他の歩行形態に比べ有意に大きな値を示し ( $p < 0.01$ )、 $RP_{WCA}$  においては平地歩行に比べ階段上り歩行で有意に低い値を示した ( $p < 0.01$ )。

$P_{WCV}$  と  $RP_{WCA}$  に個人ごとの閾値を設定し、 $P_{WCV}$  を用いて階段下り歩行の識別、 $RP_{WCA}$  を用いて平地歩行と階段上り歩行の識別することを試みた結果、被験者全体で 98.8% の歩行形態が識別可能であった。その 1 例を図 1.4 (f) に示す。

### 1.5 考察

本研究では、体幹で生じる加速度信号に離散ウェーブレットを適用し、連続的に変化する歩行形態の識別を提案した。本手法は、まず歩行形態が連続して移り変わる加速度信号からパラメータ  $LF_A$ 、 $LF_V$  を用いて歩行形態変化時刻の抽出を行う。次に抽出された歩行形態変化時刻間のパラメータ  $P_{WCV}$  と  $RP_{WCA}$  を算出し、それらの値から歩行形態を識別する。

歩行形態変化時刻の検出に用いた  $LF_A$  は、被験者が前傾姿勢をとると負の値になり、伏臥位をとると  $-1g$  となる。図 1.4 (b) の平地歩行をみると、 $LF_A$  は負の値となり、歩行中の姿勢は通常前傾になっていることが理解できる。また、階段を上る際には、さらに前傾になったと考えられる。一方、階段を下りる際には、上る際とは反対の傾向になるが、数名の被験者で平地歩行との差がみられなかった。これは、階段下り歩行で姿勢変化がないというわけではなく、平地歩行において姿勢があまり前傾していないためであった。

$LF_V$  は、定常状態での歩行においてほぼ  $0g$  となり、階段昇降開始や終了といった過渡期には運動方向の変化にともなった加速度が発生する。たとえば、平地歩行から階段下り歩行に変化する際には、下方向への加速度が現れる。しかし、階段上り歩行においてピークが現れない場合や  $0g$  でない値を示す場合がみられた。これは、歩行が定常状

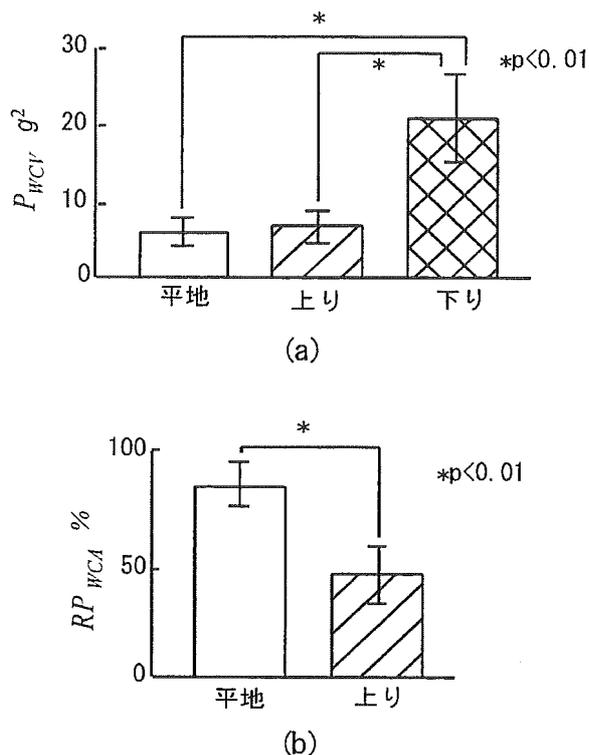


図 1.6 全被験者における  $P_{WCV}$  と  $RP_{WCA}$  の平均値および標準偏差

態にならなかったか、もしくは  $LF_V$  を構成するウェーブレット係数やスケーリング係数がうまく選択できていなかったことが考えられる。

2 つのパラメータ  $LF_A$  と  $LF_V$  で検出した歩行形態の変化時刻を用いて加速度信号を切り出し、その信号に含まれる歩数と実際の歩数とを比較すると、歩数のずれは 1、2 歩であった。また、この 2 つのパラメータは、踊り場での歩行形態変化も検出可能であった。一方、わずかではあるが、歩行形態が変化していないところで誤って検出をする場合がみられた。しかしながら、歩行形態の識別は、次の  $P_{WCV}$  と  $RP_{WCA}$  を用いた段階で行うため、ここでは、歩行形態が変化する時刻を漏らさず検出することが可能であればよく、問題とはならない。

3 つの歩行形態間で、各ウェーブレット係数のパワーをそれぞれ比較すると、統計的に有意な差を示すウェーブレット係数もみられた。しかし、1 歩ごとの変動などの影響により、そのバラツキ

は大きく、同一の被験者においても歩行形態を識別することは困難であった。 $P_{WCV}$ と $RP_{WCA}$ は複数のウェーブレット係数から算出するため、1歩ごとの変動に対してロバストになり、解析区間の歩数が3歩程度でも歩行形態を識別することが可能であった。

## 2. 時間解析を用いた高齢者の歩容の定量化

腰背部加速度信号に離散ウェーブレット変換を用いた歩行形態の識別手法は、歩行形態を高い精度で識別することが可能であった。しかしながら、この手法では信号のパターンについての詳細な解析を行っていないため、歩容つまり歩行時の身体の運動パターンそのものを評価することは困難である。つまり、転倒の1つの要因となる身体機能の低下を防止することに役立つものの、現在の身体機能の状態を把握することはできない。

高齢者の歩行特性は、床反力計やビデオカメラなどを使用し、詳細な運動学・力学因子について評価が行われている<sup>22)</sup>。しかし、これらは複雑な解析システムと歩行実験室などの測定環境が必要となる。そこで、従来の研究で得られた高齢者の歩行特性を、加速度を用いて評価することを目的とした。なお、床反力計やビデオカメラなどの結果と比較するために、ここでは加速度信号を時間領域から評価した。

### 2.1 測定装置

測定装置は、1.1と同じものを使用した。

### 2.2 測定対象および方法

測定対象は、とくに神経系、運動器系の疾患を有せず正常歩行が可能な若年者10名（男：6人、女：4人、年齢 $22.6 \pm 2.0$ 歳、身長 $166.3 \pm 6.3$ cm、体重 $58.7 \pm 7.5$ kg、平均 $\pm$ SD、以下、若年群）と高齢者10名（男：5人、女：5人、年齢 $70.0 \pm 5.4$ 歳、身長 $154.8 \pm 7.9$ cm、体重 $50.9 \pm 10.0$ kg、平均 $\pm$ SD、以下、高齢群）とした。

加速度センサユニットを装着した部位は、1.2

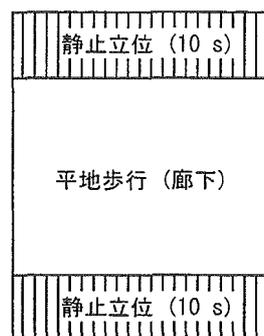


図 2.1 測定プロトコル

と同様に、身体の合成重心点に近い腰背部中央（第2腰椎付近）とした。また、被験者への加速度センサユニット取り付け方法も同様にした。センサユニットとインターフェース回路の接続ケーブルが歩行中に振れることで、歩行運動に関係しない加速度がセンサユニットに加わることがある。また歩行の妨げになる場合もある。そこで、接続ケーブルを歩行の妨げにならない数箇所に粘着テープを用いて固定した。

測定プロトコルを図 2.1 に示す。歩行前後の静止立位の測定データを用いて、静止立位における加速度が $0g$ となるように測定データを補正した。歩行は、屋内の凹凸のない廊下にて直線距離 20m 程度の往復を中 1 日空けて 2 回行った。測定は、被験者に歩き方の特別な指示を与えない自由歩行で行った。また、履物についても被験者が履き慣れている靴を使用した。本実験は藤元病院倫理委員会の承諾を得た後、被験者に実験の主旨を説明し書面で承諾を得て実施した。

センサからの信号は、サンプリング周波数 1024Hz で携帯型生体信号記録装置に記録し、測定終了後、得られたデータをパーソナルコンピュータに転送し、オフラインで解析を行った。

### 2.3 解析方法

歩行には、静止した状態から歩き出し（過渡状態）、一定した歩行となり（定常状態）、再び停止する（過渡状態）一連の動作が含まれる。通常の

歩行分析では、定常歩行を対象とする。山下らの研究によれば、歩き出しは3歩目以降から定常状態になり、停止では4歩目前から過渡状態に入ると報告されている<sup>21)</sup>。そこで、本研究も定常歩行を対象とし、解析には、往路と復路それぞれ歩行開始から4歩目以降で終了から4歩目以前の歩行が安定している10歩分の加速度信号を用いた。

本研究で使用した加速度センサは重力のような直流成分からの測定が可能である。このため、得られる信号は、歩行運動による加速度だけではなく、姿勢の変化にともなう加速度も含まれる。一般に、姿勢変化の情報は歩行運動のものに比べ、低い周波数帯域に含まれる。そこで、解析の前処理として、有限インパルス応答のデジタルフィルタを使用して、加速度信号を歩行成分と姿勢成分に分離した。信号成分の分離には、カットオフ周波数0.3Hzのハイパスフィルタを用い、歩行成分のみを解析対象とした。

本研究では、加速度信号を1歩ごとに切り出したあと、歩行周期、加速度波形の類似度、実効値および上下方向の変位について解析を行い、若年者と高齢者の歩行の比較を行った。なお、1歩の切り出しを行う際には、その特徴点として前後方向加速度が急激に正から負、すなわち加速から減速に変化する点を用いた(図2.2)。

### 2.3.1 ステップ周期

ステップ周期とは、対象脚の踵接地から反対脚の踵接地までの経過時間である。切り出した加速度信号に含まれるデータ点数から1歩ごとの経過時間を算出し、40歩の平均をステップ周期とした。また1歩ごとのバラツキの指標として、変動係数を求めた。変動係数は、標準偏差/平均であり、連続した歩行の再現性を評価に用いられる。

### 2.3.2 加速度パターンの類似度

加速度パターンの再現性、すなわち歩行運動の再現性を評価するために、40歩の平均パターンと1歩ごとのパターンとの類似度を求めた。類似度

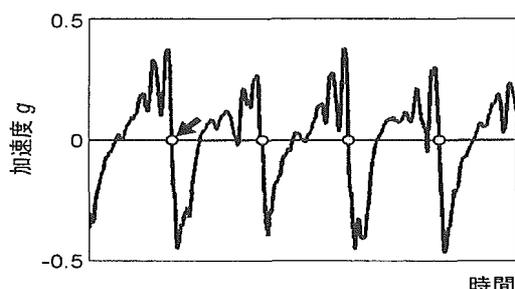


図 2.2 1歩の切り出し方法

$\gamma$  は、1歩ごとに切り出した加速度信号をそれぞれ1024等分時点のデータに線形補間して時間軸を規格化したあとに、次式により求めた。

$$\gamma = \frac{\sum_{i=1}^{1024} a_i m_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^{1024} a_i^2} \sqrt{\sum_{i=1}^{1024} m_i^2}} \quad (2.1)$$

ここで、 $i$ は1から1024の各時点、 $a_i$ は1歩中の各時点における加速度であり、 $m_i$ は平均パターンの各時点における加速度である。

### 2.3.3 加速度信号の実効値

駆動・制動能力の指標として、加速度信号の実効値(Root Mean Square, RMS)を求めた。ただし、上下方向加速度については、重力に逆らう方向、つまり上方の加速度のみを実効値を求める対象とした。前後、左右方向の加速度に対しては、それぞれ前・後方、右方・左方両方を含む信号全体の实効値を求めた。

### 2.3.4 上下方向の変位

歩行時の重心位置は、進行方向への移動にともない上下、左右に変動する。そして、その軌跡は滑らかな正弦曲線に近いものである<sup>22)23)</sup>。そこで、腰部の変位が正弦波で表現できると仮定すると、その2階微分である加速度もまた正弦波となると考えられる。実際に、接地時の衝撃加速度などの高周波成分を除けば、正弦波によく類似した波形パターンとなる。そこで、上下方向加速度信号から上下方向の変位を推定し、その評価を行った。腰部の変位は、ステップ周期を1周期とする。

徳田らの報告によれば、若年者の歩行周期は 1.09s、高齢者では 1.43s となり、健常者の場合、ステップ周期は歩行周期のおよそ半分の値である<sup>249)</sup>。そこで、通過帯域 1.2–2.3Hz のバンドパスフィルタを用いて、加速度信号から接地時の衝撃加速度などの高周波成分を除き、ステップ周期に対応する成分のみを抽出し、その振幅を用いて以下の式から上下方向の変位を推定した。

$$x = \frac{a}{\omega^2} \quad \because \omega = \frac{2\pi}{T} \quad (2.2)$$

ここで、 $x$  は変位の振幅、 $a$  は加速度の振幅であり、 $\omega$  は角周波数、 $T$  は周期である。

直立状態のとき腰部が最も高い位置、両脚が最大に開いたときに最も低い位置となるとすると、腰部の変位の幅は  $2 \times \text{Amp.}x$  である。また、変位幅は、身体寸法に依存すると考えられるため、各被験者の身長に対する割合として正規化を行った。

## 2.4 結果

### 2.4.1 加速度信号

若年群と高齢群の定常歩行時の加速度信号を比較すると、高齢群では 1 周期がわずかに長くなったが、信号のパターンに顕著な違いはみられなかった。

### 2.4.2 ステップ周期

若年群と高齢群の歩行周期およびその変動係数を図 2.3、図 2.4 に示す。若年群と高齢群のス

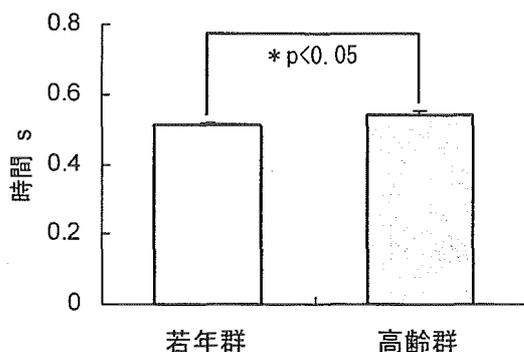


図 2.3 ステップ周期の平均値と標準誤差

テップ周期は、それぞれ 0.51s、0.54s であり、高齢群で長くなる傾向が得られた。両群の平均の差を  $t$  検定した結果、有意水準 0.05 で差が認められた。また、ステップ周期の変動係数は、若年者で平均 0.02、高齢者で平均 0.04 となり、高齢者は若年者に比べ 1 歩ごとのバラツキが有意に大きくなった ( $p<0.01$ )。

### 2.4.3 加速度パターンの類似度

若年者と高齢者の規格化された加速度パターンの典型例を図 2.5 に示す。図中、太線が平均加速度パターン、細線が 1 歩ごとの加速度パターンである。図からわかるように、両者の加速度信号は、ほぼ一定のパターンとなり、再現性が高いことが示された。若年群と高齢群における類似度の平均値を図 2.6 に示す。両群ともに、上下方向と前後方向では 0.9 以上、左右方向では 0.8 以上と高い類似度を示した。高齢群の類似度は、若年群のそれと比べ低くなる傾向が得られ、特に上下方向と前後方向加速度信号では両群の間に有意差がみられた ( $p<0.01$ )。

### 2.4.4 加速度の実効値

若年者および高齢者の加速度信号の実効値を図 2.7 に示す。3 方向の加速度信号とも高齢群の平均の実効値は若年群のものに比べ小さな値を示した。特に、上下方向と前後方向加速度に有意差がみられた ( $p<0.05$ )。しかし、左右方向では両群の間に有意差はみられなかった。

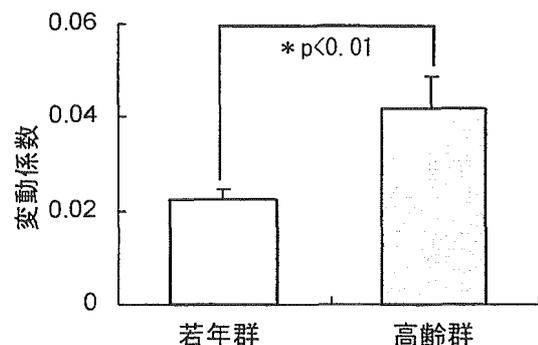


図 2.4 変動係数の平均値と標準誤差

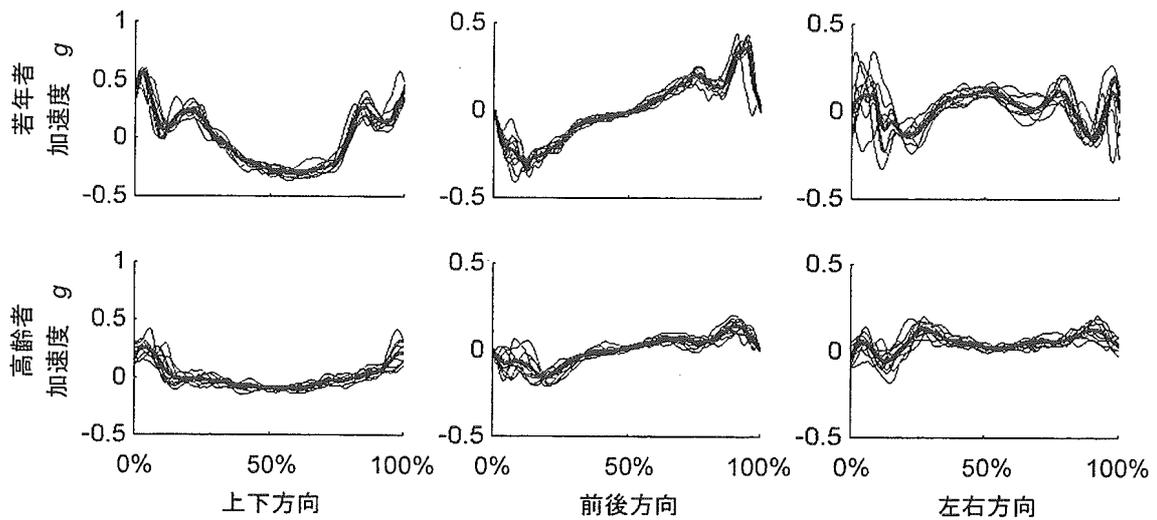


図 2.5 平均加速度パターンの典型例

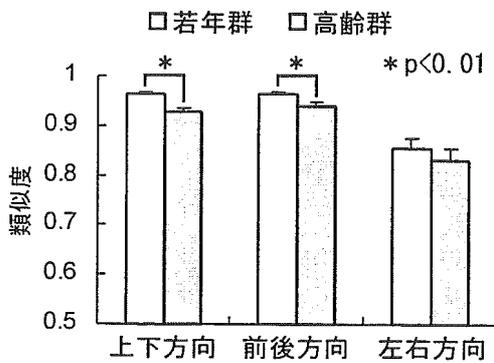


図 2.6 類似度の平均値と標準誤差

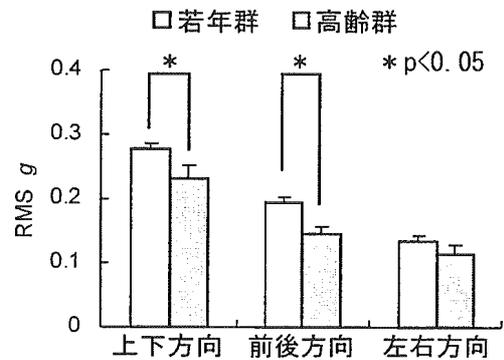


図 2.7 実効値の平均値と標準誤差

#### 2.4.5 上下方向の変位

図 2.8 に若年群および高齢群の上下方向変位の身長に対する割合を示す。推定された上下方向の平均変位は若年群で 3.9cm であったのに対し、高齢群では 2.9cm であった。また、変位の割合は、若年群と高齢群でそれぞれ 2.4%、1.9%であり、両群間の変位の割合には有意差が認められた ( $p < 0.01$ )。

#### 2.5 考察

本研究では、重心位置に近い腰背部加速度を 1 歩ずつ切り出し、歩容の特徴を示すと考えられた 4 つの項目について解析を行い、若年群と高齢群

の比較を行った。

1 歩の切り出しの際には、前後方向加速度が急激に加速から減速に変わる点を特徴点として用いた。この時刻は推進から制動に変わる時刻であり、1 周期中の歩行速度が最大となる。この特徴点は運動学・力学的に意味が明確であり、上下方向加速度信号にみられる踵接地時の衝撃加速度から 1 周期を求める方法に比べ、閾値を必要とせず有効な手法であると考えられた。

若年群と比較すると、高齢群の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る。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いる。従来の床反力計やビデオカメラによる

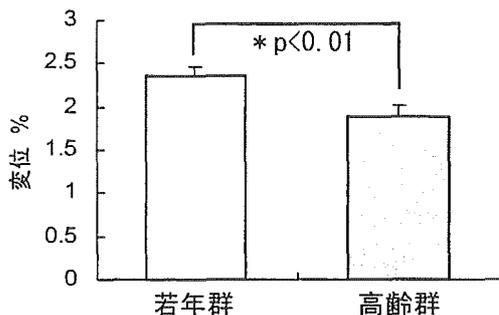


図 2.8 上下方向変位の平均値と標準誤差

歩行分析でも、加齢にともない歩行中のバランス機構が低下することが指摘され、高齢者では若年者に比べバラツキの大きい不安定な歩行になることが報告されている<sup>25)26)</sup>。

高齢者の加速度の実効値は、若年者のものに対して小さな値を示した。Bouten らの報告によれば、実効値と同様な指標と考えられる絶対積分値 (Integrals of absolute value) は歩行速度と高い相関関係を示す<sup>27)</sup>。このことより加速度の実効値は歩行速度、つまり蹴り出しによる推進力や接地時の制動力に強く関係し、実効値の減少は筋力の低下を意味すると考えられる。加齢にともない蹴り出し力が低下することは、従来の研究でも報告されている<sup>26)</sup>。また、加速度パターンのバラツキが大きくなることも筋力の低下が一因であると考えられた。

上下方向加速度の変位およびその身長に対する割合は、高齢者でそれらの値が小さくなった。この上下方向の変位の大きさは、ステップ長に依存し、ステップ長が短くなれば変位も小さくなると推測される。増田らは、加齢にともない歩行中の関節可動域の減少することとバランス能力が低下することを指摘し、その低下を補うために高齢者の時間因・距離因子は若年者と異なるとしている<sup>25)26)</sup>。高齢者では関節可動域の減少にともない歩幅が減少し、その結果、上下方向の変位が減少したと考えられる。

高齢者の歩容の特徴として、姿勢の前傾度が大きいことが報告されている<sup>26)</sup>。そこで前後方向加

速度の低周波成分すなわち姿勢成分から前傾度の変化を評価することを試みたが、今回の実験では若年群と高齢群の間に差はみられず、高齢者の歩容を特徴づけるまでには至らなかった。しかしながら、加速度信号の歩行成分から高齢者の歩行を定量的に特徴づけるパラメータが得られた。本手法は、臨床に適用するうえで、従来の歩行分析に比べ応用しやすい手法であると考えられる。

### 3. ウェーブレット-フラクタル解析による歩容の評価

時間解析を用いた高齢者の歩容の定量化では、とくに神経系、運動器系に疾患を有せず正常歩行が可能な高齢者の歩行特性について、従来の歩行分析と同様な結果が加速度信号からも得られることを報告した。しかし、高齢者には、高齢期に発症しやすいパーキンソン病や脳血管障害による運動障害を有するものも多く、これら的高齢者は転倒の危険性がさらに高くなる<sup>28)</sup>。運動障害を有する高齢者は、健常な高齢者と比べて歩行が不安定で非周期的になるため、本研究で提案した時間解析を用いた歩容の定量化法を適用することは困難である。

そこで、信号の複雑さを表すフラクタル次元をウェーブレット-フラクタル解析法により推定し、そのフラクタル次元から疾患による歩容の変化やリハビリテーション過程における歩行障害の程度を定量的に評価することを試みた。

#### 3.1 測定装置

測定装置は、2.1 と同じものを使用した。

#### 3.2 測定対象および方法

測定対象は、自立歩行が可能なパーキンソン病患者 12 名 (年齢  $62.6 \pm 13.8$  歳、身長  $155.9 \pm 12.8$  cm、体重  $50.4 \pm 10.7$  kg、以下、パーキンソン病群)、および片麻痺患者 29 名 (年齢  $66.0 \pm 10.9$  歳、身長  $155.6 \pm 9.4$  cm、体重  $55.2 \pm 10.2$  kg、Br. stage III :

12名、IV:9名、V:5名、VI:3名、以下、片麻痺群)とした。Br. stageは、中枢性麻痺による運動障害の程度を表し、運動障害が軽減するにしたがい高いstageとなる<sup>29)</sup>。また、比較対象として神経系、運動器系の疾患を有せず正常歩行が可能な健常高齢者女性6名(年齢66.5±4.3歳、身長147.5±3.3cm、体重50.6±4.9kg、以下、高齢群)の測定も行った。

加速度センサユニットを装着した部位は、1.2と同様に、身体の合成重心点に近い腰背部中央(第2腰椎付近)とした。また、被験者への加速度センサユニット取り付け方法も同様にした。2.2と同様にセンサユニットとインターフェース回路の接続ケーブルを粘着テープで数箇所固定した。

測定プロトコルも2.2と同様である。ただし被験者の安全を優先に考え、理学療法士が被験者の歩行を観察し、往復20mの歩行が困難であると判断した場合は測定距離を短くした。歩行速度および歩行周期、スライド長などは、特に指示を与えず被験者の自由とした。片麻痺群の測定は、測定を行った日にリハビリテーションで用いた短下肢装具(金属支柱付き短下肢装具、プラスチック下肢装具)、および杖(四脚杖、T字杖)を用いた装具歩行にて行った。また、パーキンソン病群、健常群の測定では、履物の指定は行わず、履き慣れている靴を使用して行った。本実験は藤元病院倫理委員会の承諾を得た後、被験者に実験の主旨を説明し書面で承諾を得て実施した。

センサからの信号は、サンプリング周波数1024Hzで携帯型生体信号記録装置に記録し、測定終了後に得られたデータをパーソナルコンピュータに転送し、解析を行った。

### 3.3 解析方法

歩行の評価は、加速度信号のフラクタル次元を用いて行った。フラクタルの概念は、対象の空間中の複雑な振る舞いを記述するために広く用いられている。さらに、ホワイトノイズやブラウン

運動を含む時系列信号の特徴を記述するフラクタル解析法も提案されている。その解析法の1つとして、離散ウェーブレット変換を用いたフラクタル次元の推定法があり、以下の式が定義されている<sup>30)31)</sup>。

$$\text{Var}(d_j) = \sigma^2 2^{-2j} \quad (3.1)$$

ここで、 $j$ はスケール・パラメータを、 $\sigma^2$ は元信号の分散を示す。また、図3.1に示すように $\beta$ はウェーブレット係数 $d_j$ の分散とその分解能との対数表示から計算される傾きであり、ホワイトノイズとブラウン運動では、それぞれ0と2になる。

この傾き $\beta$ は、統計的な自己相似特性を表すパラメータ $H$ との間に $H = (\beta-1)/2$ という関係式が成立する。さらに1次元の信号においては、パラメータ $H$ はフラクタル次元 $D$ と $D = 2-H$ という関係が成り立ち、その範囲は $1 < D < 2$  ( $0 < H < 1$ )となる。フラクタル次元 $D$ は、その値が1に近づくほど信号のパターンは滑らかに、2に近づくほど複雑になることを示す。

また、レベル $j$ におけるウェーブレット係数の分散は下式となる。

$$\text{Var}(d_j) = \{1/(N_j - 1)\} \sum (d_j - m_{d_j})^2 \quad (3.2)$$

ここで、 $m_{d_j}$ と $N_j$ は各レベル $j$ におけるウェーブレット係数 $d_j$ の平均値と係数の総数である。

本研究では、Daubechiesにより提案された直交かつコンパクトサポートなウェーブレット基底

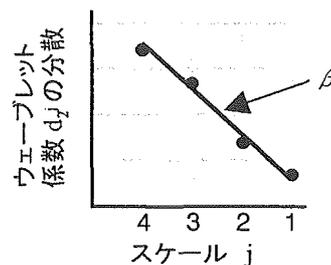


図3.1 フラクタル次元の推定法