

D. 歩行時転倒のモニタリング

1. 目的

片麻痺患者の転倒予防対策は重要であり、歩行時バランスを崩すケースのデータを蓄積し分析した。

2. 研究方法

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 ± 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。

測定は、被検者に日常使用している杖、補装具を使用して監視下にて平地歩行を行わせた（図 10）。歩行中、重心が支持基底面をはずれ、治療者が転倒すると判断した際にはすみやかに測定を終了し、被検者の安全を確保した。歩行の状況は VTR に録画した。センサは、第 4 仙椎に装着（sampling 周波数 200Hz）し、センサからの出力信号は携帯型生体信号記録装置（TEAC, DR-C2）を用いてメモリカードに収集、パ

ソナルコンピュータにてファイル転送した。解析は、MATLAB（Mathworks 社）にて、離散 wavelet 変換を行い、VTR の画像にて同定し検討した。

3. 研究結果および考察

1) 離散 wavelet 変換の結果、全症例に転倒前に特徴的なピークが認められた（図 9）。周波数帯域はケース 3 を除いて前後方向の wavelet 係数レベル -4（6.25~12.5Hz）で特徴的なピークがみられた。ケース 1、2、4 では上下方向のレベル -4、ケース 3、4 では左右方向のレベル -4 で特徴的なピークが出現した。ケース 1、2、3 のピークの特徴は、転倒直前の麻痺側踵接地時の衝撃加速度が安定歩行時より大きかった。ケース 4、5 のピークの特徴は、転倒直前の衝撃加速度を認めなかった（表 1）。

2) VTR の分析では、ケース 1、2、3 は揃い型歩行をし、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、麻痺側下肢の踵接地位置が、安定歩行時より不安定であった。ケース 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、ケース 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。

4. 結論

無拘束型加速度計測法での離散 wavelet 変換解析から、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。

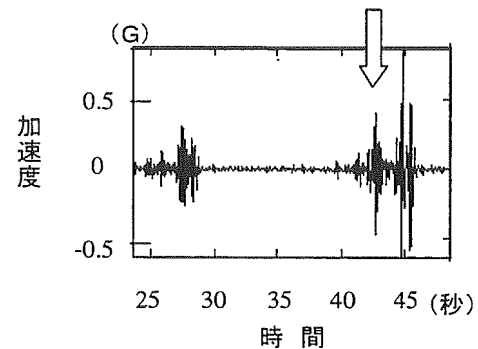


図 9 転倒波形の典型例

表 1 転倒前の特徴的なピーク（wavelet 係数レベル）

ケース	前後	上下	左右
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



図 10 歩行転倒時の計測

E. 非麻痺側下肢の協調性の評価

1. 目的

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。

2. 研究方法

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 ± 4 歳)を対象とした。片麻痺患者の平均発症月数は 54 ± 64 カ月、下肢 Br. stage は III 1 名、IV 4 名、V 3 名、VI 2 名であった。測定課題は、被検者に端坐位をとらせ、キャスター付き DYJOC BOARD (酒井医療株式会社製) (以下、DYJOC ボード) を非麻痺側下肢にて前後方向に2秒間に1往復のリズムで動かすように指示した(図14)。評価は、課題動作を加速度センサと筋電図にて測定した。加速度センサは、DYJOC ボードの側面に装着し、解析対象は前後、左右方向とした。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 Lab VIEW (National INSTRUMENTS AT-MIO-16E-10) にて AD 変換 (sampling 周波数: 1000Hz) し、パーソナルコンピュータにファイル転換した。解析は、MATLAB にてそれぞれの周波数解析を行った。

3. 研究結果および考察

1) 加速度の基本周波数と筋電図の基本周波数は全ての加速度と筋電図で一致していた。

2) FFTの結果、スキルの高いケースは、加速度、筋電図ともに基本周波数に波形が収束しており、RF と HAM、TA と GT の収縮の変換がスムーズであると考えられた(図11)。

3) 課題遂行のリズムが崩れている症例は、加速度の左右方向に基本周波数以外の周波数のピークを多く認めていた(図12)。

また、勢いよく運動する症例と、協調性が低下しており、変換運動が困難なケースに大別され、前者は、前後方向の加速度のピークが大きく、筋電図の

FFT では高周波成分が出現していた。後者は、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。筋電図の FFT は基本周波数が不明確で、高周波成分も出現していた(図13)。

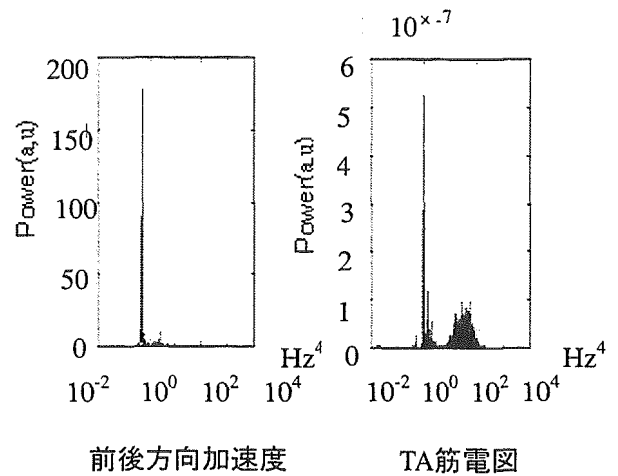


図11 課題遂行の上手い症例

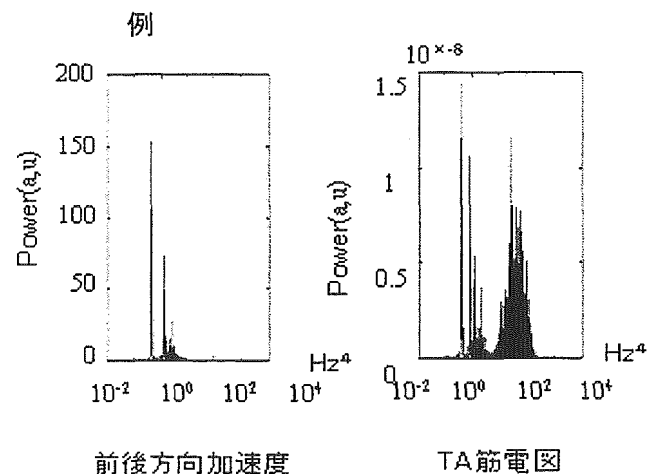


図12 スムーズな変換運動が困難な症例

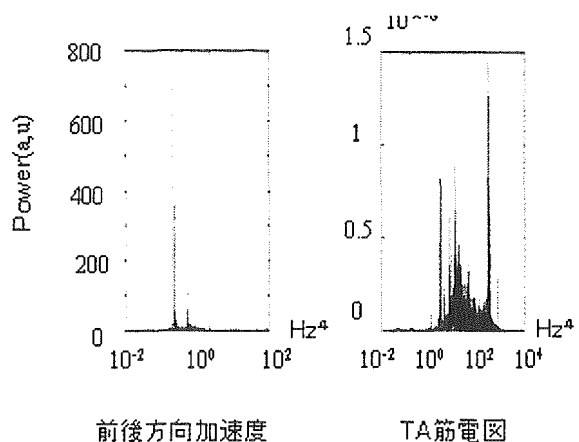


図13 勢いよく運動する症例

これらにより、課題遂行のリズムが崩れている症例は、加速度の左右方向に基本周波数以外の周波数のピークを多く認めていた。このことは、DYJOC ボードを前後のみに動かすことができず、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。

加速度信号の FFT の結果は、筋電図の結果と同意を示すと考えられ、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で、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. 結論

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。

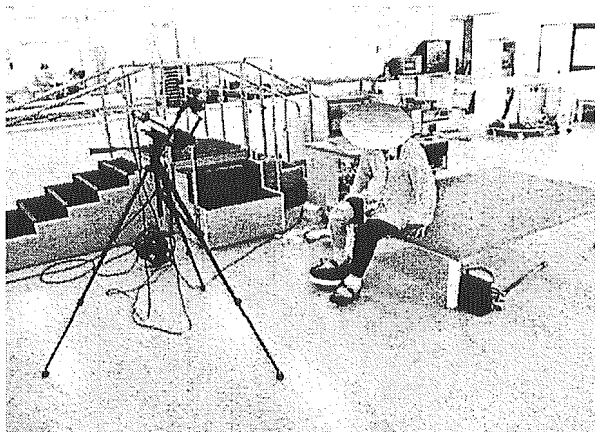


図 14 協調性の計測

まとめ

無拘束型加速度計測法を用いることによって、寝返り～起き上がり、膝立ち、立位、歩行などの基本的動作の簡便で定量的な評価が可能であることが示唆された。これにより、リハビリテーションにおける訓練効果の検討がその場で可能であり、セラピストの訓練支援としての有効性が示唆された。さらに、セラピスト支援機器として、臨床の訓練場面に応用し、リアルタイムでの評価が可能であるかを検討することが重要であると考えられた。

1. リハビリテーション訓練効果のモニタリング

1. 目的

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、座位、立位、歩行などの基本的な動作群の早期獲得が重要であり、それには評価―訓練―再評価の効率化が求められる。2000 年度においては、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のモニタリングを臨床上簡便に可能にする機器の構築を目的としている。

これまでの本研究によって、3 軸加速度センサを利用した運動解析は、脳卒中片麻痺者の基本動作の評価に有用であること示した。今回、セラピストに計測情報をリアルタイムで提供し、訓練を支援するシステムを構築し、ADL の自立をはかる上で重要な、車椅子ベッドへのトランスファー訓練に応用した。さらに、本システムを利用することでセラピストの ADL 訓練の支援が可能であるかについて検討した。

2. 研究方法

1) システムの概要

本システムの概要を図 15 に示す。本システムは、3 軸加速度センサ、データ送信システム、データ解析システムより構成される。センサ及びデータ送信システムは、三軸加速度センサ、DC ヘッドアンプ、無線送信機から構成されている。データ解析システムは、データ受信機、解析用コンピュータより構成される。

対象者の動作訓練中の運動情報は、三軸加速度センサより DC ヘッドアンプを介して加速度信号を出力し送信される。送信された信号はマルチテレメータシステム（日本光電製）にて受信され、AD 変換（sampling 周波数：256Hz）後、パーソナルコンピュータにデータに転送し Lab VIEW（National INSTRUMENTS AT-MIO-16E-10）で解析される。

本システムは、対象者が訓練を実施している最中に、パーソナルコンピュータの画面上（Lab VIEW）に、加速度信号の原波形と 2 軸方向の位相面図をリアルタイムで描くことが可能であり、訓練動作の遂行直後に動作評価を実施することができる。

さらに、CCD カメラで撮影された動作遂行時の映

像は、ビデオフォーマッタ（日本光電製）によって加速度信号をスーパーインポーズしリアルタイムで観察することも可能である。

2) 測定対象者（表 2）

本システムを応用して、実際にリハビリテーション訓練を実施した対象者は、脳卒中後遺症片麻痺患者 5 名であった。内訳は、男性 3 名、女性 2 名、平均年齢 62.2 ± 22 歳、右片麻痺者 2 名、左片麻痺者 3 名であった。対象者の日常生活におけるトランスファー（移乗動作）のレベルは、自立 3 名、監視 1 名、介助 1 名であった。

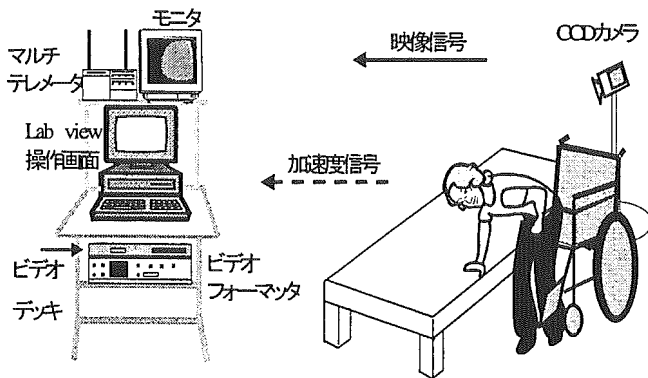


図 15 システムの概要

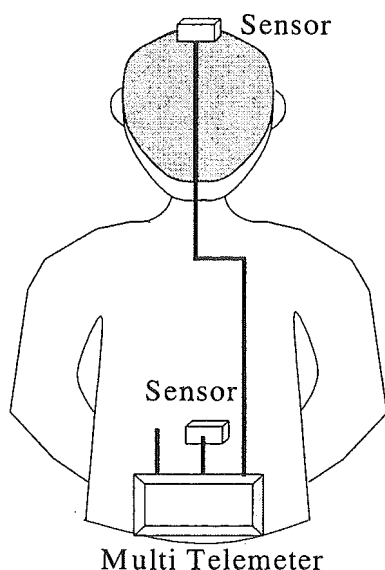


図 16. センサの装着位置

対象者の条件としては、セラピストの指示理解が良好な者とし、重度の意識障害、痴呆症、高次脳機能障害を有する者は除外した。

また、比較対照群を、健常者 6 名とした。内訳は、男性 3 名・女性 3 名、平均年齢年齢 24.5 ± 1 歳であった。（表 2）

表 2 対象者

脳卒中片麻痺患者	5 名（男性 3 名・女性 2 名）
年 齢	62.2 ± 22 歳
右片麻痺	2 名
左片麻痺	3 名
トランスファー（移乗動作）レベル	
自立	3 名
監視	1 名
介助	1 名
比較対照群 健常者	6 名（男性 3 名・女性 3 名）
年 齢	24.5 ± 1 歳

3) 解析方法

解析は、3 軸方向の加速度信号を時系列にグラフ上にプロットし、各運動方向における、移乗動作の遂行状況を観察した。

また、基本面上（水平・前額・矢状）で位相面図を作製し、対象者の動作の特徴について分析した。

4) 測定方法

センサの装着部位は、頭頂部（以下頭部）と第 2 腰椎部（以下腰部）に装着した（図 16）。頭部の加速度情報は、上部体幹及び頸部の運動情報を包括しており、腰部の加速度情報は、下部体幹及び下肢の運動情報を包括していると考えられる。

測定課題は、被験者に車椅子座位（41.5cm）をとらせ、健側方向に置かれたベッド（41.5cm）に向かって、トランスファーするように指示した（図 19）。動作は、被験者が日常的に行っている方法にて実施させた。

また、動作の遂行の一部始終は CCD カメラにて撮影し、VTR に収録した。

尚、本研究は当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。

3. 研究結果および考察

1. 本システムによる計測は、対象者を担当するセラピスト1名によって可能であった。併せて、訓練を実施した対象者から違和感の訴えは聴かれなかった。この結果から、臨床のリハビリテーション訓練場面で本システムを利用することが可能であることが示唆された。

2. 原波形の観察では、健常者に比べて、片麻痺者の動作遂行における、特徴を確認することができた。以下に特徴的なケースの解析結果を示す。対象者のプロフィールは、健常者が、26歳男性、動作は左片麻痺パターンで実施するよう指示して計測した。一方、片麻痺者は45歳男性、左完全片麻痺、日常生活における移乗動作は自立していた。

健常者(図17-a)は、片麻痺者(図17-b)に比べて上下方向の加速度出力が大きかった。

通常、椅子などからの立ち上がり時には、その準備姿勢として、体幹及び頸部は前屈し前方に重心移動を行う。しかし、図17-bをみると、片麻痺者は、

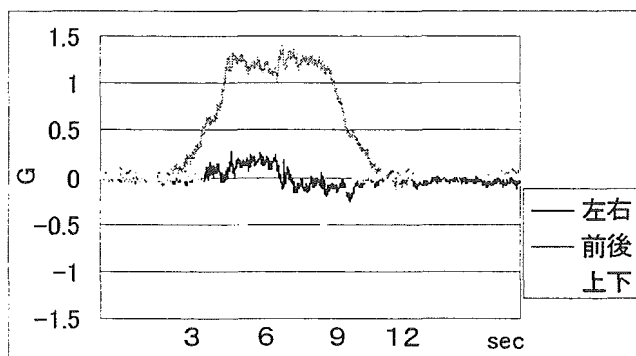
車椅子からの立ち上がり時に前傾を得るために、前方向に頭部を移動する、つまり体幹は前屈することがわかるが、頸部は前屈をせず、上方向に向いて動作を遂行していたことがわかる。そのため、上下方向の加速度出力は少なかったものと考えられる。

また、片麻痺者の、前後方向の加速度の分析結果をみると(図17-b)、2つのピークがあることが特徴であった。グラフ上の1つめのピークは、立ち上がって立位を保つまでの動作の過程をあらわしており、2つめのピークは、立位からゆっくりと座る動作の過程をあらわしていた。このことから、片麻痺者は、安全を確保するために動作を2相に分けて遂行していることが確認できた。

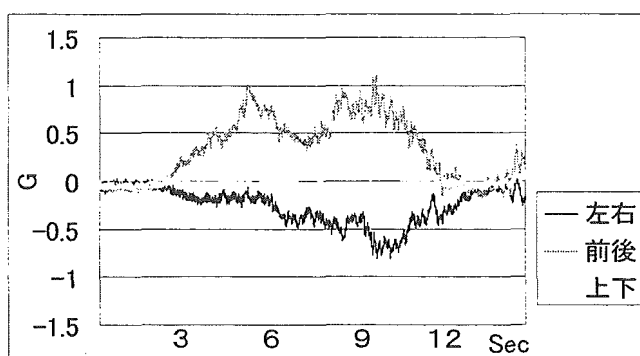
3. 位相面図の分析では、矢状面(前後と上下)で動作遂行の特徴を確認できた。

健常者(図18-a)は、体幹の前傾に伴って頸部も同期して立ち上がり、座るときも同じ軌道で出発姿勢にもどっているため、位相面図は半円形に近い軌道を残していた。

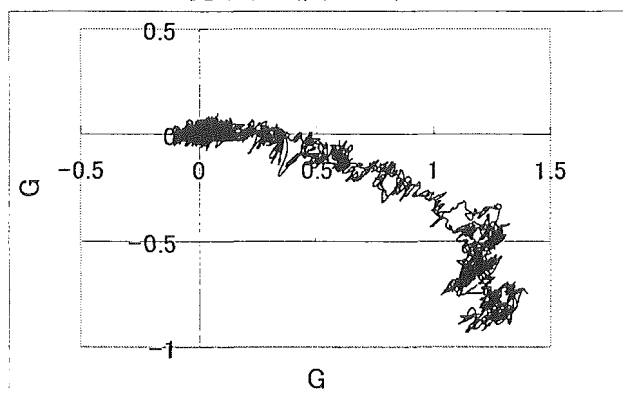
一方、片麻痺者(図18-b)は、健常者に比べて、上下方向の運動出力を少なくして、動作を遂行する



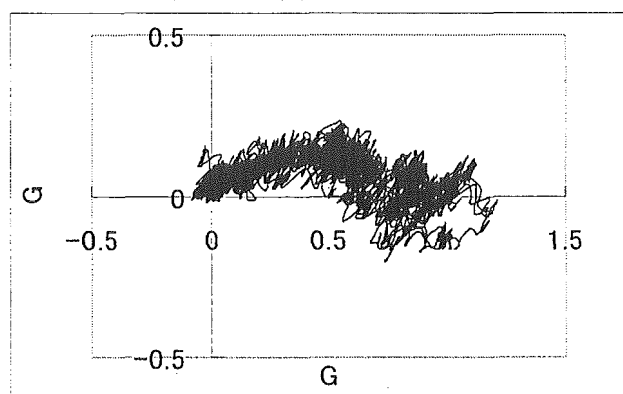
健常者 (図 17-a)



自立片麻痺者 (図 17-b)



健常者 (図 18-a)



自立片麻痺者 (図 18-b)

ため、位相面図上は前後軸に平行な軌跡を描くことが特徴であることが評価できた。

これらのことから、本システムをリハビリテーション訓練場面に応用することによって、ケース個々の動作遂行上の特徴を、リアルタイムで評価することが可能であり、訓練を実施するセラピストにとって、有用な評価情報を提供出来ることが示唆された。

今後は、セラピストのみならず、本人や家族に対するフィードバック情報が提供できるようなシステムの開発に着手し、さらに、リハビリテーション訓練における臨床場面で実用的に使用することを考慮して、計測したデータを一括して収集管理するシステムの構築が必要であろうと考えられた。

4. 結論

1) 3 軸加速度センサを利用することによって、トランスファー動作の遂行状況を視覚的に確認でき、運動の変化を定量的に評価することが可能であった。

2) 1 名での計測が可能であったことから、臨床の訓練場面に応用し、リアルタイム評価が可能であることが示唆された。

3) 今後、日常的な動作トレーニング場面に応用し、セラピストや本人、家族の訓練支援が可能なフィードバックトレーナーの構築に向けた検討を加える必要があると考えられた。

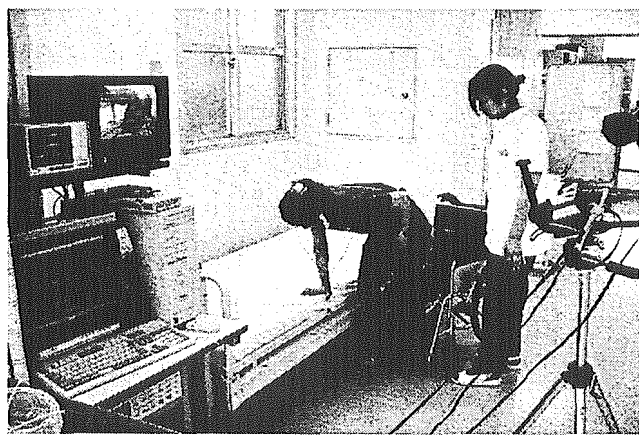


図 19 トランスファーの計測

1. リハビリテーション訓練におけるセラピスト支援への応用

1. 目的

医療環境の変化に伴い、リハビリテーション訓練場

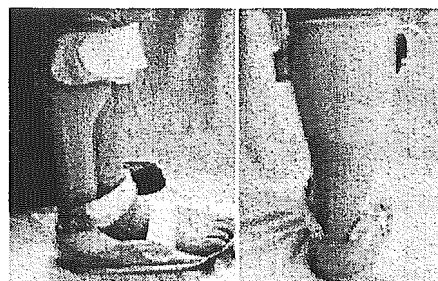
面における評価、訓練、再評価のサイクルをより効率化する必要性が生じている。2001 年度においては、セラピストの訓練評価を支援するために動作遂行中の計測情報をリアルタイムで提供できるシステムを構築した。また、本システムをリハビリテーション訓練において定期的に実施される装具適合判定会に応用し、歩行訓練時のセラピスト支援への応用を試みた。

2. 研究方法

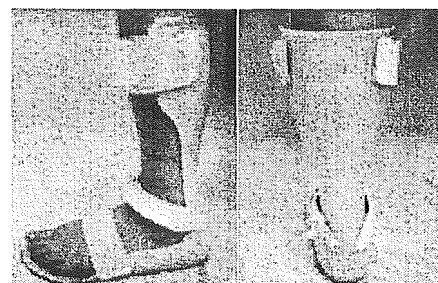
被験者は年齢 32 歳の片麻痺者男性とした。この被験者は、平成 12 年 9 月 20 日に脳出血を発症し、右片麻痺と失語症を有する。運動機能は下肢 Br. Stage III であり、T 字杖とプラスチック製短下肢装具を装着することで屋内を自立歩行することが可能である。

方法は、加速度センサユニットを膝関節の外側に伸縮性のあるバンドを用いて固定し、異なる 2 種類のプラスチック型短下肢装具を装着した際の歩行をそれぞれ計測した。

本研究で使用した装具を図 20 に示す。2 種類の装



a. 装具 A



b. 装具 B

図 20. 計測の際に使用した装具

具の差違は、プラスチックの硬度であり、装具 A (図 20 a) に比べて装具 B (図 20 b) は硬度が低くなっている。また装具 B の形状は、装具 A に比べて

薄く、足関節部のトリミングは内外果を完全に覆う形状に仕上げられている。これらの違いによって、足関節の前後方向の制動力をコントロールし、膝関節の前後方向への制御能を調整する。

尚、本研究は当院倫理委員会の承認を得て、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。

3. 研究結果および考察

歩行時の患側膝関節における前後方向加速度信号と加速度から推定した速度を図 21 に示す。なお、正の値は前方への加速度ならびに速度を示す。図中に○で示した前方向への周期的で大きな加速度は、踵接地時の衝撃加速度である。

装具 A を装着した歩行では、衝撃加速度が発生した直後の立脚期において、矢印で示したように滑らかに減速している。これは、膝関節の運動が円滑に行われ、患側立脚期における膝関節の過伸展を招きにくい歩行であることを示している。つまり、装具 A は適合性の高い装具であると考えられる。

一方、装具 B を装着した歩行では、衝撃加速度が発生した直後の立脚期において、矢印で示したように減速がみられない。これは、後方への膝関節のコントロールが不完全であることをあらわしており、患側立脚期における膝の過伸展を招き易い歩行であることを示している。すなわち、装具 B の適合性に問題があることを示している。

したがって、加速度計測は装具クリニック中の運動情報をリアルタイムに得ることができ、さらに装具の適合性を客観的なデータを基にした検討が容易であるため、セラピストの訓練評価を支援することが可能であると考えられる。

4. 結論

本研究では、脳卒中片麻痺患者のリハビリテーション訓練において、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可能なシステムを構築した。本システムは、装具の適合性の判定をする上で、膝の制御能と装具の適応性に関する定量的で有力な情報を提示し、セラピストの支援が可能であることが示唆された。

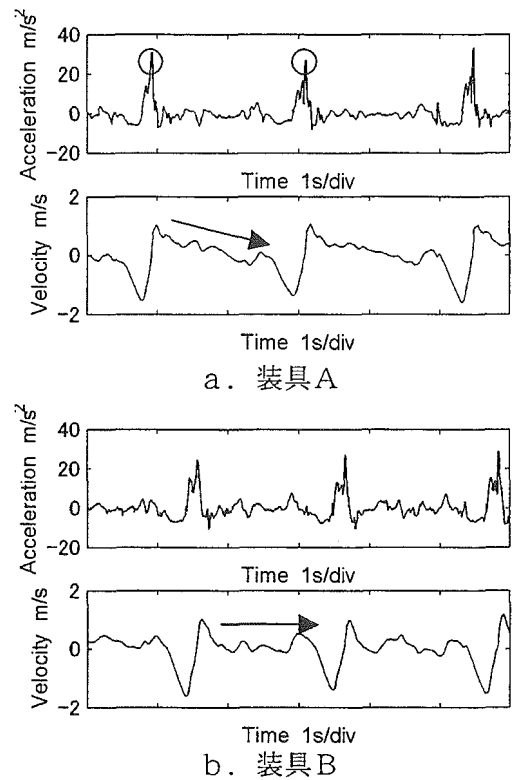


図 21. 装具歩行時の前後方向加速度および速度

総括

3 年度におよぶ無拘束型加速度計測法を用いて、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可能であることを、以下のように導くことが可能であった。

1. 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。これに対し、無拘束加速度計測法を用いてこれらの動作における姿勢制御機能のモニタリングが可能であり、簡便な計測の実現とルーチン化された評価が可能となり、セラピストによる訓練支援の可能性が示唆された。

2. 1 名での計測が可能であったことから、臨床の訓練場面に応用し、リアルタイム評価が可能であることが示唆された。

3. 本システムは、日常的な動作トレーニング場面である装具適合判定会に応用し、装具の適合性の判定をする上で、膝の制御能と装具の適応性に関する定量的で有力な情報を提示し、セラピストの支援が可能であることが示唆された。

今後は、本システムをセラピストや本人、家族の訓

練支援が可能なフィードバックトレーナーとしての構築に向けた検討が必要であると考えられた。

E. 研究発表

学会発表 (99 年度)

1. 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～
與古田夏子、小林美保子、関本満義、堀内郁孝、
鏑木誠、東祐二、藤元登四郎、関根正樹
田村俊世
第 35 回日本理学療法士学会
2. 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
鏑木誠、花岡和江、堀内郁孝、東 祐二、
藤元登四郎、田村俊世
第 35 回日本理学療法士学会
3. 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—
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
第 35 回日本理学療法士学会
4. 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～
堀内郁孝、島袋琴美、東祐二、藤元登四郎、
関根正樹、田村俊世、
第 35 回日本理学療法士学会
5. 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
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
第 35 回日本理学療法士学会
6. 大腿四頭筋の筋力評価～健常成人による比較
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
7. 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
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

第 39 回日本 ME 学会大会

8. 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

堀内郁孝、島袋琴美、東 祐二、藤元登四郎、
関根 正樹、田村俊世

第 39 回日本 ME 学会大会

9. 離散 Wavelet 解析による脳卒中片麻痺患者の歩行分析の試み

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

第 39 回日本 ME 学会大会

10. 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

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

第 39 回日本 ME 学会大会

11. Evaluation of Rehabilitation Effect with a Three-Dimensional Angle Sensor

Makoto Kaburagi, Namiko Fukunaga, Tetsuya Yoshida,
Tomonori Yasuda,

Yuji Higashi, Toshiro Fujimoto, Toshiyo Tamura

12. Physical activity in dementia of Alzheimer type

Yuji Higashi, Tomonori Yasuda, Kanako Nakamura,
Toshiro Fujimoto, Makoto Kaburagi, Masaki Sekine,
Toshiyo Tamura

2000 World Congress on Medical Physics and
Biomedical Engineering.

13. Quantitative Assessment of Rolling Pattern for Hemiplegic Patients.

Mihoko Kobayashi, Makoto Kaburagi,
Mitsuyoshi Sekimoto, Kotomi Shimabukuro, Fumitaka
Horiuchi, Yuji Higashi,

Masaki Sekine, Toshiro Fujimoto,

Toshiyo Tamura

2000 World Congress on Medical Physics and
Biomedical Engineering.

14. Assessment of Special Motion During Standing in Hemiplegic Patients

Makoto Kaburagi、 Kazue Hanaoka、 Fumitaka Horiuchi、 Yuji Higashi

Masaki Sekine、 Toshiro Fujimoto、 Toshiyo Tamura
2000 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering.

15. 痴呆症に対する作業療法の環境条件

中村加銘子、辻 美和、東 祐二、藤元登四郎、田村俊世

第34回日本作業療法学会

16. 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～

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

第34回日本作業療法学会

17. 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

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

第34回日本作業療法学会

18. 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

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

第34回日本作業療法学会

19. 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～

森 奈美子、児玉智美、辻 美和、東 祐二、藤元登四郎、田村俊世

第34回日本作業療法学会

1] 論文発表（00年度）

東祐二、中村加銘子、安田大典、藤元登四郎、田村俊世：バーコードを用いたタイムスタディ用簡易統計処理システムの開発、12月、作業療法ジャーナルVOL.34 NO.12

2] 学会発表

1) 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

2000、5月、第39回日本ME学会大会、東京

2) 東祐二、辻美和、藤元登四郎、田村俊世：施設での介護・福祉機器の運用、2000、5月、第39回日本ME学会大会、東京

3) 中村加銘子、安田大典、東祐二、藤元登四郎、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、2000、5月、第39回日本ME学会大会、東京

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：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、2000、5月第39回日本ME学会大会、東京

5) 鎗木誠、花岡和江、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頭部と腰部の動揺加速度による静的立位の試み、2000、5月、第35回日本理学療法士学会、鹿児島

6) 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～、2000、5月、第35回日本理学療法士学会、鹿児島

7) 與古田夏子、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～2000、5月、第35回日本理学療法士学会、鹿児島

8) 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～健常成人による比較～2000、5月、第35回日本理学療法士学会、鹿児島

9) 関本満義、永迫博幸、東祐二、榎広光、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脳卒中片麻痺歩行の経時的評価、2000、5月、第35回日本理学療法学会、鹿児島

10) 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～2000、5月、第35回

日本理学療法士学会、鹿児島

11) 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、2000、5月、第35回日本理学療法士学会、鹿児島

12) 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：著名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、2000、5月、第34回日本作業療法学会、横浜

13) 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 2000、5月、第34回日本作業療法学会、横浜

14) 東祐二、安田大典、辻美和、松本和香、中村加銘子、藤元登四郎、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、2000、5月、第34回日本作業療法学会、横浜

15) 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：痴呆性老人の在宅看護実態調査～無拘束加速度計（アクティグラフ）を用いて～2000、5月、第34回日本作業療法学会、横浜

16) 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3報)～、2000、5月、第34回日本作業療法学会、横浜

17) 堀内郁孝、角屋利恵子、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を用いた片麻痺患者の歩行時転倒の分析—wavelet 解析を用いて—、2000、7月、第3回日本脳神経外科学会、福島

18) M.Kaburagi, K.Hanoka, F.Horiuchi, Y.Higashi, M.Sekine, T.Fujimoto, T.Tamura: assessment of Special Motion During Standing in Hemiplegic Patients, World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago

19) M.Kaburagi, N.Mori, T.Yoshida, T.Yasuda,

Y.Higashi, T.Fujimoto, T.Tamura: Evaluation of Rehabilitation Effect with a Three-Dimensional Angle Sensor, World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago

20) Y.Higashi, M.Kaburagi, K.Nakamura, T.Yoshida, T.Yasuda, T.Fujimoto, M.Sekine, T.Tamura: Physical activity in dementia of the Alzheimer type, World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago

21) M.Kobayashi, M.Sekimoto, F.Horiuchi, K.Shimabukuro, Y.Higashi, M.Sekine, T.Fujimoto, T.Tamura: Quantitative Assessment of Rolling Pattern for Hemiplegic Patients, World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago

22) 辻美和、安田大典、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：重度痴呆症ケースの行動評価 2000、8月、第16回ライフサポート学会、徳島

23) 福永誠司、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：脳卒中片麻痺患者の歩行時の転倒予測について、2000、8月、第16回ライフサポート学会、徳島

1) 論文発表 (01年度)

1) 堀内郁孝、酒井明彦、東祐二、藤元登四郎、竹内郁雄、根元泰弘、藤江正克、田村俊世、南部雅幸、宮内健一、土肥健純：VR画像を付加した歩行訓練機に対する高齢者訓練対象者の評価、日本バーチャルリアリティ学会論文誌、Vol.6 No.3 2001

2) 田村俊世、中島一樹、南部雅幸、中村加銘子、米満里美、伊藤朗子、東祐二、藤元登四郎、宇野廣：重度痴呆性高齢者看護支援のための人形療法、日本バーチャルリアリティ学会論文誌、Vol.6 No.3 2001

3) 東祐二、藤元登四郎、田村俊世：施設介護機器の現状と将来、日本老年医学会雑誌、38巻 3号、2001

4) 東祐二、藤元登四郎、田村俊世：施設内食事運搬への自動搬送車の応用、計測と制御、Vol.40 No.5 2001

2) 学会発表

- 1) 角屋利恵子、福永誠司、堀内郁孝、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺患者の歩行時の転倒～離散 wavelet 解析を用いて～2001、5月、第36回 日本理学療法士学会、広島
- 2) 小林美保子、鏑木誠、堀内琴美、花岡和江、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・起き上がり動作パターンの検討～無拘束型加速度計測法を用いて～2001、5月、第36回 日本理学療法士学会、広島
- 3) 鏑木誠、新地友和、梅木千恵子、花岡和江、興古田夏子、堀内琴美、小林美保子、関本満義、東祐二、関根正樹、藤元登四郎、田村俊世：静的な立位と膝立ち位の姿勢制御の比較～無拘束型加速度計測法による検討～2001、5月、第36回 日本理学療法士学会、広島
- 4) 堀内郁孝、蔵屋豊、永迫博幸、東祐二、関根正樹、藤元登四郎、田村俊世：脳卒中片麻痺患者の非麻痺側下肢協調性の検討 2001、5月、第36回 日本理学療法士学会、広島
- 5) 老川大輔、米満里美、東祐二、藤元登四郎、伊藤朗子、中村加銘子、中島一樹、田村俊世：視覚障害を伴う重度痴呆性老人に対する擬似会話システムの試み 2001、6月、第35回 日本作業療法士学会、石川
- 6) 米満里美、老川大輔、東祐二、藤元登四郎、伊藤朗子、中村加銘子、中島一樹、田村俊世：重度痴呆性老人に対する動物型玩具の有用性 2001、6月、第35回 日本作業療法士学会、石川
- 7) 東祐二、関本満義、堀内郁孝、児玉智美、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺者のトランスファー訓練のモニタリング～無拘束型加速度計測装置を用いた試み～2001、6月、第35回 日本作業療法士学会、石川
- 8) 児玉智美、東祐二、藤元登四郎、田村俊世：脳卒中片麻痺患者に対する生活音提示による情動への影響について～表情分析による評価の試み～2001、6月、第35回 日本作業療法士学会、石川
- 9) 湯地忠彦、東祐二、新地友和、関本満義、藤元登

四郎、田村俊世：早期リハビリテーションと支援機器 2001、8月、第17回 ライフサポート学会、東京

10) 東祐二、関本満義、堀内郁孝、湯地忠彦、関根正樹、藤元登四郎、田村俊世：3軸加速度センサを応用した日常生活動作(ADL)訓練支援システムの開発 2001、8月、第17回 ライフサポート学会、東京

11) 米満里美、老川大輔、伊藤朗子、東祐二、藤元登四郎、中島一樹、田村俊世：重度痴呆性老人に対する人形療法の有用性 2001、8月、第17回 ライフサポート学会、東京

12) 角屋利恵子、福永誠司、堀内郁孝、湯地忠彦、関根正樹、藤元登四郎、田村俊世：脳卒中片麻痺患者の歩行時の転倒について 2001、8月、第17回 ライフサポート学会、東京

13) 永迫博幸、角屋利恵子、福永誠司、堀内郁孝、湯地忠彦、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の転倒評価について～離散ウェーブレット関数を用いた検討～、2001、11月、第23回九州PT・OT合同学会、宮崎

14) 蔵屋豊、堀内郁孝、永迫博幸、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非麻痺側下肢協調性の検討、2001、11月、第23回九州PT・OT合同学会、宮崎

15) 松本和香、老川大輔、米満里美、藤元登四郎、中村加銘子、伊藤朗子、中島一樹、田村俊世：動物型玩具の提示による重度痴呆性高齢者の行動に及ぼす影響について、2001、11月、第23回九州PT・OT合同学会、宮崎

16) 伊藤朗子、中村加銘子、米満里美、老川大輔、東祐二、藤元登四郎、中島一樹、田村俊世：重度痴呆性高齢者に対する人形型玩具の有用性について、2001、11月、第23回九州PT・OT合同学会、宮崎

17) Y.Higashi、M.Sekimoto、T.Kodama、T.Yuji、T.Fujimoto、M.Sekine、T.Tamura：Monitoring rehabilitation training for hemiplegic patients by using a tri-axial accelerometer、2001、July、Istanbul

18) S,Yonemitsu, K.Nakamura, A,Itoh, Y.Higashi, T,Fujimoto, T.Tamura, K,Nakajima, M,Nambu and H,Uno : Virtual baby used as a virtual environment for patients with severe dementia, 2001, July, Istanbul

19) F,Horiuchi, R,Kadoya, Y.Higashi, T,Fujimoto, M.Sekine, T.Tamura : Evaluation by accelerometry of walking pattern before falls in hemiplegic patients, 2001, July, Istanbul

20) K,Nakajima, K.Nakamura, S,Yonemitsu, D,Oikawa, A,Itoh, Y.Higashi, T,Fujimoto, M,Nambu, T.Tamura : Animal-Shaped toys as therapeutic tools for patients with severe dementia, 2001, July, Istanbul

分担研究報告書

田中志信
金沢大学工学部
助教授

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] 本研究では高齢者の日常生活下における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最終目標におき、まずその評価のための装置、即ち「一心拍毎の血圧及び心拍出量が無侵襲・無拘束的に同時計測・記録する携帯型装置」を開発し、これを用いて健常成人及び高齢者を対象として各種行動時及び姿勢変化時における循環応答計測実験を行い、日常生活下における自律神経系活動評価の可能性について検討すると共に、高齢者の循環系調節機能の特質について検討した。

A. 研究目的

高齢者の「生活の質」を極力高い状態に維持し続けるためには、日常の活動水準を高レベルに保つことが重要である。この様な観点から高齢者の活動性を客観的に評価するために、1日の活動量や歩行速度などを無拘束的に長時間計測・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。ところでこの血液循環系の基本物理量は次の3つ、即ち圧（血圧）、流量（心拍出量）と抵抗（抹消循環抵抗）であることは言うまでもない。そしてこの中の一つだけ、例えば血圧のみ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。

この様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^{1, 2)}。しかしこの装置は「一拍毎」の血圧と心拍出量を計測するものではなく、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、一心拍毎の血圧値（連続血圧）及び心拍出量が無侵襲・無拘束的に測定・記録する携帯型装置を試作し、健常成人を対象に日常行動下における循環諸量の連続計測を行い、日常の姿勢変化や各種行動に対する循環応答から自律神経系循環調節機構の解析を行うと共に、高齢者を対象に姿勢変化に伴う循環諸量の応答を計測し、健常成人との比較・検討を通して高齢者の循環系調節機能の特質等について検討した。

B. 研究方法

1. 計測原理

1-1. 容積補償法による連続血圧計測

一般に大変形を有する動脈血管の力学特性は図1

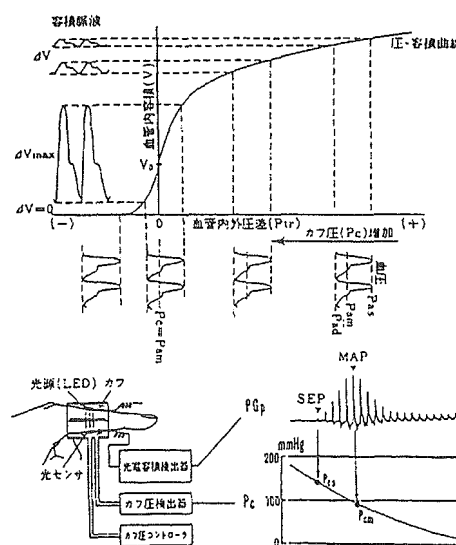
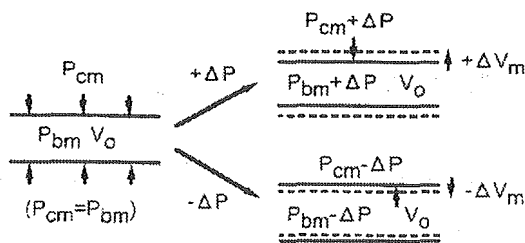


図1 動脈血管の力学特性と容積振動法概要

に示すように、内圧（あるいは内外圧差Ptr）と内容積V（または管断面積）の関係（管法則）であらわされ、強い非線型弾性特性を持つ。この非線型性の原因は、血管壁に共存する平滑筋、弾性繊維および膠原繊維の弾性特性の違いによる。ここで特に注目すべき点は、静的圧-容積関係から得た血管コンプライアンス（Ca）は、Ptrが0付近で最大となる事である。言い換えれば、血管壁は無負荷状態のとき非常に柔らかい性質を有している。この性質は血管壁が動的運動をしていても成り立つ。

今、このような性質を持つ血管を外部から加圧（減圧）する場合、圧脈波（ Δp ）に対応する血管内容積脈波（ ΔV ）の変化を考えてみる。明らかに血管壁には外圧（カフ圧Pc）と平均血圧（Pam）との差圧Ptr（= $Pam - Pc$ ）が実効的に作用し、 ΔV はPtrが0になる点で最大（ ΔV_{max} ）となり、Pcをさらに増加させれば血管は圧閉して ΔV は消滅する。すなわち、カフ圧変化過程で当該部 ΔV を計測し、その振幅最大点（MAP）及び消失点（SEP）を検出したとき、それぞれの点に対応したカフ圧値は平均および最高血圧となる。これを容積振動法という。

また、容積振動法において無負荷時血管内容積（ ΔV_{max} ）を V_0 とすると、今平均血管内圧Pbmと同じ圧力Pcmを血管外部から加えて血管壁が無負荷状態にある時、内圧が ΔP 上昇（下降）すると、これに対応して血管内容積は V_0 から ΔV_m 増加（減少）する。この血管内圧変化に伴う容積変化を検出し、 ΔV_m を打ち消すように外圧を瞬時制御して、血管内容積が常に V_0 となるように容積補償すれば、この制御外圧は血管内圧すなわち血圧Pb(t)と常に平衡する事となり、外圧Pcを測定すれば、1心拍ご



V_0 : 無負荷時血管内容積

$$P_{tr}(t) = P_b(t) - P_c$$

$$= K(V(t) - V_0) = K(V_0 \pm \Delta V_m(t) - V_0)$$

$$V(t) \rightarrow V_0 (\Delta V_m(t) \rightarrow 0)$$

$$P_c = P_b(t)$$

図2 容積補償法原理図

との血圧曲線が間接的に計測可能となる(図2)。これが容積補償法であり、この原理に基づいて V_0 をサーボ目標値とした容積サーボ系を構成し、手指基節動脈を対象として計測を行う。

1-2. 胸部アドミタンス法による無侵襲心拍出量計測法

生体に高周波微小電流を通電すると、組織固有の電気物性に依りて電圧降下を生じる。生体インピーダンスは、この電圧/電流比から求められるが、この時血液や肺内空気など、その電気物性が他組織と著しく異なる非溶解物質量が変化すると、インピーダンス変化として現れる。インピーダンス容積計は、この ΔZ から非溶解物の容積変化を間接計測する方法であるが、生体内局所の量的ないし物性変化が敏感に ΔZ に反映されるため、単一計測法で多くの生体内情報を取得可能な方法といえる。ただし、生体計測の場合、インピーダンスの逆数であるアドミタンス $Y (=1/Z)$ を用いたほうが、特に応用面における理論的展開、計測法の簡便化などで便利な場合が多く、本研究においてもアドミタンスを計測する事により心拍出量測定を行った。

生体アドミタンス Y を測定するには、原理的には測定セグメントに一对の電極を設置し、被検部に加

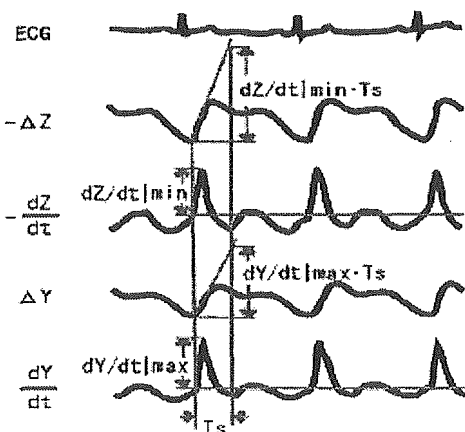
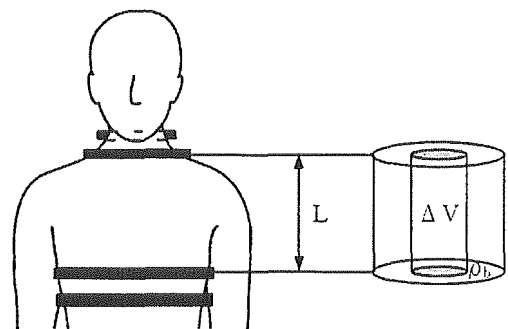


図3 心拍出量計測における電極位置とインピーダンス及びアドミタンス波形

えた電圧と電流から求められる。しかしこのような通電と検出を共用する2電極法では、体表面と電極間に介在する電極インピーダンス Z_p のため、当該部位の Y を正確に測定できないため、おのおの一对の通電用電極と検出電極を設置する4電極法が用いられる。電気的アドミタンス法による心拍出量計測は、通常首及び上腹部で4電極法を適用する方法が広く用いられている。(図3)

胸部系を、縦方向に貫く大動脈と周囲組織からなる長さ L の円筒モデルと考え、心拍動に伴う血液量変化は大動脈内容積 ΔV に代表され、周囲組織の電気物性は心周期中一定とする。ここで血液が大動脈内に流入する直前(心室拡張期末)の胸部平均アドミタンスを Y_0 とし、流入血液容積変化に相応するアドミタンスを Y_t とすると、両者は等価的に並列結合回路であらわされる。

したがって血液流入前後のアドミタンス変化 ΔY と容積変化 ΔV との関係は次式で表される³⁾。

$$\Delta V = \rho_b L^2 \Delta Y$$

ここで心室血液駆出初期相では大動脈内への血液が流入するのみで流出がないと仮定し、心室駆出期間(T_s)中アドミタンス信号の立ち上がり勾配($dY/dt|_{\max}$)で変化すると仮定すれば、下式により一回

拍出量(SV)を求めることができる。

$$SV = \rho_b L^2 dY/dt|_{\max} \cdot T_s$$

2. 実験装置

図4は前述した「容積補償法」及び「胸部アドミタンス法」を用いて今回新たに開発した、血圧及び心拍出量が無侵襲・無拘束的に測定・記録する携帯型装置の概要を示したものである。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(図5参照)。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

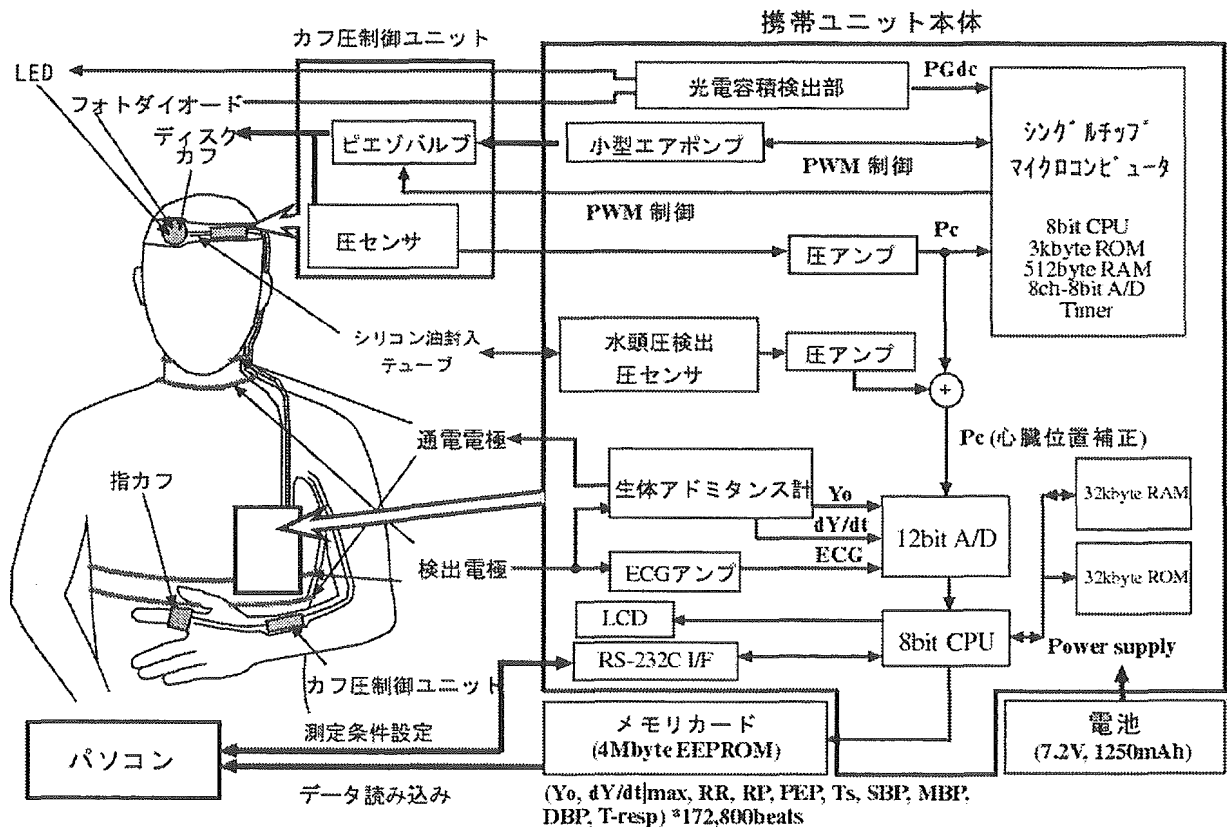


図4 瞬時血圧・心拍出量の無拘束同時計測・記録システムの構成ブロック概要図

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_0 、 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_0 , 呼吸間隔 $T-resp$, $dY/dt|_{max}$, 脈波伝播時間RP, 及び心室駆出時間 T_s 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 R_p , 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。

3. 実験方法

3-1. 日常行動時の自律神経系循環調節機構の解析

健康な男子大学生8名(21~24歳)に対し、日常生活において考えられる9種類の行動(仰臥位・座位・座位読書・立位・立位読書・歩行・階段昇降・エルゴメータ)を設定し、各行動中における一心拍毎BP, CO, およびRRを前記システムにより無拘束的に計測した。これらのデータから得られたSBP, R_p , RRの時系列データをもとに、圧受容器反射感度(BRS)の算出による圧受容器反射(BCR)評価、FFTを用いた周波数分析による高周波(HF)帯域(0.15~0.4Hz)及び低周波(LF)帯域(0.04~0.12Hz)におけるpower値の算出、およびBCRにおける伝達関数の導出を行い、自律神経活動の評価を試みた。

3-2. 姿勢変化に伴う循環系代償性反応の解析

健康成人10名(21~24歳)を対象とし、計測装置を装着した状態で3分以上の座位安静状態を保った後、ランプの指示に従って起立するよう教示した。ランプは16個を一行に配置し、一端のランプを赤色、それ以外は黄色とした。赤ランプは起立指示用、黄色ランプは赤ランプ点灯までの時間を予告するために用い、1秒毎に1つのランプを点灯した。予告期間の長短の影響もみするため、予告無し、3秒前予告、5秒前予告、10秒前予告の4課題について行った。

3-3. 高齢者を対象とした循環応答計測実験

対象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。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。

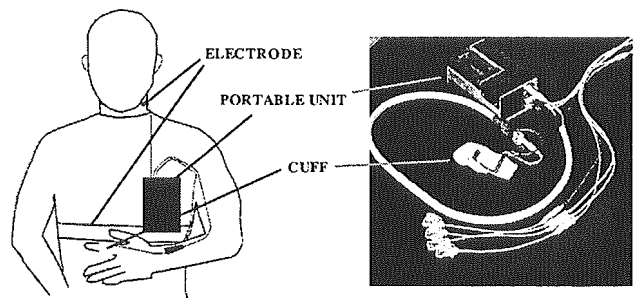


図5 無拘束循環動態モニタシステム概観

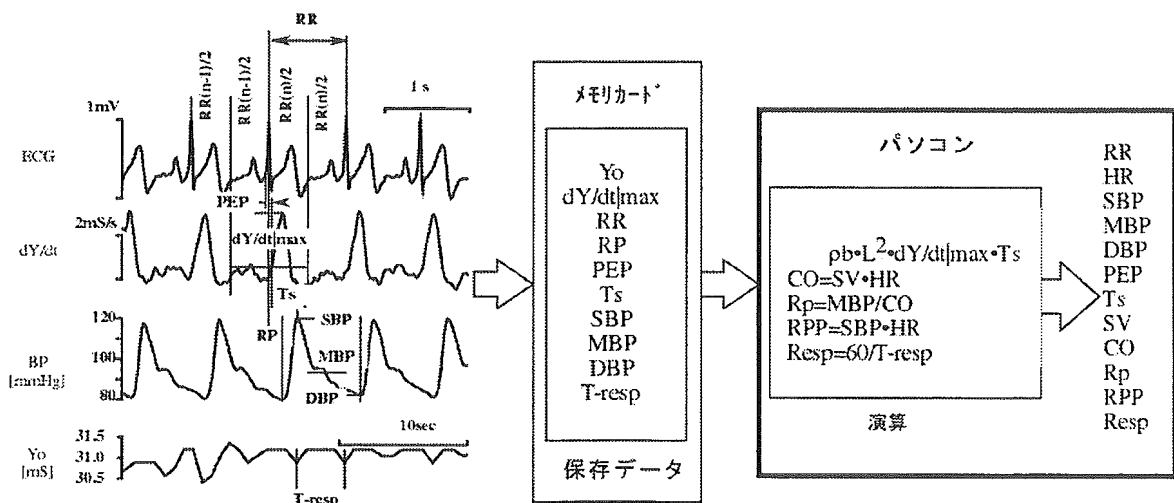


図6 計測波形例と測定項目

上記了承を得た上で各被験者に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。装置装着後、所定時間（2-3分間）安静座位を保った後、3-2と同様な方法で姿勢変化時の循環応答を計測した（図7参照）。なお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前方に設置した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。

3-4. 高齢者を対象とした姿勢同時計測実験

上記と同様の老健にデイケアで定期的に来所している男性1名、女性2名を対象として、無拘束姿勢計測装置⁴⁾を用いて姿勢と循環動態の同時計測実験を行った。まず最初に胸部アドミタンス計測用のテープ電極を所定位置に貼り、次いで姿勢計測用の傾斜角センサを装着した（図8参照）。姿勢の計測間隔は0.1秒、計測時間は4時間にそれぞれ設定し、午前11時前後に姿勢計測を開始した。次に血圧計測用の指カフを左薬指基始部に装着し、循環動態の計測を開始した。循環動態の計測時間は30~40分程度とし、この間、ビデオカメラによる行動計測も併せて行い、姿勢計測データの補完に利用した。計測期間中、被験者には日常生活と変わらないような状態で自由に行動するよう指示した。

C. 研究結果と考察

1. 日常行動時の自律神経系循環調節機構の解析

図9は本システムにより得られた様々な行動下における循環諸量の計測例で、上から順にRR, BP, CO,

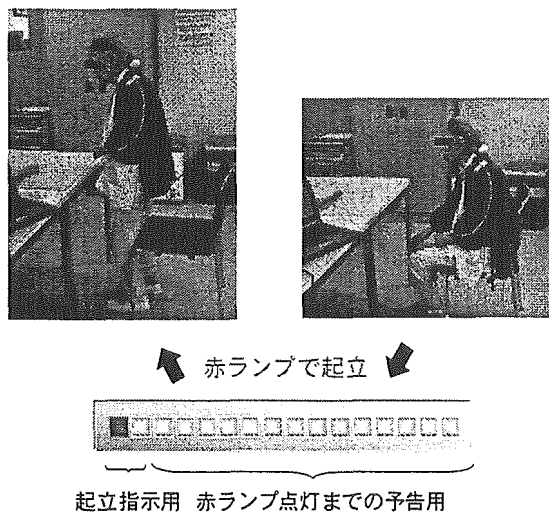


図7 姿勢変化に伴う循環応答計測実験

Rp, BRS, RRのHFパワー(HFp), 及びRpのLFパワー(LFp)で、最下段には各行動を示した。各行動時における循環諸量の変化が詳細に捉えられており、また負荷強度に応じて血圧や心拍出量が大きく変化していることがわかる。

図10は各行動時におけるBRS, RR間隔のHF・LFpower, RpのLFpowerを求め、まとめて示したものである。横軸には各行動を負荷の低いと思われる順に示した。BRSは負荷が高くなるにしたがって減少しており、負荷が加わることで迷走活動が抑制されるという従来の知見と一致する。また、迷走活動

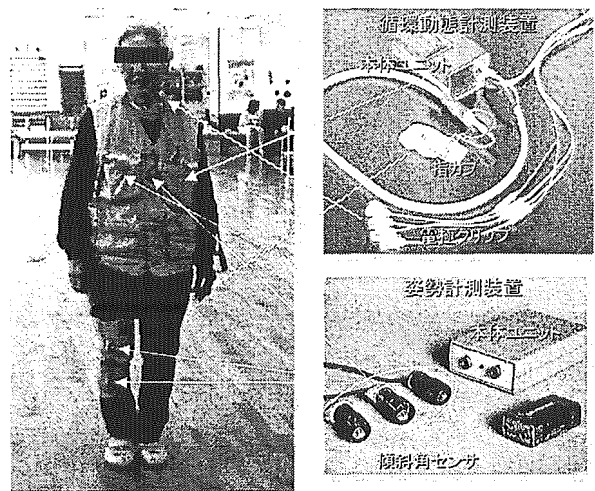


図8 姿勢との同時計測実験概観

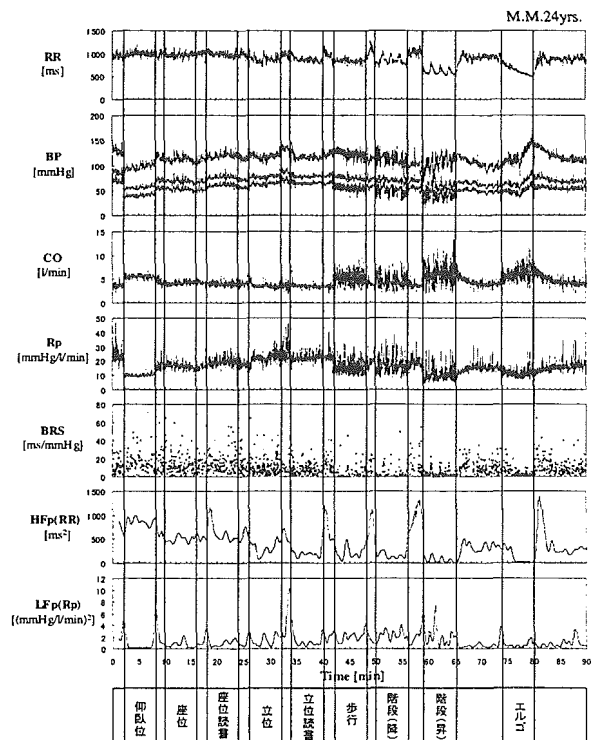


図9 様々な行動下における循環諸量の計測例

を反映するとされているRRのHFpowerもBRSと同様の傾向を示している。

一方、交感神経活動を反映していると推測されるRpのLFpowerは、負荷が高くなるにつれ増加する傾向を示したが、階段昇り、エルゴメータ負荷では減少している。なお、RRのLFpowerについては交感神経活動を反映しているという知見が存在するが今回の実験では負荷強度との明確な相関は見られなかった。

また、図11に各行動時のBCRにおける伝達関数およびコヒーレンスを求め、(1)入力をSBP、出力をRRとした時のHF帯域におけるGainのピーク値、(2)入力をSBP、出力をRpとした時のLF帯域におけるGainのピーク値、(3)上記(1)、(2)のそれぞれの帯域において算出されたGainのうちコヒーレンスが0.5以上であったものの含有率を示す。

(1)は負荷が高くなるにしたがって減少傾向を示し、迷走活動を反映していると考えられる。(2)は増加傾向を示すが負荷がある程度高くなると減少した。また、(3)のコヒーレンスが0.5以上であった割合をみると運動負荷が高くなるにつれ減少しており、特に階段昇り、エルゴメータにおいて減少度が激しい。これは、ある程度運動負荷が高くなるとBCRに比べ上位中枢神経による制御が優位となることを示唆しており、(2)が単調増加の傾向を示さないのはこの理由からと思われる。

2. 姿勢変化に伴う循環系代償性反応の解析

本実験で対象となる起立に伴う血圧低下による代償性反応をモデル図と実測例を用いて説明する(図

12)。起立動作に伴う循環諸量の変化は、起立動作により最高血圧(SBP)は低下(起立性低血圧)①し、このSBP低下に起因する圧受容器反射(BCR)により迷走神経活動が抑制、交感神経活動が亢進されたとと思われるRRの減少②とともに迷走神経と交感神経の応答速度の相違によるものと思われるRRの反応に遅れるRpの増加③が認められ、このRpの増加の結果と思われるSBPの上昇④、その圧変動によるBCR調節によるRRの増加⑤という一連の変化であ

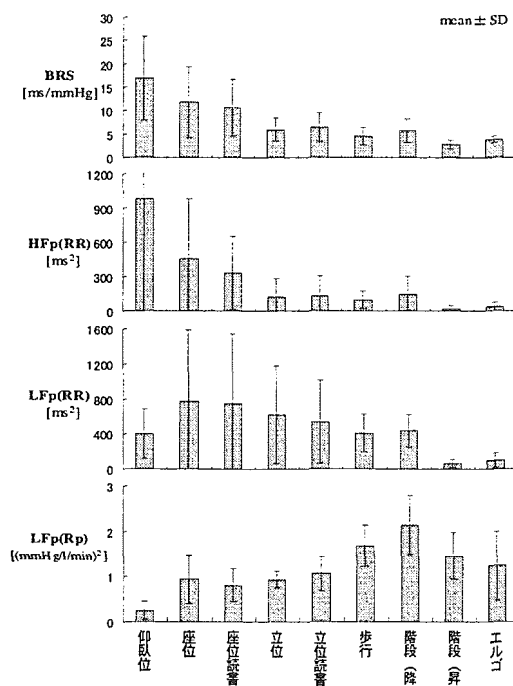


図10 各行動時における自律神経指標値

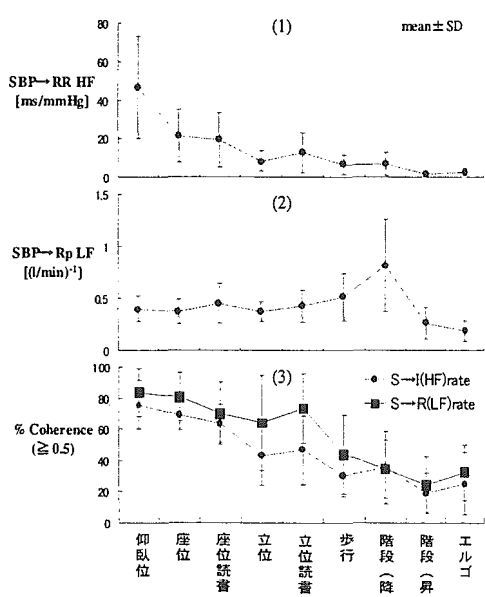


図11 各行動時における伝達関数のGainのピーク値とコヒーレンス

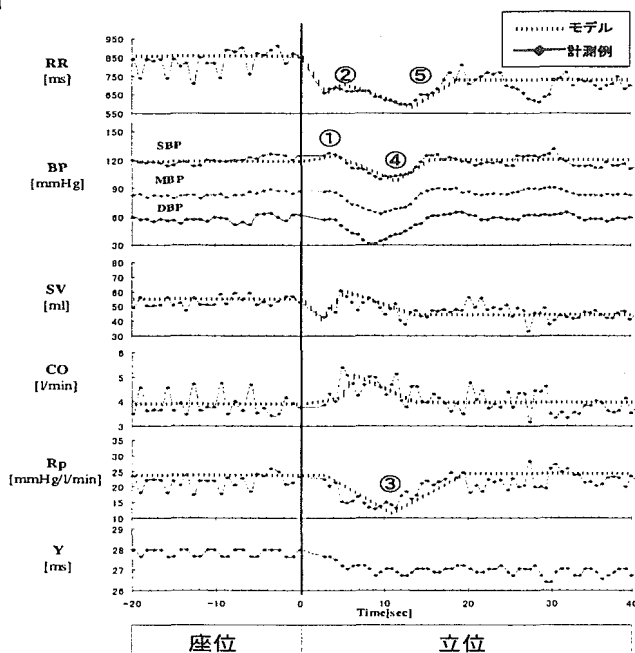


図12 起立に伴う血圧低下による代償性反応

る。

しかし日常行動下では、高位中枢神経系が関与し、姿勢変化に先行してあるいは同時に姿勢変化後おこりうるであろうBPの低下を防止する一種の「見込み制御」が交感神経系を介して働くと考えられる。そこで交感神経活動指標としてのRpの変化に着目し、測定データの解析を行った。

表1は交感神経活動と深く関連するBCRにおけるRpの遅延時間を算出しまとめたものである。なおここでの「遅延時間」とはSBPの低下開始からRpの増加開始までの時間である。予告の有無でRpの遅延時間に有意な差は見られなかったが、予告により個人間のばらつき(SD)が減少した。このことは、予告なしの突然の指示起立に対する循環応答は個人差が大きく、予告を伴う起立では「見込み制御」の働きにより個人差が減少することを示唆している。

次に起立後のRpの変化を観察したところ、図13に示すような3種のパターンにほぼ分類可能であることが明らかとなった。すなわち起立前は変化せず、起立直後に単調減少するもの(pattern I)、起立前は変化せず、起立後一定期間維持、その後減少するもの(pattern II)、及び予告期間中に徐々に増加、起立後一定期間維持、その後減少するもの(pattern III)の3種類である。

このパターンと予告時間との関係を表2に、SBPの減少率とともに示した。この結果より予告によりSBPの減少率が低下することがわかる。また、ほとんどの被験者において予告時にpattern IIまたはIIIの変化を呈し、その時のSBP減少率は他のpatternの時よりも有意に低い(P<0.01)。これは起立予告により前述の「見込み制御」が交感神経系を介して末梢血管系に働き、その結果、起立直後のRp減少を回避するとともにSBPの低下を軽減したものと考えられる。なお日常行動下におけるSBPの減少率は、予告ありの場合の値とほぼ一致していることから、自発起立に際しても同様な「準備行動」が循環系に働いていることが示唆される。

3. 高齢者を対象とした循環応答計測実験

図14は若年者(左)及び高齢者(右)を対象としたときの姿勢変化時の計測結果例で、この時の起立予告時間は10秒間である。各図の最上段よりBP, RR, SV, CO, Rpをトレンド表示したもので、最下段はBRSをプロットしたものである。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。

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。

次に立位後の変化については、若年者・高齢者共

表1 Rpの遅延時間(s)

	予告無し	3秒前予告	5秒前予告	10秒前予告	日常行動
被験者A	10.70	8.32	4.16	7.16	4.48
B	3.68	7.75	5.79	6.05	7.82
C	4.94	5.81	6.27	6.40	8.98
D	10.05	4.82	8.08	11.03	6.05
E	9.58	5.60	6.21	7.11	8.54
F	10.50	7.83	7.13	7.71	10.68
G	7.43	6.07	8.50	6.48	7.39
H	4.80	6.46	5.90	6.20	7.26
I	11.25	5.43	7.98	9.08	5.66
J	10.57	7.52	5.74	4.41	6.78
average	8.35	6.56	6.58	7.16	7.36
SD	2.73	1.14	1.27	1.72	1.69

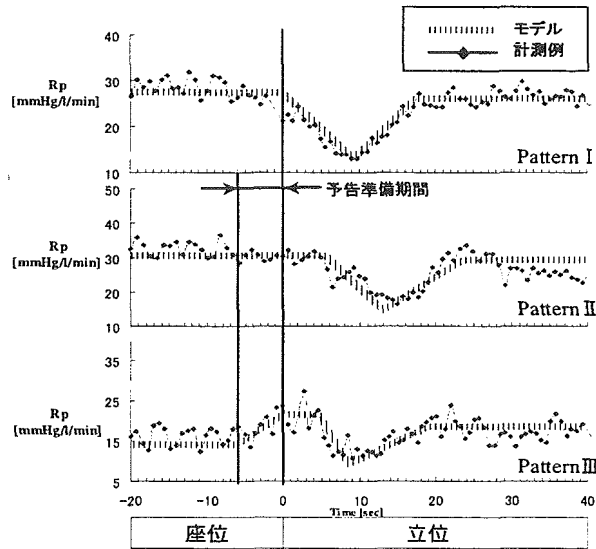


図13 末梢循環抵抗(Rp)の変化パターン

表2 SBPの減少率(%)とRpの変化パターン

	予告無し	3秒前予告	5秒前予告	10秒前予告	日常行動
被験者A	38.72 I	9.72 III	14.31 III	9.35 II	15.41
B	19.57 I	19.83 I	15.91 III	20.55 II	31.17
C	26.43 I	15.88 II	7.072 III	22.87 I	21.66
D	21.14 I	11.45 III	27.63 II	18.90 II	15.39
E	40.78 I	1.29 III	9.32 III	8.23 II	15.39
F	16.96 I	17.78 II	24.22 III	20.31 II	22.14
G	26.20 I	27.90 II	24.81 III	32.53 II	3.88
H	16.21 I	26.53 II	13.98 III	10.59 III	14.32
I	26.03 I	15.10 II	13.99 II	21.14 III	15.21
J	33.12 I	19.70 II	21.66 I	21.10 II	27.70
average	26.52	16.52	17.30	18.56	18.22
SD	8.19	7.47	6.57	6.99	7.34