

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 （社）八日会 藤元病院セラピスト室室長

研究要旨

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、歩行などの基本的で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、無拘束加速度計測法を用い、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。加速度計測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、計測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可能であった。

キーワード リハビリテーション効果、基本動作、加速度、脳卒中

A. 研究目的

医療環境の変化に伴い、リハビリテーション訓練場面における評価、訓練、再評価、訓練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重要である。

本研究では、脳卒中片麻痺患者における早期のリハビリテーション訓練効果を臨床上簡便にモニタリングし、評価するための機器の開発を目的としている。

今回の報告では、早期リハビリテーションで特に重要と考えられる基本的でかつ反復される動作群に着目し、その姿勢制御機能中心加速度計測法を用いたにモニタリングとその評価を試みた。以下に、各動作ごとの目的を示す。

1. 寝返り動作パターンの評価

寝返り動作パターン、例えば、仰臥位から側臥位への移動の評価は、セラピストの経験と主観に頼るところが大きい。そのため、空間内の動作遂行パターンを簡便にモニタリングする方法について検討した。

2. 片膝立ち位の静的バランス評価

膝立ち位訓練は、立位や歩行能力獲得の前段階の

指標として重要であるため、バランス評価を試みた。

3. 静的立位バランスの評価

身体各部の空間的姿勢制御について評価する意味で、頭部と腰部に加速度センサを装着し、その動揺加速度にて評価を試みた。

4. 歩行時転倒のモニタリング

片麻痺患者の転倒は寝たきりになることもあり、転倒予防対策は重要であるが、そこで歩行においてバランスを崩す症例のデータを蓄積し分析した。

5. 非麻痺側下肢の協調性の評価

非麻痺側の運動協調性は動作獲得に大きく影響するためリハビリテーション訓練上重要である。そのため、非麻痺側下肢協調性を簡便に評価できる方法について検討した。

B. 研究方法

1. 寝返り動作パターンの評価

対象は、指示理解が良好で整形外科的疾患のない脳卒中片麻痺患者 27 名(男性 17 名・女性 10 名、年齢 64.7±10 歳、右麻痺 15 名、左麻痺 12 名、上肢 Br stage II 3 名、III 24 名、下肢 Br. stage III 12 名、IV 10 名、V 5 名であった。発症からの期間 3 年 2 ヶ月±13 ヶ月とした。

測定課題は、ベッド上で仰臥位より健側方向へ 90

度寝返ること（側臥位）とした。

寝返り動作を評価するために、加速度センサを、麻痺側肩峰(以下 肩甲帯)と上前腸骨棘(以下 骨盤帯)に装着し、センサからの出力信号を AD ボード (National INSTRUMENTS AT-MIO-16E-10) を介してパーソナルコンピュータにサンプリング周波数 200Hz で記録した。また同時に、寝返り動作の様子は VTR にて録画した。解析は、基本水平面上（上下・左右軸）の加速度から位相面軌跡を描き、寝返り可能群と不可能群に分けて比較した。また、VTR 映像と比較し動作の遂行状況を確認した。

## 2. 片膝立ち位の静的バランス評価

対象は、指示理解が可能な脳卒中片麻痺患者 5 名（男性 5 名、年齢  $69 \pm 5$  歳）とした。

測定課題は、被検者に開眼条件で静的立位と膝立ち位をとらせ、10m 前方の目の高さに設置してあるターゲットを注視するように指示した。

立位と膝立ち位それぞれの頭部、腰部の空間内動揺を評価するために、加速度センサを被験者の頭頂部および腰背部（第 4 仙椎）に装着し、各姿勢ごとに 20 秒間の測定を行った。加速度センサからの出力は携帯型生体信号記録装置（TEAC, DR-C2）を用いてサンプリング周波数 200Hz でメモリカードに記録し、測定終了後、パーソナルコンピュータにデータを転送した。

解析は、MATLAB (Mathworks 社) を使用し、時系列データから立位と膝立ち位における頭部と腰部の相対的な位置関係の検討、動揺の程度を比較した。また、周波数解析により立位と膝立ち位の特徴の抽出を試みた。さらに、水平面における加速度の位相面軌跡の総変化量、矩形面積、実効値面積を算出し、比較した。

## 3. 静的立位バランスの評価

対象は、神経学的、耳鼻科的な疾患のない健康成人 12 名（男性 5 名、女性 7 名、年齢  $24.6 \pm 3$  歳、以下健康群）、及び歩行が習熟した独歩可能な脳卒中片麻痺患者 20 名（男性 14 名、女性 6 名、年齢  $66.8 \pm 8$  歳、以下片麻痺群）とした。片麻痺群の平均発症月数は  $44 \pm 36$  カ月、下肢 Br.stage は IV 8 名、V 9 名、VI 3 名であった。

測定課題は日本平衡神経学会の基準に従い、2m 前方の目印を注視させ、開足間隔距離を大転子間距離に目視にて合わせ、開足角度を 60 度の立位とした。静的バランスを評価するために、加速度センサを頭頂部、腰背部（第 4 仙椎）に装着した。測定時間は、開始後 10 秒を除いた 30 秒間とし、測定は、1 回の練習の後に行った。データはサンプリング周波数 200Hz で記録した。

解析は前後方向加速度の最大値と最小値の差から求めた前後方向加速度の最大振幅、同様に左右方向加速度の最大振幅、前後方向と左右方向加速度を 2 軸とした位相平面の加速度の総変化量、矩形面積、実行値面積を静的立位バランス評価のためのパラメータとし、それぞれ頭部と腰部、健康群と片麻痺群の間で比較した。

## 4. 歩行時転倒のモニタリング

対象は、通常歩行に介助を要しない脳卒中片麻痺患者 5 名（右麻痺 2 名、左麻痺 3 名、男性 3 名、女性 2 名、年齢  $71.2 \pm 4.3$  歳、平均罹患期間：2 年 6 ヶ月、下肢 Br.Stage III 3 名、IV 2 名）とした。

測定課題は、被検者に日常使用している杖、補装具を使用し、監視下における平地歩行とした。歩行中、重心が支持基底面をはずれ、被検者が転倒すると判断した際には、すみやかに被検者の安全を確保した。

歩行時転倒をモニタするために、3 軸加速度センサを腰部（第 4 仙椎）に装着した。センサからの出力信号を携帯型生体信号記録装置（TEAC, DR-C2）を用いてサンプリング周波数 200Hz でメモリカードに記録し、測定終了後、パーソナルコンピュータにデータを転送した。また歩行の状況は同時に VTR に録画した。加速度信号の解析は、MATLAB

(Mathworks 社) にて離散 wavelet 変換し、転倒直前の特徴抽出を試みた。

## 5. 非麻痺側下肢の協調性の評価

対象は、高次脳機能に問題のない脳卒中片麻痺患者 9 例（右麻痺 6 例、左麻痺 3 例、年齢  $64 \pm 4$  歳、平均発症月  $54 \pm 64$  カ月、下肢 Br.stage：III 1 名、IV 4 名、V 3 名、VI 2 名）とした。

測定課題は、被検者に端坐位をとらせ、キャスト

一付き DYJOC BOARD (酒井医療株式会社製) (以下、DYJOC ボード) の前後方向への反復運動とし、2 間に 1 往復のリズムで動かすように指示した。

反復運動を評価するために、DYJOC ボードの加速度と下肢の筋電図を測定した。加速度センサは、DYJOC ボードの側面に装着し、前後、左右方向の加速度を評価対象とした。筋電図の被検筋は大腿直筋 (以下 RF)、外側ハムストリングス (HAM)、前脛骨筋 (TA)、腓腹筋 (GT) とし、電極はそれぞれの筋腹部に貼付した。加速度センサ、筋電図から得られた出力信号を A/D 変換ボード (National INSTRUMENTS AT-MIO-16E-10) にて AD 変換 (sampling 周波数: 1000Hz) を介し、サンプリング周波数 1000Hz で、パーソナルコンピュータに保存した。解析は、フーリエ変換を用いてそれぞれの周波数解析を行った。

尚、すべての研究は当病院倫理委員会の承認を得て、全ての対象者に対するインフォームドコンセントが得られた後に実施した。

### C. 研究結果

#### 1. 寝返り動作パターンの評価

上下方向と左右方向加速度で描いた位相面軌跡の特徴として、寝返り可能群 (25 名) では動作開始直後から終了までに 1/4 円状のパターンを描いたが (図 1)、不可能群 (2 名) では不規則なパターンが出現し、また開始点付近に集束していた (図 2)。

加速度の位相面軌跡の時間変化と VTR 画像を比較すると、寝返り可能群においては肩甲骨帯と骨盤帯の分節的運動が行われていることが確認できた。しかしながら不可能群では分節的運動が行えず、連動した体幹回旋が不可能であることが確認できた。

#### 2. 片膝立ち位の静的バランス評価

膝立ち位において、頭部と腰部の前後方向加速度の低周波成分は 1 例を除いて同期していた (図 3)。また立位においては、全症例で前後方向加速度の低周波成分は同期していた。(図 4)

頭部、腰部の前後・左右方向加速度に周波数解析を行った結果、全症例の立位と膝立ち位において低

周波数帯域 (1Hz~10Hz)、つまり体幹の重心動揺成分と考えられるパワーが現れた。しかしながら、立位と膝立ち位の周波数分布には顕著な差は認めなかった。

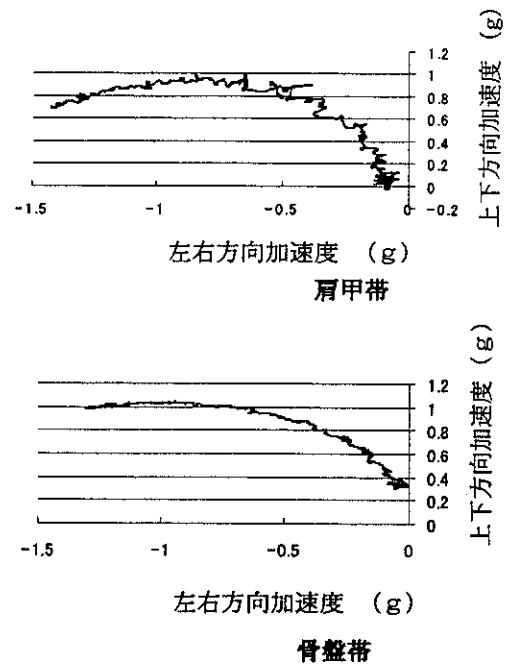


図 1 寝返り可能群における位相面軌跡の典型例

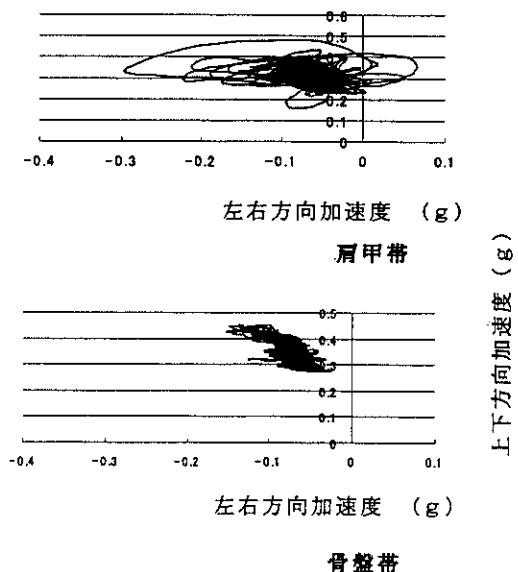


図 2 寝返り不可能群における位相面軌跡の典型例

位相面軌跡における頭部、腰部加速度の総変化量、矩形面積、実効値面積を算出した結果、いずれのパラメータも立位と膝立ち位の間には有意差は認められなかった。

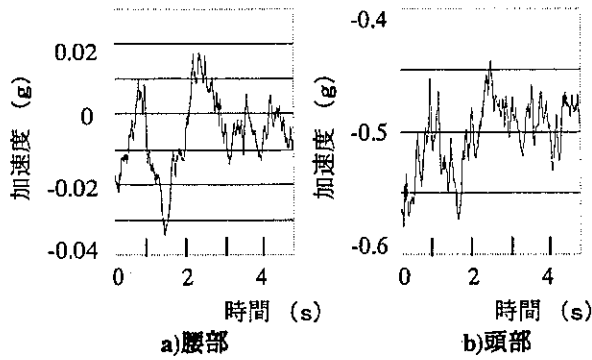


図3 膝立ち位の前後方向加速度信号

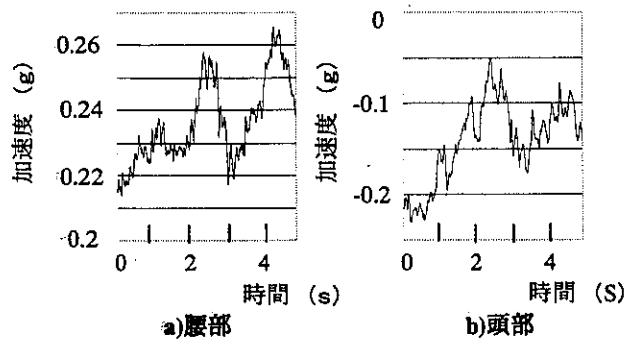


図4 立位の前後方向加速度信号

### 3. 静的立位バランスの評価

前後方向と左右方向加速度から静的立位バランス評価パラメータを求めた結果を図5に示す。

頭部と腰部の前後方向、左右方向加速度の最大振幅、位相面軌跡の総変化量、矩形面積、実行値面積を健常群と片麻痺群で比較すると、腰部の位相平面の総変化量を除き、片麻痺群が有意に大きくなった ( $p < 0.01$ )。

頭部、腰部の前後方向と左右方向加速度の最大振幅を比較すると、健常群、片麻痺群共に前後方向のものが有意に大きくなった ( $p < 0.01$ )。また左右方向加速度の最大振幅は、健常群、片麻痺群共に頭部と腰部の間に相関が認められた  $p < 0.01$ 。

に大きくなった ( $p < 0.01$ )。

### 4. 歩行時転倒のモニタリング

腰部の3方向加速度信号に離散 wavelet 変換を用いた結果、全症例に転倒前に特徴的なピークが認められた (図6)。症例3を除くすべての症例で、前後方向加速度の wavelet 係数レベル -4 (6.25~12.5Hz)

に特徴的なピークが含まれた。また症例1、2、4では上下方向加速度のレベル -4 に、症例3、4では左右方向加速度のレベル -4 に特徴的なピークが出現した (表1)。

症例1、2、3のレベルのピーク加速度の特徴として、転倒直前の麻痺側踵接地による衝撃加速度が安定歩行時のものに比べ大きな値を示した。しかしながら、ケース4、5においては、転倒直前の大きな衝撃加速度が示されなかった。

VTRの分析では、症例1、2、3は揃い型歩行をしており、転倒前には麻痺側下肢を振り出す際、麻痺側下肢が挙上困難となるか、逆に勢いよく振り出され、踵接地位置が安定歩行時より不安定であった。症例4は非麻痺側下肢が先行し、麻痺側下肢が非麻痺側の後方に位置する歩行、症例5は後型歩行で、転倒前には先行する下肢を振り出した後、後方に位置する下肢の振り出しがほとんど行われず、足底接地位置が安定歩行時より後方に位置していた。

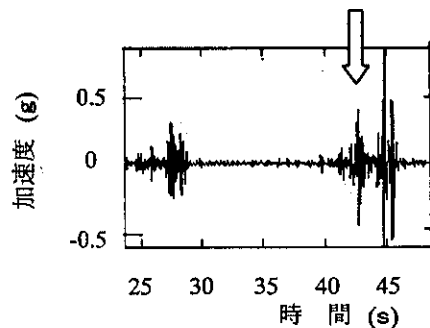


図6 転倒時のwavelet係数の典型例

表1 転倒直前の特徴的なピークを示した wavelet 係数レベル

症例	前後方向	上下方向	左右方向
1	-1~-7	-1~-7	—
2	-2~-4	-2~-4	—
3	—	—	-4
4	-2, -4	-3, -4	-3~-5
5	-3, -4	—	—
6	-3, -4	-4~-6	-1~-6

### 5. 非麻痺側下肢の協調性の評価

非麻痺側下肢の反復運動における DYJOC ボードの加速度と下肢の筋電図を周波数解析した結果、加

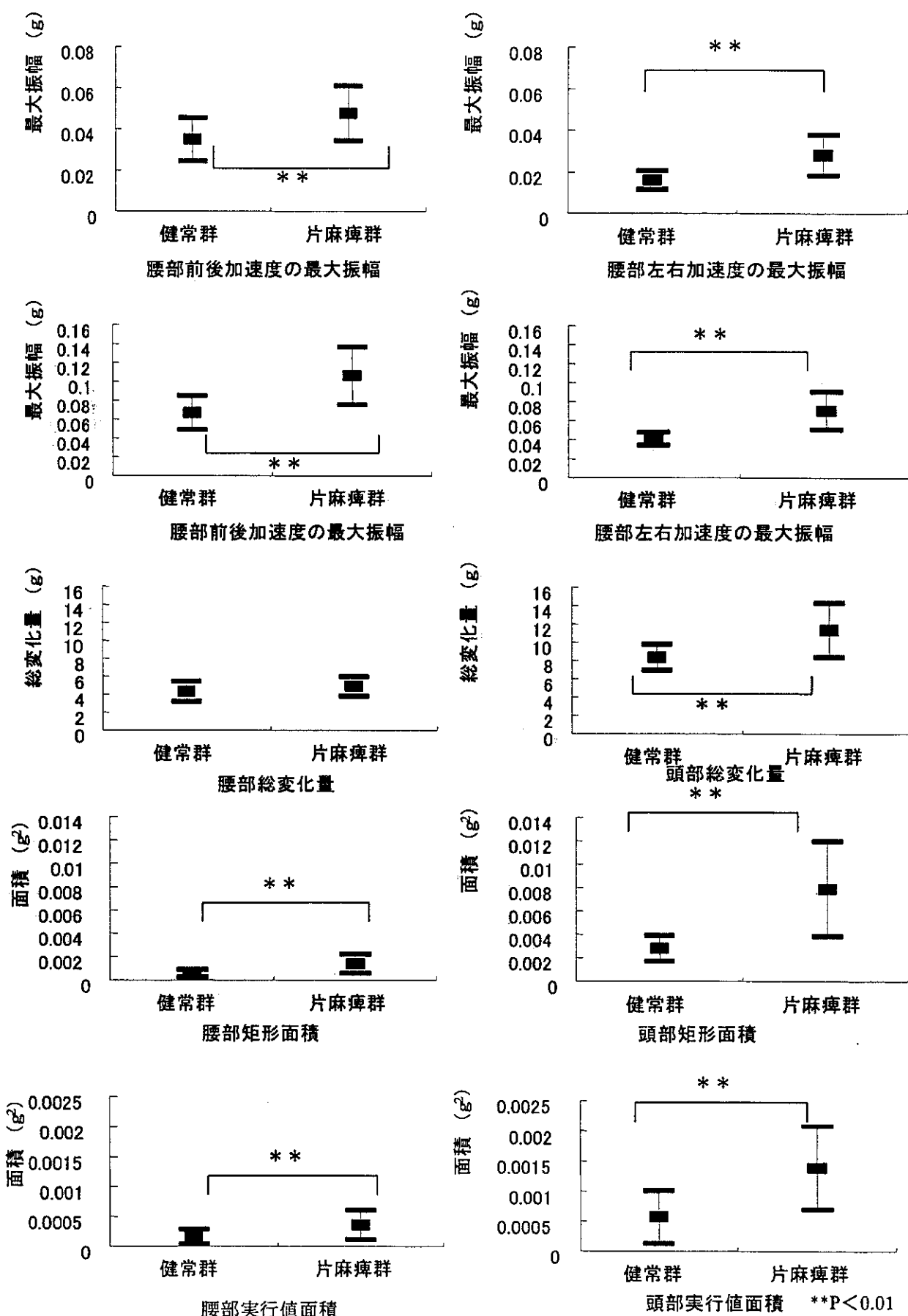


図5 各動揺加速度パラメータにおける健常群と片麻痺群の比較

速度の基本周波数と筋電図の基本周波数は全ての症例で一致した。

スキルの高い症例においては、加速度、筋電図ともに基本周波数にスペクトルのパワーが集中しており、RF と HAM、TA と GT の収縮の変換が滑らかに行われていると考えられた。(図7) 課題遂行のリズムが崩れている症例では、左右方向加速度の周波数スペクトルにおいて、基本周波数以外の周波数にピークが多く含まれた。(図8)

また、課題遂行のリズムが崩れている症例では、勢いよく運動する症例と協調性の低下により変換運動が困難な症例に大別され、前者は前後方向の加速度のピークが大きく、筋電図の周波数スペクトルでは高周波成分も含まれた。後者の前後方向の加速度のピークは、課題遂行が上手い症例のグループとほぼ同等であったが、筋電図の周波数スペクトルは基本周波数が不明確で、高周波成分も含まれていた。(図9)

## D. 考察

### 1. 寝返り動作パターンの評価

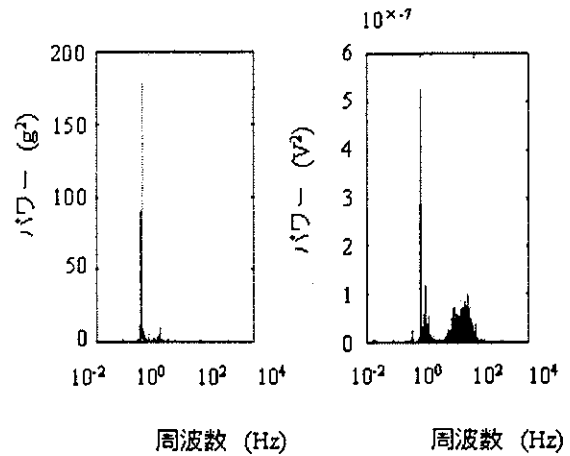
加速度の位相面軌跡を描くと、正常な寝返り動作では特徴的なパターンとなり、また視覚的分析では評価しにくい肩甲帯と骨盤帯との経時的変化を捉えることも可能であった。したがって加速度計測法を用いることで、寝返り動作を簡便にモニタリングし、評価することが可能であると示唆された。

### 2. 片膝立ち位のバランス評価

立位と膝立ち位における頭部と腰部の前後方向への加速度は同期しており、また周波数領域のスペクトル分布や位相面軌跡から求めたパラメータに顕著な差は認められなかった。したがって、静的膝立ち位が可能な症例においては、静的な立位と同様のパターンで姿勢制御がなされていることが示唆された。その制御様式としては、足関節をピポットとして剛体に近い身体動揺を示す、足関節方式 (Nashner) により制御されていると考えられた。

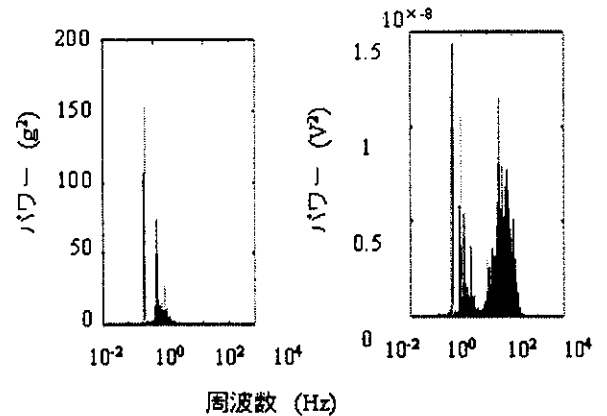
### 3. 静的立位のバランスの評価

前後方向および左右方向の加速度の最大振幅は、



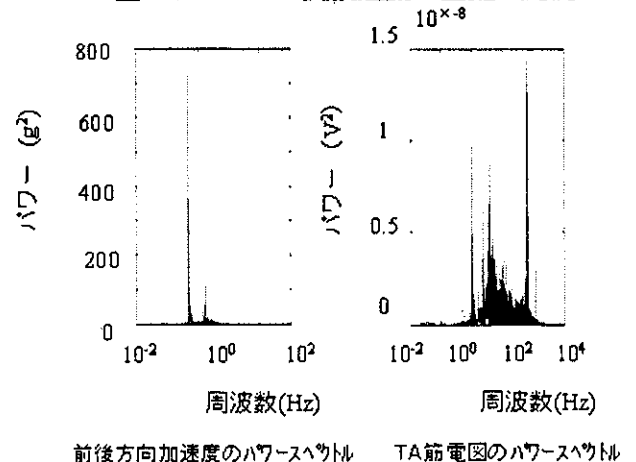
前後方向加速度のハワースペクトル

図7 課題遂行の上手い症例



前後方向加速度のハワースペクトル

図8 スムーズな変換運動が困難な症例



前後方向加速度のハワースペクトル

TA筋電図のハワースペクトル

図9 勢いよく運動する症例

健常群、片麻痺群を問わず腰部に比べ頭部の振幅が大きくなった。これは Nashner らのいう足関節をピポットとして剛体に近い身体動揺を示す足関節制御を裏付ける結果であることを示している。また、姿

姿勢制御における自由度は、左右方向に比べて前後方向の自由度が多いことが示唆された。健常群と片麻痺群の姿勢制御能は異なることが示唆された。このことにより、片麻痺群は健常群に比してより剛体に近い状態で動揺していることを示している。

#### 4. 歩行時転倒のモニタリング

転倒前には歩行リズムが崩れ、崩れた歩容を修正しきれず、転倒する傾向にあった。腰背部の加速度信号に離散 wavelet 変換を施すことで、転倒の前兆を捉えることが可能であり、また転倒パターンの評価の可能性が示唆された。

#### 5. 非麻痺側下肢の協調性の評価

課題遂行のリズムが崩れる症例は、左右方向加速度の周波数スペクトルにおいて基本周波数以外の周波数にピークが多く含まれた。これは、DYJOC ボードの前後運動を測定課題としているにもかかわらず、前後のみに動かすことが困難で、ボードが回旋を伴い、左右にぶれているために発生すると考えられた。

また DYJOC ボードに生じる加速度を周波数解析した結果は、下肢の筋電図の周波数解析から得られる結果と同意を示すと考えられた。

したがって、加速度センサを取り付けた DYJOC ボードを用いて単軸方向の変換運動を行わせることは、片麻痺患者の非麻痺側下肢の協調性を簡便かつ定量的に評価することが可能であることが示唆された。

#### E. 結論

加速度計測法は、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、計測部位の運動情報を得ることができるため、脳卒中片麻痺者に対するリハビリテーション訓練効果のモニタリングが臨床上簡便であった。また以下に各動作に対する加速度計測法の有用性を示す。

1. 寝返り動作パターンの評価では、加速度センサを用いることで、肩甲帯、骨盤帯の相対的位置関係の把握が容易であり、リアルタイムでの定量的評価が可能であることが示唆された。

2. 片膝立ち位のバランス評価では、立位および膝

立ち位の姿勢制御の評価が、簡便で定量的に可能であり訓練効果の検討がその場で可能であることが示唆された。

3. 静的立位バランスの評価では、頭部と腰部の加速度を測定することにより、空間内動揺の観察が容易であり、静的立位を定量的に評価することが可能であることが示唆された。

4. 歩行時転倒のモニタリングでは腰背部の加速度信号に離散 wavelet 変換解析を用いることで、転倒の前兆を評価する可能性が示唆された。加えて、転倒予防対策としての機器開発などへの応用の可能性が示唆された。

5. 非麻痺側下肢の協調性の評価では、加速度センサを取り付けた DYJOC ボードを用いて単軸方向の変換運動を行わせることで、片麻痺患者の非麻痺側下肢の協調性を定量的に評価することが可能であることが示唆された。

#### F. 研究発表

##### 学会発表

- 1) 奥古田夏子、小林美保子、関本満義、堀内郁孝、鎗木誠、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺患者における膝立ち位の定量的評価の試み ～無拘束型加速度計測法を用いて～、第 35 回日本理学療法士学会、鹿児島、2000、5 月（発表予定）
- 2) 鎗木誠、花岡和江、堀内郁孝、東祐二、藤元登四郎、田村俊世：脳卒中片麻痺患者における頭部と腰部の動揺加速度による静的立位の評価、第 35 回日本理学療法士学会、鹿児島、2000、5 月（発表予定）
- 3) 角屋利恵子、堀内郁孝、島袋琴美、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺患者の歩行時転倒のモニタリングについて — 離散 wavelet 解析を用いて —、第 35 回日本理学療法士学会、鹿児島、2000、5 月（発表予定）
- 4) 堀内郁孝、島袋琴美、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺患者における非麻痺側下肢協調性の定量的評価の試み ～無

- 拘束型加速度計測法を用いて～、第 35 回日本理学療法士学会、鹿児島、2000、5 月（発表予定）
- 5) 小林美保子、関本満義、島袋琴美、堀内郁孝、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺患者における寝返り動作パターンの定量的評価の試み、第 35 回日本理学療法士学会、鹿児島、2000、5 月（発表予定）
  - 6) 福永誠司、堀内郁孝、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、久野弘明、田村俊世：大腿四頭筋の筋力評価 ～健康成人による比較～、第 35 回日本理学療法士学会、鹿児島、2000、5 月（発表予定）
  - 7) 東祐二、吉田哲也、安田大典、藤元登四郎、中村加銘子、関根正樹、田村俊世：無拘束型加速度計測装置によるアルツハイマー型痴呆症の行動評価、第 39 回日本 ME 学会大会、東京、2000、5 月（発表予定）
  - 8) 堀内郁孝、島袋琴美、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：無拘束型加速度計測法による片麻痺患者非麻痺側下肢協調性の評価、第 39 回日本 ME 学会大会、東京、2000、5 月（発表予定）
  - 9) 角屋利恵子、堀内郁孝、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：離散 Wavelet 解析による脳卒中片麻痺患者の歩行分析の試み、第 39 回日本 ME 学会大会、東京、2000、5 月（発表予定）
  - 10) 安田大典、松本和香、吉田哲也、東祐二、藤元登四郎、中村加銘子、田村俊世：無拘束加速度装置（アクティグラフ）による痴呆症の在宅介護者の実態調査、第 39 回日本 ME 学会大会、東京、2000、5 月（発表予定）
  - 11) Makoto Kaburagi, Namiko Fukunaga, Tetsuya Yoshida, Tomonori Yasuda, Yuji Higashi, Toshiro Fujimoto, Toshiyo Tamura: Evaluation of Rehabilitation Effect with a Three-Dimensional Angle Sensor, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Chicago, 2000, July, (accepted)
  - 12) Yuji Higashi, Tomonori Yasuda, Kanako Nakamura, Toshiro Fujimoto, Makoto Kaburagi, Masaki Sekine, Toshiyo Tamura: Physical activity in dementia of Alzheimer type, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Chicago, 2000, July, (accepted)
  - 13) Mihoko Kobayashi, Makoto Kaburagi, Mitsuyoshi Sekimoto, Kotomi Shimabukuro, Fumitaka Horiuchi, Yuji Higashi, Masaki Sekine, Toshiro Fujimoto, Toshiyo Tamura: Quantitative Assessment of Rolling Pattern for Hemiplegic Patients, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Chicago, 2000, July, (accepted)
  - 14) Makoto Kaburagi, Kazue Hanaoka, Fumitaka Horiuchi, Yuji Higashi, Masaki Sekine, Toshiro Fujimoto, Toshiyo Tamura: Assessment of Special Motion During Standing in Hemiplegic Patients, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Chicago, 2000, July, (accepted)
  - 15) 中村加銘子、辻美和、東祐二、藤元登四郎、田村俊世：痴呆症に対する作業療法の環境条件、第 34 回日本作業療法学会、神奈川、2000、5 月（発表予定）
  - 16) 安田大典、松本和香、吉田哲也、東祐二、藤元登四郎、中村加銘子、田村俊世：痴呆性老人の在宅介護実態調査～無拘束加速度計（アクティグラフ）を用いて～、第 34 回日本作業療法学会、神奈川、2000、5 月（発表予定）
  - 17) 東祐二、安田大典、辻美和、松本和香、藤元登四郎、中村加銘子、田村俊世：バーコードカウンターを利用した重度痴呆症者のタイムスタディ、第 34 回日本作業療法学会、神奈川、2000、5 月（発表予定）
  - 18) 東祐二、安田大典、吉田哲也、中村加銘子、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：著明な徘徊を呈するアルツハイマー型痴呆症の行動特性に関するモニタリング、第 34 回日本作業療法学会、



神奈川、2000、5月（発表予定）

- 19) 森奈美子、児玉智美、辻美和、東祐二、藤元登  
四郎、田村俊世：脳卒中片麻痺患者の移乗動作  
における動作分析とその確立～超小型3次元運  
動センサを用いて～、第34回日本作業療法学会、  
神奈川、2000、5月（発表予定）

厚生科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）  
分担研究報告書

高齢者の日常活動モニタリング機器の開発  
—循環動態モニタリングシステム—

分担研究者 田中志信 金沢大学 工学部 助教授

〔研究要旨〕 本研究では独自に開発した「一心拍毎の血圧を無侵襲・無拘束的に計測・記録する携帯型装置」を用いて、日常生活下における高齢者の循環機能評価を行い日常の活動性との関連についての基礎的知見を得ることを目的としている。特に本年度においては健常成人及び健常高齢者を対象として上記装置による連続血圧計測実験を行い、日常生活下において頻繁に行われる「坐位から立位」への姿勢変化に対する循環応答から圧受容体反射感度などの自律神経系活動指標を求め、高齢者の循環系調節機能の特質について検討した。また循環機能をより詳細に解析するために、これまでの血圧に加えて心拍出量をも1心拍毎に同時計測する携帯型装置のプロトタイプシステムを試作した。

#### A. 研究目的

高度高齢化社会を目前に控えた我が国においては豊かな長寿社会を実現することが国を挙げての急務であり、そのためには高齢者の「生活の質」を極力高い状態に維持し続けることが重要な課題となる。質の高い生活とは、具体的には各高齢者個人の行動が自立したものであり、充実感と満足感に満ちた日々が送れることと言えよう。このためには健康の維持、疾病の予防が不可欠で、高齢者の場合には日常の活動水準を高レベルに維持することが特に重要となる。従って高齢者の活動性を客観的に評価することは「寝たきり予防」という観点からも極めて重要で、これまでも1日の活動量や歩行速度などを無拘束的に（即ち病院などの特殊な施設に限られることなく、普通の生活をしながら）長時間計測・記録する方法が検討されている。

一方、この種の客観的指標として循環系の機能評価も重要で、例えば起立性低血圧の有無は寝たきりとなる危険性についての判断材料となるばかりでなく、血圧調節系における自律神経系の機能評価にも有用である。そこで本研究では日常生活下における高齢者の循環機能評価を最終的な目標として、前年度までのプロジェクトにより一心拍毎の血圧値（連続血圧）を無侵襲・無拘束的に測定・記録する携帯型装置を試作し、健常成人を対

象としたフィールド試用によりその性能評価を行うとともに、得られたデータを解析することにより圧受容体反射感度が測定可能で、日常生活下の血圧調節機構評価に有用であることを示した。

これに引き続いて本プロジェクトの初年度である本年度においては、上記装置を用いて日常生活で頻回に行う「坐位から立位」への姿勢変化時の瞬時血圧測定を健常成人及び高齢者を対象として行い、圧受容体反射感度などの自律神経系活動指標を求め、高齢者の循環系調節機能の特質について検討した。さらに日常生活下における高齢者の循環機能をより詳細に測定・評価するための携帯型装置として、従来の一心拍毎の血圧値に加えて心拍出量をも同時計測するプロトタイプシステムを試作したので、その概要についても報告する。

#### B. 研究方法

##### 1. 実験装置

実験に使用した「無拘束連続血圧計測システム」の装置概要や仕様性能等については、昨年度及び一昨年度の本研究事業報告書<sup>1)</sup>に詳しいので本報告では割愛するが、当該装置の最大の特徴は一心拍毎の最高・平均・最低血圧を無侵襲かつ無拘束的に測定・記録できる点にある。ただし今回は高齢者の血圧調節機能の特質を検討するという観点から、複数の被験者に「椅座位からの起立」という同一負

荷を課したときの瞬時血圧応答に着目して実験及びデータ解析を行った。

## 2. 対象

本研究で対象とした被験者は、リハビリテーションを目的として札幌市内の病院及び老人保健施設に入所あるいはデイケアで定期的に来所している男性2名、女性9名、計11名である。年齢は72歳から86歳まで(平均:82.1, 標準偏差:4.0)で身辺処理が自立しており知的障害は無い。一方、比較のために若年被験者として男子健康成人10名(平均年齢:22.4, 標準偏差:0.7)を対象に同一の実験を行った。

## 3. 実験方法

まず実験に先立ち、被験者に対して本研究の目的を十分説明し実験参加への同意を得るとともに、実験終了後は本実験で得られた結果を本人に通知する旨を伝えた。

上記了承を得た上で各被験者に連続血圧計測装置を装着した。血圧測定部位は指基始部とし、装置本体は胸ポケットに収納するなどしてほぼ心臓位置となるようにした。また瞬時心拍計測のための心電電極を胸部に装着した。

装置装着後、所定時間(2-3分間)安静座位を保った後、起立指示用の赤ランプを点灯させ立位への体位変換を指示した。なお赤ランプ点灯に際して、起立を予告する意味で黄色ランプを所定時間(3、5、10秒間)カウントアップ方式で点灯させた。また高齢者への試行の際、補助無しでの起立が困難な被験者に対しては眼前の机につかまって起立してもかまわない旨を伝えた。その際、血圧測定側と反対側の手を使うよう指示した。

このようにして座位・立位を繰り返す間、一拍毎の最高・平均・最低血圧及び瞬時心拍数(心電図RR間隔)を計測・記録し、実験終了後メモリーカードより記録データを読み出しパーソナルコンピュータにより解析を行った。

## 4. データ解析法

得られた時系列データから血圧及びRR間隔のトレンドグラムを作成するとともに、以下に示す方法により起立性低血圧の有無に関する有用な指標となる「圧受容体反射感度、baroreceptor reflex sensitivity (以下BRSと略)」を求めた。

図1はBRSの推定法を示したものである。同図(a)は血圧波形および心電図を示したもので、圧受容体反射の存在下では、最高血圧(SBP)が3拍

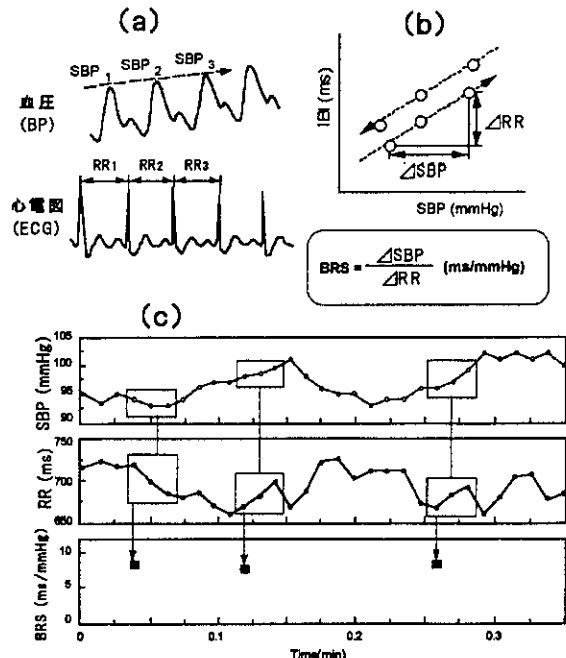


図1 圧受容体反射感度(BRS)の算出法概要

またはそれ以上続けて上昇した場合にそれに対応する心電図RR間隔(RR)が延長する、またはその逆のシーケンスが得られる。同図(c)は、一心拍毎のSBPおよびRRのトレンド表示例で、このような上昇、または下降シーケンスが得られる。このとき、同図(b)に示すように勾配 $\Delta RR / \Delta SBP$ を求めることによりBRSを得る<sup>2)</sup>。今回の解析では引き続き3心拍における両者間の相関係数が0.8以上の場合のみを抽出し、そのときの回帰直線の傾きをもってBRSとした。

## C. 研究結果

図2に代表的な計測結果例を示した。図上段(A, B, C)は若年者3名、下段(D, E)は高齢者3名の結果で、この時の起立予告時間は各例共に10秒間である。各図の最上段が血圧(BP)、中段が心電図RR間隔(RR)、下段がBRSをトレンド表示したものである。血圧のトレンドが3本表示されているが、上から順に最高(SBP)・平均(MBP)・最低血圧(DBP)のデータを表している。また同図上部には、起立指示の赤ランプ点灯後、体位変換を経て立位となった時点を表示した。BRSについては前記方法により得られた値を丸プロットで示した。

まず血圧のトレンドについて特に立位となる前のデータに着目すると、若年者の場合はこの間の血圧値に大きな変動がほとんど見られないのに対して、高齢者では立位直前に10~20mmHg程度の血圧上昇が見られる。これは若年者の場合座位から

立位への体位移行が机につかまるなどの補助動作無しに速やかに可能であるのに対して、高齢被験者の多くが当該補助動作を要し、その際に体幹を前屈するなどの動作を行うためと考えられる。被験者E, Fはこれに該当し血圧上昇幅も大きい。これに対して被験者Dは当該補助動作を要せず若年者と同様の所作にて速やかに立位へと移行可能で血圧上昇も軽微であった。

次に立位後の血圧変化については、若年者・高齢者共に立位直後の10秒程度の間で最高で30mmHg程度血圧が低下し、続く10秒程度の間で若年者の場合はもとの血圧レベルに復帰している。これに対して高齢者の場合、一度低下した血圧が若年者のように10秒程度の短時間にもとのレベルに戻ることはほとんどなく、特に被験者Fでは座位安静時のレベルに回復するまでに40秒近くを要している。また被験者Eでは起立後の血圧低下は20秒程度の短時間で補償されるものの、立位を保つこと自体が負荷となるためか、座位安静時に比べて20mmHg以上高い値が立位期間中持続している。

一方心電図RR間隔に関して若年者の場合は血圧応答と類似のパターン、即ち立位直後に減少し始め10秒程度で最低値に達し、続く10秒程度で回復するという変化を示している。血圧及び心拍間隔がこの様な応答を示すということは、圧受容体で感知した血圧低下を心拍数の増加により（心拍出量の増加を介して）補償しようとする迷走神経系を介した自律神経系の調節機構が働いていることを示すものであり、事実、BRSのプロットも立位直後を中心に多数見られ、圧受容体反射による血圧調節が行われていることがわかる。なお立位を維持している間のRR値が座位安静時とほぼ同じ場合（被験者A）とそれよりも低い場合（被験者B, C）があるが、これは立位維持のためにどの程度の心拍数増加を要するか、言い換えれば各個人の心肺機能等を反映しているものと考えられる。

これに対して高齢者では血圧低下に対するRR間隔の減少は若年者ほど大きくない（若年者が200ms前後減少しているのに対して高齢者では100ms以下）。特に被験者Fの場合起立に伴う血圧低下に対

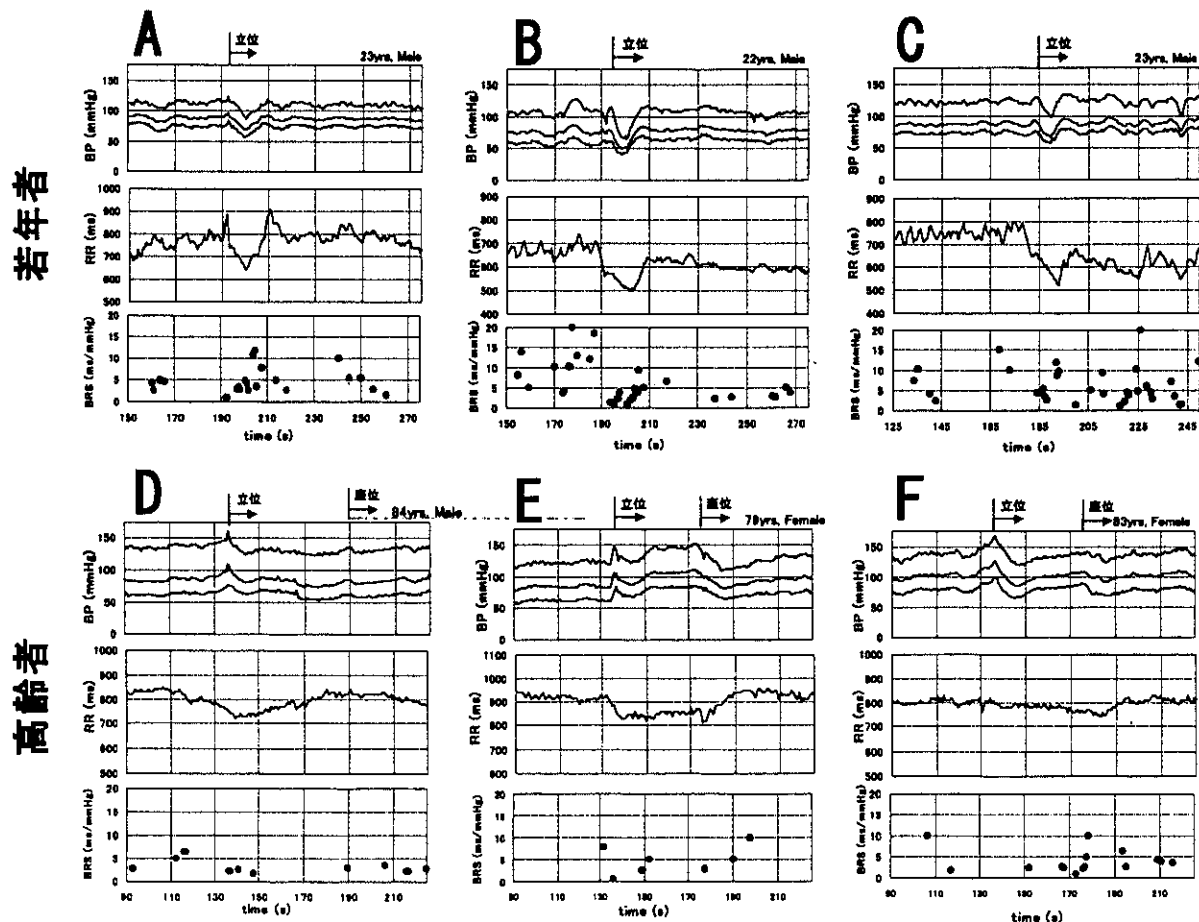


図2 座位から立位への体位変換時の循環応答例  
(上段3例が若年者、下段3例が高齢者の結果)

して心拍間隔はほとんど変化しておらず、立位維持のために若干の低下を認める程度である。このために一度低下した血圧は5mmHg程度上昇しているのみである（ただし立位直前の血圧値が座位安静に比べて有意に高いため、立位期間中の血圧は結果的には座位安静時と同等となっている）。被験者Eに関しては前述のように立位を維持すること自体が負荷となっているのか、この間RR間隔は座位安静時に比べ100ms弱低い値を維持している。

被験者DにおけるRR間隔の時間応答は、変化幅や応答時間は異なるものの、その変化パターン自体は若年者のそれに類似している。即ち立位による血圧低下に対してRR間隔が減少し、立位維持期間中にほぼ座位安静時レベルまで回復するというものである。なお当該被験者の場合、立位となる10秒以上も前から徐々にRR間隔が減少しているが、これは起立予告の黄色ランプが点灯し始めた時期とほぼ一致しており、当該予告に対して上位中枢が自律神経系を介して心血管系に働きかけた結果と考えられる。

高齢者のBRSについては血圧変化に対する心拍応答が鋭敏でないという結果を反映して、そのプロット数が若年者に比べてかなり少ないことがわかる。これらの違いを定量的に評価するため、体位変換前後4分間におけるBRS値の平均値及び出現頻度(回数)をそれぞれ算出し、若年者・高齢者に分けてまとめて示したのが図3である。同図左側がBRS値、右側が頻度に関する結果で、灰色のバーが若年者、白抜きのバーが高齢者の平均値を示している。この結果より明らかのように、高齢者の場合BRSの絶対値・出現頻度共に若年者に比べて有意に減少しており、起立に伴う血圧変動に対する圧受容体を介した迷走神経系の調整機能が著しく低下していることがわかる。

最後に図4について、これは84歳男性被験者(パーキンソン患者)の結果の一部であるが、この様な著しい不整脈の場合でも、本システムにより期外収縮に伴う瞬時の大きな血圧変化を良好に捉えることが可能であることが確認された。またこの被験者の場合、期外収縮により血圧値が大きく変動しBRSはほとんど出現しないことや起立に伴う血圧応答時には不整脈の発現頻度が有意に減少していることなどが良くわかる。

#### D. 考察

以上、座位から立位への姿勢移行時における一心拍毎の血圧及び瞬時心拍の計測結果を若年者及び高齢者を比較しながら示してきた。以下に各結果に対する考察を示す。

まずは立位に至るまでの血圧変化に関しては、高齢者ではこの間に若年者では見られなかった血圧上昇が認められたことから、座位から立位への移行がかなりの肉体的負荷となっていること、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了解される(なおこの期間の血圧上昇を「立位後の比較的長期間の血圧低下に対処するための合目的なもの」と解釈することも一つの考え方と言えよう)。

次に立位後の血圧変動と心拍間隔の応答に関し

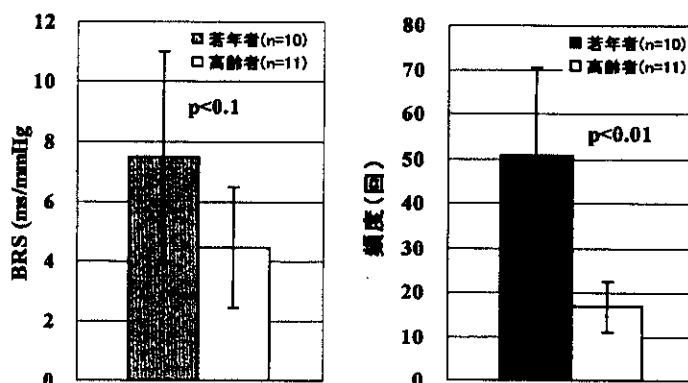


図3 起立動作前後におけるBRS値及び出現頻度の比較

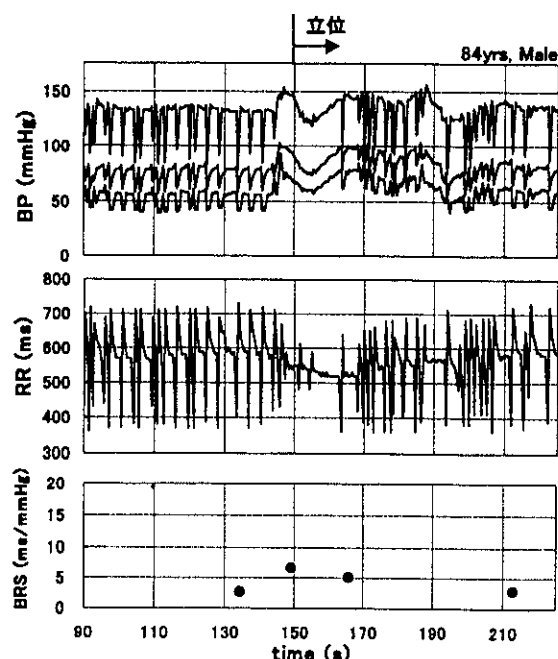


図4 著しい不整脈が観察された例

て、これは若年者と高齢者では明らかに様相が異なっており(具体的には高齢者で血圧回復の遅れ、心拍間隔変化幅の低下などが見られた)、高齢者では圧受容体反射を介した迷走神経系の血圧調節機能が低下していることが推察される。これは図3のBRS平均値及び頻度の結果からも支持される。頸動脈洞等に存在する圧受容体は血管壁の「伸展受容器」の機能を有しているとされており、動脈硬化の進んだ高齢者ではその感度も低下しているものと考えられている。従って高齢者の場合「起立性低血圧」の発現頻度は増加する恐れがあり、日常の活動性との関連や「寝たきり予防」の観点等からその有無が重要視されている。

一般に「起立性低血圧」の有無を判断する臨床的方法としてはチルティング時の血圧応答を調べることが多い。若年者の場合は座位から立位への移行が補助動作無しに速やかに可能であり、このようなチルティング時類似の負荷が日常生活の場で血液循環系に加わる可能性は十分ある。しかし高齢者の場合には起立に際して机につかまるなどの補助動作を要することが多く、かつ体位変換にも時間を要することから、日常生活下でこのようなチルティング類似の負荷に加わる場面は極めて稀であると考えられる。チルティングの利点としては補助動作に伴う血圧上昇の影響を除去でき、圧受容体を介した血圧制御機能の潜在的な障害を発見できるという点があるが、一方、今回の実験のように日常生活場面に即した体位変化(負荷)に対する循環応答の検査・解析も重要な側面を有しているものと思われる。

なお高齢者の中で被験者Dの血圧及び心拍の応答は、時間はかかるもののパターンそのものは若年者のそれに類似しており他の高齢被験者とは異なっていた。本人へのインタビューによれば当該被験者は若い頃よりテニス、野球、柔道などのスポーツに親しみ、80歳を過ぎた現在においてもテニスなどを続けているとのことであった。上記の結果は、このような若い頃からの鍛錬と常日頃の継続的な運動負荷により循環機能あるいは心肺予備力が高い状態に維持されてきたために得られたものと考えられる。

## E. 結論

昨年度までのプロジェクトにより開発した「無拘束連続血圧計測装置」を用いて、通常的生活下で頻回に行う「座位から立位」への体位変換

時における瞬時血圧応答の計測実験を高齢者及び若年健康成人を対象として行い、以下のような結論を得た。即ち若年者に比べて高齢者では起立に伴う血圧低下に対する心拍変化の応答が鈍く、結果として低下した血圧の回復が遅れる傾向にあった。また圧受容体反射感度を示すBRSの値は若年者に比べて高齢者では有意に低下し、かつその頻度も著しく減少した。これらの結果は高齢者における圧受容体を介した迷走神経系の血圧調節機能の低下を示唆するものであり、加齢と共に動脈硬化が進行し、その結果として伸展受容器である圧受容体の感度が低下するという従来の知見と符合するものであった。なお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計測の必要性・重要性が再確認された。

## F. 瞬時血圧・心拍出量の無拘束同時計測・記録システムの試作

血液循環系の基本物理量は圧(血圧)、流量(心拍出量)と抵抗(抹消循環抵抗)の3つである。従ってこの中の一つ、例えば血圧を計測してそれが変動した場合、その原因が「流量」の変化によるものか「抵抗」の変化によるものかを特定することはもちろんできない。従って循環動態をより詳細に解析・把握するためには、上記3物理量のうちの最低「2つ」を同時計測する必要がある。

このような観点から著者らは従来より「血圧」と「心拍出量」を同時計測する携帯型の装置を開発し、様々な分野で応用してきた<sup>3,4)</sup>。しかしこの装置は「一拍毎」の血圧と心拍出量を計測するのではなく、例えば5分間隔という「間欠的」な測定であるため、瞬時の血圧変動などはもちろん計測不能であった。

そこで今回、図5に示すようなシステムを試作した。この装置は血圧計測に関してはこれまでと同様の「容積補償法」を適用して連続血圧を得ると共に、心拍出量に関してはItoら<sup>5)</sup>が開発した「電気的胸部アドミタンス法」を適用し、血

圧と心拍出量を一心拍毎に同時計測するものである。血圧測定部位は実験状況に応じて浅側頭動脈部又は指動脈基節部を選択できるようにした。全体構成は、主に(1)血圧測定用カフ、(2)本体ユニット、及び(3)データ再生/解析処理用パソコンから成り、指カフ内には光電容積脈波検出用光センサが内蔵されており、カフ圧コントロール用の電空変換器が手首部に装着される。また、血圧値を心臓レベルに補正するためシリコンオイル封入チューブを用いて血圧測定部位と心臓位置との水頭圧を検出する。

タバコ大より少し大きめの本体ユニット(サイズ72×36×126mm、電池を含む重さ480g)は胸ポケットに入れて携行する。このユニットには容積脈波信号増幅器、圧センサ、カフ圧制御用の小型エアポンプ、4電極法による胸部アドミタンス信号からその1次微分波形(dY/dt)を

検出する回路、及び8bitシングルマイコンチップが内蔵されており、各種信号処理と測定手順の制御やデータ保存等が全自動的に行われる。

図6に測定、演算、表示される各種項目を示した。血圧曲線、心電図波形、アドミタンス信号Y<sub>0</sub>、dY/dt波形の測定から、信号処理を経てSBP、MBP、DBP、RR間隔、全駆出期PEP、Y<sub>0</sub>、呼吸間隔T-resp、dY/dt|max、脈波伝播時間RP、及び心室駆出時間Tsがメモリカードに収録され、これらのデータから、脈拍数HR、1回拍出量SV、心拍出量CO、末梢循環抵抗Rp、rate pressure product RPP、1分間の呼吸数Respが演算され、合計12項目の循環パラ

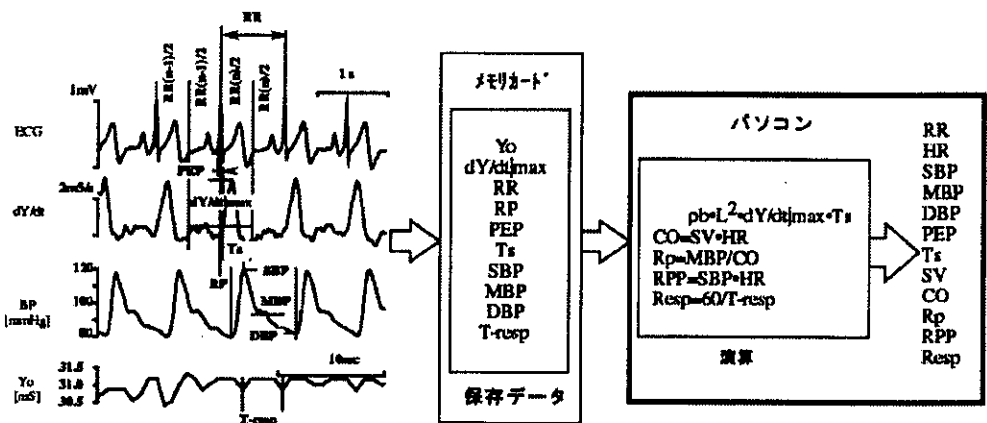


図6 計測波形例と測定項目

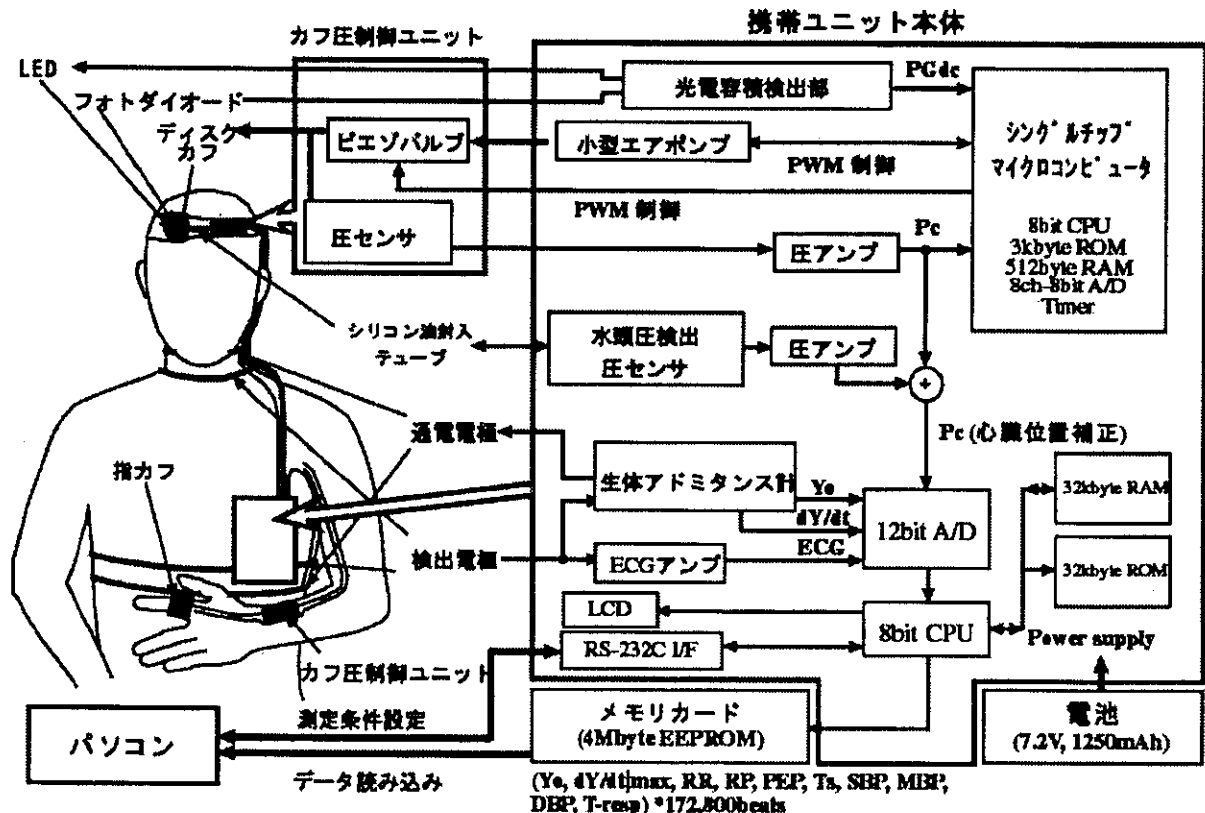


図5 瞬時血圧・心拍出量の無拘束同時計測・記録システムの構成ブロック概要図

メータがモニター表示される。これらの一連の測定シーケンスと信号処理、並びに1心拍毎のデータのメモリカードへの書き込み等、すべてが自動的に実行される。現在、当該装置の試用性能評価実験を継続中であり、来年度の報告書においてその詳細について報告する予定である。

## 引用文献

- 1) 田中志信：高齢者の屋外モニタリングー循環動態計測システムに関する研究一，平成9，10年度厚生科学研究費補助金(長寿科学総合研究事業) 分担研究報告書
- 2) Bertinieri G., di Rienzo M., et al : Evaluation of baroreceptor reflex by blood pressure monitoring in unanesthetized cats, *Am. J. Physiol.*, 254: H377-H383, 1988
- 3) Yamakoshi, K.: 'Non-invasive techniques for ambulatory blood pressure monitoring and simultaneous cardiovascular measurements,' *J. Ambulatory Monit.*, 4 (2), 123-143, 1991
- 4) 田中志信, 山越憲一, 澤田幸展, 今井 潤: 無侵襲・無拘束循環生理機能計測と日内変動解析, 第9回生体・生理工学シンポジウム論文集, 259-262, 1994
- 5) H.Ito, K. Yamakoshi and T. Togawa: Transthoracic admittance plethysmograph for measuring cardiac output, *J. Appl. Physiol.*, 40(3), 451-454, 1976

## G. 研究発表

### 1. 論文発表

- (1) K. Yamakoshi, M. Nakagawara and S. Tanaka: Current development in beat-by-beat cardiovascular monitoring with non-invasive and ambulatory techniques, in *Medical Diagnostic Techniques and Procedures*, Narosa Publishing House, New Delhi, 1999
- (2) 田中志信, 飯野 晃, 佐藤英司, 高谷節雄, 山越憲一: 無拘束姿勢・歩行速度計測装置の開発ー関節角度計を用いた歩行速度測定法の検討ー, *医用電子と生体工学*, 37 (Suppl.), 388, 1999
- (3) 中川原 実, 山越憲一, 田中志信: 指圧迫感及び血流障害を軽減した無侵襲連続血圧計の開発, *医用電子と生体工学*, 37 (Suppl.), 368, 1999
- (4) 室田久嗣, 卯川悟史, 岡本明男, 中川原 実, 田中志信, 山越憲一: 無侵襲循環動態連続計測システムによる映像負荷時の循環反応と自律神経系機能の評価, *医用電子と生体工学*, 37 (Suppl.), 233, 1999
- (5) 栗田真樹, 岡 祐司, 岡本明男, 中川原 実, 田中志信, 山越憲一: 無拘束循環動態連続モニタリングによる日常行動に対する自律神経系循環調節機構の解析, *医用電子と生体工学*, 37 (Suppl.), 151, 1999
- (6) 田中志信, 中川原 実, 山越憲一: 循環動態の在宅モニタシステムを用いた頭部血圧日内変動の解析, 第14回生体・生理工学シンポジウム論文集, 447-450, 1999
- (7) 栗田真樹, 鈴木 慎, 岡本明男, 中川原 実, 田中志信, 山越憲一: 姿勢変化に伴う循環系

代償性反応の携帯型循環動態連続モニタリングによる解析, 第14回生体・生理工学シンポジウム論文集, 191-194, 1999

- (8) K. Yamakoshi, M. Nakagawara and S. Tanaka: Ambulatory instrument for monitoring beat-by-beat cardiovascular haemodynamic variables using volume-compensation and electrical admittance method, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 37(Suppl2), 584-585, 1999
- (9) S. Tanaka, M. Nakagawara and K. Yamakoshi: Development of ambulatory instrument for monitoring human posture together with walking speed, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 37(Suppl2), 844-845, 1999
- (10) 田中志信: 生理機能の在宅モニタ技術, *BME*, 14(2), 2000 (印刷中)

### 2. 学会発表

- (1) 田中志信, 飯野 晃, 佐藤英司, 高谷節雄, 山越憲一: 無拘束姿勢・歩行速度計測装置の開発ー関節角度計を用いた歩行速度測定法の検討ー, 第38回日本ME学会大会, 仙台, 4月, 1999
- (2) 中川原 実, 山越憲一, 田中志信: 指圧迫感及び血流障害を軽減した無侵襲連続血圧計の開発, 第38回日本ME学会大会, 仙台, 4月, 1999
- (3) 室田久嗣, 卯川悟史, 岡本明男, 中川原 実, 田中志信, 山越憲一: 無侵襲循環動態連続計測システムによる映像負荷時の循環反応と自律神経系機能の評価, 第38回日本ME学会大会, 仙台, 4月, 1999
- (4) 栗田真樹, 岡 祐司, 岡本明男, 中川原 実, 田中志信, 山越憲一: 無拘束循環動態連続モニタリングによる日常行動に対する自律神経系循環調節機構の解析, 第38回日本ME学会大会, 仙台, 4月, 1999
- (5) 田中志信, 中川原 実, 山越憲一: 循環動態の在宅モニタシステムを用いた頭部血圧日内変動の解析, 第14回生体・生理工学シンポジウム, 神戸, 10月, 1999
- (6) 栗田真樹, 鈴木 慎, 岡本明男, 中川原 実, 田中志信, 山越憲一: 姿勢変化に伴う循環系代償性反応の携帯型循環動態連続モニタリングによる解析, 第14回生体・生理工学シンポジウム, 神戸, 10月, 1999
- (7) K. Yamakoshi, M. Nakagawara and S. Tanaka: Ambulatory instrument for monitoring beat-by-beat cardiovascular haemodynamic variables using volume-compensation and electrical admittance method, *European Medical & Biological Engineering Conference*, Vienna, November, 1999
- (8) S. Tanaka, M. Nakagawara and K. Yamakoshi: Development of ambulatory instrument for monitoring human posture together with walking speed, *European Medical & Biological Engineering Conference*, Vienna, November, 1999

## H. 知的所有権の取得状況

該当しない。



厚生省科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）  
（総括・分担）研究報告書

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

分担研究者 高橋 龍尚 山形大学工学部

### 研究要旨

高齢者の日常活動をモニタリングするための機器開発を行うために、日常生活中に見られる生体（ストレス）反応、循環器系の適応能、循環器系の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な実験を行った。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（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活動の変化も示された。睡眠不足による循環器系のストレス反応は、心拍数と平均血圧については変化がなく、睡眠不足時に迷走神経活動だけが亢進することが示唆された。老年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が、心拍変動のスペクトル解析においては洞調律以外の心収縮の影響を考慮したアルゴリズムの策定が必要である。

### A.研究目的

高齢者の日常生活は若年者の生活活動に比較すると低いとは言え必ずしも平均されたものではなく、健康状態、自然環境、社会的地位、地域社会への密着度、あるいは家族構成などの要因によって様々であると考えられる。したがって病院や健康増進施設あるいは老人介護施設などで行われる定期的な健康診断では、ある一定環境における一定時刻の生体情報を観察するに留まることが懸念される。過労、精神的ストレス、睡眠不足、外部環境などの様々な要因が、自律神経機能（活動度やバランス）に変化をもたらし不整脈や心筋虚血反応を引き起こすことが指摘されていることから、日常活動中の生体反応や生体適応能などの観察・モ

ニタリングが生体機能の低下あるいは不全におよぶ危険信号を早期に察知するために重要であると考えられる。そこで本研究では高齢者の日常活動をモニタリングする機器開発を行うため、ストレス反応時の循環動態・適応能に関する情報を抽出・評価するリアルタイム解析モニタリングシステムに関する基礎実験を行った。

実験では、若年者に運動負荷試験を施行し運動（身体活動）によるストレスの影響を調べた。また、若年者において睡眠不足の系をつくり循環器系への影響を調べ、老年者の不眠の影響について考察した。また、老年者の心電図波形解析を行い若年者と比較し、老年者の特徴抽出を試みた。

## B.研究方法

### 実験1 (若年群実験)

対象はメディカルチェックにて呼吸循環器に問題がないと判定された運動歴のない標準体型の健常男子大学生7名である。実験内容の十分な説明がなされた後、研究への参加はすべて被験者の同意のもとに行われた。

ベッド上にて15分間の安静臥位、エルゴメーター上にて5分間の安静座位の後、座位エルゴメーター運動負荷(最大酸素摂取量の80%レベル)を5分間施行させた。運動終了後の10分間は二種類の姿勢(安静臥位 vs 安静座位)について観察された。

心電図波形(II極誘導)は、500Hzのサンプリングレートでオンラインでパーソナルコンピュータに取り込まれた。心電図QRS波形からR波を検出し1心拍毎のRR間隔を時系列データとして採取した。心電図RR間隔の時系列データは、単純直線内挿補間が施され平均RR間隔の等間隔時系列データに再編された。心電図RR間隔変動の周波数解析には、最大エントロピー法(maximum entropy method)を用いスペクトルのパワー(PSD, power spectral density)を推定した。周波数領域の区分はLF(low-frequency component, 0.04-0.15 Hz)、HF(high-frequency component, 0.15-0.40 Hz)とした。呼気流速の計測には熱線流量計(RF-2, Minato)を、呼気ガス成分の濃度計測には質量分析計(WSMR-1400, Westron)を用いた。

### 実験2 (睡眠不足実験)

対象はメディカルチェックにて呼吸循環器に問題がないと判定された運動歴のない標準体型の健常男子大学生9名である。実験内容の十分な説明がなされた後、研究への

参加はすべて被験者の同意のもとに行われた。

(Control) 実験日の前日夜11時就床、実験日の朝7時起床(8時間睡眠)。

(Sleep deprivation) 実験日の前日朝7時起床。その後ベッドに横になることなく翌朝の実験終了まで睡眠を取らないようにした。被験者の一日の様子は、過度な運動は避け、主に机上での仕事をこなし居眠りの予防に努めた。

概日リズムによる循環器系への影響を考慮し、すべての実験は朝10時に開始された。測定のためのプローブや器具類のセッティングは計測開始の約10分前に終えた。

食事については実験開始の2.5時間前に軽く済ませる以外は特に制限を設けなかった。ただし、二つの実験で同一時刻に同じものを食べるように配慮された。水分の補給については制限を設けなかったが、カフェインを含むものは実験開始の24時間前から控えられた。

実験は1日1名で10:00から開始された。各被験者は1週間に1回の割合で実験に参加した。2種類の実験の順番は被験者間ではランダムな扱いとした。実験室の室温は25°Cに保たれた。

### 実験3 (老年群実験)

対象は米沢私立病院に通院経験のある者で、メディカルチェックにて循環器に問題がないと判定された健常老年男性7名(65~75歳)であった。医師が実験内容を十分に説明し、研究への参加はすべて被験者の同意のもとに行われた。

運動負荷試験は、自転車エルゴメーター上で5分間の座位安静を保ち、その後0ワットの運動を5分間施行した。

磁気テープ(MR-30, Teac)に記録された

心電図波形 (CM5 誘導) は、運動後 500Hz のサンプリングレートでパーソナルコンピュータに取り込まれた。心電図 QRS 波形から R 波を検出し 1 心拍毎の RR 間隔を時系列データとして採取した。心電図 RR 間隔の時系列データは、単純直線内挿補間が施され平均 RR 間隔の等間隔時系列データに再編された。心電図 RR 間隔変動の周波数解析には、最大エントロピー法 (maximum entropy method) を用いスペクトルのパワー (PSD, power spectral density) を推定した。周波数領域の区分は LF (low-frequency component, 0.04-0.15 Hz)、HF (high-frequency component, 0.15-0.40 Hz) とした。

統計による差の検定は有意水準は  $P < 0.05$  とした。

### C. 研究結果

#### (実験 1 : 若年群)

日常生活において安静状態が続くことは珍しく、睡眠を除いては活動と安静が繰り返されていると考えることができる。したがって通常行われる安静状態のみで有効とされる心拍変動の周波数解析が、非定常性の日常活動下でのモニタリングに適用が可能であるか検討した。

図 1 はストレス (運動) 前後の心拍変動の周波数解析の結果を示している。図 1 A は、被験者 7 名の座位の運動前後と臥位の運動前後の高周波成分パワーについて心電図平均 RR 間隔と心拍変動 HF 成分の関係が正の相関を有することを示している。また、被験者毎に見ても同様の関係が得られた。この正の相関関係は、心拍数が低い時には HF 成分が大きく、逆に心拍数が昂進する時には HF 成分が減少していることを示している。図 1 B は、低周波数成分のパワーに

ついて心電図平均 RR 間隔と心拍変動 LF 成分の関係を示している。HF と同様の傾向を示すが、3 点ほど大きく外れた値が 3 例の被験者に認められた。仮にこの 3 点を何らかの原因で発生した誤差として除き計算しても相関係数  $R$  は 0.496 に留まった。呼吸活動については 9-22 breaths/min で高周波数帯域に属し、また、統計的な差は認められなかった。

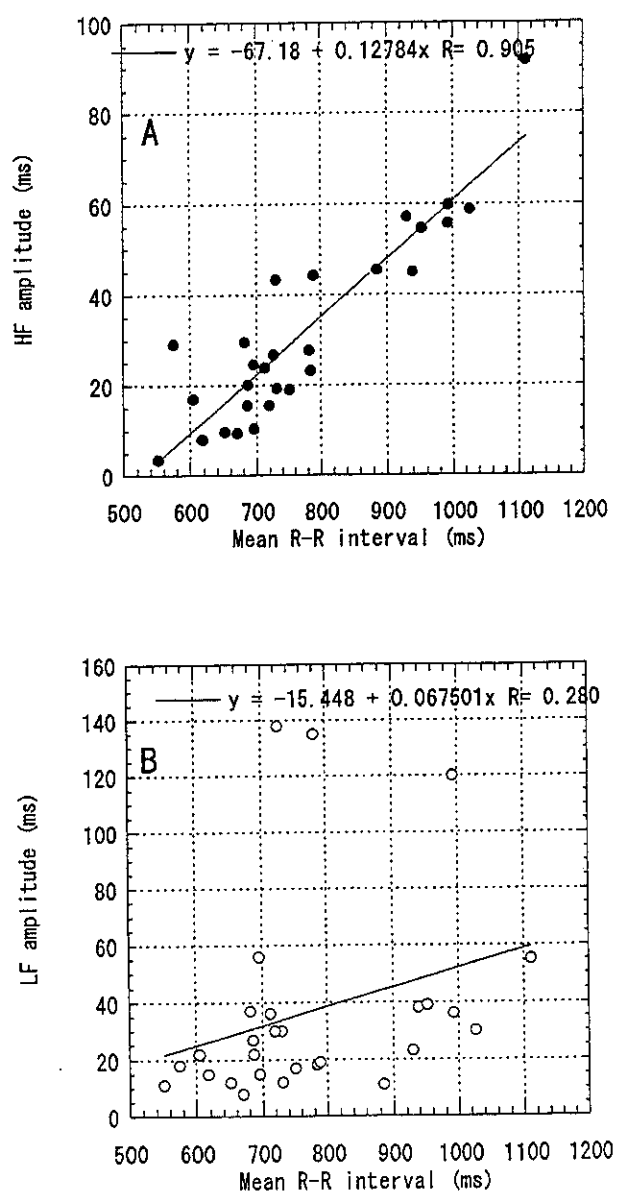


図 1. A:平均 RR 間隔と HF 成分の関係  
B:平均 RR 間隔と LF 成分の関係

### (実験 2 : 睡眠不足群)

心臓突然死には基礎疾患を持つものが身体活動による血行動態の変化により突然死を発生するものと、背景になんらの基礎疾患が認められないにもかかわらず生じる生理学的変化が過剰となり突然死に至る機序が推察されている。しかし、その背景には、自律神経のバランスの崩れや交感神経機能の亢進・副交感神経機能の抑制などが大きく関与していることが多くの研究によって示唆されている。近年、高血圧患者の症例をはじめ自律神経機能失調の症例が睡眠時無呼吸症候群に含まれていることが指摘されて以来、活発な研究が展開されている。また、覚醒時の精神神経機能に大きな影響をもたらすと考えられる睡眠の影響について検討を加えることは、不眠問題を訴える高齢者のモニタリングとしては重要な要素になりうると考えられる。

本実験では、睡眠不足の影響が循環器系にどのような影響をもたらすのか、また、その影響を測定パラメーターの解析から抽出しえるのか検討した。10 時間睡眠群 (control) と 24 時間睡眠をとらない睡眠不足群 (sleep deprivation) を比較した (図 2、次項)。被験者毎 (No. 0-8) の平均心拍数は、睡眠不足群の心拍数がコントロールに比べ 4 例に大きな低下が見られたが、顕著ではないにせよその逆も 5 例認められた (図 2A)。RR 間隔の平均を求めるときに得られる標準偏差の平均 SD (心臓迷走神経活動の指標) の関係も心拍数のそれと同様に特徴的な傾向、あるいは差異は認められない (図 2B)。一方、心拍変動の高周波成分 HF は、コントロールに比べ睡眠不足群において 9 例中 7 例に増加が認められた (図 2C)。心拍変動の周波数解析から得られるパワースペクトル密度関数 (log-log プロット) の直線近

似直線の傾き (図 2D) と平均血圧 MBP (図 2E) には、コントロール群と睡眠不足群で有意な差は認められない。図 2C の睡眠不足時に特徴的な HF 成分の増加について、一例 (被験者 No. 2) を示したのが図 3 である。RR 間隔 (または心拍数) の平均値はほぼ同様で 1010 vs 990 ms (59 vs 60 beats/min, control vs sleep deprivation) であった (図 3A)。パワースペクトル密度関数については、二者の間でパワー分布の違いが特徴的であった (図 3B)。この実験は、メトロノームを用いて 20 breaths/min (0.33 Hz) に呼吸統制を行っている。また、一回換気量についても大きな違いが認められないことを確認した。

### (実験 3 : 老年群)

完全な洞不全症候群に至らないまでも、洞結節自動能自体あるいは洞結節と心房の間の伝導能障害が加齢によって病理学的変化として現れることは十分に予想される。そこで初めに、洞調律以外の心収縮による周波数解析に及ぼす影響について老年者のデータを使って調べた。図 4A は期外収縮を含むデータとそれを除き欠損部分を前後の RR 間隔データで補間したデータを示している。それらのスペクトル解析の結果では、パワーの分布と強度に大きな違いが生じた (図 4B)。次に期外収縮と認められるデータ点を除き得られたスペクトル解析の結果を図 5 に示した。全体的に老年群の平均 RR 間隔 (あるいは心拍数) は、若年群 (図 1) のそれに比べ長い (低い) 傾向にあった。また、LF、HF 共にパワーが低いのが特徴と言える。RR 間隔  $n$  を X 軸に RR 間隔  $n+1$  を Y 軸に 1 拍づつずらしてプロットした Lorenz plots (図 6) は、若年者に比べ老年者でばらつきが大きい。