

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。この様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15は若年者3名(上段; A, B, C)及び高齢者3名(下段; C, D, E)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

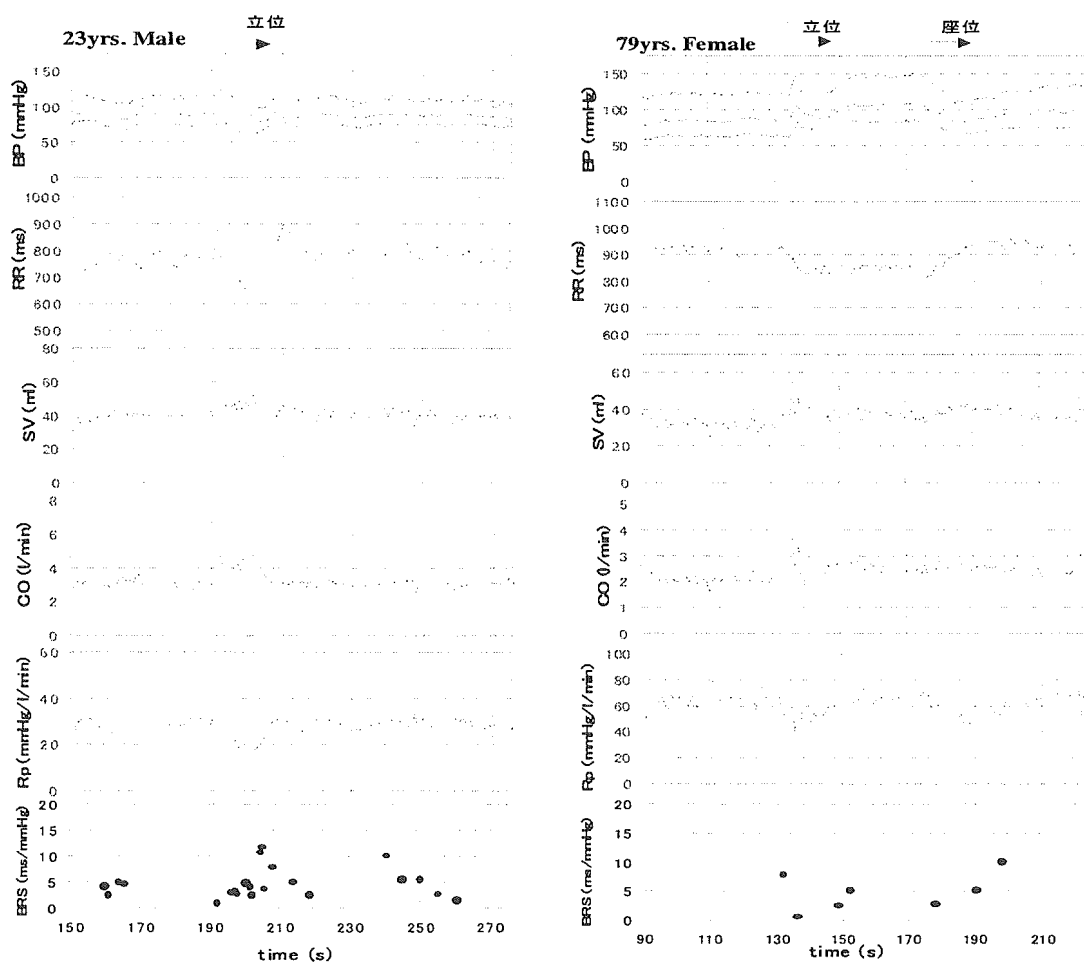


図14 起立に伴う循環応答の計測例(左:若年者、右:高齢者)

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、立位維持期間中には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16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。

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

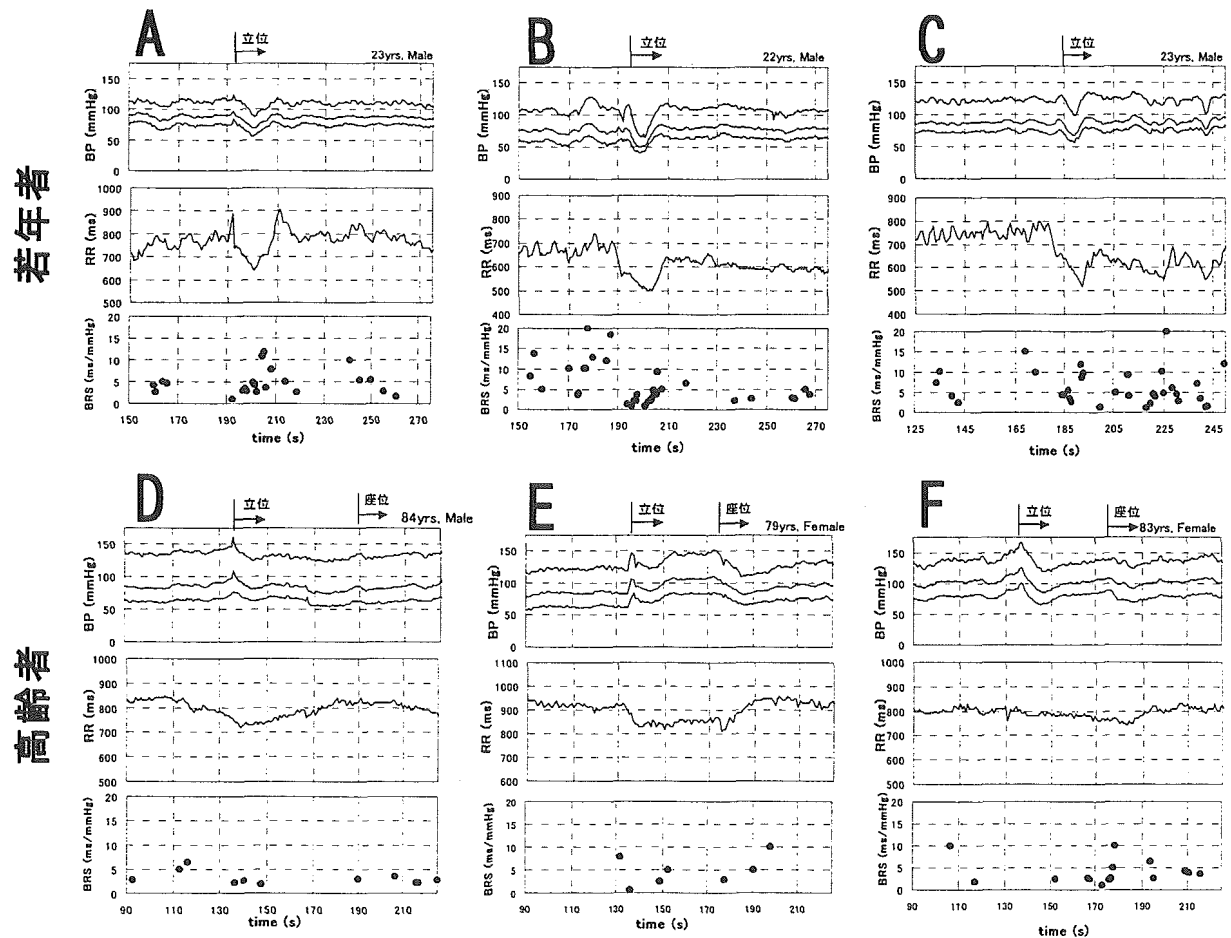


図15 起立に伴う血圧・心電図RR間隔・BRSの応答(上段:若年者,下段:高齢者)

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16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

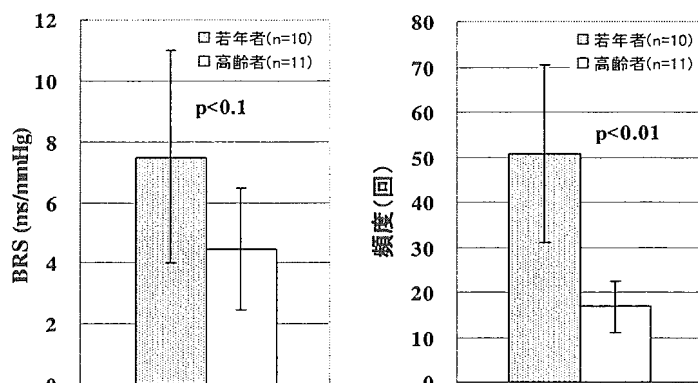


図16 若年者と高齢者における圧受容体反射感度(BRS)及びその頻度の比較

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. 高齢者を対象とした姿勢同時計測実験 4-1. 姿勢計測結果

表3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」あったということを意味する。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を付記しておく。一方、図17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過ごしていること、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。

4-2. 循環動態計測結果

図18a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18b及び18cは図18a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18b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。高齢者の能動的起立に際して、立位直前に血圧の一過性上昇が認められることはImholzら⁹⁾も報告しており、その原因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。

一方、一過性の上昇に引き続いて起こる血圧低下時の他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⁹⁾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。

前述したように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18c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4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

表3 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	/	/	/

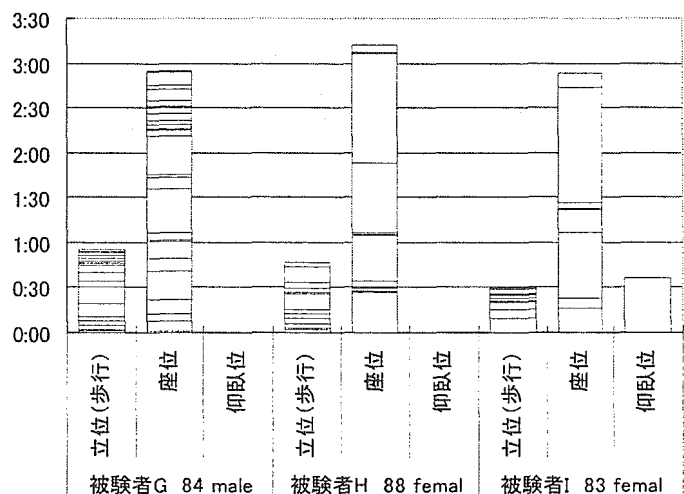


図17 姿勢状態のヒストグラム解析結果 (細分ヒストグラム表示)

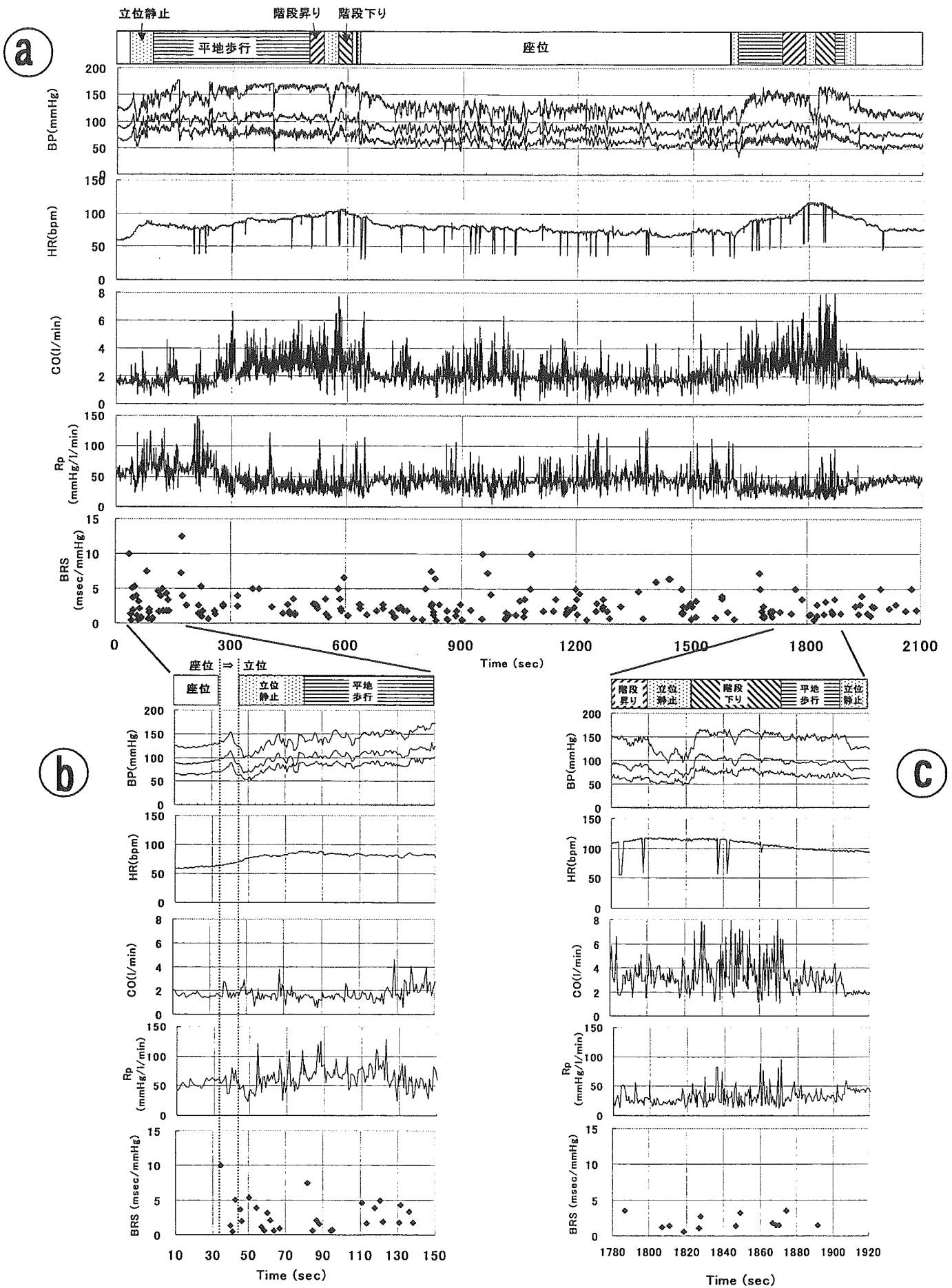


図 18 高齢被験者 I における循環諸量の自由行動下計測例 (a) 及び姿勢変化時の反応を時間軸を拡大して示したもの (b, c)

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。

加齢と共にBRSが減少することは良く知られており⁷⁾、あるデータ⁸⁾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と算出された。これに対して今回の計測では各被験者共に3~4msec/mmHg程度の値が得られており、ほぼ妥当な結

果と考えられる。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。

表4 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

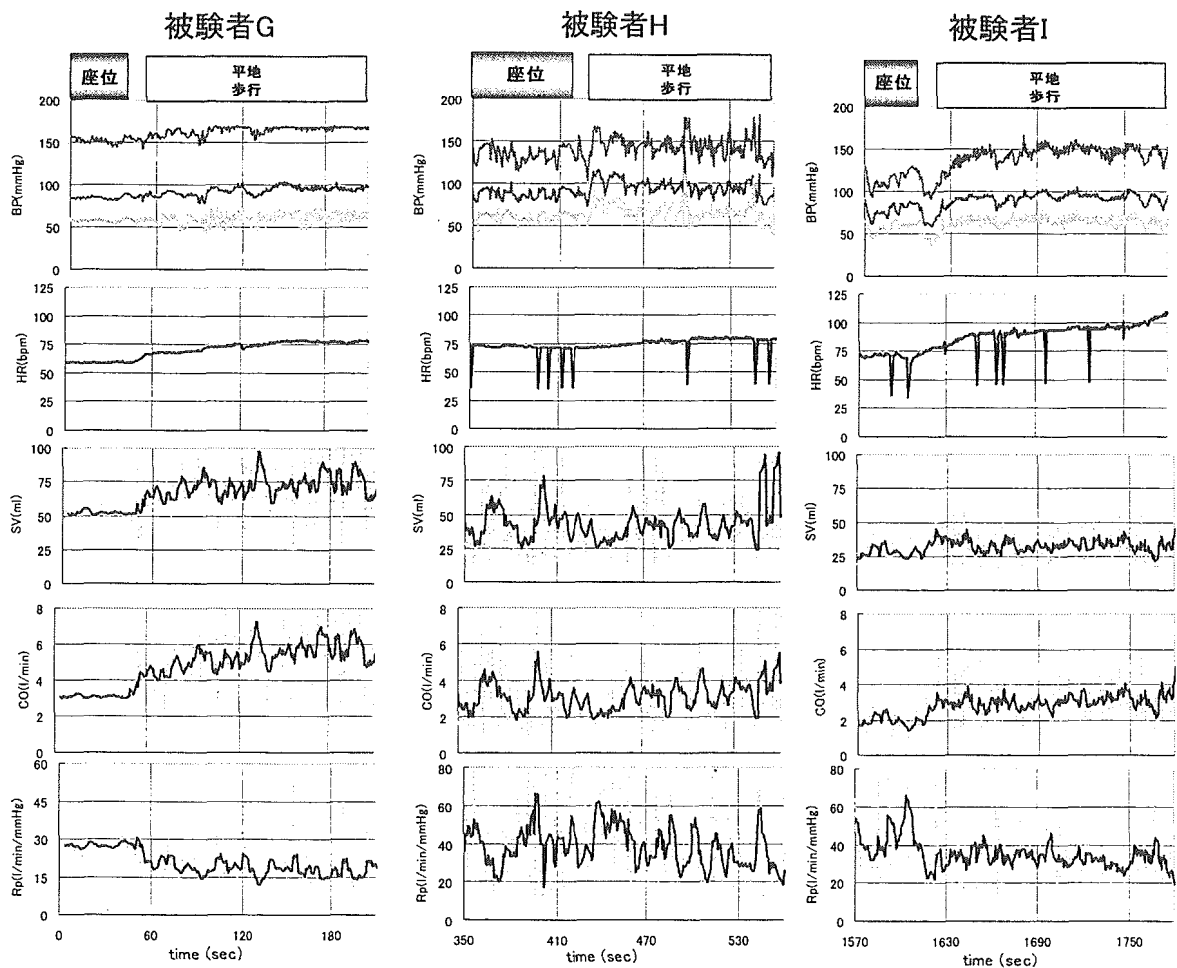


図19 高齢被験者3名における歩行負荷時の循環応答記録例

一方、図19は各被験者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。この図より明らかなのは、まず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。

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。今回の例でいえば、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、平日頃より運動を心がけている被験者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う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。

D. 結論

本研究では高齢者の循環機能を日常生活下の状態で計測・評価することを目的として、まずそのためのデバイスとして一拍毎の血圧及び心拍出量をも無侵襲・無拘束の状態に計測・記録する「無拘束循環動態モニタシステム」の開発を行った。本装置の基本原理は「容積補償法」により血圧を、「電氣的胸部アドミタンス法」により心拍出量を計測するものである。本装置を用いて様々な行動下及び姿勢変化時における循環諸量を1心拍毎に計測し、血圧、心拍間隔等の時間領域並びに周波数領域における解析を通して自律神経活動の評価を試みた。特に本システムにより初めて測定可能となった1心拍毎の末梢循環抵抗の計測値を用いて、未だ適切な方法が確立されていない交感神経活動の評価法について検討した。

その結果、BRS及びHFp(RR)は共に、従来の知見と同様に迷走神経活動の指標として適用可能であること、また血圧を入力、心拍間隔を出力とし

たときの伝達関数も同様に迷走活動を反映する指標であることが明らかとなった。一方、血圧を入力、末梢循環抵抗を出力としたときの伝達関数については、軽度の運動負荷までは交感神経活動を反映するものの、階段の登りやエルゴメータなどの比較的強い運動負荷の場合は上位中枢の影響により適用が困難であることが確認された。また起立行動に伴う血圧低下に対する循環応答から、最高血圧及び末梢循環抵抗の低下率が起立に際しての「見込み制御」の有無を反映していることが示され、これらの指標が交感神経活動の評価に適用可能性であることが示唆された。

また高齢者の姿勢変化に伴う循環応答計測実験から、高齢者の圧受容体心臓反射感度及び出現頻度が若年者に比べ低下していること、並びに起立後の心拍出量増加が若年者に比べ少ないことから、重篤な起立性低血圧回避のためには心予備力の維持・増強が必要不可欠であることが明らかとなった。

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、平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、心予備力の高さが伺われた。

このような循環機能に関する詳細な評価は、本装置、即ち循環系の基本物理量である血圧、心拍出量、末梢抵抗を一拍毎に、かつ無侵襲・無拘束的に計測可能な装置をもってはじめて得られるものであり、高齢者の循環機能評価用デバイスとしてその有効性が確認された。

E. 参考文献

- 1) Yamakoshi, K.: 'Non-invasive techniques for ambulatory blood pressure monitoring and simultaneous cardiovascular measurements,' J. Ambulatory Monit., 4 (2), 123-143, 1991
- 2) 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
- 3) H.Ito, K. Ymakoshi and T. Togawa: Transthoracic

admittance plethysmograph for measuring cardiac output, *J. Appl. Physiol.*, 40(3), 451-454, 1976

- 4) 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
 - 5) Imholz, B.P.M., Dambrink, J.H.A., et al: Orthostatic circulatory control in the elderly evaluated by non-invasive continuous blood pressure measurement, *Clinical Science*, 79, 73-79, 1990
 - 6) Sprangers, R.L.H, Wesseling, K.H., 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
 - 7) 例えば, 日野, 斎藤, 他: 若年および中壮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
 - 8) 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
- E. 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—関節角度計を用いた歩行速度測定法の検討—, *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), 8-17, 2000
 - (11) 田中志信, 岸上博俊, 村田和香, 和田龍彦, 野川雅道, 中川原 実, 山越憲一: 無拘束循環動態モニタシステムによる循環調節機能評価, 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集, 91-94, 2000
 - (12) 甲 雅宏, 中川武大, 前田剛宏, 岡本明男, 野川雅道, 中川原 実, 田中志信, 山越憲一: 無意識生体計測法を用いた在宅健康管理システムの開発, 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集, 223-226, 2000
 - (13) 田中志信, 山越憲一: 行動・運動機能の無拘束計測の現状と今後, *医用電子と生体工学*, 38 (Suppl.), 111, 2000
 - (14) 反保 明, 北上千晶, 岡本明男, 中川原 実, 田中志信, 山越憲一: 無拘束姿勢・歩行速度計測のための歩幅推定法に関する基礎的検討, *医用電子と生体工学*, 38 (Suppl.), 373, 2000
 - (15) 川崎潤一, 川村将之, 中川原 実, 岡本明男, 田中志信, 山越憲一: 電氣的インピーダンス心拍出量計におけるドット電極利用の検討, *医用電子と生体工学*, 38 (Suppl.), 532, 2000
 - (16) 田中志信, 岸上博俊, 村田和香, 和田龍彦, 野川雅道, 山越憲一: 姿勢及び瞬時血圧・心拍出量の無拘束計測による高齢者の循環調節機能評価, 第16回生体・生理工学シンポジウム論文集, 385-388, 2001
 - (17) 山越憲一, 田中志信: 高齢者支援のためのセンサ技術, 計測と制御, 40 (5), 343-350, 2001
 - (18) 田中志信, 岸上博俊, 村田和香, 和田龍彦, 野川雅道, 山越憲一: 携帯型循環動態連続モニタシ

- ステムによる高齢者の循環機能評価, 第40回計測自動制御学会学術講演会 (SICE2001) 予稿集 (CD-ROM), 2001
- (19) 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, 運動療法と物理療法, 12 (4), 印刷中, 2001
- (20) S. Tanaka, H. Kishigami, W. Murata, M. Nakagawara and K. Yamakoshi: Assessment of circulatory response to active standing using an ambulatory device for monitoring beat-to-beat cardiovascular parameters, in CD-ROM; 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2001
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 - 関節角度計を用いた歩行速度測定法の検討 -, 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
- (9) 田中志信, 山越憲一: 行動・運動機能の無拘束計測の現状と今後, 第39回日本ME学会大会, 東京, 5月, 2000
- (10) 反保 明, 北上千晶, 岡本明男, 中川原 実, 田中志信, 山越憲一: 無拘束姿勢・歩行速度計測のための歩幅推定法に関する基礎的検討, 第39回日本ME学会大会, 東京, 5月, 2000
- (11) 川崎潤一, 川村将之, 中川原 実, 岡本明男, 田中志信, 山越憲一: 電氣的インピーダンス心拍出量計におけるドット電極利用の検討, 第39回日本ME学会大会, 東京, 5月, 2000
- (12) S. Tanaka, M. Nakagawara and K. Yamakoshi: Analyses of diurnal swing of blood pressure measured in superficial temporal artery, the 2000 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Chicago, July, 2000
- (13) 田中志信, 岸上博俊, 村田和香, 和田龍彦, 野川雅道, 中川原 実, 山越憲一: 無拘束循環動態モニタシステムによる循環調節機能評価, 第15回生体・生理工学シンポジウム, 名古屋, 10月, 2000
- (14) 甲 雅宏, 中川武大, 前田剛宏, 岡本明男, 野川雅道, 中川原 実, 田中志信, 山越憲一: 無意識生体計測法を用いた在宅健康管理システムの開発, 第15回生体・生理工学シンポジウム, 名古屋, 10月, 2000
- (15) 田中志信, 岸上博俊, 村田和香, 和田龍彦, 野川雅道, 山越憲一: 携帯型循環動態連続モニタシステムによる高齢者の循環機能評価, 第40回計測自動制御学会学術講演会, 名古屋, 7月, 2001
- (16) 田中志信, 岸上博俊, 村田和香, 和田龍彦, 野川雅道, 山越憲一: 姿勢及び瞬時血圧・心拍出量の無拘束計測による高齢者の循環調節機能評価, 第16回生体・生理工学シンポジウム, 相模原, 8月, 2001
- (17) 田中志信, 岸上博俊, 村田和香, 和田龍彦, 野川雅道, 山越憲一: 高齢者の活動性と循環機能評価に関する基礎的検討, 第15回日本ME学会秋季大会, 東京, 12月, 2001
- F. 知的所有権の取得状況
該当しない。

分担研究報告書

高橋龍尚
山形大学工学部
助手

（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
－ストレスモニタリングシステム－

分担研究者 高橋 龍尚 山形大学工学部・応用生命システム工学科 助手

【研究要旨】 日常生活の代表的な動作である歩行時の呼吸循環諸指標（分時酸素摂取量、心拍数、換気量）と歩行周期を連続測定し、歩行時の代謝量、心拍数、活動量（歩行速度）の関係を調べ、高齢者の日常活動モニタリング機器開発に重要な測定パラメータの評価・検討を行った。各歩行者が日常利用している好みの歩行速度（＝step-length x cadence）は再現性が高く、また、酸素消費量、ステップ長、歩行速度が歩調（cadence）の1次あるいは2次の関数として表わすことができることから、歩行中の身体活動モニタリングシステムには、cadenceの正確な測定が歩行活動の無拘束モニタリングシステムとして特に重要である。安静時と身体活動時の自律神経活動の評価方法については、定常・非定常状態を問わず適用可能な complex demodulation の有用性が確認された。

運動ストレス（歩行速度の増加と減少）に対する呼吸循環反応と歩行様式

A. 研究目的

日本における高齢人口は増加の一途を辿っている。これまで高齢者の健康目標は、生活機能における自立性にあった。近年の老年学の発展は、高齢者に自立性のみを求めるのではなく、社会に貢献し社会を支援する主体的構成員として寄与することの重要性を指摘している。欧米では productivity と呼ばれる概念で（日本語では社会に対する貢献）、有償労働、無償労働、ボランティア活動、相互扶助、保健行動などに分類される。QOL の概念は、高齢者が自立し満足した一生を終えることを目標としているが、しかし、最近では高齢者の自己完結的な幸福だけでは不十分であることが研究により分かってきている。従って、高齢者の健康を維持・増進し QOL を高めることの究極の目標は、経済面・心理学面において社会に大きな恩恵をもたらすことである。

健康の維持・増進（QOL の維持）を考える際には、老化の予防及び疾病を積極的に予防するための対策として健康を支える身体能力

(体力)の強化、食生活・栄養の改善、ストレス耐性の強化、適度な休養の確保などが必要不可欠であると考えられる。こうした要請の中、種々の運動やスポーツを行う高齢者が増加している。これまでの数多くの研究から、運動が日常生活を過ごす機能の維持に貢献することや機能障害の抑制、健康寿命の延長などの効果が知られている。中でも歩行運動は、健康の保持・増進のために幅広い年齢層および体力水準を有する人が簡単に、安価で、安全にいつでも実施できる極めて重要な運動方法である。

更に日常生活での基本動作で特に重要と考えられているのが歩行であり、健康で活発な自立的な日常生活を送るためには歩行は欠かせない身体機能の一つと言える。高齢者の歩行能力や筋力の衰退は単に加齢に伴う変化だけではなく、疾病や不活動的なライフスタイルによる影響が総合的に反映されたものである。この身体活動量の低下によって呼吸循環機能、筋力、骨密度の低下、さらには脚の動き、手足の協調性、神経と筋の調和の低下が身体全体の揺れに対するバランス調節能の低下に繋がる。従って高齢者の健康維持、疾病の予防、QOLの向上、生活環境に適応できる身体能力或いは日常生活を遂行する身体能力—生活フィットネス—維持・増進には、歩行運動は欠かせない要素と言える。また、この歩行動作中の循環・代謝量の測定と活動量・活動強度そしてストレス評価は、被測定者並びに医療従事者が、健康状態、疲労状態、トレーニング効果、治療効果などを知る上で重要な情報となる。特に、歩行に関する研究では、歩行速度や一定時間内における歩行距離が、高齢者の自立や障害の程度を簡単に評価

する方法として有用であることが示されている。

近年、計測機器の発達と測定技術の進歩により歩行動作中の生体計測が容易に行えるようになってきた。特に、日常活動の無拘束モニタリング機器の開発により、エネルギー消費量の推定や自律神経活動の推定など様々な生体情報の抽出が可能となり、活動度、疲労度、生理的ストレス、耐運動能、健康状態などの解析・評価に期待が寄せられている。しかし、得られた生体情報を解析・評価する際には、研究のための学術評価と日常生活で要求される実用性との間で生じる解釈や運用面での問題が残されている。また、開発された機器やその解析ソフトの使用にあたっては、日常生活の複雑な条件下（姿勢変化、温度変化、食事、酒肴品摂取など）での使用が余儀なくされるため、前提となっている本来定められた条件下での計測が困難となる場合があり、しばしば適用限界を越えてしまうケースが見受けられる。例えば、心拍変動の解析が挙げられる。周波数解析による心拍変動のパワーは自律神経活動の指標として有用であるが、その適用範囲が無闇に拡大されたり、呼吸管理がなされていないために自律神経活動の様子を十分に示し得ていない論文が多数報告されている。或いは、酸素消費量の推定に心拍数が用いられるが、この場合の条件は定常状態である必要があり、過渡的状态での推定には問題が残されている。以上の問題点を踏まえ、本研究では日常生活で重要な動作である歩行に着目し、歩行パラメータと呼吸循環パラメータの計測を行い、歩行速度の変化に対する呼吸循環量の評価を行い、無拘束モニタリング機器の日常生活で使用する際の評

価方法について検討を加えた。

前年度までの当該研究による自律神経活動の評価については、心拍変動成分には自律神経が様々な刺激に対して反応した動的な変化が反映されているが、それを従来のスペクトル分析で直接解析するには、特に日常生活の活動時、すなわち非定常時の適用に問題があるとの結論に至っている。従来のスペクトル分析は、対象とする時系列データを定常であると仮定し、各変動成分の周波数と振幅の平均値を推定している。時系列を短いセグメントに分割し、セグメントの枠を少しずつずらして分析する方法 (overlapping 法) も試みられているが、急激に変化する自律神経活動の反応を高い時間分解能で捉えることには限界があると考えられる。心拍変動の定常性を解析の条件とする従来のスペクトル分析では、刻々と活動量・活動強度の変化する日常生活の解析にはおのずと限界があり日常生活の活動をモニタリングするには十分とは言い難い。本研究では前年度当該研究で課題となったスペクトル分析の時間分解の弱点を克服するため、自律神経活動の評価に complex demodulation (CDM) の導入を試みた。CDM は、特定の周波数帯域内の振動の中心周波数と振幅の時間的変化を追跡する時間領域の解析である。高齢者の歩行実験では、心拍数と心臓迷走神経活動の変化について陸上歩行と水中歩行の比較を試みた。

***** 実験1 *****

B1. 研究方法

B1.1 対象

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健康度、体力の良い男子大学生7名(年齢21-24歳、身長160-177 cm、体重56-75 kg、Table 1)。被験者には実験の目的と内容、また実験の危険性について十分に説明し、文書による同意を得た後に実験を実施した。

Table 1 Physical characteristics of the subjects (n=7)

Subject	Age year	Weight kg	Height m	Leg-length m	VO2 peak ml/kg/min
1	22	56	1.68	0.79	45.0
2	21	59	1.70	0.81	46.6
3	24	67	1.70	0.78	34.3
4	21	65	1.60	0.76	42.3
5	21	75	1.75	0.86	50.0
6	21	64	1.67	0.78	45.3
7	23	75	1.77	0.84	37.3
Mean	22	66	1.70	0.80	43.0
SD	1	7	0.06	0.04	5.5

被験者は、運動試験の前日夜9時からカフェインやアルコールなどの水以外の水分摂取は控え、実験の3時間前に軽い食事を済ませてから実験に臨んだ。

B1.2 プロトコール

実験前はベッド上において安静臥位を30分間保った。その後トレッドミル(0% grade)に移り測定の準備ができたなら運動試験を始めた。

トレッドミル歩行実験は、トレッドミルのスピードを毎分時速0.3 kmの割合で増加(或いは減少)させる漸増(漸減)多段階負荷運動である(Fig. 1)。漸増負荷運動は時速1.0 km/hから時速7.9 km/hまで歩行速度を増加させる24分間の歩行、一方、漸減負荷運動は時速6.4 kmの一定速度歩行を5分間行い、その後時速6.4 km/hから時速1.0 km/hまで歩行速度を減少させる23分間の歩行である。

漸減速度歩行を 6.4 km/h から始めた理由は、5 分間で定常状態を得ることと全体の歩行時間を漸増速度歩行とほぼ同じにするためである。

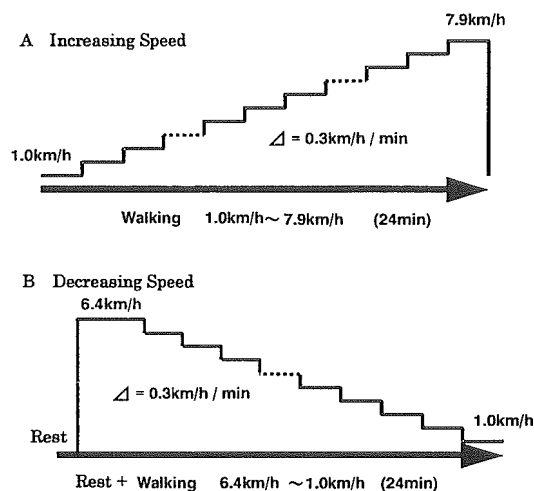


Fig.1 Experimental protocol. Treadmill speed was increased or decreased by 0.3 km/h per minute.

グラウンド歩行実験は、体育館内に 30メートルの測定区間を設け、被験者の好みの速度（日常利用している歩行速度、comfortable speed）、意識した速い速度（fast walking speed）、意識した遅い速度（slow walking speed）で歩行してもらい、歩行に要した時間と歩数を記録し、平均歩行速度、平均歩幅（step length）、歩調（cadence）を求めた。Comfortable 歩行は、一日一回の歩行を 3 日間に分けて行い再現性についても調べた。Fast walking は被験者それぞれの感覚に任せ、一回目は comfortable speed より少し速い速度で歩行してもらい、二回目はそれよりさらに速い速度で歩いてもらった。Slow walking も同様に、被験者個人の感覚に任せ

一回目は comfortable speed より少し遅い速度、二回目は一回目よりさらに遅い速度で歩いてもらった。

B1.3 測定装置

Fig.2 に実験装置の概略図を示す。被験者には測定用のフェイスマスクを装着した。呼気流速の計測には熱線流量計（FR-2, Minato）を用い、呼気ガス成分の酸素濃度と二酸化炭素濃度の計測には質量分析器（WSMR-1400, Westron）を用い、breath-by-breath の計測を行った。心拍数は双曲誘導による ECG 波形より beat-by-beat で求めた。また、歩行中の歩数および歩幅を調べるために、被験者の右足靴底にマイクロスイッチ（ヒンジアールレバー型スイッチ）を付け、接地信号を記録した。これらの測定データは、RS232-C インターフェイスを介してオンラインでパーソナルコンピュータ 2（PC-9821Xa13, NEC）に転送され保存された。トレッドミル（AR-160A, Minato）のスピードはパーソナルコンピュータ 1（PC-9801RX, NEC）によってプログラム制御された。

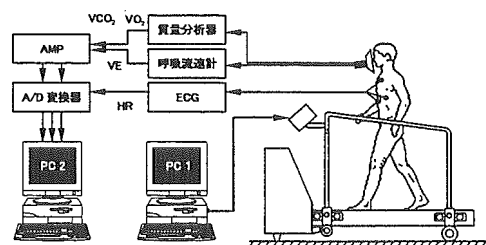


Fig. 2 Experimental setup

C1&D1. 研究結果及び考察

歩行運動の再現性を確認する一つのシンプルな実験として、体育館内での定常歩行速度の計測を行った。定常歩行の測定には3歩以上の助走区間と4歩以上の減速区間が必要であるとされている。また、前後の過渡常態を除いた10歩以上の連続歩行が好ましいとされている。本実験では体育館内に30メートルの直線測定区間（前後にはそれぞれ5mの過渡区間を加えた）を設け、被験者には好みの速度（日常利用している歩行速度、natural comfortable speed）で歩行してもらい、歩行に要した時間と歩数を記録し、平均歩行速度、平均歩幅（step length）、歩調（cadence、1分間当たりの歩数）を算出した。Table 1の結果は、一日一回の歩行を3日間行ったものである（被験者1名のみ2日間の実験）。

Table 2 Self-selected, comfortable floor-walking speed

Natural walking Subject	LL (m)	Distance (m)	Number of steps	Time (s)	Speed (km/h)	Speed (m/min)	Cadence (steps/min)	SL (m)	Ratio of SL/LL	Optimal speed (m/min)	Natural/ Optimal %
IS	1	29.90	37	18.94	5.68	94.7	117.2	0.81	1.02		
	2	29.61	37	18.45	5.78	96.3	120.3	0.80	1.01		
	3										
	Average	29.78	37	18.70	5.73	95.5	118.8	0.80	1.02	76.7	125
KB	1	29.85	33	15.25	7.00	116.7	129.8	0.90	1.11		
	2	30.12	33	15.78	6.88	114.7	125.6	0.91	1.13		
	3	29.92	33	15.52	6.94	115.7	127.6	0.91	1.12		
	Average	29.90	33	15.51	6.94	115.7	127.7	0.91	1.12	86.7	133
HK	1	30.81	36	18.28	6.03	100.5	118.2	0.85	1.09		
	2	30.10	37	18.94	5.72	95.4	117.2	0.81	1.04		
	3	30.37	36	19.02	5.75	95.8	118.8	0.84	1.08		
	Average	30.36	36	18.75	5.83	97.2	116.3	0.84	1.07	66.7	146
KR	1	29.77	37	18.07	5.93	98.8	122.9	0.80	1.06		
	2	29.93	37	17.88	6.03	100.4	124.2	0.81	1.06		
	3	30.35	36	18.48	5.91	98.5	123.4	0.80	1.05		
	Average	30.02	37	18.14	5.96	99.3	123.5	0.80	1.06	66.7	149
TK	1	29.80	39	19.88	5.45	90.9	118.9	0.78	0.99		
	2	30.18	40	20.37	5.40	90.0	118.4	0.76	0.88		
	3	30.10	39	19.99	5.42	90.3	117.1	0.77	0.90		
	Average	30.10	39	19.98	5.42	90.4	118.1	0.77	0.89	81.7	111
TN	1	29.51	37	18.25	5.82	97.0	121.6	0.80	1.02		
	2	29.79	38	19.19	5.59	93.1	118.8	0.78	1.01		
	3	30.57	40	20.57	5.35	89.2	116.7	0.78	0.98		
	Average	29.98	38	19.34	5.59	92.1	119.0	0.78	1.00	66.7	140
TR	1	30.16	35	18.02	5.71	95.1	110.4	0.88	1.03		
	2	29.20	34	16.53	5.64	94.0	109.5	0.86	1.02		
	3	30.44	36	18.80	5.53	92.2	109.1	0.85	1.01		
	Average	29.93	35	18.15	5.63	93.8	109.7	0.86	1.02	66.7	141
Mean	0.80	30.00	37	18.51	5.87	97.9	119.0	0.82	1.03	73.1	125
SE	0.01	0.07	1	0.55	0.19	3.2	2.1	0.02	0.03	3.2	5

LL, Leg length; SL, step length
Leg length was measured from the floor to the trochanter major of the left leg.

歩行速度のばらつき[変動係数 = (標準偏差 / 平均値) x 100%]は0~4%、ステップ長のばらつきは1~2%であった。この結果は、日常生活で意識せずに歩行している際の歩行速度は、高い精度での再現性を有していること

を示唆している。

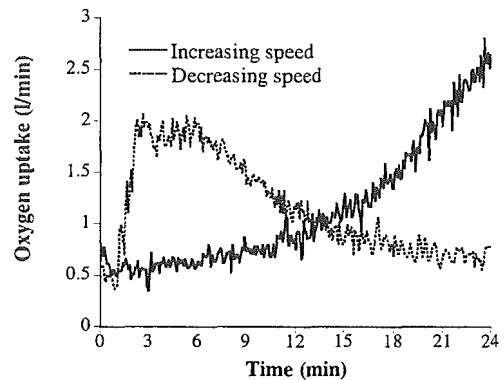


Fig.3 Changes in oxygen uptake at rest and during treadmill walking in a representative subject.

Fig.3 は酸素消費量の時系列データの一部を示している。漸増速度歩行時、漸減速度歩行時の測定データは、図のような時系列データとして得られる。

漸減速度前の定常速度歩行では、歩行開始約1分で定常レベルに達している。通常、自転車運動などでは酸素摂取量の応答は指数関数的な増加が特徴であるがそれとは対照的である。

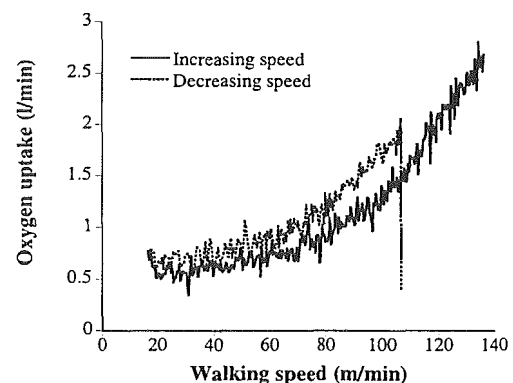


Fig.4 Oxygen uptake during treadmill walking at increasing speed and decreasing speed in the same subject as shown in

Fig.3.

Fig.4 の酸素摂取量のデータは Fig.3 のデータを用い、横軸を歩行速度でプロットし直したものである。同一速度で比較した場合、定常速度後の漸減速度歩行時の酸素摂取量は漸増速度歩行に比べ高値を示している。また、その差は歩行速度が高くなるに従って大きくなっているが、総じて速度によらず30%ほどの差となっている。

Fig.5 は分時酸素摂取量 (A) と心拍数 (B) について被験者7人の平均を示している。それぞれの速度における値は、1分間の定常速度歩行の内のラスト30秒間の平均を被験者毎に求めた後に、7人の平均を算出している。漸増速度歩行時の分時酸素摂取量と心拍数の増加は低速度の時は緩やかに増加するが、速度の増加と共に急増した。漸減速度歩行時の分時酸素摂取量と心拍数の速度に対する変化は漸増速度時と傾向は似ているものの、同一速度で比較すると、漸減速度歩行の酸素摂取量と心拍数は漸増速度歩行のそれらと比べ高い値を示す。漸増速度歩行、漸減速度歩行いずれの場合も定常値に到達するには、ある時定数をもった遅れ時間が存在するため、定常値前のレベルは漸増速度歩行では低く漸減速度歩行では高くなる。漸減速度歩行時の106.7 m/min (6.4 km/h)における酸素消費量は5分間の定常値であることから、漸増速度歩行と漸減速度歩行とに依らず酸素消費量の定常値は2者の歩行実験値の間にあるとするのが妥当である。

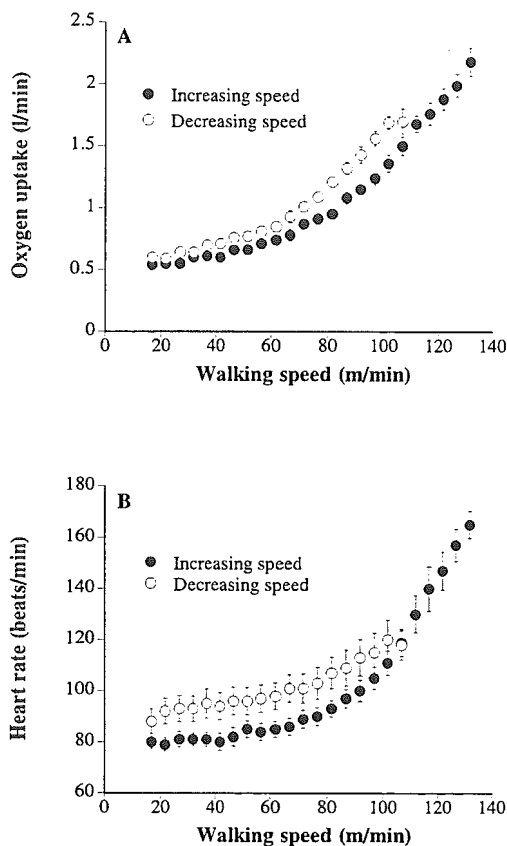


Fig.5 Oxygen uptake (A) and heart rate (B) in treadmill walking at increasing and decreasing speeds in seven subjects. Values are mean \pm SE.

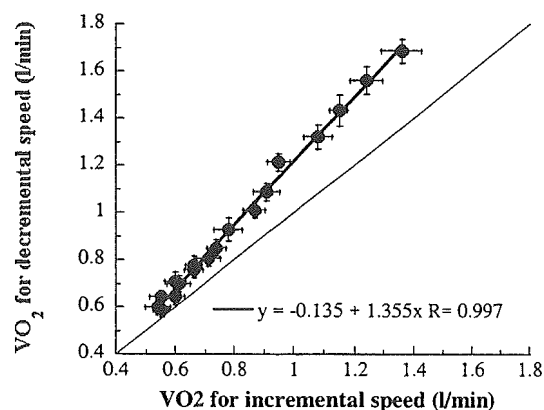


Fig.6 Relationship between corresponding oxygen uptake (VO₂) during increasing and decreasing walking speeds. Values are

mean ± SE.

Fig.6 は同一速度における酸素消費量の関係を示している。直線の傾き 1.35 は、漸減速度時の酸素消費量が漸増速度時のそれに比べ約 35%程高い事を示している。一定速度の時間が十分長ければ両者の値は一致し直線の傾きは 1 に近づくものと予想される。このことから、日常生活における活動時（一定強度ではない活動）の瞬時代謝量（瞬時酸素消費量）の測定から、その活動における代謝量を推定するには遅れ時間の要素があるので注意が必要である。

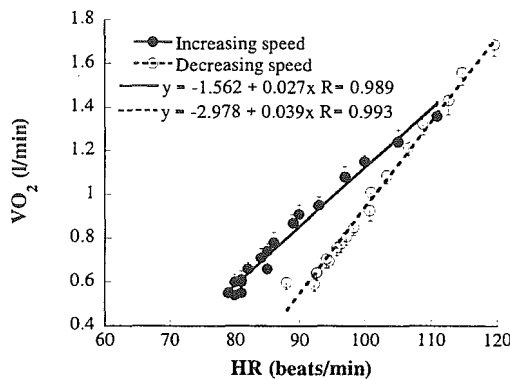


Fig.7 Relationship between oxygen uptake and heart rate during walking at increasing and decreasing speeds.

Fig.7 は酸素消費量と心拍数の関係を示している。Fig.5 が示すように、漸減速度歩行の酸素消費量と心拍数は共に漸増速度歩行に比べ高い値を示しているが、運動負荷に対する応答速度が酸素消費量と心拍数で違うため、Fig.7 の両者の回帰直線は一致していない。日常生活における心拍数のモニターは、代謝

量（酸素消費量）の測定に比べ容易であるため、酸素消費量と心拍数の直線関係を利用した心拍数からの酸素消費量の推定が試みられている。しかし、Fig.7 が示すように歩行速度（おそらく運動強度、活動強度も含まれる）の変化の違いは、一つの実験式の無力化を示している。日常生活では、一定強度の身体活動は、睡眠中やプログラムされた運動トレーニングなどの限られた状況でしか再現されない。

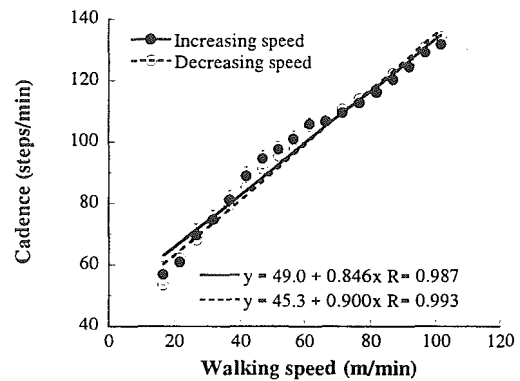


Fig.8 Relationship between cadence and walking speed.

Fig.8 は Cadence（1 分間の歩数）と歩行速度の関係を示している。漸増歩行速度と漸減歩行度の cadence はほぼ同様の値を示し、速度の一次関数を用いて表すことができる。また全体的に両者に大きな差異がないことから、両歩行タイプを一つの関数で表すことも可能である。Cadence は 1 分間の歩数であり時計があれば直ちに求めうるパラメータであるので、ここでは Cadence から速度を推定する式を示す[式: 歩行速度 (m/min) = $-54.805 + 1.1508 \times (\text{Cadence})$]。

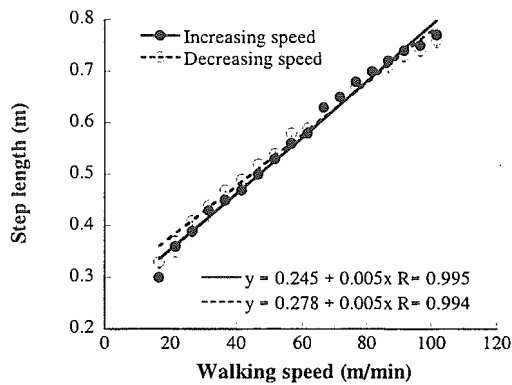


Fig.9 Relationship between step length and walking speed.

Fig.9 はステップ長と歩行速度の関係を示している。ステップ長は速度の一次関数で表すことができる。また、漸増速度歩行、漸減速度歩行のモードの違いに依らずほぼ同一直線上にデータが乗っている。ただし、歩行速度を更に増加させた時は、脚長 (leg length) の物理的制約からステップ長は一定値に漸近する。必然、ステップ長が一定値に近づいた時は、歩行速度を増加させる際の唯一の変数は Cadence (歩調) になる。

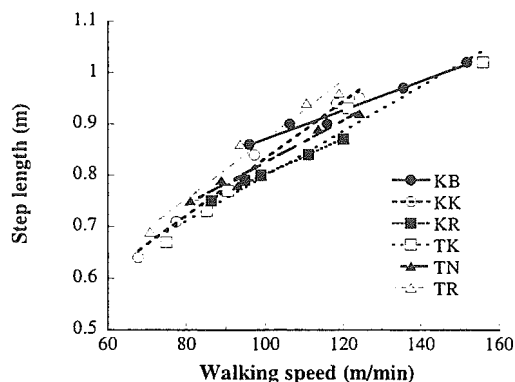


Fig.10 Step length against different walking speeds on floor of gymnasium.

Fig.10 は体育館内のフロー歩行の際に得られたステップ長と歩行速度の関係を個人毎に示している。速度の設定は、個人の好みの速度 (self-selected, comfortable speed) を初めに計測し、次にそれより遅い速度 2 種類と速い速度 2 種類の計 5 段階の速度で歩行している。いずれの被験者もステップ長と速度の関係は 1 次の関数で近似される。従って、Fig.9 と Fig10 から歩行の速度が変化する場合、また歩行速度が一定の場合、いずれもステップ長は歩行速度に比例することが示唆される。

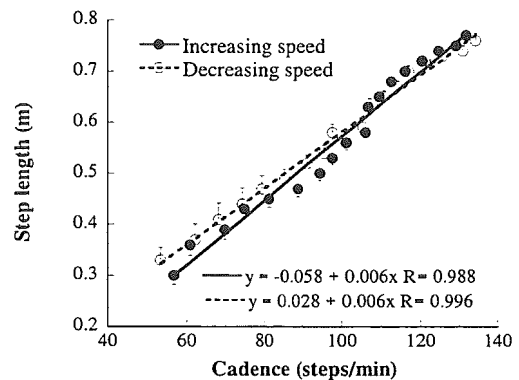


Fig.11 Relationship between step length and cadence in treadmill walking. Values are mean \pm SE (n=7).

Fig.11 はステップ長と歩調 cadence の関係を示している。ステップ長は歩調の 1 次の関数で表され、歩調が決まればステップ長の推定も可能であることを示している。

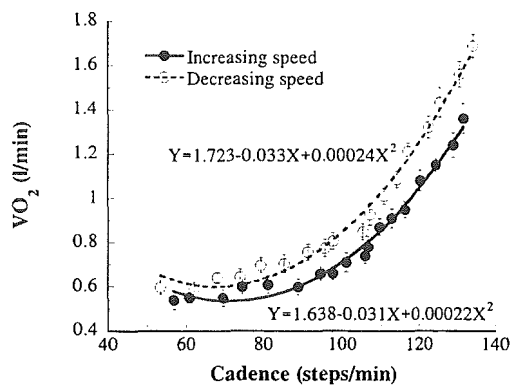


Fig.12 Relationship between oxygen uptake and cadence in treadmill walking. Values are mean±SE (n=7).

Fig.12 は酸素消費量と歩調の関係を示している。酸素消費量の変化は cadence の 2 次関数として表わされる。漸増速度歩行と漸減速度歩行に対する酸素消費量の反応遅れを考慮した場合、両歩行反応の中間に真の値が来るものと予想される。歩行を開始し終了するまでの一連の動作の中には必ず歩行速度の増加期間と減少期間が存在することになる。従って、Fig.12 から両歩行データの平均を用いることもあながち間違いとは言えないと考えられる。二歩行の平均は：

$Y=1.765-0.034X+0.00024X^2$, $R=0.959$
となる。

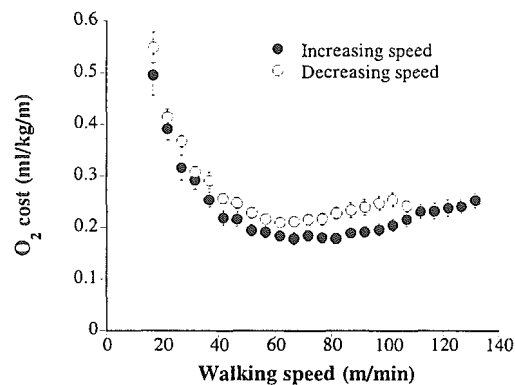


Fig.13 Oxygen uptake per unit weight per unit distance (oxygen cost, oxygen uptake divided by weight and speed, calculated from data Fig.5A).

Fig.13 は酸素摂取量をその時の歩行速度で除して得られる、1メートル移動するのに消費される体重 1 kg 当たりの酸素摂取量－酸素コスト或いはエネルギーコストを示している。漸減速度歩行の場合、酸素コストは 16.7 m/min から 60.0 m/min までは減少し、その後の速度では増加している。一方、漸増速度歩行では、低速度から 60.0 m/min までは減少するが、60.0 m/min から 80.0 m/min の間では横ばいとなりその後の速度で増加している。いずれの場合も、酸素コストが最も低くなる速度が存在し、漸増速度歩行時の 7 人の平均最小酸素コストは、 73.1 ± 3.2 m/min で 0.169 ± 0.010 ml/kg/m、また、漸減速度歩行時の 7 人の平均最小酸素コストは、 65.2 ± 3.4 m/min で 0.202 ± 0.008 ml/kg/m (mean±SE)。であった。両者の比較を行うと、最小酸素コストの値は漸増速度歩行でより低く、歩行速度は逆に漸減速度歩行でより低くなっている ($P<0.05$)。フロア歩行の

実験で求めた、各被験者の日常歩いている歩行速度 (comfortable speed) は、 97.9 ± 3.2 m/min であり酸素消費の最も少ない (エネルギーについて経済的な) 歩行速度 73.1 m/min に比べ $35 \pm 5\%$ も有意 ($P < 0.05$) に速く歩いており、酸素消費量の単位移動距離の効率から考えると必ずしも最適速度を選んではいないことを示している。一般に、動物では、通常の歩行速度はこの最適歩行速度で歩いているとの報告がある。また、酸素消費コストが最小となる歩行速度は、最適歩行速度と呼ばれ、文献データでは健常若年男性で平均 70.0 m/min であり、今回の漸増速度歩行実験の結果 73.1 ± 3.2 m/min は以前に報告されている定常歩行実験で行われた Cavagna et al. (1963), Robertson et al. (1982), Zarrugh et al. (1974) の研究結果に一致する。仮に Fig.5 で論じた酸素消費量の反応応答の遅れ時間を想定すると、漸増歩行速度と漸減歩行速度の中間に最適歩行速度が存在すると仮定でき、2 者の平均を求めると 69.2 m/min となり、定常速度歩行で得られている文献データにより近いものとなる。また、都市環境生活者と非都市環境 (自然の豊富な環境) 生活者の歩行速度を調べた研究では、非都会生活者に比べ都会生活者の歩行速度が有意に高いと報告している。

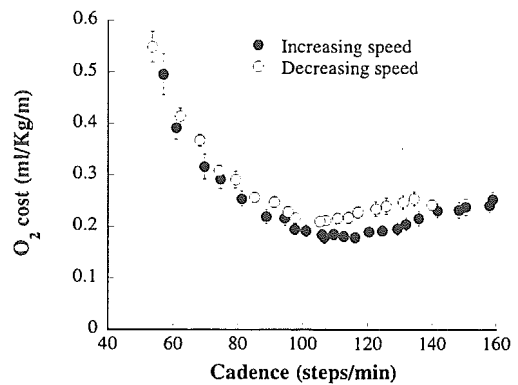


Fig.14 Relationship between O₂ cost and cadence. Values are mean \pm SE (n=7).

Fig.14 は酸素コストと Cadence の関係を示している。酸素消費量コストが最小となる点を示す最適 Cadence は漸増速度で 110.8 ± 2.0 steps/min、漸減速度で 108.0 ± 2.6 steps/min となり、有意差は認められない。

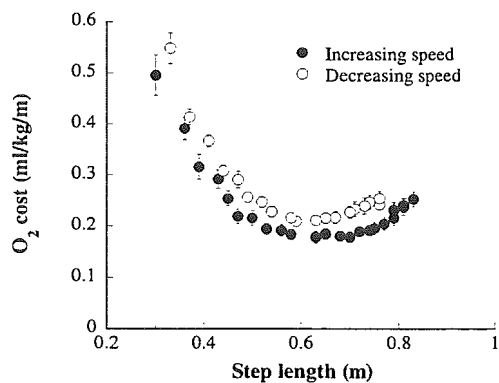


Fig.15 Relationship between O₂ cost and step length. Values are mean \pm SE (n=7).

Fig.15 は酸素消費量コストとステップ長の関係を示している。ステップ長 0.6 m 付近で漸増・漸減速度歩行時共に酸素消費量コストが最小値を示している。従来の研究では、