

厚生科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）

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

平成 12 年 3 月

## 目次

高齢者の日常活動モニタリング機器の開発 (田村俊世)	1
離散ウェーブレット変換によるフラクタル解析法を用いた 歩行形態の識別 (田村俊世)	4
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 (牧川方昭)	13
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 (東 祐二)	19
循環動態モニタリングシステム (田中志信)	28
日常生活の生体ストレス反応の評価に関する研究 (高橋龍尚)	35
バイタルサインモニタリングシステム (清水孝一)	44

## 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少ない拘束で測定する機器を開発することを目的として、初年度は、加速度測定による歩行形態の識別、関節運動の推定、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た。

### 〔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 藤元病院リハビリテーション室長  
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。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にわたって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必要がある。そこでもう1つの方法としてリアルタイムにデータを伝送する方式も検討していく。初年度は、加速度測定による歩行形態の識別（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）、連続血圧測定による循環動態の評価（田中）、心電図波形によるストレスの評価（高橋）を試みた。また PHS 端末を利用したリアルタイムセンシング（清水）の可能性についても検討した。

### B. 研究方法

1. 腰部加速度測定による歩行形態の識別（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を連続的に記録した。その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。具体的にはウェーブレット係数の分散値からフラクタル次元を推定し、平地歩行、階段上り、下り方向の識別を行った。

2. 加速度センサによる関節運動測定(牧川): 炊事、洗濯、掃除など日常の生活動作をモニタ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、角度情報からステックピクチャ表示を試みた。

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の向上のために重要である。本研究では、無拘束加速度測定法を用い、これらの動作における姿勢制御機能のモニタリングを試みた。

4. 循環動態モニタリングシステムの開発(田中): 昨年度までのプロジェクトにより試作した「無拘束連続血圧測定装置」を用いて次のような実験を行った。即ち、日常生活下で頻回に取りうる姿勢変化として「座位から立位」への体位変換を取り上げ、これにともなう瞬時血圧及び心拍間隔の応答から迷走神経系を介した血圧調節機能評価を行った

5. 生体ストレス反応、評価(高橋): 日常生活中にみられる心拍数で生体ストレス反応、循環器系適応能、機能不全などを評価するためのアルゴリズムを策定するため循環器系特に心拍変動の周波数解析に関する基礎的検討を行った。

6. バイタルサイン伝送方式の設計(清水) バイタルサインをモニタし、伝送するためにバイオテレメトリ技術を基本とする手法を検討した。

## 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。

2. 加速度センサのみを用いて上肢、下肢、体幹各部の関節運動を評価できた。体幹の回旋運動までをモニタリングすることはできなかったが被験者のおおまかな全身運動を把握することができた。その結果をリアルタイムでパソコン上にステックピクチャーとして表示できた。

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評価した結果、定量的にリハビリテーション訓練効果を把握することができた。加速度測定法は被験者に対する拘束が少なく、また、検査者が容易に取り扱うことが可能であり、測定部位の運動情報を得ることができるため、初期のリハビリテーションで特に重要な基本動作のモニタリングおよび評価が応用できることが示唆された。

4. 座位から立位の姿勢変化に伴う血圧変動は、若年者に比べて高齢者では起立に伴う血圧低下の回復に時間を要し、かつ血圧低下を補うところの心拍間隔減少幅も減少していた。また圧受容体反射感度(BRS)の絶対値及びその発現頻度も若年者に比べて有意に低下していたことから、高齢者においては圧受容体を介した迷走神経系による血圧調整機能が若年者に比べて大きく低下していることが明らかとなった。これと並行して循環機能をより詳細に評価・解析するための装置として、従来の瞬時血圧と共に心拍出量をも一心拍毎に同時測定するプロトタイプシステムの具現化に成功し、その試用性能評価実験を開始することができた。

5. 運動前後の心拍変動の周波数解析では平均RR間隔レベルに相関した心臓迷走神経活動の変化(高周波成分)の変化が示された。また、同時に姿勢変化に伴う心臓迷走神経の変化も示された。また、高齢者の洞調律および刺激伝

導系の病的兆候の検出にはLorenz Plotが有効であることが示唆された。

6. バイタルサインとして光電脈波法による心拍変動を捉えるため、指輪型光電脈波センサを用いた。さらに、PHS 端末による屋内外共通の広域生体情報伝送方式の設計を行った。

#### D. 考察

加速度測定による歩行評価では、健常若年者、高齢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による機能低下を知ることができる可能性を示唆している。次に、歩行形態の違い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ると考えられる。

加速度センサを関節近傍に装着して日常動作のモニタリングを行った結果、おおまかな動作の推定が可能となった。3 自由度関節を2 自由度に限定して測定しており、肩関節の回旋運動の影響は無視しているが、おおまかな関節の動きをとられる場合いには全く問題にならないことが示された。

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。従来リハビリテーション訓練効果は理学療法士の主観に頼るところがおおきく、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。次年度以降訓練のために表示システムを工夫し、画面でリアルタイムで加速度波形を表示し訓練の修正を行えるようにする。

循環動態の評価として今年度は血圧と心電図を中心とした解析を行った。両者とも姿勢変化に対する変動に着目した。立位に至るまでの血圧変化は高齢者では血圧上昇が見られたことから座位から立位への移行がかなりの肉体的負担となっていること、またこの期間においては血圧上昇による脳血管障害等の発症に十分注意すべきことなどが示唆された。今回行った実験では起立動作期間中にける血圧上昇が高齢被験者で特に観察され、このことが前述した起立後の持続的な血圧低下を補うような効果を結果的に果たしていた。このような結果は従来臨床的に行われている受動的な「チルティング負荷」による起立性低血圧の検査では得られないものであり、今後本システムによる「日常生活下」における高齢者の循環機能測定の必要性・重要性が再確認された。

心拍数解析では、高齢者を対象とした場合、不整脈などの心拍変動に重要な情報があることから心電図異常の定量化にはLorenz Plotが有効であることが示された。また、洞調律以外の心収縮を考慮したアルゴリズムの策定が必要であることが示唆された。

バイタルサインのリアルタイムセンシングについては、センサの小型化、小電力化、PHSの仕様に問題が示された。PHSは本来音声通話を目的とするものであり常時バイタルサインのモニタリングに利用するには克服すべき課題も多い。

#### E. 結論

本年度は本研究プロジェクトの初年度であるため、機器開発の可能性のある測定対象を検討するための基礎実験が主であった。初年度での研究から、加速度測定による歩行、身体活動度、生活動作を含めた行動や運動の評価、血圧、心電図による循環動態の評価が可能であることが示された。また、新しい信号伝送方式を提案した。

## 離散ウェーブレット変換によるフラクタル解析法を用いた歩行形態の識別

田村俊世 国立療養所中部病院 長寿医療研究センター

**研究要旨** 日常の行動モニタリングとして携帯型加速度測定装置を用いて歩行形態の識別を試みた。身体重心まわりの3方向加速度を測定しウェーブレット変換し、ウェーブレット係数の分散値から平地歩行、階段上り、下り方向の識別を行った。その結果、若年者、高齢者とも同様の傾向を示した。支障なく歩行できる高齢者は、そのパターンは若年者と相違ないことが示された。

**キーワード** 歩行、加速度、ウェーブレット変換、フラクタル次元

### A. 研究目的

日常生活における行動を、拘束の少ない装置で長期間モニタリングし、自動的に分類可能であれば、心電図や心拍数、血圧といった他の生理情報と比較することで、行動と心肺機能の関係の解明や評価、ストレスの評価などに有効であると考えられる。また高齢社会となった現在、高齢者の身体活動量を把握することが可能となれば、健康の維持に有効であるとともに運動の指標を提示することができる。身体活動量は、酸素摂取量測定によりエネルギー代謝量を評価することで正確に推定することが可能であるが、酸素摂取量を測定する装置は大がかりであり、被験者にマスクやマウスピースを装着する必要があるため日常生活における測定に適していない。一方、被験者の腰背部に小型の加速度センサを取り付け、得られた信号から身体活動量を推定する試みも行われている<sup>(1)</sup>。しかしながら、すべての行動における身体活動量を1つの推定式で求めることは困難であり、より正確に推定を行うためには、日常行動を分類し、各行動形態ごとに推定式を求める必要がある。

日常の大まかな行動(立位、座位、臥位、歩行など)は、加速度信号のDC成分とAC成分の組み合わせることにより分類できることが報告されている<sup>(2)~(6)</sup>。しかしながら、例えば平地を歩く場合

と階段を昇る場合の身体活動量は大きく異なることから、移動に関する行動、特に歩行形態を分類することは重要である。Aminianらは、歩行の速度と傾斜角を2つのニューラルネットワーク(Artificial neural network 以下、ANN)を用いて推定している<sup>(7)</sup>。ANNへの入力は、腰部3方向加速度の中央値、前後、上下方向の分散、踵の加速度と腰部3方向加速度の共分散、踵の減速度のピーク値、および歩行周期を歩行を特徴付ける10個のパラメータとして選択している。この手法により歩行速度と傾斜角度を推定可能であったが、ANNは各層のユニットが複雑に結合しており、また非線形関数を含むことから、歩行形態と各パラメータの関係を理解することは困難である。著者らは、加速度信号に離散ウェーブレット変換を用いて歩行形態の識別を行った<sup>(8)(9)</sup>。平地歩行、階段上り、下り歩行ごとに腰背部の上下方向加速度信号を測定し、そのウェーブレット係数の2乗和(パワー)を算出すると、各歩行形態ごとの特徴を捉え、分類することが可能であった。しかしながら、この手法を連続的に歩行形態が変化する加速度信号に用いる場合は、歩行形態が変化する時刻を抽出する必要がある。

歩行時の腰部加速度信号は、複雑なパターンを示し、動的に変化する。フーリエ変換を用いたフラクタル解析は信号の複雑さを定量的に評価可

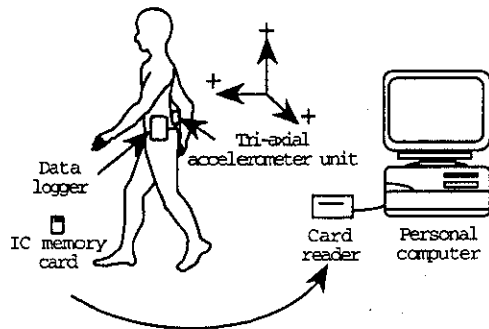


図1 測定装置

能であるが、フーリエ変換は非定常信号に適していない。そこで本研究では、離散ウェーブレット変換を用いたフラクタル解析法を腰部加速度信号に適用し、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。

## B. 研究方法

### 1. 測定装置

測定装置は3軸加速度センサユニット、携帯型生体信号記録装置および解析のためのパーソナルコンピュータで構成されるため、被験者に対する拘束が少なく、日常生活下の行動を連続して測定することが可能である。装置の概要を図1に示す。

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、USA) であり、センサ面に鉛直な1方向成分の加速度のみが検出される。予備実験の結果、歩行時に体幹に生じる加速度は接地による衝撃加速度を含めると3~4gになる場合があった。このセンサの定格加速度は±10g、周波数応答はDC~1kHz、直線性は±0.2%FSであるため歩行時の体幹の加速度を測定することに適していると考えられた。この加速度センサを直交に3つ組合せ、3軸の加速度センサユニットとして使用した。

携帯型生体信号記録装置 (MICRO8、島津製作所) は、電池駆動の携帯型マイクロコンピュータシステムであり、メモリ、シリアル I/O、A/D 変換器を装備している。また補助記録装置としてメ

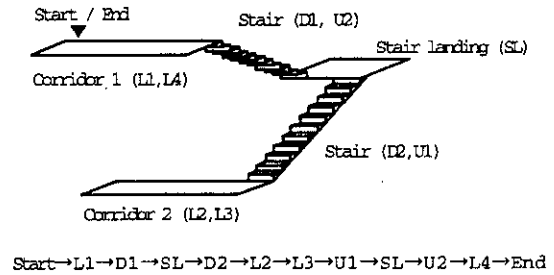


図2 測定コース

モリカードを使用可能である。

加速度信号は、携帯型生体信号記録装置を用いて、サンプリング周波数 1024Hz で内蔵の 2Mbyte のメモ리카ードに記録した。測定終了後、メモ리카ードを携帯型生体信号記録装置から取り出し、得られたデータをパーソナルコンピュータにて解析した。

### 2. 測定対象および方法

測定対象者は正常歩行を行えるものに限りに、健康若年者 10 名 (22.6±1.9 歳、身長 166.3±5.9cm、体重 58.7±7.1kg) および健康高齢者 11 名 (69.3±5.6 歳、身長 154.0±7.6cm、体重 50.4±9.6kg) とした。

被験者の体幹の動きを計測するために、身体の重心に近い腰背部中央に3軸加速度センサユニットを取り付けた。取り付けは、アクリル製のプレートにセンサユニットを固定し、プレートをベルトに通す方法とした。センサの感度方向は、被験者が立位状態でそれぞれ上方向、前方向、左方向が正の加速度となるように取り付けた。

測定は、平地→階段(下り)→平地→階段(上り)→平地の順に、各歩行ごとに止まることなく連続的な歩行とした(図2)。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段の高さは 0.18m で 10 段ごとに踊り場のある階段を利用した。

被験者には歩行速度や歩行周期などの拘束条件を特別に与えず、普段通りの自由歩行で測定を行った。

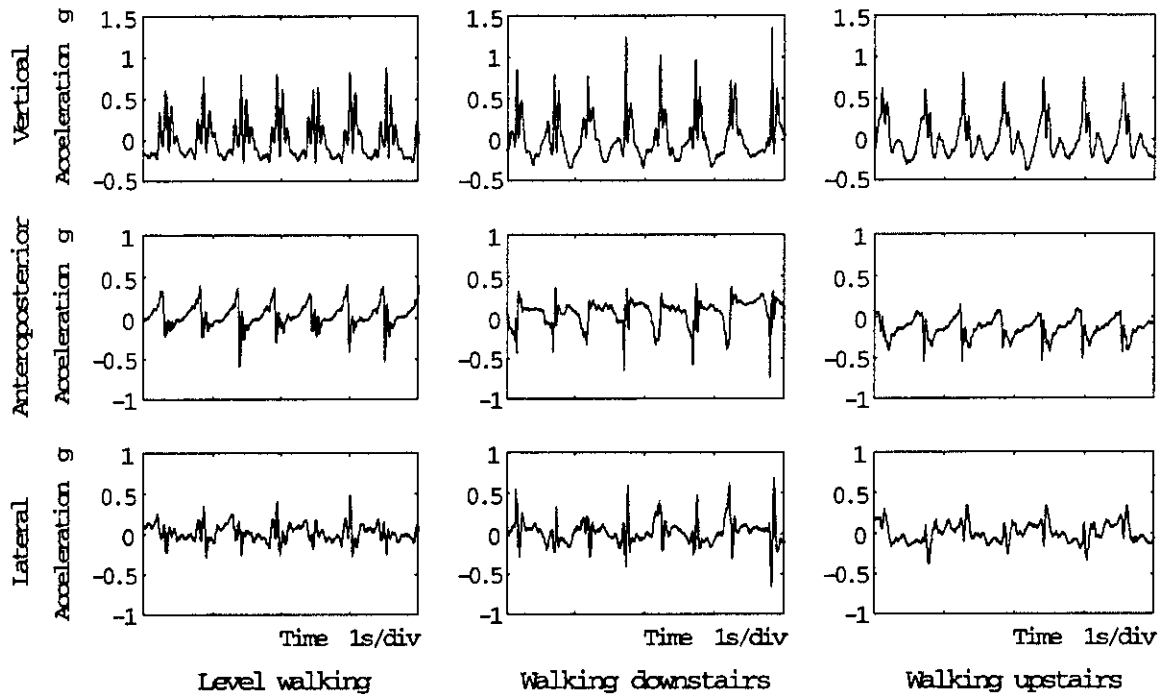


図3 各歩行形態毎の3方向加速度信号の1例

なお本実験は、藤元病院倫理委員会の承諾を得た後、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。

### 3. ウェーブレットを用いたフラクタル次元推定

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、さらにフラクタル解析を用いて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手法も提案されている。パワースペクトラムからフラクタル次元を推定するために、以下の経験式が定義されている<sup>(10)~(12)</sup>。

$$S(\omega) \equiv \frac{\sigma^2}{|\omega|^\gamma} \quad \dots(1)$$

ここで、 $\omega$  は周波数を、 $\gamma$  はスペクトラム指数を、 $\sigma^2$  は元信号の分散を示す。特にホワイトノイズとブラウン運動のスペクトラム指数 $\gamma$ の値は、それぞれ0と2になる。またスペクトラム指数 $\gamma$ は、統計的な自己相似特性を表すパラメータ $H$ との間に $H=(\gamma-1)/2$ 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 $D$ の値が1に近づくほど信号の外形は滑らかであり、2に近づくほど複雑となる。

式1を離散ウェーブレット変換を用いて置き換えると、式2のようなになる<sup>(10)(11)(13)</sup>。

$$\text{Var}(d_{2^j}) = \sigma^2 2^{-\gamma j} \quad \dots(2)$$

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 $\gamma$ はウェーブレット係数 $d_j^j$ 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、 $-(2H+1)$ と等価となる。

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。

$$\text{Var}(d_{2^j}) = \{1/(N_j - 1)\} \sum (d_{2^j} - m_{d_{2^j}})^2 \quad \dots(3)$$

ここで、 $m_{d_{2^j}}$ と $N_j$ は各レベル $j$ におけるウェーブレット係数 $d_{2^j}^j$ 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



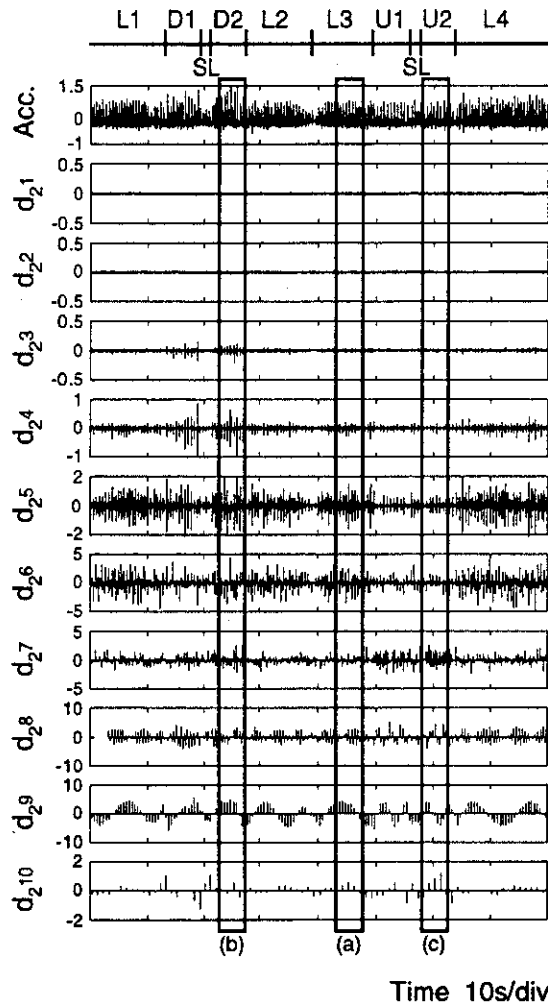


図4 上下方向加速度信号とそのウェーブレット係数  $d_2^j$  の1例 (横軸に示した区分は図2に対応)

関数を用いて、加速度信号を10レベルに分解した。また時間軸上で歩行形態の変化すなわちフラクタル次元  $D$  の変化を捉えるために、4096点(4秒)の解析窓ごとに傾き  $\beta$  を算出し、得られた傾き  $\beta$  からパラメータ  $H$  およびフラクタル次元  $D$  を連続的に推定した。また健常者の場合、一步時間が約0.5秒であることから、フラクタル次元の変動解析の時間分解能をあげるため、窓と次の窓とに3584点(3.5秒)の重複期間を含みながら、512点(0.5秒)ごとにフラクタル次元  $D$  を推定した。

### C. 研究結果

図3に平地歩行、階段上り、下り歩行ごとの3方向加速度信号の1例を示す。上下方向加速度信

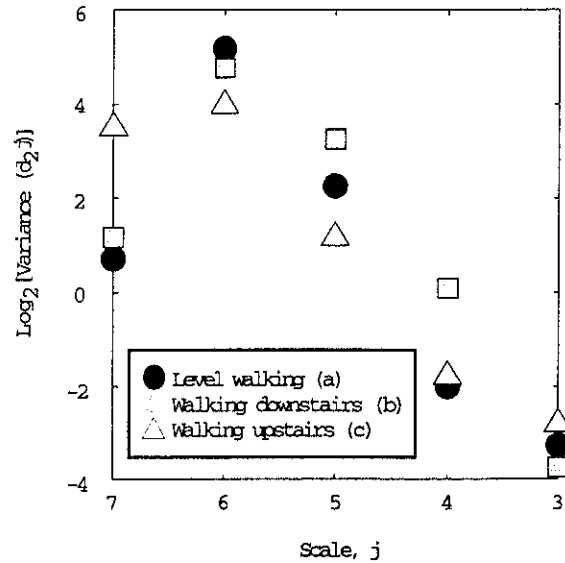


図5 図4で示した窓におけるウェーブレット係数  $d_2^j$  の分散とスケールの対数表示

号のパターンは各歩行形態ごとに異なり、一歩歩周期中に平地歩行では3つのピーク加速度が、階段歩行では1または2つのピーク加速度が含まれた。上下方向における最大ピーク加速度は踵の接地による衝撃加速度に由来し、平地歩行、階段下り歩行においては接地による鋭いピークが観察された。したがって歩行形態は上下方向加速度から視覚的に分類することが可能であった。前後方向加速度信号においては、平地歩行と階段上り歩行で類似したパターンとなり、上下方向加速度が最大となるまで前方へ加速し、その後急激に減速する傾向がみられた。左右方向加速度信号については歩行形態ごとに有意な差はみられなかった。

Daubechies 20 をウェーブレット基底関数とし、上下方向加速度信号に離散ウェーブレット変換を施して得られたウェーブレット係数を図4に示す。スケール1, 2のウェーブレット係数は他のウェーブレット係数に比べて小さい値となり、歩行と関係のない高周波ノイズであった。また離散ウェーブレット変換は、信号の分解を繰り返すごとにウェーブレット係数の数を1/2に減少する。したがって、スケール8から10のウェーブレット係数の総数は、分散を計算するために不十分な数となった。

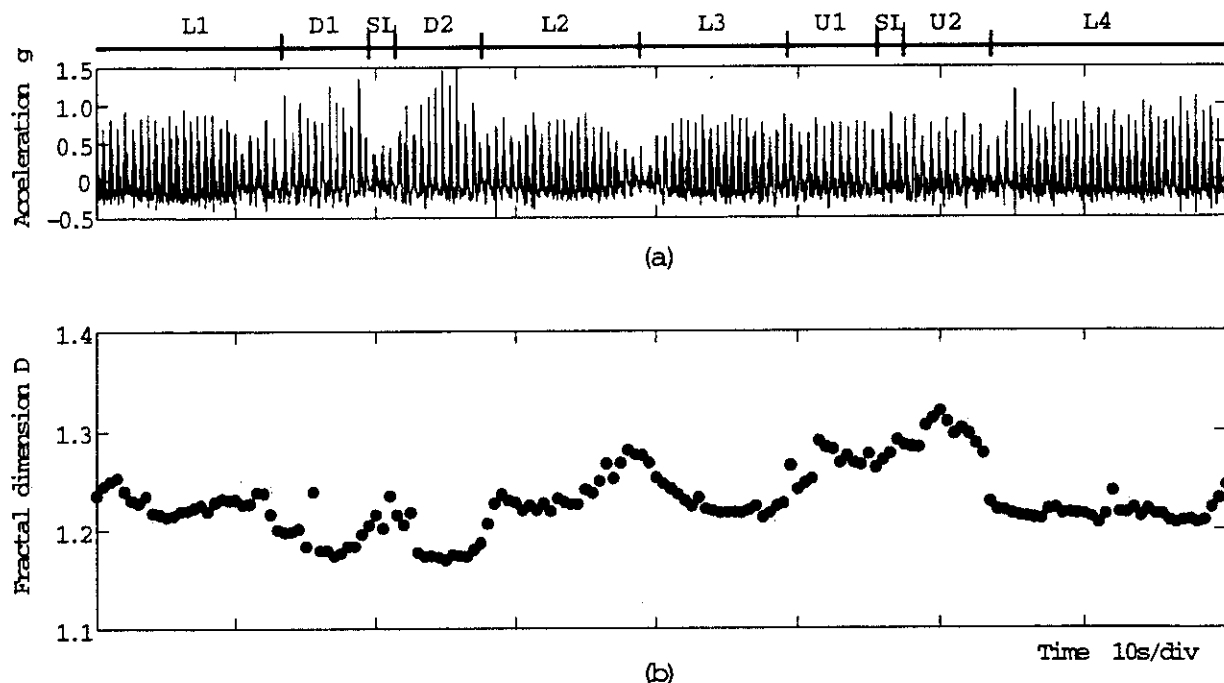


図6 上下方向加速度信号とフラクタル次元Dの経時的変化の1例

図4に示した歩行形態ごとの解析窓(a)、(b)、(c)におけるスケール7から3のウェーブレット係数 $d_j$ の分散の対数表示を図5に示す。すべての歩行形態において、分散の対数値はスケール7を除いたスケール6から3の区間でほぼ線形に減少した。そのスケール6から3における分散の傾きは歩行形態ごとに異なり、平地歩行、階段下り歩行では急な傾き、階段上り歩行では緩やかな傾きとなった。この例におけるパラメータHは平地歩行で0.78、階段下り歩行で0.83、階段上り歩行で0.70となり、フラクタル次元Dはそれぞれ1.22、1.17、1.31となった。

図2に示した測定コースを連続的に歩行した際の上下方向加速度信号とスケール6から3のウェーブレット係数で推定したフラクタル次元Dの1例を図6に示す。被験者が階段を降っている間と昇っている間で、フラクタル次元Dが平地歩行に比べ、それぞれ低い値と高い値に変化した。したがって適切な2つの閾値を定めることにより、被験者の歩行形態と分類することが可能であった。

各歩行形態における加速度信号のフラクタル

次元Dの平均値を表1に示す。平地歩行のフラクタル次元Dの平均値に比べ、階段下り歩行では21名中11名の被験者において低い値を示し、また階段上り歩行ではほとんどの被験者において高い値を示した。階段上り歩行のフラクタル次元Dの平均値は、平地歩行および階段下り歩行の平均値と比較すると有意に高い値となり( $P < 0.01$ )、階段を昇る際の腰背部の上下方向加速度信号はより複雑になることが示された。

#### D. 考察

本研究では、離散ウェーブレット変換を用いて平地歩行、階段歩行における腰部加速度信号のフラクタル次元を推定し、各歩行形態の特徴の抽出と分類を試みた。図5に示したように歩行時の加速度信号は周波数領域において $1/f$ 特性を有することから、加速度信号にフラクタル解析法を適用することは、歩行形態の分類に有効であると考えられた。また時系列信号のフラクタル次元を推定する方法の一つとして、信号をフーリエ変換し、そのスペクトラムの傾きを用いる方法が提案されている。しかしながら、加速度信号を含む生体

表1 図2に示した各区間におけるフラクタル次元Dの平均値

Subject	Age years	Fractal dimension D							
		Level 1	Down 1	Down 2	Level 2	Level 3	Up 1	Up 2	Level 4
1	60	1.407	1.478	1.477	1.373	1.346	1.519	1.537	1.380
2	71	1.318	1.272	1.286	1.320	1.318	1.438	1.446	1.327
3	73	1.409	1.360	1.363	1.384	1.406	1.474	1.546	1.430
4	80	1.401	1.352	1.345	1.370	1.374	1.370	1.366	1.390
5	62	1.279	1.272	1.283	1.300	1.309	1.291	1.289	1.326
6	68	1.217	1.232	1.226	1.230	1.223	1.361	1.378	1.222
7	64	1.306	1.224	1.214	1.262	1.278	1.283	1.302	1.271
8	70	1.229	1.190	1.185	1.233	1.223	1.268	1.298	1.222
9	69	1.230	1.252	1.250	1.204	1.209	1.312	1.370	1.200
10	72	1.288	1.332	1.326	1.293	1.292	1.423	1.440	1.325
11	73	1.320	1.245	1.228	1.321	1.325	1.413	1.463	1.316
12	24	1.260	1.264	1.225	1.270	1.273	1.365	1.347	1.261
13	20	1.350	1.273	1.270	1.312	1.308	1.339	1.388	1.319
14	24	1.537	1.607	1.628	1.420	1.503	1.424	1.355	1.446
15	20	1.261	1.197	1.245	1.278	1.251	1.352	1.358	1.254
16	20	1.235	1.229	1.250	1.293	1.235	1.342	1.341	1.244
17	25	1.252	1.285	1.304	1.271	1.258	1.370	1.373	1.264
18	22	1.307	1.292	1.258	1.301	1.292	1.355	1.373	1.307
19	24	1.259	1.280	1.272	1.250	1.230	1.371	1.357	1.226
20	24	1.314	1.294	1.278	1.296	1.302	1.352	1.368	1.304
21	23	1.306	1.255	1.238	1.305	1.335	1.338	1.389	1.349

に関する信号のほとんどは非定常であり、局所的な周波数が時間とともに変化するため、その解析にフーリエ変換ではなく離散ウェーブレット変換を用いることは有効であると考えられた<sup>(11)~(18)</sup>。

歩行時の加速度信号は3つの主な成分から構成されると推察される。1つ目は接地面と足底面が接触する際に生じる衝撃加速度、2つ目は歩行周期に依存した運動に伴う加速度、3つ目は姿勢変化を反映する静的(重力)加速度であり、それぞれは信号の高周波数成分、中周波数成分、低周波数成分に含まれる。

平地歩行のウェーブレット係数の分散に比べて、階段上り歩行ではスケール6から4の分散が減少し、階段下り歩行においてはスケール5と4の分散が増加したため、フラクタル次元は歩行形態ごとに異なった。これらのスケールの周波数帯域は主に接地による衝撃加速度に対応すると考えられる。階段上り歩行では足底面から接地面との距離が短くなるため、また膝関節を曲げた状態で接地することから体軸と衝撃加速度の生じる軸がずれるため、腰部に到達する衝撃加速度が減少

したと考えられた。衝撃加速度の減少については、図3において鋭いピーク加速度が存在しないことから確認された。階段下り歩行において、階段上り歩行と反対の結果、すなわち衝撃加速度が増加する傾向が被験者の約半数で示された。階段を降る際には特に転倒による危険性が高いため、重心を後方に残し注意深く歩行する被験者が多くみられた。このために衝撃加速度が減少し、ウェーブレット係数の分散の大きさは平地歩行のものと同程度になり、階段上り歩行に比べ、階段下り歩行は平地歩行と区別できない例が存在したと考えられた。

図4に示したように、解析する窓をデータに沿って移動させながらフラクタル次元を連続的に推定することにより、フラクタル次元が変化する時刻、すなわち歩行形態の変化する時刻を抽出することが可能であり、個人ごとに閾値を与えることで歩行形態を分類することが可能であった。しかしながら、平地歩行と階段下り歩行の分類については被験者全体で統一した基準を決定することは困難であった。今回の解析では、歩行形態ごとの特徴が最も信号のパターンに反映した上下

方向加速度のみを解析に使用したが、前後、左右方向の加速度信号のフラクタル次元についても検討することで、より高い精度で歩行形態を分類できると考えられた。

## E. まとめ

今回の実験で得られた結果から、離散ウェーブレット変換を用いたフラクタル解析法を体幹の動きが反映する腰部加速度信号に適用することにより、健常若年者および高齢者の歩行形態の識別やモニタリングの可能性が示唆された。今後、疾患を持つ被験者を対象に測定を行い、腰部加速度信号のフラクタル次元が健康と疾病との間にもどのように変化するのかを検討することで、疾病の早期発見に応用できる可能性がある。

稿を終わるにあたり、臨床実験にご協力頂いた藤元病院リハビリテーションセンターの東祐二室長はじめスタッフの皆様には感謝いたします。

## F. 参考文献

- 1) C.V. Bouten, K.T.M. Koekoek, M. Verduin, R. Kodde and J.D. Janssen : A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp. 136-147 (1997).
- 2) M. Makikawa and H. Iizumi : Development of an ambulatory physical activity memory device and its application for the categorization of actions in daily life, *Medinfo. 95 Proc.*, pp. 747-750 (1995).
- 3) 牧川方昭 : 日常行動のモニタリング、*医用電子と生体工学*, vol. 10, pp. 245-253 (1996).
- 4) P. H. Veltink, H.B.J. Bussmann, W. de Vries, W. L. J. Martens and R. C. V. Lummel : Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers, *IEEE Trns. Rehabilitation Eng.*, vol. 4, pp. 375-385 (1996).
- 5) J. Fahrenberg, F. Foerster, M. Smeja, W. Muller, Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings, *Psychophysiology*, vol. 34, pp. 607-612 (1997).
- 6) K. Aminian, Ph. Robert, E. E. Buchser, B. Rutschmann, D. Hayoz, M. Depairron : Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation, *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 37, pp. 304-308 (1999).
- 7) K. Aminian, Ph. Robert, E. Jequier and Y. Schutz : Estimation of speed and incline of walking using neural network, *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol.44, pp. 743-746 (1995).
- 8) 関根正樹、小川充洋、田村俊世、戸川達男、福井康裕 : 加速度波形を用いた歩行の識別、*ライフサポート学会*, vol. 8, pp. 3-10 (1996).
- 9) T. Tamura, M. Sekine, M. Ogawa, T. Togawa and Y. Fukui : Classification of acceleration waveforms during walking by wavelet transform, *Meth. Inform. Med.*, vol. 36, pp. 356-359 (1997).
- 10) W. G. Wornell and A. V. Oppenheim : Estimation of fractal signals from noisy measurement using wavelets, *IEEE Trans. Signal Processing*, vol. 40, pp.611-623 (1992).
- 11) P. Flandrin : Wavelet analysis and synthesis of fractional Brownian motion, *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 38, pp. 910-917 (1992).
- 12) P. Flandrin : On the spectrum of fractional Brownian motions, *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 35, pp. 197-199 (1989).
- 13) M. Akay and E. J. H. Mulder : Effects of maternal alcohol intake on fractal properties in human fetal breathing dynamics, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 45, pp. 1097-1103 (1998).
- 14) M. Akay : Wavelet applications in medicine, *IEEE Spectrum*, May, pp. 50-56 (1997).
- 15) A. H. Tewfik and M. Kim : Correlation structure of the discrete wavelet coefficients of fractional Brownian motion, *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 38, pp.904-909 (1992).
- 16) G. W. Wornell : Wavelet-based representations for

the 1 / f family of fractal processes, Proc, IEEE, vol. 81, pp. 1428-1450 (1993).

- 17) P. Flandrin : "On wavelets and fractal processes" in Time frequency and wavelets in biomedical signal processing, M. Akay, Ed., New York, IEEE press, pp703-717 (1998).
- 18) R. Fischer and M. Akay : "Fractal analysis of heart rate variability" in Time frequency and wavelets in biomedical signal processing, M. Akay, Ed., New York, IEEE press, pp719-728 (1998).

## G. 研究発表

### 1. 論文発表

- ① 田村俊世 高齢者の歩行支援機器、Geriatric Medicine <老年医学>、37、877-881、1999.
- ② Lu L, Tamura T and Togawa T Detection of body movements during sleep by monitoring of bed temperature, Physiol. Meas. 20 137-148, 1999.
- ③ 田村俊世、小川充洋、戸川達男 在宅健康管理モニターの開発と運用、臨床モニター、10:24-31, 1999.
- ④ 田村俊世 センサ - この1年の進歩、人工臓器、28(5):669-670、1999.
- ⑤ 田村俊世 行動・運動機能の在宅モニター技術 BME14(2) 18-23 2000.
- ### 2. 学会発表
- ⑥ 阿部芳幸、関根正樹、関本満義、東 祐二、藤元登四郎、田村俊世 (老人支援機器開発部)、戸川達男、福井康裕 片麻痺患者の膝関節加速度の評価 第 38 回日本エム・イー学会大会 4月21日-23日 仙台
- ⑦ 関本満義、東 祐二、榊 広光、藤元登四郎、阿部芳幸、関根正樹、田村俊世 (老人支援機器開発部)、辻 隆之 無拘束加速度計測法による片麻痺患者の歩行の定量的評価 第 10 回日本臨床モニター学会総会 4月30日~5月1日、東京
- ⑧ 石井利枝、大森幸喜、久保 豊、大塚邦明、大川真一郎、田村俊世 (老人支援機器開発部)、

戸川達男、冠動脈疾患患者の入浴心電図モニター、第 10 回臨床モニター学会総会 平成 11年5月1日、東京

- ⑨ 関本満義、東 祐二、榊 広光、藤元登四郎、阿部芳幸、関根正樹、田村俊世、無拘束加速度計測法による歩行の定量的評価、第 34 回日本理学療法士学会、平成 11年5月23日-28日、横浜
- ⑩ Tamura T, Abe Y, Sekine M, Fujimoto T, Sakaki H, Higashi Y and Sekimoto M. Evaluation of Gait Using Orthogonal Knee Accelerations, 3rd Intern Biosignal Interpretation, Chicago, June. 12-14, 1999
- ⑪ Sekine M, Tamura T, Akay M, Togawa T and Fukui Y. Discrimination of Walking Pattern using Wavelet-based Fractal Analysis Method, 3rd Intern Biosignal Interpretation, Chicago, June. 12-14, 1999
- ⑫ 田村俊世 呼気ガス分析装置の客観的検定の試み、第 2 回栄養管理研究会、平成 11年6月18日~19日 東京
- ⑬ 吉村拓巳、中島一樹、田村俊世 転倒モニターの開発とその評価、平成 11 年度電気関係学会東海支部連合大会、9月5-6日、春日井
- ⑭ 久野弘明、吉村拓巳、後藤純規、田村俊世 高齢者の運動療法のための評価システムの開発、平成 11 年度電気関係学会東海支部連合大会、9月5-6日、春日井
- ⑮ 関根正樹、田村俊世、Akay M、戸川達男、福井康裕 離散ウェーブレット変換によるフラクタル解析法を用いた歩行形態の識別、平成 11 年度電気関係学会東海支部連合大会、9月5-6日、春日井
- ⑯ 関根正樹、田村俊世、戸川達男、福井康裕 加速度センサを用いた高齢者の歩行評価 第 14 回生体・生理工学シンポジウム 1999 年 10月6~8日 神戸
- ⑰ 阿部芳幸、関根正樹、関本満義、藤元登四郎、田村俊世、戸川達男、福井康裕 膝関節加速

度を用いた片麻痺患者の歩行評価 第14回  
生体・生理工学シンポジウム 1999年10月6  
～8日 神戸

- ⑱ 吉村拓巳、中島一樹、田村俊世 老人転倒モニタの開発と評価 第15回ライフサポート学会大会 1999年10月8～9日 相模原
- ⑲ Tamura T. Recent Gerontechnology in Japan. Third International Conference of Gerontechnology. 10-13 October 1999, Munich, Germany
- ⑳ Yoshimura T, Nakajima K and Tamura T. An ambulatory fall monitoring system for the elderly. Third International Conference of Gerontechnology. 10-13 October 1999, Munich, Germany
- 21 Tamura T, Abe Y, Sekine M, Fujimoto T, Higashi Y and Sekimoto M. Evaluation of gait parameters by the knee accelerations. Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society and 21st Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society. October 13-16, 1999, Atlanta, GA
- 22 久野弘明、吉村拓巳、後藤純規、田村俊世 高齢者の運動療法評価システムの開発、第1回電子情報通信学会福祉情報工学研究会 1999年11月5-6日 東京
- 23 Tamura T. Current status of geron-technology in Japan, 1999. Fall Conference of Korean Biological Gerontologists, November 6, 1999, Taejun, Korea
- 24 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、1月11-12日 金沢
- 25 田村俊世 高齢者の自立支援機器開発の現状と今後 第5回福祉用具開発研究会 2月17日、刈谷
- 26 田村俊世 高齢者の介護・自立支援機、第

## 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

(分担) 牧川 方昭 立命館大学理工学部ロボティクス学科教授

研究要旨: 本研究では、炊事、洗濯、掃除などの高齢者の丸1日の日常生活動作をモニタすることを目標としている。本年度は、先に開発した加速度センサの関節近傍装着方式を用い、上肢、下肢、体幹に加速度センサを計19個取り付けることにより、全身運動の計測を試みた。その結果、体幹の回旋運動までをモニタするには至らなかったが、この点を除き、被検者の全身運動を計測出来、更に計測結果を実時間でパソコンの画面上にスティックピクチャーとしてディスプレイ出来ることが示された。

### A. 研究目的

先には、「日常生活において被験者がどこにいて何をしていたのか、そしてそれによって生理機能にどのような変化をもたらしたか」、の問いに答えることのできるシステムの開発研究を行ってきた。本研究では加速度センサを用いて日常生活における全身運動を計測する方法を検討した。高齢者の健康管理の第1歩は高齢者の日常行動、活動の履歴を詳しく知ることであると考えたためであり、失禁、転倒などの高齢者特有のアクシデントの生起場面、生起条件を明らかにするためにも行動履歴の把握が必要と考えたためである。

ところでこれまで加速度センサを用いた日常動作の計測方法には、加速度センサとジャイロセンサを用いた計測方法があるが、これは関節に対し、一方の端点が位置固定とみなし、計測を行うもので、歩行などによる並進運動を含まない動作に限定している。日常生活行動のモニタを行うためには、移動を伴う運動計測が可能であり、なおかつ行動範囲を制限されないものでなければならない。

ここに示す加速度センサを用いた計測方法は、加速度センサを関節軸の両脇かつ近傍に装着することによって2つの加速度センサには同一の加速度が生じることを利用し、関節運動を計測する方法である。ここでは、この計測方法を加速度センサの「関節近傍装着方式」と呼ぶ。

### B. 研究方法・結果

#### 1) 加速度センサ

本研究では容量型3軸加速度センサ(C3A-02-30, 住友精密工業)と、 piezo抵抗型加速度センサ(3028-002-P, IC-Sensors)の2種類の加速度

センサを用いた。容量型3軸加速度センサはシリコン・マイクロマシニング技術によって作られたセンサチップとC-V変換回路と出力補正回路を組み込んだものである。センサチップはコンデンサの静電容量の変化を利用して物体に加わった加速度を互いに直行するX, Y, Zの3軸成分に分解して検出することができる。

次にpiezo抵抗型加速度センサであるが、このセンサには容量型加速度センサと同じように中央におもりがある。おもりの取り付け根にpiezo抵抗が埋め込まれている。センサに加速度が生じることにより、このおもりが偏位すると、piezo抵抗にひずみが生じ抵抗値が変化する。この抵抗の変化を電圧変化で表わすことにより加速度を検出することができる。周波数応答特性は、100HzまでほぼフラットでDC成分の検出が可能である。またpiezo抵抗はブリッジ回路を形成しており一方向の加速度成分のみを検出する。ただ本研究では直行する2方向もしくは3方向の検出が可能でなければならぬので、加速度センサを3個互いに垂直になるように組み合わせて使用した。

#### 2) 1軸関節運動の計測方法

ここでは、まず1自由度関節の関節運動の計測方法について述べる。2個の加速度センサを図1に示すように関節の両脇に装着する。このように装着することにより、肘関節が屈曲・伸展運動するとき、加速度センサ1は肘の関節軸を中心とした回転運動を行う。加速度センサ1を関節軸の近傍に装着することで、回転運動の回転半径は小さくなる。このことからこの回転運動によって加速度センサ1に生じる回転加速度と遠心加速度はほとんど生じないものとする事ができる。また上肢全体が空間

上のある任意点を中心として回転運動を行ったとき、2個の加速度センサを近づけることにより、それぞれの加速度センサに生じる回転加速度と遠心加速度は、ほぼ等しいものとする事ができる。以上のことから上腕部に装着した加速度センサ1に生じる加速度  $\mathbf{a}$  と前腕部に装着した加速度センサ2に生じる加速度  $\mathbf{a}'$  は、先に述べたように等しいものとする事ができる。そして関節角  $\theta$  は、それぞれの加速度センサに生じる加速度  $\mathbf{a}$ ,  $\mathbf{a}'$  の  $x$ ,  $y$  成分から求めることができる。

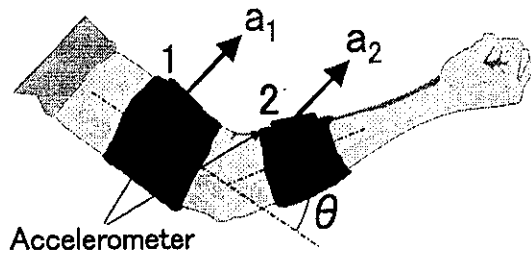


図1. 加速度センサの装着法

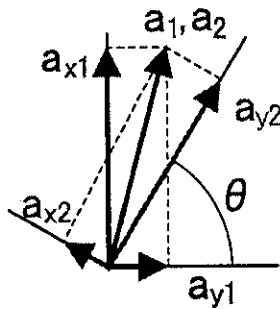


図2. 関節角度の検出原理

加速度  $\mathbf{a}$  の  $x$ ,  $y$  成分を  $(a_{x1}, a_{y1})$ , 加速度  $\mathbf{a}'$  の  $x$ ,  $y$  成分を  $(a_{x2}, a_{y2})$ , そして関節角度を  $\theta$  とする。このとき加速度成分  $(a_{x1}, a_{y1})$  と  $(a_{x2}, a_{y2})$  の関係は図を用いて図2のように表わすことができる。この関係は関節角  $\theta$  の回転行列を用いて(1)式のようにあらわすことができ、この(1)式を解くことにより、(2)式に示すように関節角  $\theta$  を求めることができる。

$$\begin{pmatrix} a_{x2} \\ a_{y2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{x1} \\ a_{y1} \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left( \frac{a_{x2} \cdot a_{y1} - a_{x1} \cdot a_{y2}}{a_{x1} \cdot a_{x2} + a_{y1} \cdot a_{y2}} \right) \quad (2)$$

## 2) 3軸関節運動の計測

次に肩、股関節のような3軸関節の計測方法に着いて述べる。3軸関節においても、1軸関節の場合と同様、図3に示すように2個の加速度センサを

関節の両脇かつ近傍に装着する。また加速度センサの軸の方向は図3a)に示すように、胴体の方に装着した加速度センサはZ軸が体幹の垂直軸に、Y軸が体幹の矢状軸に、X軸が体幹の水平軸と一致するように装着する。そして上腕の根元に装着した加速度センサは、自然立位姿勢の状態では装着した加速度センサのX, Y, Z軸が体幹に装着した加速度センサのX, Y, Z軸と一致するように装着する。ここで示す加速度センサの軸というのは、加速度の計測可能方向を表わす。

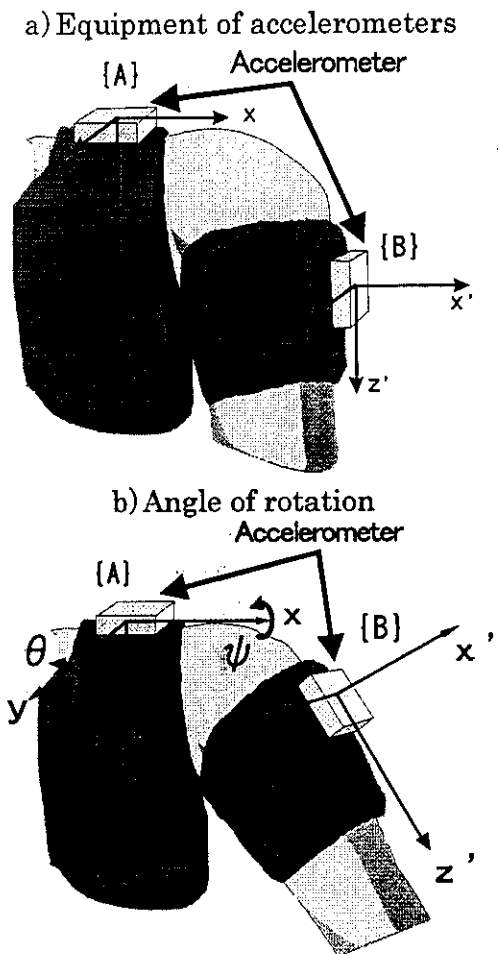


図3. 肩関節角度の検出法

図3a)に示すように体幹の方に装着した加速度センサのX, Y, Z軸を固定座標系{A}とし、上腕部に装着した加速度センサのX, Y, Z軸を運動座標系{B}とする。このとき体幹に対する上腕の運動は、体幹の固定座標系{A}と上腕の運動座標系{B}の位置関係によって表わされる。運動座標系{B}と固定座標系{A}が一致した状態から、図3b)に示すように最初、固定座標系{A}のZ軸について  $\phi$  次にY軸について  $\theta$ , 最後にX軸について



回転させたものとして、運動座標系{B}の位置を表現した。

上に示すi), ii), iii)の回転移動を順に行ったときの回転変換行列 $R_{zyx}$ は(3)式のように表わすことができる。

$$R_{zyx} = R_x \cdot R_y \cdot R_z$$

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\phi & -\sin\phi & 0 \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

次に体幹に装着した加速度センサで計測される加速度の X, Y, Z 成分を $(a_{x1}, a_{y1}, a_{z1})$ , 上腕部に装着した加速度センサで計測される加速度の X, Y, Z 成分を $(a_{x2}, a_{y2}, a_{z2})$ とする。このとき、1 軸関節のときと同様、2つの加速度センサに生じる加速度は等しいものとする事ができるから、加速度成分 $(a_{x1}, a_{y1}, a_{z1})$ と $(a_{x2}, a_{y2}, a_{z2})$ の関係は、上で求めた回転変換行列  $R_{zyx}$  を用いて(4)式のように表わされる。(4)式から回転角  $\phi$   $\psi$   $\theta$  を加速度成分 $(a_{x1}, a_{y1}, a_{z1})$ と $(a_{x2}, a_{y2}, a_{z2})$ を用いた式で表わすことが出来れば、回転角  $\phi$   $\psi$   $\theta$  を求めることができる。しかし(4)式は不定であるため(4)式から回転角  $\phi$   $\psi$   $\theta$  を求めることはできない。

$$\begin{pmatrix} a_{x1} \\ a_{y1} \\ a_{z1} \end{pmatrix} = R_{zyx} \begin{pmatrix} a_{x2} \\ a_{y2} \\ a_{z2} \end{pmatrix} \quad (4)$$

そこで本研究では、肩関節の運動の特徴を利用することにより肩関節の動きを2自由度に限定し計測を行うことを考案した。すなわち上腕骨は関節のジョイント部で回転するが皮膚が関節の付け根でスライドすることはない。また三角筋上部は肩を形成する鎖骨と肩甲骨の肩甲棘の2つの部分へ多羽状に終端しているため、なおさら上腕骨の回旋の影響が現れにくい部分である。このことを利用し三角筋上部に加速度センサを装着することにより、加速度センサは内外旋運動の影響は受けないものとした。

次に2自由度に限定した肩関節の運動の表し方である。なおここでは肩関節の運動を上腕部の運動座標系の軸まわりに回転させるオイラー角による表現を用いた。このときに肩関節の運動は図4に示すように運動座標系の Y 軸まわりに(回転させ、次に X 軸まわりに(回転させたものとして表わした。このときの加速度センサ1と加速度センサ2の位置関係は(5)式のように示される。(5)式を解くことにより、 $\theta$   $\psi$ は(6), (7)式に示すように求められる。肩関節近傍においては、内外旋運動の影響は無

視できたが、図4の加速度センサ2と加速度センサ3の間には内外旋運動の影響が現れる。このときの加速度センサ3の加速度センサ2に対する回旋角 $\alpha$ は、それぞれの加速度センサで計測される X, Y 軸方向成分を用いて(8)式のように表される。また肘関節の関節角度は3章でしたように加速度センサ3, 4の Y, Z 方向成分から(9)式のように示される。図4に示すように上肢に装着した4個の加速度センサの出力から  $\theta$   $\psi$   $\alpha$   $\beta$  を求めることにより上肢の運動を計測することができる。

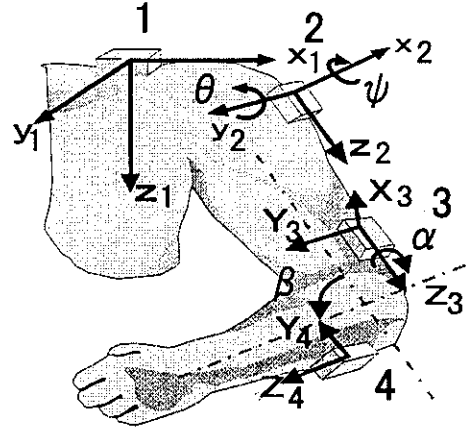


図4. 上肢運動の計測方法

$$\begin{pmatrix} a_{x1} \\ a_{y1} \\ a_{z1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{x2} \\ a_{y2} \\ a_{z2} \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c\theta & -s\psi s\theta & s\theta c\psi \\ 0 & c\psi & s\psi \\ -s\theta & -s\psi c\theta & c\psi c\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} \quad (5)$$

$$\tan\psi = \frac{y_1 \cdot z_2 - y_2 \sqrt{y_2^2 + z_2^2 - y_1^2}}{y_1 \cdot y_2 + z_2 \sqrt{y_2^2 + z_2^2 - y_1^2}} \quad (6)$$

$$\tan\theta = \frac{-x_2 \cdot z_1 + x_1 \sqrt{x_1^2 + z_1^2 - x_2^2}}{x_2 \cdot x_1 + z_1 \sqrt{x_1^2 + z_1^2 - x_2^2}} \quad (7)$$

$$\tan\alpha = \frac{x_3 \cdot y_2 - x_2 \cdot y_3}{x_2 \cdot x_3 + y_2 \cdot y_3} \quad (8)$$

$$\tan\beta = \frac{y_3 \cdot z_4 - z_3 \cdot y_4}{y_3 \cdot y_4 + z_3 \cdot z_4} \quad (9)$$

### 3) 全身運動計測

この計測方法を体幹および下肢の計測へ応用することにより、全身運動の計測を試みた。下肢運動の計測は図5左に示すように4個の加速度センサを装着する。加速度センサ1, 2から股関節の運動

を計測する。股関節は肩関節と同様、3自由度を持つ関節であるが、股関節の関節の近傍に装着することにより大腿部の股関節の根元に装着した加速度センサ2は股関節の内外旋運動の影響はほとんど受けないものとして計測を行った。そして大腿部にねじれとして生じる股関節の内外旋角については加速度センサ2, 3の X, Z 軸方向成分から求めた。膝関節は肘関節と同様、1 自由度を持つ関節であるので加速度センサ3, 4の Y, Z 軸方向の出力から膝関節の屈曲・伸展運動を計測することができる。

次に体幹の計測について説明する。図5右に示すように3個の加速度センサを背骨に沿って装着した。体幹のねじれも個々の加速度センサの距離が短くなっていることから、隣り合う加速度センサに対して回旋運動の影響はほとんど生じないものとして計測を行った。

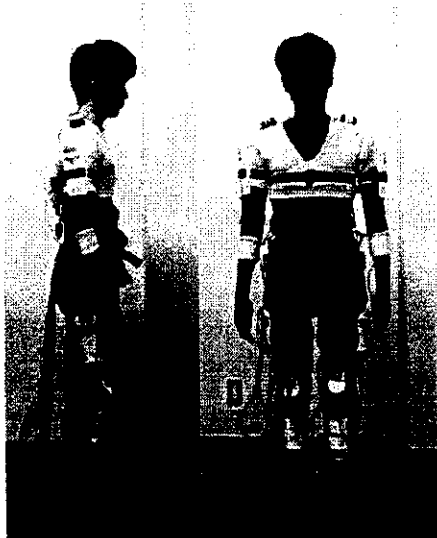


図6. 全身運動計測のためのセンサの装着

実際に被験者に加速度センサを装着したときの外観を図6に示す。以上に示す計測方法を用いてさまざまな動作の計測を行いスティックピクチャーに表した。このとき実際の動作とスティックピクチャーの比較を行うため、計測と同時にビデオカメラで撮影を行いビデオカメラの映像とスティックピクチャー1つの画面に表した。このとき使用した実験装置に概要を図7に示す。ビデオカメラで撮影した映像は TV へそのまま映し出す、また加速度センサの出力は A/D コンバータを介して PC に取り込まれリアルタイムに角度を算出しスティックピクチャーに表す。PC から出る RGB 信号は TV-converter により NTSC 信号に変換され TV に映し出される。このときの実験結果を図8a)～d)に示す。スティックピクチャーは腰部を固定し、体幹、上肢、下肢を表

現した。ビデオカメラから得られた映像との比較を容易にするためには、接地している部分を基点として表すべきであるが、本計測方法では接地している部分の判断が困難であるため、このような描画を行った。

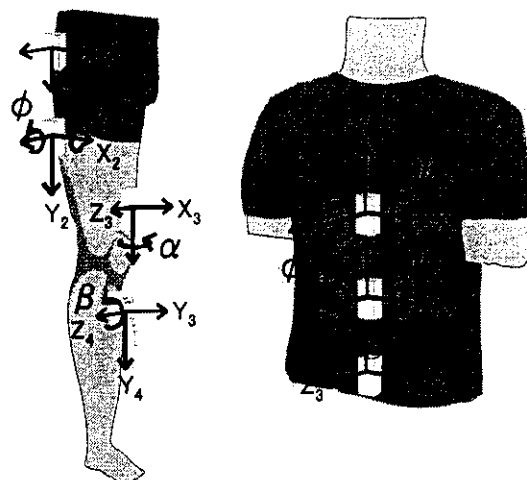


図5. 下肢、体幹運動の計測方法

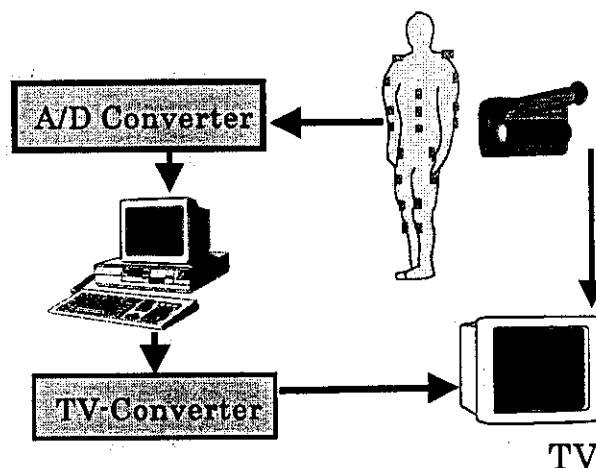


図7. 全身運動モニタ方法の検証システム

### C. 考察

3自由度関節を2自由度に限定して計測を行った方法においては、上腕に装着した加速度センサに全く肩関節の回旋運動の影響が生じないわけではない。それを2つの角度で表現していることから、計測結果から得られる角度の数値は肩関節の内外転角もしくは屈曲・伸展角を正確に表わしたものではない。しかし本研究の目的は肩関節の微小な運動を解析することではなく、肩関節の動きをモニタすることにより、人が何をしているのかを知ることが目的である。上肢運動の計測結果や全身運動の計測結果にも示されるように動作を再現できることから日常生活行動のモニタが可能であると考えられる。全身運動の計測においては、背骨の運動と股関節の運動を2自由度の角度変化に限定して

計測を行い動作の再現を行ったが、6章の結果からもわかるように、ここで示した加速度センサの関節近傍装着方式を用いて人の動作を計測し再現することが可能であることが示された。

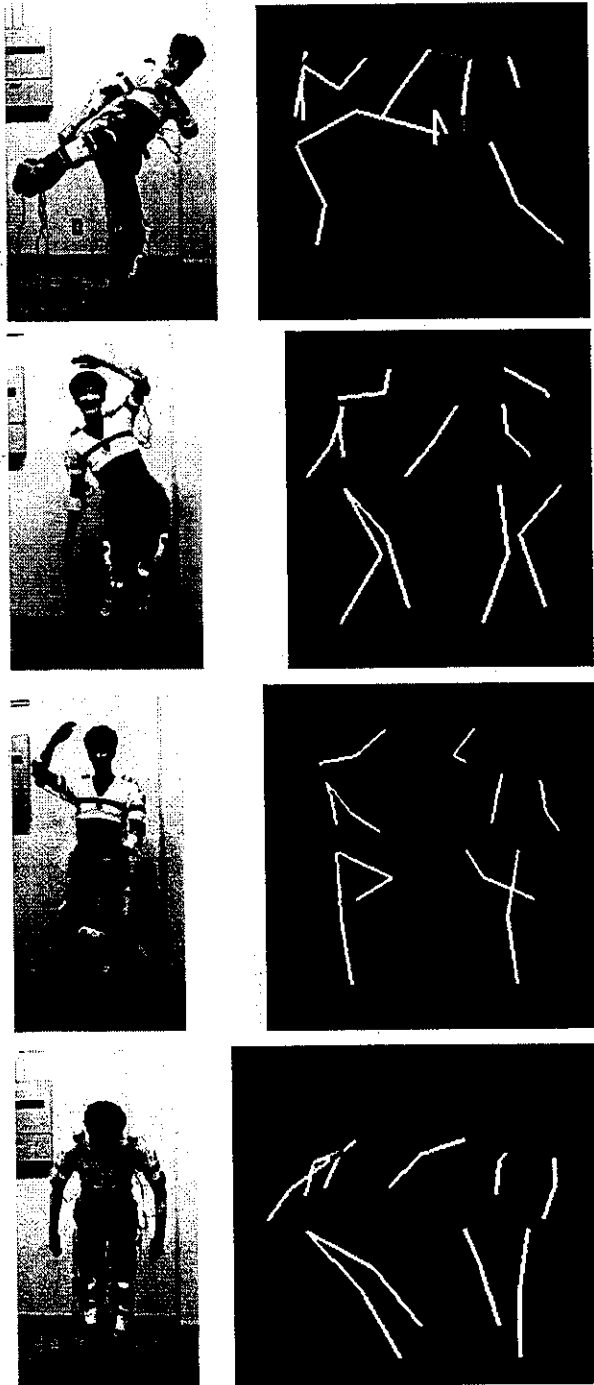


図8. 全身運動の計測例

次に1自由度関節, 3自由度関節それぞれの計測方法について考察を述べる. 1自由度関節の計測においてはこの計測方法が有効であることが確認された. しかし, 1自由度関節の計測においては, 関節が屈曲・伸展運動を行う平面内に, 2つの加速度センサに共通する加速度が生じなければ角

度の算出を行うことはできない. 角度の算出は3章に示される計算式では, 加速度の大きさがゼロにならなければ角度の算出は可能である. しかし, 計測される加速度が小さくなると, 計測誤差が大きくなる.

実際の計測においては加速度センサのずれや加速度センサを取り付けているサポータの伸縮作用によって, 2つの加速度センサに共通でない加速度が生じるため, 2つの加速度センサに生じる共通の加速度が小さくなると共通でない加速度の影響が大きくなり正確な角度が計測できなくなる. 1自由度関節の計測においては加速度センサで検出される加速度の大きさが  $0.4G$  以上であれば関節角度をほぼ正確に計測できることがわかる. このことを用いて, 本研究の計測方法とジャイロセンサを組み合わせ, 加速度センサに生じる加速度が  $0.4G$  以上のときは加速度センサから算出される角度を用いて,  $0.4G$  以下になったときには, ジャイロセンサから得られる角速度の積分することにより関節角度を求める. そして  $0.4G$  以上のときに加速度センサから得られた値を用いて, ジャイロセンサの出力のドリフトから生じる積分値の誤差を補正するというような計測方法も可能になると考えられる. 1軸関節運動方法は関節角度を正確に計測できることと装着が容易であることからリハビリテーションの評価もしくは臨床の現場での可動範囲の計測への応用が期待される.

3自由度関節の計測においては, 日常生活の動作を計測するためには不十分である. その理由としては, 体幹が静止した状態もしくは等速で移動しているときの upper limb の運動を計測することが不可能だからである. 4章に示した計測方法は, 計測方法の特性から, 動きに激しい動作において効果を発揮するものと思われたが, 激しい動きに対しては加速度センサがずれてしまうという問題が起こる. 加速度センサを強く装着することにより, ずれの問題は軽減されるが, 肩関節の近傍を固く締め付けると関節運動は拘束されてしまうという問題が新たに生じてくる.

#### D. 結論

日常生活の行動をモニタするためには, 広範囲の移動を伴うため携帯型の計測装置が必要となる. 画像処理を用いた方法や磁界センサによる手法は人間の動作をより細かく解析し, 運動特性を知るためには有効であるが空間の制限されるという問題がある. 本手法は加速度センサをサポータなどにつけることにより, 手軽に装着でき, 携帯型生体

信号無拘束計測装置との組み合わせにより広範囲での計測が可能となる。加速度センサがより小型になることで日常生活の無拘束計測を実現できるものと考えられる。

## E. 研究発表

### 1. 論文発表

- ① Masaaki Makikawa, S.Kurata, K.Shimizu, T.Kagawa, A.Takahashi, R.Tokue: Ambulatory monitoring of behavior in daily life, Proc. The 4th Asia-Pacific Conference on Medical & Biological Engineering, pp.255, 1999.
- ② 牧川 方昭: 身体活動を測る, 日本リウマチ・関節外科学会雑誌, 18-1,2, 19-30, 1999.
- ③ 牧川方昭: 在宅医療・福祉における新しい計測技術, メディカルセンサ第1回研究会「高齢社会で期待されるメディカルセンサ」予稿集, 3-1~3-10, 1999.
- ④ 倉田聡, 久下幸子, 牧川方昭, 香川哲也, 高橋歩, 徳江林三: 加速度センサの関節近傍装着方式による日常動作計測と再現, 第16回バイオメカニズムシンポジウム前刷, 163-171, 1999.
- ⑤ 中田智哉, 倉田聡, 久下幸子, 牧川方昭, 荒木芳尚, 徳江林三: 加速度センサ関節近傍装着法による歩行速度計測の試み, 第20回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 1160-1163, 1999.
- ⑥ 清水健, 牧川方昭, 荒木芳尚, 高橋歩, 徳江林三: 長期間日常行動モニタのための携帯型デジタル生体信号モニタ装置, 第20回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 1210-1213, 1999.

### 2. 学会発表

- ⑦ 牧川方昭: 在宅医療・福祉における新しい計測技術, メディカルセンサ第1回研究会「高齢社会で期待されるメディカルセンサ」, 1999.05.21
- ⑧ 牧川方昭: 生体信号モニタ装置のインテリジェント化とネットワーク化: 携帯型デジタル日常行動モニタ装置の経験より, 第10回日本臨床モニター学会総会, シンポジウム1「モニタリングデータの収集保存と解析利用」, 1999.04.30-05.01
- ⑩ 倉田聡, 久下幸子, 牧川方昭, 香川哲也, 高橋歩, 徳江林三: 加速度センサの関節近傍装着方式による日常動作計測と再現, 第16回バイオメカニズムシンポジウム, 1999.08.3-5

- ⑨ Masaaki Makikawa,, S.Kurata, K.Shimizu, T.Kagawa, A.Takahashi, R.Tokue: Ambulatory monitoring of behavior in daily life, The 4th Asia-Pacific Conference on Medical & Biological Engineering, 1999.09.12-15
- ⑪ 中田智哉, 倉田聡, 久下幸子, 牧川方昭, 荒木芳尚, 徳江林三: 加速度センサ関節近傍装着法による歩行速度計測の試み, 第20回バイオメカニズム学術講演会, 1999.11.27-28
- ⑫ 清水健, 牧川方昭, 荒木芳尚, 高橋歩, 徳江林三: 長期間日常行動モニタのための携帯型デジタル生体信号モニタ装置, 第20回バイオメカニズム学術講演会, 1999.11.27-28

## F. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得  
なし
2. 実用新案登録  
なし
3. その他  
なし