

技術報告

高齢者における日常の活動性と循環機能との関係について
—無拘束計測装置2種を用いた定量評価の試み—EVALUATION OF RELATIONSHIP BETWEEN DAILY ACTIVITY AND
CARDIOVASCULAR PERFORMANCE IN THE ELDERLY
-PRELIMINARY STUDY USING AMBULATORY MONITORING DEVICES-

田中志信*1, 岸上博俊*2, 村田和香*3, 山越憲一*4

Shinobu TANAKA, Hirotoshi KISHIGAMI, Waka MURATA and Ken-ichi YAMAKOSHI

Abstract

In order to investigate the relationship between cardiovascular performance and daily activity in the elderly, preliminary experiments were carried out using two ambulatory monitoring systems developed by the authors' group. One system is capable of long-term monitoring of human posture in normal daily life, and the other is for non-invasively monitoring beat-by-beat cardiovascular parameters, including blood pressure (BP), heart rate (HR), cardiac output (CO), total peripheral resistance (Rp). Baroreceptor-cardiac reflex sensitivity (BRS) was also calculated as an index for evaluating autonomic regulatory function. The preliminary use of these systems has clearly demonstrated that simultaneous monitoring of beat-by-beat haemodynamic parameters together with data on posture could give valuable information concerning not only orthostatic hypotension, but also on circulatory response to daily physical load.

Keywords: Ambulatory Monitoring, Elderly, Activity, Cardiovascular Performance

無拘束計測, 高齢者, 活動性, 循環機能

1. はじめに

人口の高齢化が急速に進むわが国においては、豊かな高齢社会の実現が急務であり、高齢者の生活の質(QOL)を如何にして高い状態に維持するかが重要な課題となっている。QOLを捉える側面としては個人の身体機能的な側面以外にも、心理的・精神的側面や社会的側面など多岐にわたるが、中でも「自分自身で生活の選択・管理を行っていること」や「自分で意味があるとみなせる目標を持っていること」と言ったような「日常生活の自立」に関するものが最も重要な側面と言えよう。この様な「日常生活の自立」という観点からは、やはり運動器や呼吸・循環器などの身体機能の低下を如何にして防ぐか、あるいは如何にして維持・向上させるかが最優先課題と考えられる。

一般的に日課に活動性の高いものが多いほど身体機能も高いということは十分予想されることであり、例えば日頃から散歩をするなど歩行時間を多くとってれば心肺機能もある程度維持されると考えられる。従ってこのような「日常の活動性」と「身体機能」との関係を検討することは

高齢者のQOL維持、さらには「寝たきり予防」の観点からも極めて重要な課題であると考えられる。

そこで本研究では著者らが開発してきた2種類の無拘束計測システム、即ち(i)血圧、心拍出量などの循環諸量を一拍毎に自由行動下で長時間モニタする無拘束循環機能モニタシステム、及び(ii)ヒト姿勢状態を長時間計測・記録する無拘束姿勢計測システムの各システムが、高齢者の循環機能と日常の活動性との関連を定量評価するためのツールとして適用可能か否かを、次に示すような実験により検討した。(1)まずは循環モニタシステムのみを用いて姿勢変化(椅座位からの起立)時における循環応答を健常成人及び高齢者を対象として計測し、起立性低血圧や圧受容体反射感度等、自律神経系を含む循環機能の定量評価が可能か否かを検討するとともに、(2)2種のシステムを用いて高齢者3名を対象として姿勢及び循環動態の無拘束同時計測を行い、活動性の定量評価が可能か否か、さらに活動性と循環機能との関連性が評価可能か否かについて基礎的検討を行った。

*1 金沢大学自然計測応用研究センター 助教授・工学博士

*2 吉田学園リハビリテーション専門学校 教員・学士(作業療法)

*3 北海道大学医学部保健学科 教授・博士(保健学)

*4 金沢大学大学院自然科学研究科 教授・医学博士/工学博士

Associate Professor, Institute of Nature and Environmental Technology, Kanazawa University, Ph.D.
Instructor, Rehabilitation Technical College, Yoshida-gakuenn, B.OT.
Professor, Department of Occupational Therapy, Hokkaido University School of Health Sciences, Ph.D.
Professor, Graduate School of Natural Science and Technology, Kanazawa University, M.D. & Ph. D.

2. 対象と方法

2.1 実験装置

1) 無拘束循環動態モニタ装置

図1は一拍毎の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¹⁾の概要を示したものである。瞬時血圧及び心拍出量の計測原理は、それぞれ容積補償法²⁾ならびに電氣的胸部アドミタンス法³⁾である。各計測法の測定精度については、前者は健常成人、高血圧患者、ICU患者等を対象とした直接法との同時計測実験により検証済みである⁴⁻⁶⁾。また後者については健常成人を対象として座位、仰臥位、立位、歩行など様々な姿勢において心拍出量計測を行い、胸部インピーダンス法⁷⁾の測定結果と極めて良く一致することを確認している¹⁾。なおインピーダンス法と同様、一回拍出量の絶対値計測の精度については問題を残しているものの、同一個体内における相対的変化の追求には有効とされている⁸⁾。

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。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帯する。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2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Y0、dY/dt波形の測定から、信号処理を経て最高・平均・最低血圧:SBP・MBP・DBP、心電図RR間隔:RR、前駆出期:PEP、Y₀、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리카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리카ードへの書き込み等、すべてが自動的に実行される。なお上記各項目のうち血圧及び一回拍出量・心拍出量の測定精度については既に述べたが、脈拍数や心室駆出時間、前駆出期の測定値についてもインピーダンス法と良く一致することを確認している¹⁾。

2) 無拘束姿勢計測装置

図3は被験者の姿勢状態を無拘束的に長時間計測・記録する装置⁹⁾の概要を示したもので、計測原理は体幹、大腿、下腿の各部の重力方向に対する角度がわかれば、日常生活で取りうる姿勢のほとんどが分類可能であるという極めてシンプルなものである。これを実現するために同図上部に示すような超小型磁気式角度センサを被験者の体幹、大腿、下腿に取り付け、重力方向に対する各部の角度から矢状面における姿勢状態を無拘束的に長時間(最長24時間)計

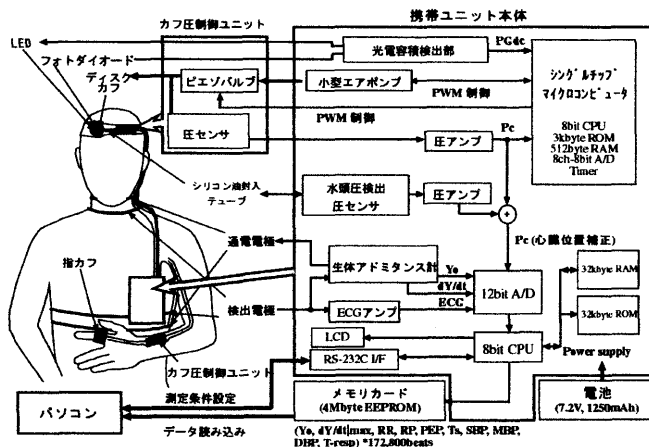


図1 瞬時血圧・心拍出量の無拘束同時計測・記録システムの構成ブロック概要図

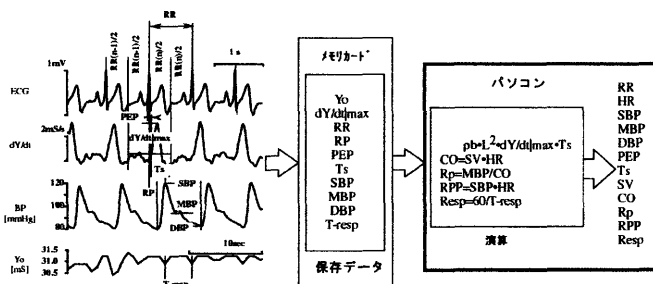


図2 計測波形例と測定項目

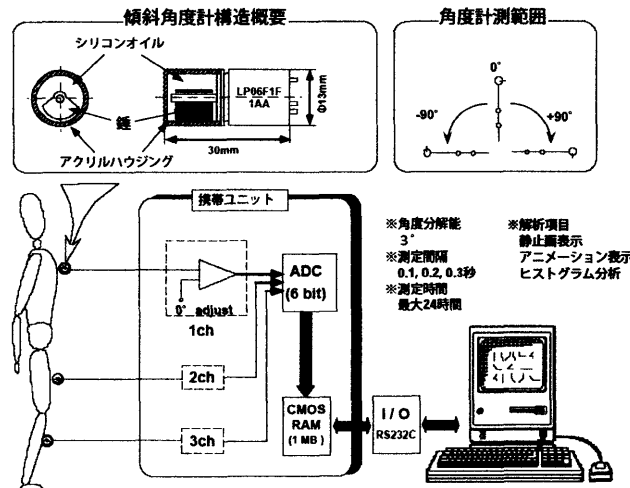


図3 無拘束姿勢計測装置のシステム概要図

測・記録する。角度分解能は約 3° ，測定間隔は0.1, 0.2, 0.5秒の3種から選択可能である。携帯ユニット寸法は $25 \times 60 \times 95\text{mm}$ ，重量は130gと小型軽量で被験者の負担は極めて少ない。得られたデータはマイクロコンピュータによりヒト姿勢状態としてグラフィック表示（静止画及び動画表示）されると共に，最大50種までの任意の姿勢状態の出現頻度や総積算時間などのデータが演算処理され，ヒストグラム表示される。なお本装置の詳細については参考文献9)を，また高齢者を対象とした行動様式評価などの応用例については参考文献10)，11)を参照されたい。

2.2 実験方法

1) 姿勢変化に対する循環応答計測実験

対象者は日常生活動作(ADL)維持のためのリハビリテーションを目的に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屋内での活動には支障がない。また認知症(痴呆)と診断されているものはなく，日常生活上は自らの意思決定の可能な方々である。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，起立するよう口頭で指示し姿勢変化時の循環応答を計測した(図4参照)。なおその際，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えると共に，血圧測定側と反対側の手を使うよう指示した。また対照として健康成人男性10名(21~24歳)に対して同様の計測を行った。なお起立の試行回数は高齢者・健康成人ともに一人当たり4回とした。

2) 姿勢・循環動態同時計測実験

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(84歳)，女性2名(88歳，83歳)を対象として，無拘束姿勢計測装置及び循環動態計測装置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5参照)。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。

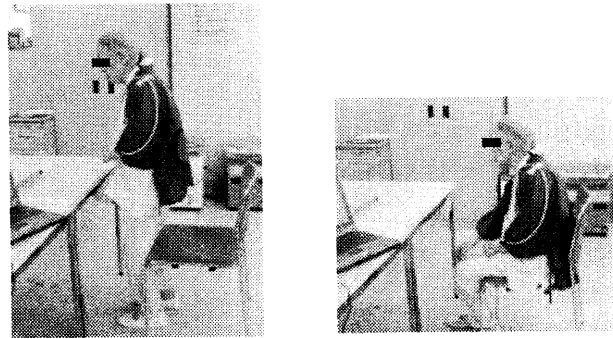


図4 姿勢変化に伴う循環応答計測実験



図5 姿勢との同時計測実験概観

3. 実験結果

3.1 姿勢変化に対する循環応答計測実験

図6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，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Bertinierらの方法¹²⁾によって求めた圧受容体反射感度(Baroreceptor reflex sensitivity):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・高齢者共に立位

直後の10秒程度の間に最高で30mmHg程度血圧が低下し、続く10秒程度の間には若年者の場合は心拍出量(CO)が増加し、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、また図の例では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。また若年者に比べて起立後の心拍出量の増加は少なく、このことが血圧回復遅延の一因となっていることがわかる。このような起立後の心拍出量の増加不足傾向はほぼすべての高齢被験者で観察され、被験者によっては逆に心拍出量が低下する例も見られた。

図7は若年者3名(上段; A, B, C)及び高齢者3名(下段; D, E, F)における血圧、心電図RR間隔及びBRSの変化を示したもので、各図の最上段が血圧(BP)、中段が心電図RR間隔(RR)、下段がBRSである。前述したように若年者の場合は立位前には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、被験者E, Fは血圧上昇幅が大きい。これに対して被験者Dは起立に際して机につかまるなどの補助動作を要せず、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。

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時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

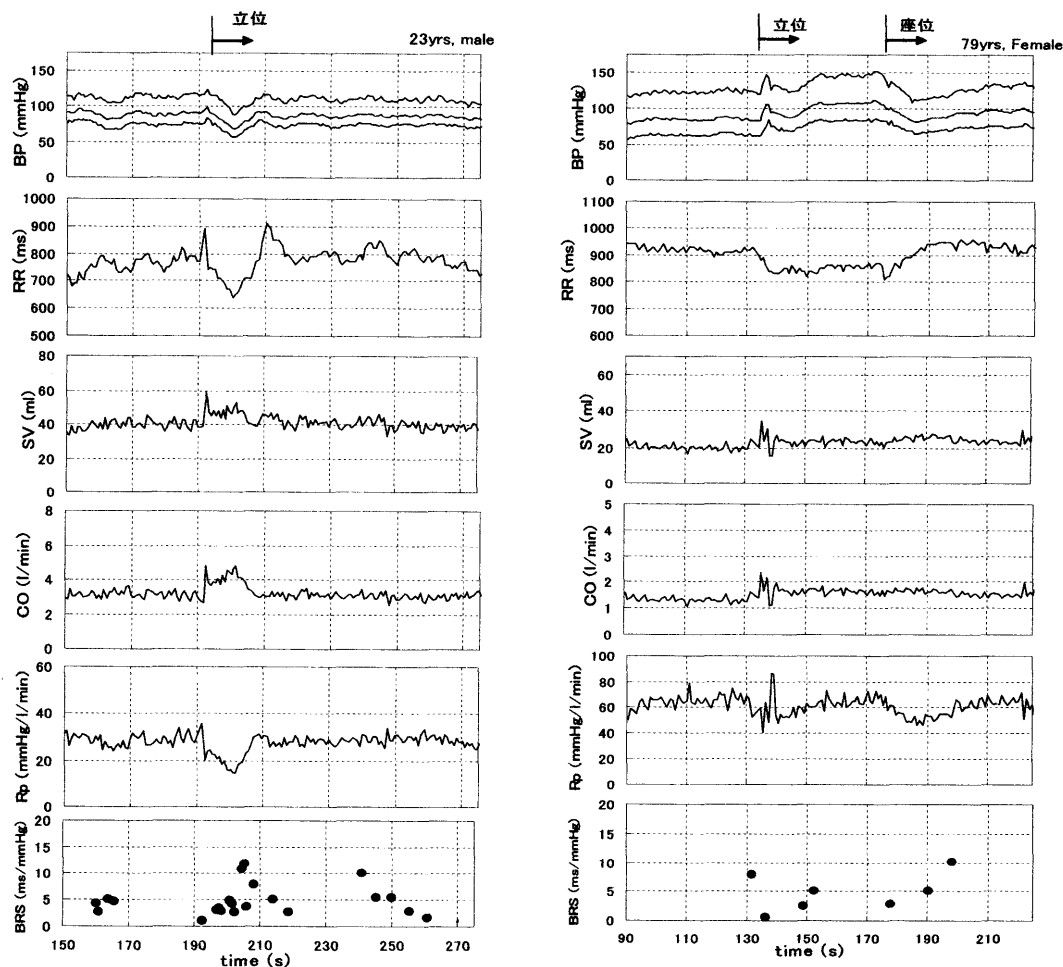


図6 起立に伴う循環応答の計測例(左:若年者、右:高齢者)

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。

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8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なように、高齢者の場合BRSの絶対値・出現頻度共にその平均値は若年者に比べて低下しており(頻度については危険率1%以下で有意差有り)、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。

3.2 姿勢・循環動態同時計測実験

1) 姿勢計測結果

表1は各被験者の姿勢計測の分析結果で、姿勢計測期間(4時間)における姿勢変化の回数、主な姿勢(立位・座位・仰臥位)の総計、及び各姿勢の継続時間を示している。なお姿勢変化の回数欄で、例えば被験者Gの場合「座位⇄立位」の姿勢変化が「28×2」としてあるのは、「座位⇒立位」の姿勢変化と「立位⇒座位」の姿勢変化が「それぞれ28回」あったということの意味する。また立位に関しては「静止」している場合と「歩行」している場合が含まれているが、今回の計測例では立位のうちの90%以上が歩行であったこと

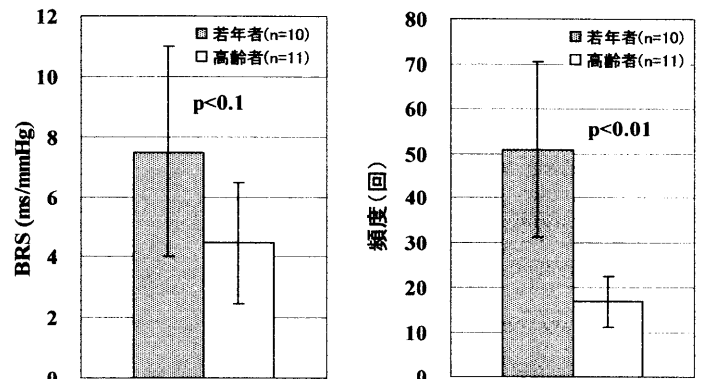


図8 若年者と高齢者における圧受容体反射感度(BRS)及びその頻度の比較

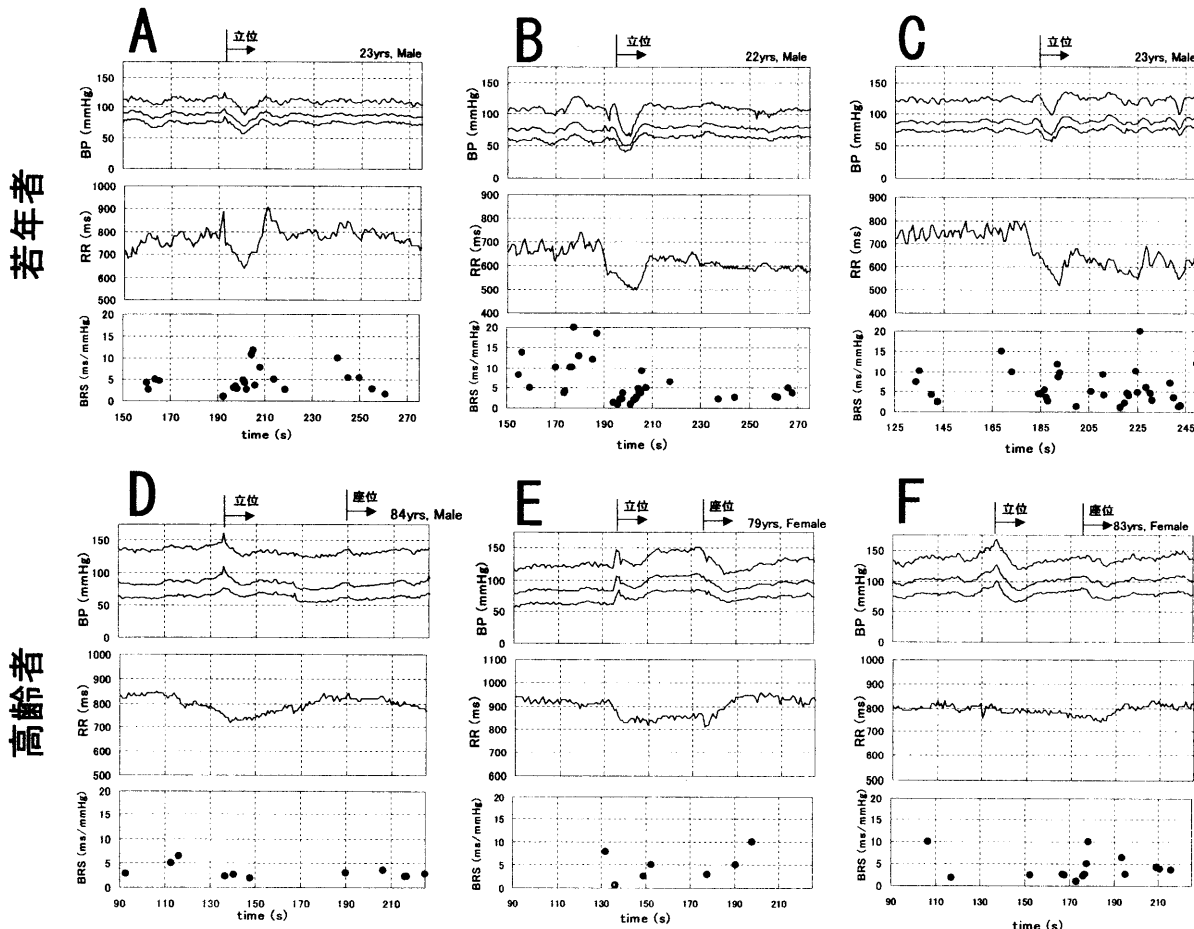


図7 起立に伴う血圧・心電図RR間隔・BRSの応答(上段:若年者,下段:高齢者)

を付記しておく。一方、図9は各姿勢のヒストグラム分析結果で、被験者の姿勢変化の頻度が容易に判別できるよう「継続時間」毎に区切って（細分ヒスト）表示してある。

これらの結果より、各被験者ともに4時間のうちの7割以上を座位の状態でも経過していること、また立位の時間は30分～1時間弱と短いことがわかる。被験者Cでは30分ほど仰臥位の状態が続いているが、これは昼食後の午睡によるものであった。

一方、姿勢変化の回数や座位の継続時間、並びに座位の細分ヒストに着目すると、被験者Gが他の被験者に比べて「座位⇄立位」の姿勢変化の回数が多い（2倍以上）うえに、座位の平均継続時間が6分台と短い。他の2被験者では長い時で1時間以上継続して座位姿勢を取っていることもあり、これに比べると被験者Gの活動性が如何に高いかがよくわかる。

2) 循環動態計測結果

図10aは実験結果の一例として被験者Iにおける各種循環パラメータの計測結果をトレンド表示したもので、上から順に血圧(BP)、心拍数(HR)、心拍出量(CO)、末梢循環抵抗(Rp)、BRSである。なお図上部には姿勢計測装置から得た被験者の姿勢状態も併せて示した。ただし階段の上り下りの識別はビデオ記録画像に依った。

姿勢計測の結果から、約40分弱の循環動態計測期間中、この被験者は座位の状態でも半分以上の時間を過ごし、これ以外に5分～10分程度の階段昇降を含む歩行を2回行っており、このような姿勢状態の変化に対する循環諸量の変化が良好に捉えられている。例えば歩行や階段昇降という運動負荷に対する血圧（特に最高血圧）・心拍数・心拍出量の上昇、末梢循環抵抗の減少が明確に見て取れる上、座位休息中の血圧にはメイヤー波と思われる10～20秒周期の周期的変動が多数観察される。

一方、図10b及び10cは図10a中の2箇所、すなわち計測開始直後の座位から立位への姿勢変化時、並びに計測後半の階段昇降時のデータを時間的に拡大して示したものである。図10bの起立時の血圧変化に着目すると、前述の結果と同様に高齢者特有の一過性の上昇が認められ、これに引き続いて10秒間程度の持続的低下、さらに心拍数増加による血圧回復という一連の代償性反応が観察される。

また階段昇降という運動負荷による血圧上昇は特に最高血圧において顕著で、図10cに明らかなように、運動の休止と共に最高血圧は極めて短時間のうちに低下する。立位静止時には脈圧は座位安静時にほぼ等しくなるが、心拍数は上昇したままで、運動再開と共に脈圧は再度急上昇する。なおこの図では一回拍出量のデータは省略してあるが、その変化の様子は心拍出量のそれと極めてよく一致しており、この様な脈圧変化は一回拍出量の変化に起因しているものと考えられる。なお階段下りの最中に一過性の脈圧減少が

観られるが、これは平地である「踊り場」を歩行中のもので、このような短時間内にも循環系は速やかに反応しており、その応答が本システムにより良好に捉えられていることがわかる。

表2は圧受容体反射に関するデータを各被験者毎にまとめて示したもので、前述の起立負荷試験時の結果と自由行動下の結果を併せて示してある。起立負荷試験時の計測時間はトータルで8分前後と短く、この間に座位⇄立位の姿勢変化を4回行っている。一方、自由行動下の計測では40分弱の循環計測期間中における座位⇄立位の姿勢変化は、被験者G、H、Iにおいてそれぞれ2回、3回、2回であった。このような実験条件の違いにもかかわらず、圧受容体反射感度(BRS)やその頻度には大きな違いは認められず、短時間の起立負荷試験時の結果が、自由行動時のそれを比較的良く反映していることがわかる。

図11は被験者G及びHにおける座位から平地歩行への移行時における循環応答を示したもので、一回拍出量(SV)の変化も併せて示した。なおSV、CO、Rpの各値については

表1 高齢被験者3名における姿勢計測結果

		被験者G	被験者H	被験者I	
姿勢変化回数(回)	座位⇄立位	28×2	13×2	11×2	
	座位⇄仰臥位	0	0	1×2	
立位(歩行)	総計	0:54:43	0:46:35	0:29:03	
	継続時間	平均値	0:02:02	0:03:53	0:02:38
		標準偏差	0:02:47	0:03:31	0:02:54
座位	総計	2:54:42	3:11:33	2:52:45	
	継続時間	平均値	0:06:28	0:14:44	0:15:42
		標準偏差	0:07:26	0:22:58	0:24:01
仰臥位	総計	0:00:00	0:00:00	0:36:10	
	継続時間	平均値			0:36:10
		標準偏差			

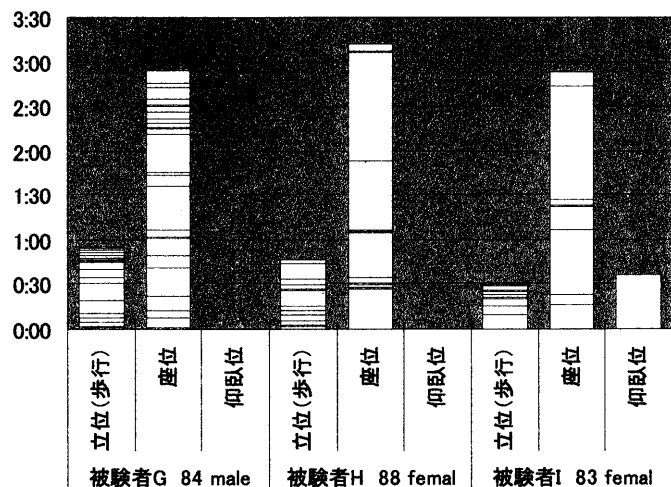


図9 姿勢状態のヒストグラム解析結果（細分ヒストグラム表示）

田中 志信 他：高齢者における日常の活動性と循環機能との関係について—無拘束計測装置2種を用いた定量評価の試み—

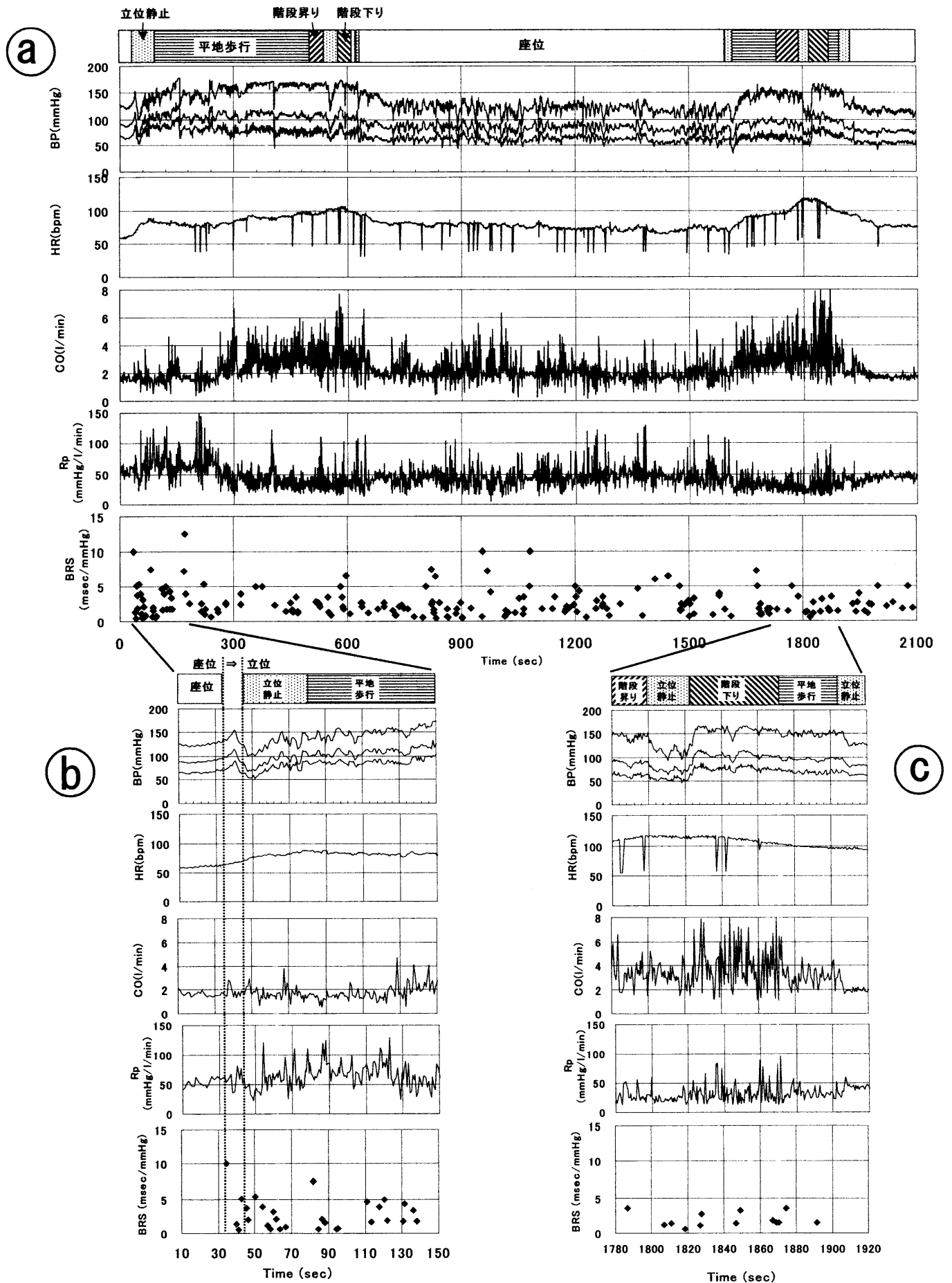


図10 高齢被験者Iにおける循環諸量の自由行動下計測例(a)及び姿勢変化時の反応を時間軸を拡大して示したもの(b, c)

歩行時の変動が多いため5拍の移動平均値として示してある。この図より、座位という休息状態から平地歩行という負荷が加わることによって、被験者Gの場合は心拍数はあまり変わらず一回拍出量が顕著に増加していること、そしてこれとは逆に被験者Iの場合は一回拍出量があまり変わらずに心拍数が顕著に増加していることがわかる。

4. 考察

4.1 姿勢変化に対する循環応答計測

座位から立位への姿勢移行時における血圧及び瞬時心拍の応答に関して、高齢者では立位に至るまで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と考えられる。今回の実験では男女比に偏りがあり被験者数も少ないため追加実験を要するが、同様の現象をImholzら¹³⁾も報告しており、高齢者の能動的起立に際して立位直前に認められる血圧の一過性上昇は、起立動作自体が身体的・生理的負荷になっているためと推測している。なお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と考えられる(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8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¹⁴⁾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、この様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、日常生活下でこの様なチルティング類似の負荷が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¹⁴⁾、一方、今回の実験のように日常の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。

4.2 姿勢・循環動態同時計測

上述した座位から立位への姿勢変化に伴う高齢者特有の循環応答は、図10bに示すとおり通常の行動時にも明確に現れており、一過性の上昇に引き続いて起こる血圧低下が良く捉えられている。なお血圧以外の循環パラメータの変化に着目すると、心拍出量の増加は瞬時的には認められるものの若年者ほど顕著ではなく、またSprangersら¹⁵⁾の報告によれば起立性の血圧低下の主要因とされている「末梢血管抵抗の減少」も軽微なものとなっている。さらに血圧回復のために一度上昇した心拍数は、その後も立位維持が負荷となるためか座位休息時のレベルに戻ることはなく、歩行の開始により高値が持続される。

表2のBRS感度に着目すると、各被験者共に起立負荷試験時と自由行動下の値に大きな差は見られず、3~4msec/mmHg程度の値が得られている。加齢と共にBRSが減少することは良く知られており¹⁶⁾、あるデータ¹⁷⁾によれば男性健常群では20代で13msec/mmHg程度であったものが70代では7msec/mmHg程度に、高血圧群の場合には同9msec/mmHgから4msec/mmHgに減少するという。このデータには80歳以上の

表2 起立負荷時及び自由行動下における圧受容体反射感度と発生頻度

		被験者G	被験者H	被験者I	
起立負荷試験時	計測時間 (min)	8.5	7.9	8.3	
	圧受容体反射	感度 [mean±s.d.] (msec/mmHg)	4.1±2.2	2.7±1.3	3.9±2.0
		出現回数(回)	48	28	34
		頻度(回/min)	5.7	3.5	4.1
自由行動下	計測時間 (min)	30.0	48.8	35.0	
	圧受容体反射	感度 [mean±s.d.] (msec/mmHg)	3.4±2.6	3.8±7.7	2.9±3.1
		出現回数(回)	153	132	206
		頻度(回/min)	5.1	2.7	5.9

例は載っておらず単純なデータ比較はできないが、BRSと年齢との回帰直線から類推すると、85歳の健常者のBRSは4.9msec/mmHg、同高血圧症の場合2.3msec/mmHgと算出され、今回得られた結果もほぼ妥当なものと考えられる。なお姿勢計測の結果からは、被験者Gの活動性が他の2被験者に比べて大きいことが明らかとなっているが、この活動性の違いが圧受容体反射に及ぼす影響という知見は今回のデータからは特に得られなかった。

しかし「循環系の予備力」という観点から図11を見ると、活動性の違いに起因すると思われる循環パラメータの変化が見て取れる。一般に運動負荷に対する循環系の反応として心拍出量の増加がよく知られているが、その増加を心拍数の増加で担うか、あるいは一回拍出量の増加で対処できるかといった問題は、即、心機能（正確には心予備力）の優劣に結びつく重要なポイントとなる。今回の例では歩行速度を計測していないために各被験者における負荷が必ずしも同一とは言えないが、被験者Iの場合は、歩行という筋活動に伴う心拍出量増加の要求に対して、一回拍出量を増加させることができず、心拍数の増加のみで対処せざるを得ない状況となっていることがわかる。一方、姿勢計

測の結果からは最も活動性が高いとされた被験者Gの場合、この心拍出量増加の要求を若年者の応答さながら一回拍出量の増加で対応している。このことは被験者Gの心筋が運動負荷に対して収縮力を増し、一回拍出量を増加させる予備力を持ち合わせていることを明確に示すものであり、日常の活動性と循環機能との相関を示す興味深い知見といえよう。

5. まとめ

本研究では高齢者の循環機能を日常生活下の状態で計測・評価することを目的として、著者らが開発した「無拘束循環動態モニタ装置」及び「無拘束姿勢計測装置」を用いて様々な行動下及び姿勢変化時における循環諸量を1心拍毎に計測し、血圧、心拍間隔等の時系列データの解析を行った。

その結果、高齢者の圧受容体反射感度及び出現頻度が若年者に比べ低下していること、並びに起立後の心拍出量増加が若年者に比べ少ないことから、重篤な起立性低血圧回避のためには心予備力の維持・増強が必要不可欠であることが明らかとなった。

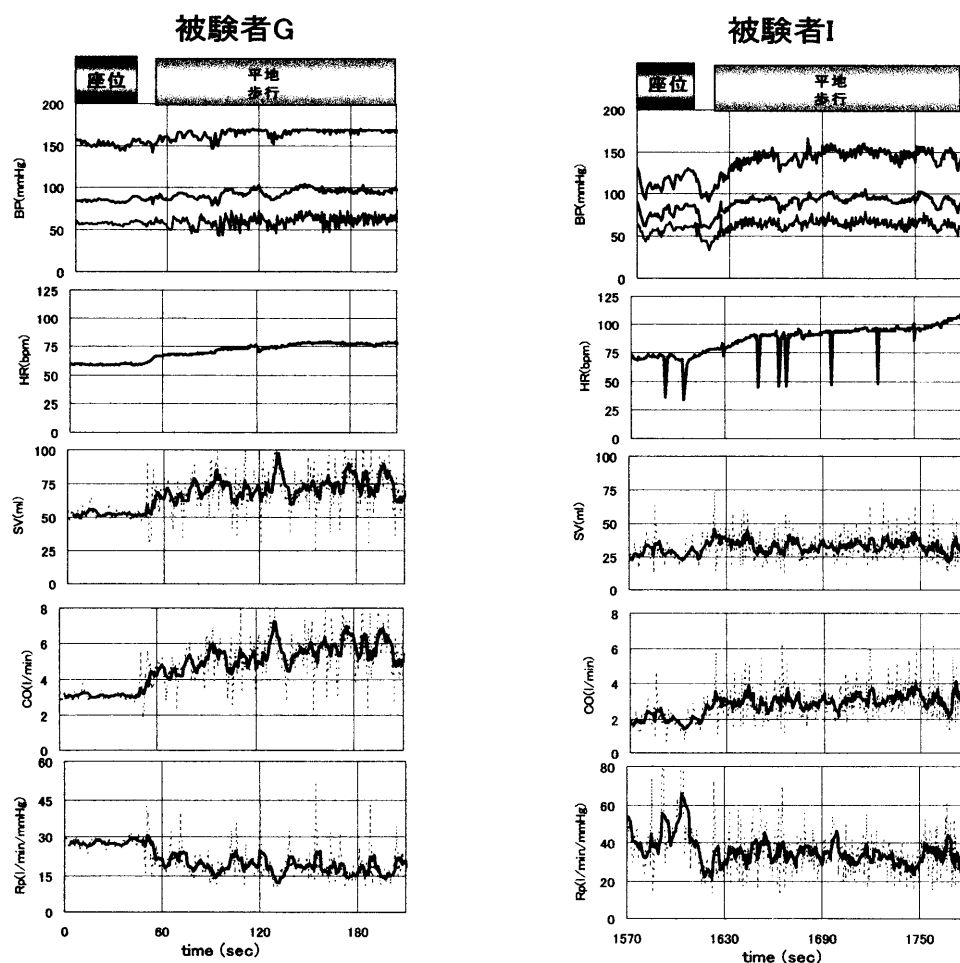


図11 高齢者における歩行負荷時の循環応答記録例

さらに高齢者の活動性指標として日常生活下における「姿勢状態」を並行して計測し、日常の活動性と循環機能との関係について検討した。その結果、常日頃より運動を心がけている被験者は、老健内デイケアの自由行動時においても姿勢変化の頻度が多く、また歩行を含めた立位の時間が長いなど、他の被験者に比べて活動性の高さが見受けられた。また当該被験者の歩行負荷に対する循環応答は、心拍出量の増加を一回拍出量の増加で補い、心拍数の増加は少ないというもので、心予備力の高さが示唆され、今回試用した無拘束計測装置2種が高齢者の活動性と循環機能との関連を定量評価するためのデバイスとして有用であることが確認された。

なお図5を見てもわかるとおり、現状のシステム2種を装着・携行することは被験者の負担になることは否めず、今後、これらを一つの装置として統合することや姿勢計測用センサのワイヤレス化など改良化研究を進めていく予定である。そして計測時の負担感が少ないシステムとしたうえで被験者数を増やし、高齢者における日常の活動性と循環機能との関係を検討していきたいと考えている。

《謝辞》

本研究の実施に際しては札幌市内在住の高齢者の方々にご協力いただいた。また本研究の一部は平成11～13年度厚生科学研究費補助金長寿科学総合研究事業、平成14～16年度文部科学省科学研究費補助金（基盤研究A2：課題番号14208105）並びに平成17年度同補助金（基盤研究B2：課題番号17300149）により行われたものであり、ここに記して感謝の意を表する。

《参考文献》

- 1) M. Nakagawara and K. Yamakoshi: A portable instrument for non-invasive monitoring of beat-by-beat cardiovascular haemodynamic parameters based on the volume-compensation and electrical-admittance method, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 38(1), 17-25, 2000
- 2) K. Yamakoshi, A. Kamiya, H. Shimazu, H. Ito and T. Togawa: Noninvasive automatic monitoring of instantaneous arterial blood pressure using the vascular unloading technique, *ibid.*, 21(5), 557-565, 1983
- 3) H. Ito, K. Yamakoshi and T. Togawa: Transthoracic admittance plethysmograph for measuring cardiac output, *J. Appl. Physiol.*, 40(3), 451-454, 1976
- 4) K. Yamakoshi, H. Shimazu and T. Togawa: Indirect measurement of instantaneous arterial blood pressure in the human finger by the vascular unloading technique, *IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-27*(3), 150-155, 1980
- 5) A. Kawarada, H. Shimazu, H. Ito and K. Yamakoshi: Ambulatory

- monitoring of indirect beat-to-beat arterial pressure in human fingers by a volume-compensation method, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 29, 55-62, 1991
- 6) S. Tanaka and K. Yamakoshi: Ambulatory instrument for monitoring indirect beat-to-beat blood pressure in superficial temporal artery using volume-compensation method, *ibid.*, 34, 441-447, 1996
- 7) W.G. Kubicek, R.P. Paterson and D.A. Witsoe: Impedance cardiography as a noninvasive method of monitoring cardiac function and other parameters of the cardiovascular system, *Annals of New York Academy of Science*, 170, 724-732, 1970
- 8) K. Yamakoshi and M. Nakagawara, Voltage clamp method for the use of electrical admittance plethysmography in human body segments, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 33, 740-743, 1995
- 9) S. Tanaka, K. Yamakoshi and P. Rolfe: New portable instrument for long-term ambulatory monitoring of posture change using miniature electro-magnetic inclinometers, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 32, 357-360, 1994
- 10) 村田和香, 田中志信: 高齢障害者の活動性と役割意識との関係について—無拘束姿勢計測装置による解析結果をもとに—, *高齢者問題研究*, 14, 11-18, 1998
- 11) 田中志信, 村田和香, 和田龍彦, 山越憲一: ヒト姿勢状態の無拘束計測と行動様式評価への応用, *運動・物理療法*, 12(4), 284-293, 2001
- 12) G. Bertinieri, M. Di Rienzo, *et al*: Evaluation of baroreceptor reflex by blood pressure monitoring in unanesthetized cats, *Am. J. Physiol.*, 254(2), H377-H383, 1988
- 13) B.P.M. Imholz, J.H.A. Dambrink, *et al*: Orthostatic circulatory control in the elderly evaluated by non-invasive continuous blood pressure measurement, *Clinical Science*, 79, 73-79, 1990
- 14) 日本自律神経学会編: 自律神経機能検査 第3版, 「head-up tilt 試験」, 92-98, 文光堂, 2000
- 15) R.L.H. Sprangers, K.H. Wesseling, *et al*: Initial blood pressure fall on stand up and exercise explained by changes in total peripheral resistance, *J. Appl. Physiol.*, 70(2), 523-530, 1991
- 16) 例えば, 日野泰夫, 他11名: 若年および中年高血圧症における運動および薬物負荷に対する反応性と調圧反射の感受性について, *自律神経*, 17(2), 49-55, 1980
- 17) 日本自律神経学会編: 自律神経機能検査 第3版, 「圧受容器感受性検査」, 165-171, 文光堂, 2000

《連絡先》

田中志信

〒920-1192 金沢市角間町

金沢大学 工学部 人間・機械工学科

☎ 076-234-4736

E-mail shinobu@t.kanazawa-u.ac.jp

(2005年6月14日受付, 2005年11月15日採択決定, 討論受付期限2006年11月末日)