

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「一心拍毎の血圧及び心拍出量を無侵襲・無拘束的に同時計測・記録する携帯型装置」を開発し、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目的としている。特に本年度においては健常成人及び高齢者を対象として、前年度試作した無拘束循環動態モニタシステムを用い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。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、これまでに一心拍毎の血圧値（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、高齢者の循環系調節機能の特質等について検討してきた。さらに前年度プロジェクトにおいては日常生活下における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、一心拍毎の血圧値に加えて心拍出量をも同時計測する無拘束循環動態モニタシステムのプロトタイプシステムを試作した。

そこで本年度は当該システムを用いて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を計測すると共に、得られたデータから自律神経系循環調節機構の解析を行った。また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・検討を行った。

B. 研究方法

1. 実験装置

図1は試作システムの概要で、血圧計測には容積補償法、心拍出量計測には電気的胸部アドミタンス法を用い、一心拍毎の計測を行うものである。本システムは、携帯ユニットと汎用のパソコンにて構成され、パソコンは、携帯ユニットに必要な各種設定用コマンドの送信と連続モニタ終了後のデータ再生及び解析に用いられる。携帯ユニットにおける計測値はECG-RR間隔(RR)、心室駆出前期時間、心室駆出時間、胸部アドミタンス値(Y)、 $dY/dt|_{max}$ 、最高・平均・最低血圧(SBP・MBP・DBP)、呼吸間隔時間等である。記録媒体には2MバイトのフラッシュROMを用い、3.5インチフロッピーディスクアダプタを介して、記録データをパソコンに取り込む。その計測値をもとに、パーソナルコンピュータで心拍数(HR)、一回拍出量(SV)、心拍出量(CO)、末梢循

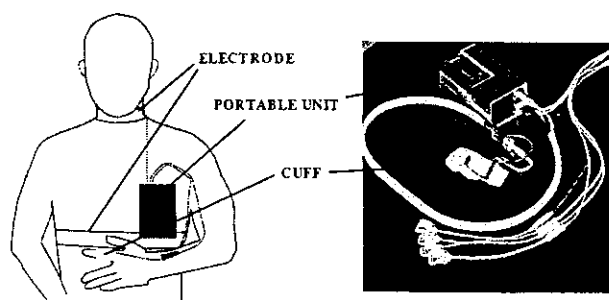


図1 無拘束循環動態モニタシステムの概要と概観

環抵抗(Rp)が算出される。なお本装置の詳細については昨年度の報告書を参照されたい。

2. 実験方法

2-1. 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, Rp, 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 ~ 0.4 Hz) 及び低周波 (LF) 帯域 (0.04 ~ 0.12 Hz) 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。

2-2. 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。

2-3. 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

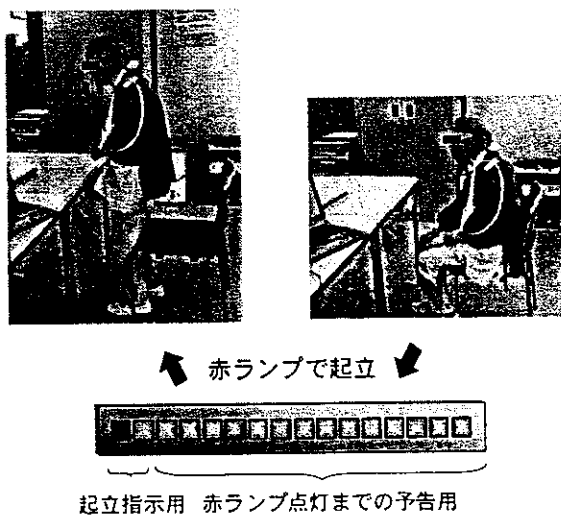


図 2 姿勢変化に伴う循環応答計測実験

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。

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、2-2 と同様な方法で姿勢変化時の循環応答を計測した (図 2 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。

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 3 は計測例で上から順に RR, BP, CO, 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。

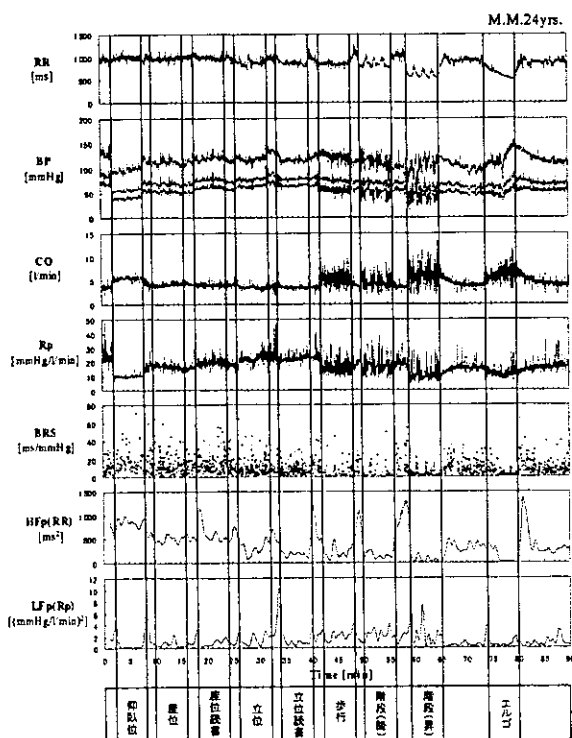


図 3 様々な行動下における循環諸量の計測例

図4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5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

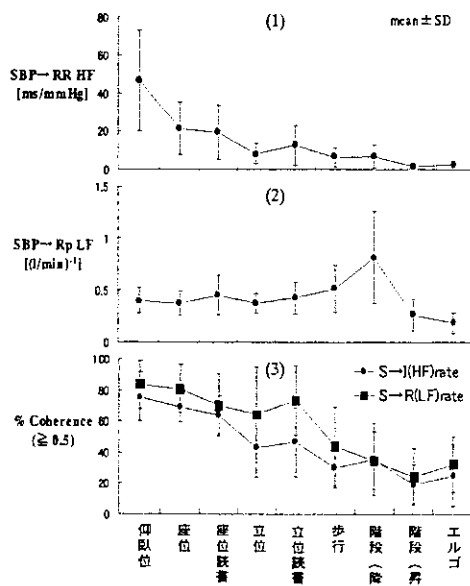


図5 各行動時における伝達関数のGainのピーク値とコヒーレンス

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6)。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

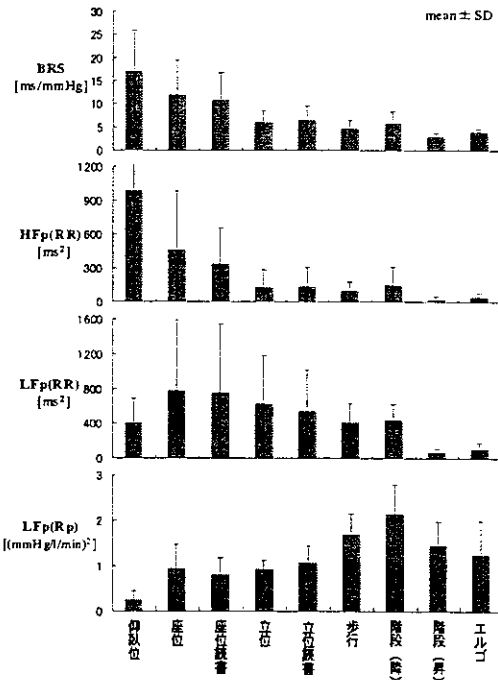


図4 各行動時における自律神経指標値

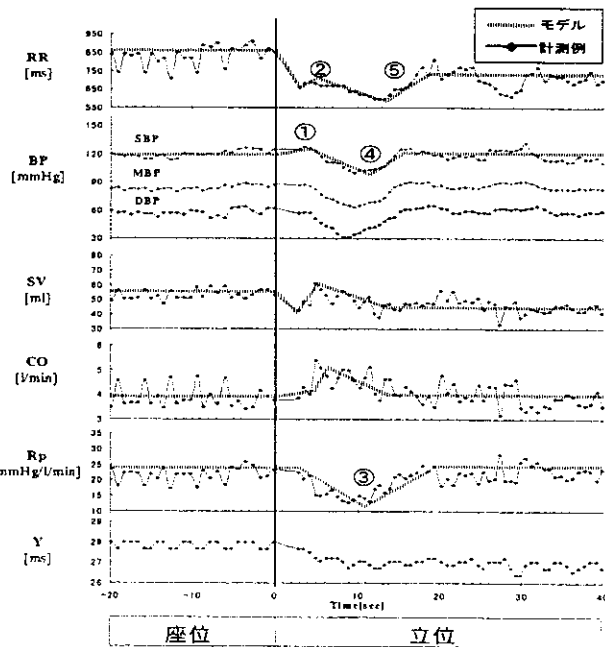


図6 起立に伴う血圧低下による代償性反応

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7に示すような3種のパターンには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7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

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

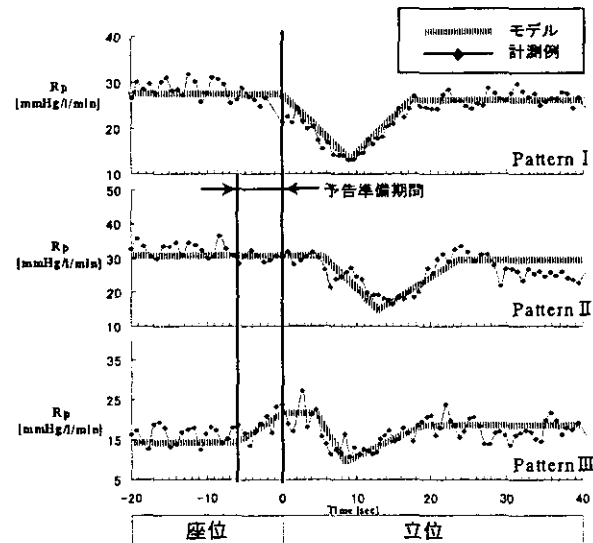


図7 末梢循環抵抗(Rp)の変化パターン

表2 SBPの減少率(%)とRpの変化pattern

	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	8.72 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

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。

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。

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)。特に図の例で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。また高齢者の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

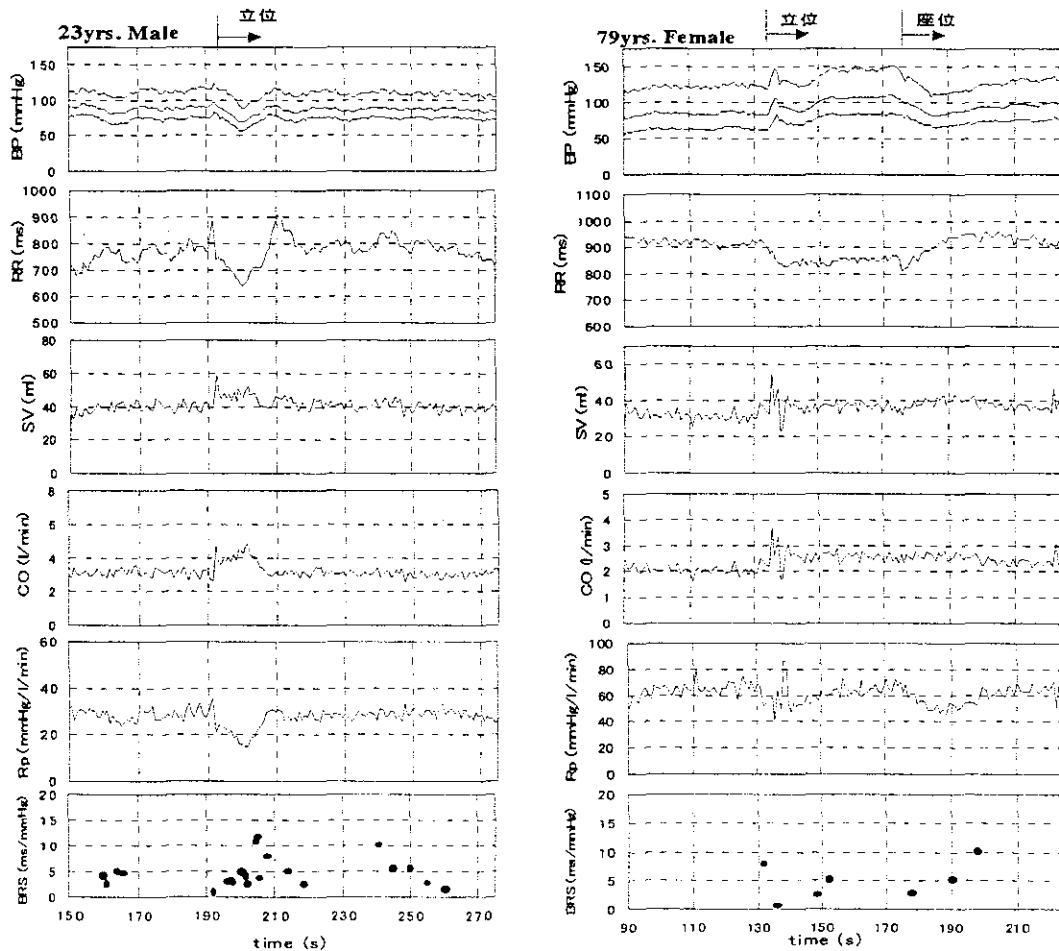


図8 起立に伴う循環応答の計測例(左:若年者、右:高齢者)

かる。

そもそも心拍出量は(一回拍出量)×(心拍数)で決まるものであるから、心拍数の応答不良(RRの減少不足)は心拍出量の増加不足に直接的に影響する。従って動脈硬化などによって伸展受容器である圧受容体の感度が低下した場合、ただ単にBCR回路の感度低下を引き起こすだけでなく、心拍出量の増加不足による血圧回復時間の延長、言い換えれば起立性低血圧の悪化を招くことになる。器質の変化は加齢とともに進行する不可避なものとした場合(即ち加齢に伴う圧受容体反射感度の低下は不可避なものとした場合)、重篤な起立性低血圧回避のためには心拍出量の増加能、即ち心予備力の維持が必要不可欠であり、各個人の残存能力に応じた軽度の運動負荷を常日頃より心がけることが重要と考えられる。

D. 結論

前年度試作した「無拘束循環動態モニタシステム」を用いて、各種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。

E. 研究発表

1. 論文発表

- (1)田中志信：生理機能の在宅モニタ技術，BME，14(2)，8-17，2000
- (2)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
- (3)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
- (4)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
- (5)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
- (6)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

2. 学会発表

- (1)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
- (2)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
- (3)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
- (4)S. Tanaka, M. Nakagawara, 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
- (5)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
- (6)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

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

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

Ⅱ) パソコン作業による呼吸循環器系への影響とストレス評価

[研究要旨] 心拍変動の周波数解析を用いた VDT(visual display terminal)作業時のストレス反応とその評価法について検討した。VDT の代表であるパソコンを用いたタイピングタスクは、交感神経活動の指標である心拍変動の低周波数成分を増加させ迷走神経活動の指標である高周波数成分を減少させた。心拍変動の周波数解析は VDT 作業時のストレス反応の評価に有用であることが示された。

Ⅲ) 運動ストレス（歩行と走行）に対する呼吸循環反応

[研究要旨] 呼吸代謝（分時酸素摂取量）と循環（心拍数）について無侵襲計測を行い、日常生活の代表的な活動である歩行と走行における呼吸循環反応を測定し、歩行と走行の生理学的意義と運動ストレス反応を評価すると共に、日常生活で使用する際の無拘束モニタリング機器の問題点について検討を加えた。7 km/h 以下では走行に比べ歩行の酸素消費量と心拍数は低く、7 km/h 以上では走行に比べ歩行の酸素消費量と心拍数は逆に高くなる。また、エネルギー効率が最大となる最適歩行速度は約 4.2 km/h であった。同一酸素摂取量を基準とした運動ストレスに対する心拍数は歩行に比べ走行で低くなった。これは走行時に循環系の効率が最大となるよう循環系が構築されていることを示唆するものである。更に、酸素摂取量と心拍数の回帰直線の傾きは、呼吸循環器系疾患の有無、耐運動能、健康状態などを示す指標として有用である。各被験者の日常生活における歩行速度の再現性が高いことから、無拘束心拍モニタリングシステムは、歩行時のエネルギー消費量を推定するのに有用であると考えられる。

Ⅳ) パソコン作業による呼吸循環器系への影響とストレス評価

A. 研究目的

近年、マイクロエレクトロニクスのめざましい発展に伴い、パーソナルコンピュータやワープロをはじめ OA (office automation) 機器の普及が急速に広がった。21 世紀は IT 時代と位置付けられ、一般家庭をはじめ社会の隅々までコンピュータのネットワークが張り巡らされることは必然となった。現在、インターネットの利用に代表されるように、その操作と情報の入手は C.R.T.(cathode-ray tube)ディスプレイ或いは液晶ディスプレイを通して行われている。これら VDT(visual display terminal)を用いた操作や作業に費やされる時間は、老若男女を問わず今後

益々増え続けるものと考えられる。

最近では、長時間の VDT 作業による VDT 症候群なる病気が認められるようになってきた。VDT 症候群とは、VDT の長時間使用により身体のみならず精神に変調を来すものを言う。目や筋肉の過度の疲労が変調の初期段階では問題にされるが、慢性的な状態に移行すると自律神経の失調も大きな問題になってくる。そのため VDT 症候群の早期発見のためのモニタリング機器の開発に期待が寄せられている。

当該研究の「高齢者の日常活動モニタリング機器の開発：日常生活の生体ストレス反応の評価に関する研究」においては、日常生活に占める割合が今後益々増えると予想される VDT 作業時のストレス反応とその評価方法に関する研究は重要な課題と考えられる。そこで本研究では、VDT 作業

が呼吸循環器系や自律神経系にどのような影響を及ぼすのか、また、それら生体反応と精神的・身体的ストレスの関係について調べた。

本研究では、VDT作業によるストレス反応や肉体的・精神的疲労等を具体化するため、情報系の講義に参加している大学生を対象にアンケート調査を行った。また、VDT作業中の呼吸循環器系諸指標を連続計測し、作業中に休憩を入れる条件と休憩を入れない条件とに分けて比較検討し、身体的・精神的ストレスと自律神経活動の評価を試みた。

B. 研究方法

B-1 アンケート調査

B-1.1 対象

山形大学工学部電子情報工学科の学生 109 名 (男 96 名、女 13 名、平均年齢 21 歳)

B-1.2 調査方法

アンケート調査：日本産業衛生学会産業疲労研究会で作成された「疲労自覚症状調べ」を元に作成したアンケート項目について解答を求めた。

質問項目の構成 (表 1 [appendix]) :

- 1) 個人ファイル (年齢、性別、パソコン使用時間など)、
- 2) ストレス調査 (精神的疲労 A 群と身体的疲労 B 群)

B-1.3 解析・評価方法

項目別訴え率 (%)

$$= \frac{\text{その項目の訴え数 (人)}}{\text{被験者数 (109 人)}} \times 100$$

B-2 生体計測

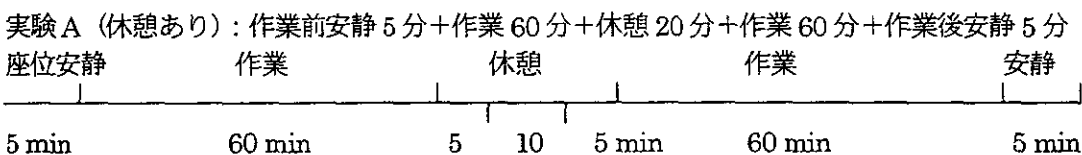
B-2.1 対象

対象はメディカルチェックにて呼吸循環器系に問題がないと判定された健康度、体力の良好な男子大学生 7 名。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。

B-2.2 プロトコール

2 時間の VDT 作業 (タイピングゲーム) を行う際、作業の途中に休憩を取る場合と休憩を取らない場合の 2 種類の実験を実施した。

タイピングゲーム ([特打 1] SOURCENEXT) は、パソコン利用の初心者から経験者まで、その能力に応じてタスク負荷 (難易度) を変えることができる。



実験 B (休憩なし) : 作業前安静 5 分 + 作業 120 分 + 作業後安静 5 分

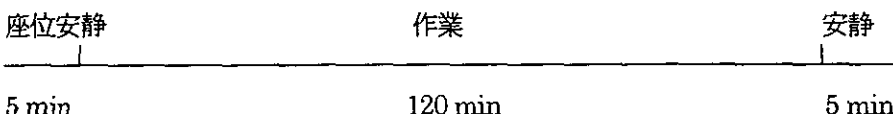


Fig.1 Experimental Protocol

B-2.3 呼吸循環測定

実験前被験者は、実験室隣の静かな部屋で臥位の姿勢で 30 分間安静にした。その後実験室に移動し、VDT 前の椅子に座り安静状態を維持した。椅子の高さは事前に調べた好みの高さに被験者毎に調節されている。作業中は心電図 (ECG) のみの計測とし、作業中以外の安静時と休憩中は ECG、

胸部インピーダンス、血圧 (BP)、一回換気量 (V_T)、呼吸数 (f)、分時換気量 (\dot{V}_E) を測定し、得られたデータは on-line でパーソナルコンピュータに取り込まれた。

ECG 波形は 500 Hz のサンプリングレートで A/D 変換され、R 波検出プログラムを通して R-R 間隔の時系列データが得られた。心拍数 (HR)

は R-R 間隔より求め、インピーダンス法による分時心拍出量の計算には、Kubicek の式を用いた。容積補償法による血圧計測 (Finapres 2300) の際、左手中指のカフ位置は心臓レベルに保たれた。呼気流速の計測には熱線流量計 (RF-2, Minato) を使い、breath-by-breath にてデータの取得を行った。

各被験者は、週 1 回の割合でタイピング試験を行った。実験は午前 10 時から開始した。各被験者は、試験の 24 時間前からカフェインの摂取を控え、3 時間前に軽い食事を済ませてから実験に臨んだ。実験中の室温は 23°C に保たれた。

B-2. 4 解析方法

スペクトル解析

心電図 R-R 間隔の時系列データは、3 次のスプライン補間が施され平均 R-R 間隔の等間隔時系列データに変換された。心拍変動の周波数解析には、最大エントロピー法 (maximum entropy method) を使い、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低周波数成分 (LF, low frequency, 0.04-0.15 Hz) と高周波数成分 (HF, high frequency, 0.15-0.40 Hz) と定義した。2 者の周波数帯内のスペクトルパワーの積分値 (パワースペクトルの曲線下の面積) を求めた。LF、HF 成分の評価には、normalized unit (nu) を用いた。また、nu 式はトータルパワーからは超低周波ノイズのパワーを除くため次式になる：

$$nu(\%) = 100 * LF / (LF + HF)$$

$$nu(\%) = 100 * HF / (LF + HF)$$

C. 研究結果

C-1 アンケート調査の結果

アンケートの対象者は、パソコン使用の経験者がほとんどで使用経験 1 年未満は 4% であった。使用頻度は、2 日に一度又はそれ以上の使用者は 67%、毎日使用する者は 44% である。平均使用時間は、1 時間～3 時間が比較的多く 63%、それ以上は 28% である。1 時間～3 時間の分布にピークを示しそれ以上の使用時間では減少し数%程度になる。しかし、6 時間以上になると 10% に増加し、正規分布には当てはまらない 2 極分布の特徴が見られる (Table 2)。

Table 2 Results of questionnaire

Term	Number persons	Percentage %
male	96	88.1
female	13	11.9
Age	21.1 years range 19-22	
Experience	under 1 years	4 3.7
	1-2 years	17 15.6
	2-3 years	47 43.1
	over 3 years	41 37.6
Frequency	1 day/week	10 9.2
	2 days/week	32 29.4
	3 days/week	19 17.4
	everyday	48 44.0
Duration	under 1 hours/day	9 8.3
	1-2 hours/day	33 30.3
	2-3 hours/day	36 33.0
	3-4 hours/day	11 10.1
	4-5 hours/day	7 6.4
	5-6 hours/day	2 1.8
	over 6 hours/day	11 10.1

パソコン使用時間別の作業者のストレスに関する訴え率は、使用時間が増えるに伴い訴え率が増加する傾向は見られず、概ね 20~40% の訴えである。肉体的なストレスに比べ精神的なストレスの訴えが僅かに多い傾向にあるが有意な差とは言えない (Fig. 2)。

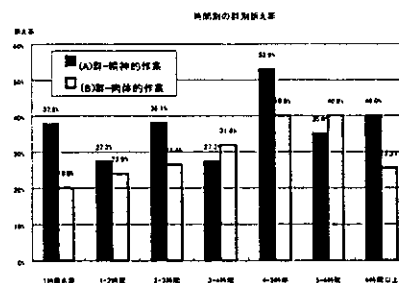


Fig. 2 Complain of stress and pains

A 群の項目は主に精神的な要素を代表する精神的なストレス評価 (Fig. 3A)。心的症状では、「眠くなる」が一番多い訴えで半数近くの人に認められ

る。以下の項目も全般的に眠気に関係がある項目が続く。これらの項目は、作業者のおかれている状況が変化すれば直ちに消失する疲労様症状と考えられる。情動性については「いらいらする」が19.3%と比較的低い。

B群の項目は主に肉体的な要素を代表する身体的疲労、或いは生理的なストレス評価 (Fig. 3B)。神経感覚的的症状である「目の疲れ」が90%近くの人で認められている。

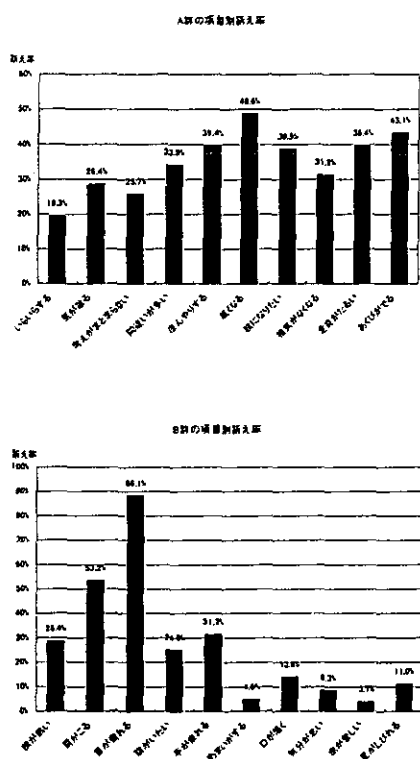


Fig. 3 Distribution of stress and pains

C-2 生体計測の結果

Fig. 4 はスペクトル解析による心拍変動の結果について代表的な一例を示している。Fig.4A はタイピングテスト前の安静 (control) とタイピングテスト 60 分経過時のそれぞれ 5 分間のデータを周波数解析した結果である。コントロールでは 0.15 Hz 以上の高周波数成分 HF にパワーが認められるが、タスク中のスペクトルでは HF はほぼ消失すると同時に 0.04-0.15 Hz の低周波数成分 LF の増加が認められる。Fig.4B は 60 分間のタイピングテストを実施した後の 20 分間の休憩におけるラスト 5 分間のデータとその休憩直後のタイピング中 5 分間のデータを周波数解析した結果

である。この 2 者の比較においても休憩中の HF はタイピング中に比べ高く、LF は逆に休憩中よりもタイピング中で高い値を示している。また、コントロールとタスク後の休憩中を比較すると、HF のピークはコントロールに比べ休憩中は低く LF はその逆であった。

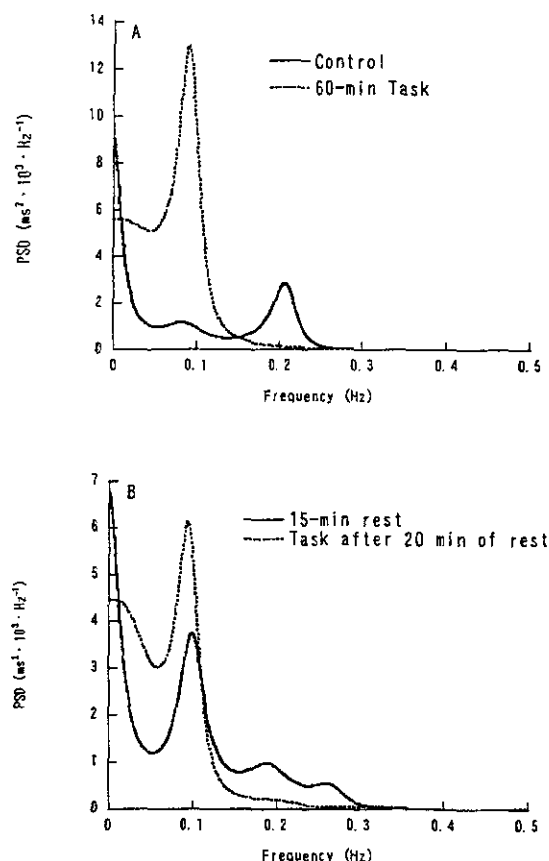


Fig.4 Power spectra of R-R interval variability in a representative subject. A: control vs. task, B: rest vs. task

Fig.5 は実験全体の変動を見るため、時間経過順に配置した各状態における LF と HF の変化を示している。二つのテストでは共に 120 分間のタイピングタスクを課すが、一方は中間点で 20 分間の休憩を入れるが、もう一方は休憩を取らずに連続して行うものである。作業前のコントロールでは両者の LF と HF に差は認められない。作業開始 30 分後には共に LF は増加し HF は減少し

た。作業中の増加した LF と減少した HF は（休憩中は除き）休憩の有無に寄らずほぼ同様のレベルを維持した。休憩中の LF は作業中に比べ低く、休憩 5 分より 20 分の方が低かった。一方、休憩中の HF は作業中に比べ高く、休憩 5 分より 20 分の方が高かった。しかし、20 分間の休憩では LF、HF 共にコントロールのレベルまでには回復しなかった。

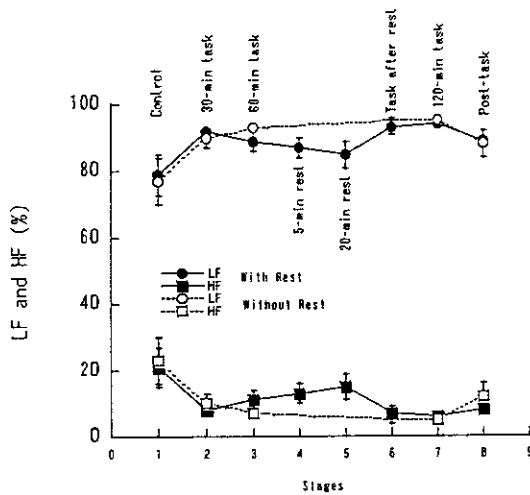


Fig. 5 changes in amplitudes of low-frequency and high frequency components of R-R interval variability during typing task

休憩中の呼吸系パラメータ（一回換気量、分時呼吸数、分時換気量）と循環器系パラメータ（心拍数、一回拍出量、分時心拍出量、血圧）については、一部の被験者で僅かな差が認められるものの全体では有意な差は認められなかった。

D. 考察

生体は環境適応の過程で様々なストレッサー（精神的・物理化学的的刺激）に曝され、生体に種々の反応を誘発する、これが所謂ストレス反応である。また、疲労とは、学術的には「生理的状態及び正常なる機能の低下」や「肉体的または精神的作業によって、その作業または作業能率の低下」等と定義されるが、一般には生理機能の低下、精神活動の低下、作業内容の質的・量的低下と理解することができる。

一般に精神的或いは身体的ストレスは、交感神経活動を高めカテコールアミンの分泌を促し、一方で副交感神経活動を抑制することが知られている。これら自律神経系の変化が、心拍数や血圧変

動に或いは呼吸様式に変調をもたらす。緊張や恐怖などの情動反応やストレスの評価指標としてこれらの呼吸循環系パラメータの測定が行われるのは、こうした機序を背景としている。この他にも姿勢、運動、薬物・化学物質、温度環境、高度環境など様々な要因が生体反応・生体順化・生体適応の様態をとって広い意味でのストレス反応を生む。

ストレスや疲労を主観的に測定することはある程度出来るが、主観的な自覚的疲労感やストレスと心身に実際に起こっている疲労の程度やストレス反応とは必ずしも一致しないことが多いと言われている。更にはそのことが疲労やストレスを客観的かつ定量的に測定することを困難なものにしている。そこで、疲労やストレスを評価するために、筋機能（筋出力、筋電図、腱反射など）、呼吸循環機能（呼吸量、血圧、心拍数、心拍変動、エネルギー代謝量、体温など）、感覚知覚機能（視力、聴覚、フリッカー値、眼球運動、脳波、皮膚電気反射、触二点弁別能など）、体内恒常性維持機能（血液量、水分量、電解質、ホルモン、ビタミン、免疫系など）等の生理的・神経感覚的機能の変化を測定する方法が取られている。この他には、行動記録やアンケート・チェックリスト調査などがある。近年、評価機器の小型化、計測の簡易化・自動化が進み、高度な専門知識や技術を要せずに生体の計測が可能となって来たが、被験者の個体間変動や個体内変動そして時間変動などのばらつきが大きいため、今尚、データの解釈には専門性が要求され計測機器の性能や判定・評価精度の向上が期待される。

パソコン使用に関するアンケート調査では、目の疲れの訴えが多かった。VDT 機器を利用した視覚作業に伴う目の疲れは、眼球運動をつかさどる筋肉の疲れや目の乾燥がその原因である。特に、目の乾燥は、涙液分泌量の減少や涙液蒸発量の増加によって引き起こされる。涙液の蒸発量を左右する直接の要因は眼球露出表面積であるが、ディスプレイ注視時の視線は上向き傾向にあり、このことが眼球露出表面積を増加させているとする報告がある。

アンケート調査で多くの方が訴えた「眠くなる」は、その他のアンケート項目同様に学術的には覚醒水準として評価される。眠気や意識低下の程度を表す覚醒水準は脳波を測定することによって知ることができる。しかし、脳波の電位変動は微弱

であることから顔・頸部の筋電や眼球運動の雑音信号が妨害となるため、パソコン作業に代表される VDT 作業時における覚醒水準の判定は脳波測定からは困難である。また、脳波計測とその解析ソフトは高額であるため日常活動のモニタリング機器として使用するにはユーザーへの負担が大きく、現在の見通しではコストの問題が重要課題になると予想される。そのような背景から覚醒水準の判定に心拍変動の周波数解析の利用が期待がされるが、本研究の結果では作業開始直後に LF の増加と HF の減少が見られ、且つそのレベルが作業中にあまり変化することがないことから、眠気やそれに伴う覚醒水準の変化を見ることは難しいと考えられる。しかし、周波数領域 (frequency domain) の解析には、例えばフラクタル解析などの波形情報を抽出する技法が残されており、心拍変動のフラクタル次元と覚醒水準の関係など調査すべき課題が残されている。

心理生理学の研究分野では、中枢神経系というインタープリタを介して行われる内外環境 (ストレス刺激や情動など) と心臓血管系とのやり取りを、自律神経調節と血行力学的変化の分析に見る研究が行われている。ストレス刺激や情動などに対する生理的反応には刺激特異性があり、ストレス刺激やストレス課題に対する生理的反応のパターンを分類する場合に、多くの症例が以下の 2 種類によって大きく分類される。その一つは能動的であったり動作を伴うもの (パターン I) : 例えば、暗算、反応時間課題、自転車エルゴ運動、ハンドグリップ運動など。もう一つは受動的あるいは抑制的な状態 (パターン II) : 例えば、騒音、寒冷昇圧、フィルム (事故現場やポルノ) である。本研究のタイピング試験は、前者のパターン I の系統に分類される。一般にパターン I に対する生理的反応は、血行力学的昇圧反応が代表とされている。しかし、タイピング試験では血圧の増加や心拍出量の増加反応は検出されなかった。

これまで数多くの研究者によって様々な生理的条件下での研究がなされ心拍変動の周波数解析とその解釈がなされてきた。周波数解析の研究が初期の頃は、HF は心臓迷走神経活動の指標そして LF は交感神経活動の指標とされた。しかし、研究が進み薬理学的実験、神経切除、チルト試験、運動試験など様々な条件によってもたらされた結果は、HF は心臓迷走神経活動の指標であり、LF は交感神経と迷走神経の両方の影響を受けるとす

る解釈が広まった。タイピング試験時の LF の増加は交感神経の緊張、また、HF の減少は迷走神経活動の抑制が予想される。通常、呼吸数の増加は迷走神経活動とは関係なく HF の減少をもたらす。しかし、一回換気量の減少はやはり HF の減少をもたらす。しかし、コントロールと比べそれらの呼吸パターンには変化は認められなかった。また、呼吸周波数の低周波数帯域へのシフトも認められなかった。従って、LF の増加は交感神経活動の増加、そして HF の減少は迷走神経活動の減少に起因すると推察される。今回、心拍出量、血圧、総末梢血管抵抗などの平均値による血行力学的情報にはタイピングタスクによる生理的反応は検出できなかったが、心拍変動の周波数解析では VDT 作業によるストレス反応が見出された。

本研究では、換気量の計測にフェイスマスクを装着し呼気流速を測定した。日常活動ではフェイスマスクの着用は活動を著しく拘束するため、その代役として胸部インピーダンスによるスパイログラムの使用と周波数解析が呼吸情報の抽出には有効であるとの報告がある (Hayano et al. 1994)。早野らは、胸部インピーダンスによる呼吸変動波形の complex demodulation 法を用いた解析結果においてピーク周波数とその平均振幅が呼吸周波数と一回換気量にそれぞれ高い相関があることを実験的に示している。

E. 結論

VDT (visual display terminal) 作業時のストレス反応とその評価法について検討した。VDT 作業の代表となるパソコンのディスプレイを注視しながらのタイピングゲームは、交感神経活動の指標である心拍変動の低周波数成分を増加させ、迷走神経活動の指標である高周波数成分を減少させた。心拍変動の周波数解析は VDT 作業時のストレス反応の評価に有用であることが示された。

[11]運動ストレス(歩行と走行)に対する呼吸循環反応

A 研究目的

日常生活での基本動作の一つに歩行が挙げられる。また、高齢者の健康維持、疾病の予防、QOLの向上のためには、歩行運動は欠かせない要素と言える。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をとる。

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。得られた生体情報を解析・評価する際、MEが得意とするのは、メカニカルな解析と呼吸代謝量・循環量の解析、そしてそれらの数理情報学的処理である。しかし、一方で数理情報学的処理に委ねられた解釈は生理学の解釈から乖離していたり、或いは数的に記述された情報の解釈に生理学的意義が伴わないと云うギャップが生じている。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は不可能であることから、しばしば適用限界を越えてしまう場合が見受けられる。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。

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と走行における呼吸循環反応の観察と運動に対する呼吸循環のストレス評価を行うため、呼吸代謝(分時酸素摂取量)と循環(心拍数)について計測・解析し、生理学的意義と無拘束モニタリング機器の日常生活で使用する際の問題点について検討を加えた。

B. 研究方法

B-2.1 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、体力の良好な男子大学生6名(Mean±SD, 年齢 21.7±1.2 year, 身長 170.2±5.4 cm, 体重 65.3±5.8 kg)。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。

被験者は、運動試験の24時間前からカフェインの摂取と喫煙を控え、3時間前に軽い食事を済ませてから実験に臨んだ。

B-2.2 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。

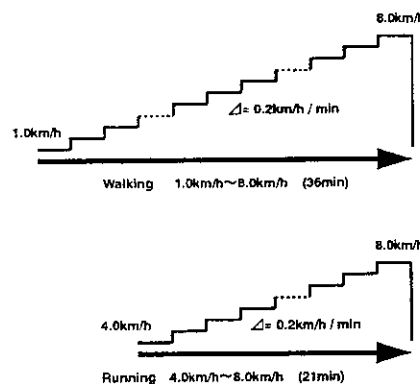


Fig.6 Experimental protocol

Locomotion の実験は、トレッドミルのスピードを毎分時速 0.2 km の割合で増加させる多段階負荷運動である (Fig.6)。歩行は 1.0 km/h から 8.0 km/h までの 36 分間、一方、ランニングは 4.0 km/h から 8.0 km/h までの 21 分間の運動である。ランニングを 4.0 km/h から始めた理由は、それ以下のスピードでは遅いためにステップの位置が後方になったりと不自然な動作になるためである。

B-2.3 測定装置

Fig.7 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、呼吸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。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 (PC-9821Xa13, NEC) に取り込まれた。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 (PC-9801RX, NEC) で制御された。

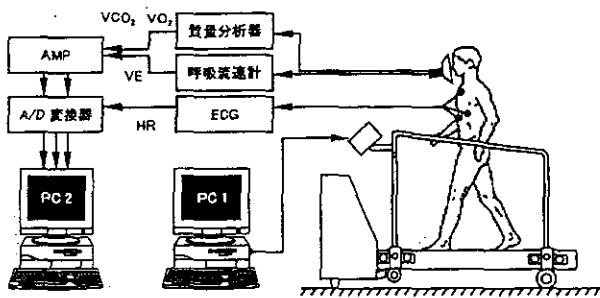


Fig. 7 Experimental setup

C. 研究結果

Fig.8 は、ある被験者の歩行と走行の際の分時酸素摂取量 (A) と心拍数 (B) の変化を示している。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。走行時の分時酸素摂取量と心拍数の増加は速度の増加に対して比較的直線的に増加した。同一速度で比較すると、歩行時の酸素摂取量と心拍数は走行時のそれらと比べ低い値を示す。しかし、すべての被験者において、それらのパラメータは 7.26 ± 0.68 km/h (mean \pm SD) から 7.40 ± 0.65 km/h の範囲で交差した。

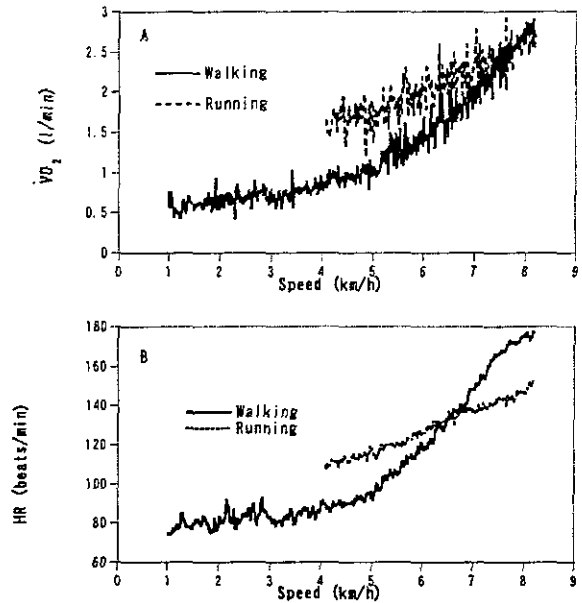


Fig.8 Oxygen uptake (A, $\dot{V}O_2$) and heart rate (B, HR) in walking and running at increasing treadmill speeds in a representative subject.

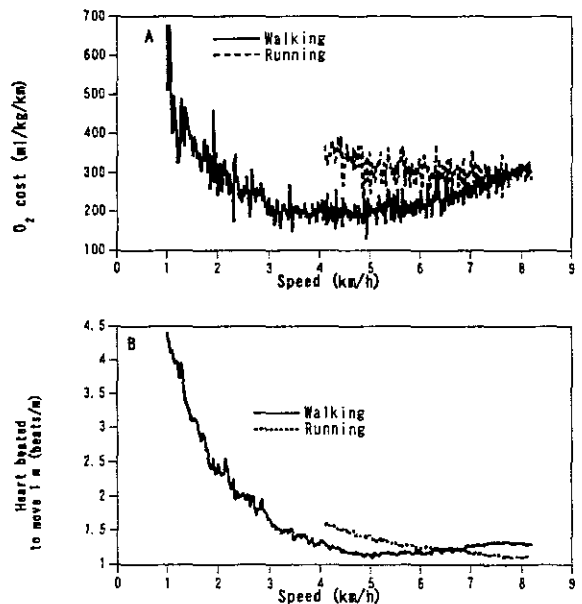


Fig.9 A: Oxygen uptake per unit weight distance (oxygen cost, oxygen uptake divided by weight and speed, calculated from data Fig.1). B: Heart beats to unit distance walked and run in same subject.

Fig.9A は酸素摂取量をその時の移動速度で除して得られる、1 km 移動するのに消費される体重 1 kg あたりの酸素摂取量－酸素コスト或いはエネルギーコストを示している。歩行の酸素コストは 1 km/h から 4.3 km/h までは減少し、その後の速度では増加した。歩行時の 6 人の平均最小酸素コストは、 4.2 ± 0.2 km/h で 202.3 ± 22.6 ml/kg/km であった。走行時の酸素コストについては、計測された 4.0 km/h から 8.0 km/h の範囲では検出されなかった。

同様に、Fig.9B は心拍数をその時の移動速度で除して得られる、1 km 進むのに心臓が打つ心拍数－心拍コストを示している。これは、1 km 移動するのに生体が必要とする血液量を送り出す心臓の収縮回数を意味する。歩行時の心拍コストは酸素コストと同様に低速度域では減少するものの 4.2 km/h 後には僅かな増加を示すか、或いは同レベルを維持した。被験者 6 名中 4 名で最小値は見られたが、他の 2 名の最小値は検出困難であった。また、心拍コストを最小とする最適歩行速度は酸素コストを最小とする最適歩行速度に比べ高速側であった。

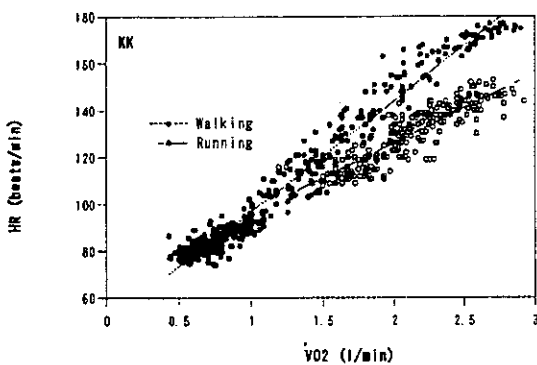


Fig.10 Heart rate (HR) against oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) determined at increasing speed in walking and in running in the same subject. Least-squares regression lines were fitted to HR versus $\dot{V}O_2$ plot in each of walking and running.

Fig.11 は歩行時と走行時の分時酸素摂取量と心拍数の関係を示している。同一移動速度では分時

酸素摂取量が違うことから、相対的運動負荷強度の指標である分時酸素摂取量を基準に歩行時と走行時の心機能を比較した。歩行時と走行時の心拍数の増加は、分時酸素量の増加に一次関数的に比例した。しかし、歩行時の回帰直線の傾きは、走行時に比べ有意に高い値を示した (37.3 ± 8.0 vs. 25.3 ± 7.6 , $P < 0.05$, Pearson correlation coefficient)。

D. 考察

歩行或いは走行のためのエネルギー(又は代謝)コストは、単位移動距離あたりの酸素消費量として表すことができる。また、その歩様 (gait) の最大効率、最も低いエネルギーコストとその移動速度で定義することができる。移動速度の関数で表される歩行のエネルギーコスト又は酸素コストは、移動速度の増加に対して下に凸の曲線となり必ず最小値を持つ。この酸素コスト最小値を持つ歩行の最大効率速度は健康若年男性で平均 4.2 km/h であり、以前に報告されている Cavagna et al. (1963), Robertson et al. (1982), Zarrugh et al. (1974) の研究結果に一致する。

速度の増加に対する酸素消費量の増加は、走行に比べ歩行が大きい。また、7.0 km/h 以下の移動では、分時酸素摂取量と酸素コストは走行に比べ歩行の方が低い。7.0 km/h 以上では逆の結果となった。しかし、ある一定値を漸近線に単調減少する走行の酸素コストは、その漸近線レベルがほぼ歩行の最小酸素コストと接し、歩行と走行の最大エネルギー効率は歩様によらず同一であることを示唆している。これは、馬で報告されているエネルギーコストが歩様 (walk, trot, gallop, run) に寄らず一定である実験事実 (Hoyt & Taylor 1981) を支持するものである。

同様に、1 km 進むのに心臓が打つ心拍数－心拍コストは、歩行時の低速度では減少傾向を示すが高速度での増加は酸素コストに比べ被験者全員で弱く、最小値を示した例は 6 名中 4 名であった。この 4 例においても歩行速度と心拍コストの関係は「U」字曲線を示し、心拍コストについては酸素コストの場合のようにコストを最小とする最適歩行速度を決定することは困難であった。

歩様の違いに関する循環系の適応(或いはストレス)を検討するため歩行時と走行時の心拍数の比較を試みた。通常の歩行速度では歩行時に比べ走行時の酸素摂取量と心拍数は共に大きい値を

示した。走行にとって極端に低い速度では、不自然な動作となり（例えば、上に跳ね上がるだけで前進しようとはしない）エネルギー効率が悪くなると考えられる。一般に、mode の違う運動に対して循環反応を比較する場合には、絶対強度の比較は困難なことから分時酸素摂取量が相対強度の指標として用いられている。本研究では、任意の酸素摂取量に対する心拍数の値は走行に比べ歩行が高く、また、酸素消費量の増加（すなわちストレス）に対する心拍数の増加分は走行に比べ歩行が高いことを示した。これらの現象は、運動に対する循環系ストレスは歩行に比べ走行で低いことを意味し、また、以前に我々がシミュレーションで示した血管と組織の構成が運動時で最適になるよう設計されている（医用電子と生体工学 1990）、を支持するものである。歩行時に比べ走行時の循環効率が高い理由としては、筋肉の収縮弛緩運動の際の筋ポンプ作用によってもたらされる静脈還流の促進効果が可能性として考えられる。循環系が血液を循環させるのに必要なエネルギーの30%を筋ポンプがカバーしているとする研究報告がある（Stegall 1966）。収縮弛緩運動の周期や静脈に加わる筋張力が循環効率に影響している可能性が考えられる。その他では、任意酸素摂取量に対する筋肉量（mass）の違いが歩行と走行で違うため、循環系の反応に差が生じたことも要因として考えられる。Poulsen（1963）とVokac（1975）のグループは、同一酸素摂取量における腕と脚の運動を比較したところ脚運動に比べ筋肉量の少ない腕運動の心拍数が高くなることを報告している。本研究では、歩行と走行、Locomotion の意味では脚という同一の筋肉を使用しているが、筋収縮の質と量については歩行と走行では明らかに違うと言える。更に、歩行と走行の努力感（Rating of Perceived Exertion）を調べた研究では、gait が歩行から走行に自然に変わる速度（preferred transition speed）を超えて歩行を強制すると、歩行の努力感はその同一速度における走行の努力感よりも有意に高い値を示している（Hreljac 1993）。

子供や大人の歩行時エネルギー消費量は、酸素摂取量を指標とすることがある（Rose et al. 1991, Zarrugh & Radcliffe 1978）。近年、心拍数の測定が簡便・正確になったこと、また、トレッドミル歩行実験では広い範囲での歩行速度で酸素消費量と心拍数の間に直線関係が認められることから、心拍数をエネルギー消費量の推定に用いる試みが

なされている。無拘束心拍モニターを用いたエネルギー消費量の推定は、日常生活の活動度や生理的・臨床的研究における体力や代謝エネルギー量の評価そして活動時のストレス評価に有用と考えられる。また、無拘束モニターリングによって得られる歩行時（日常活動時）の酸素消費量と心拍数の関係を表す直線の傾きは、体調評価と体力評価の指標に有用と考えられる。strand & Rodahl（1986）は、bed rest によって酸素消費量-心拍数直線の傾きが増加し、トレーニングによって酸素消費量-心拍数直線の傾きが減少することを示している。

酸素消費量-心拍数直線の関係は歩行時と走行時でそれぞれ成立するが、評価の際には歩行と走行の区別が必要である点に注意せねばならない。また、移動速度は歩幅（step length）と歩数（steps/min）の積の結果であるから、歩行時や走行時のエネルギー消費量は、必然的に歩幅と歩数に依存することになる（Zarrugh & Radcliffe 1978, Cavanagh & Kram 1985）。ヒトは、同一速度で歩行も走行も可能であり、更に同一歩幅でも歩幅と歩数を変えることで同一速度の移動を可能とする。従って、歩行と走行のエネルギー消費量は、厳密には移動速度だけでは決定できないと言う問題点を抱えることになる。しかし、これらの制約があるにもかかわらず、速度関数による歩行や走行のエネルギー消費量の推定は十分有効であると考えられる。その根拠は、歩行や走行の際、被験者の選択している歩数（steps/min）は、その移動速度における被験者の酸素消費量が最も低くなる最適歩数となっているからである（Zarrugh & Radcliffe 1978, Cavanagh & Kram 1985）。日常生活では被験者は強制された歩幅や歩数で歩くわけではなく、自由に好みの歩行や走行を選択している。好みの歩行速度の再現性は非常に高く（岡本ら 1999）、移動速度を変数としたエネルギー消費量の推定は十分信頼できるものであると考えられる。

E 結論

本研究では日常生活の中の活動の代表である、歩行と走行における呼吸循環の運動ストレス反応を評価するため、呼吸代謝（分時酸素摂取量）と循環（心拍数）について無侵襲計測し、生理学的意義と無拘束モニターリング機器の日常生活で使用する際の問題点について検討を加えた。移動の低

速度時は歩行に比べ走行のエネルギー消費と心拍数は高いが、7 km/h を越えるとその逆の結果となる。また、エネルギーコストが最も低くエネルギー効率が最大となる最適歩行速度は約 4.2 km/h であった。更に、任意の酸素摂取量に対する心拍数は歩行に比べ走行で低く、走行時に循環系の効率が最大になるよう循環系が構築されていると示唆された。各歩行者の歩行速度は再現性が高いことから無拘束心拍モニタリングシステムは、歩行時のエネルギー消費量の推定に有用であると考えられる。

F. 研究発表

1. 論文発表

(1) 高橋龍尚、芦川紘一、宮本嘉巳：低負荷運動時における心拍数増加の抑制について

医用電子と生体工学 38(Suppl.): pp.447, 2000

(2) 高橋龍尚：運動時の呼吸循環応答の解析とその問題点について

第8回バイオフィジオロジー研究会抄録集、2000

(3) 高橋龍尚、岡田暁宜、早野順一郎、田村俊世、宮本嘉巳：整理運動後の心拍数と心臓自律神経活動の変化

第34回日本ME学会東北支部大講演論文集、pp. 16, 2000

(4) 高橋龍尚：パソコン作業による呼吸循環器系への影響とストレス評価

計測自動制御学会中部支部福祉工学研究会プログラム集、pp.8, 2001

(5) Tatsuhisa Takahashi, Akiyoshi Okada, Toshiyo Tamura, Yoshimi Miyamoto.: Cardiorespiratory responses to walking and running at an incremental speed of treadmill.

Advances in Experimental Medicine and Biology (in press)

(6) Tatsuhisa Takahashi, Akiyoshi Okada, Junichiro Hayano, Toshiyo Tamura.: Influence of cool-down exercise on autonomic control of heart rate during recovery from dynamic exercise. Medicine and Science in Sports and Exercise. (submitting)

2. 学会発表

(1) 高橋龍尚、芦川紘一、宮本嘉巳：低負荷運動時における心拍数増加の抑制について

第39回日本ME学会大会、東京、2000

(2) 高橋龍尚、宮本嘉巳：運動後の整理運動と姿勢変化による循環動態への影響

第25回山形大学医工学セミナー、山形、2000

(3) 高橋龍尚：運動時の呼吸循環応答の解析とその問題点について

第8回バイオフィジオロジー研究会、裾野、2000

(4) Tatsuhisa Takahashi, Akiyoshi Okada, Toshiyo Tamura, Yoshimi Miyamoto.: Cardiorespiratory responses to walking and running at an incremental speed of treadmill. 8th Oxford Conference on Modeling and Control of Ventilation. Boston, U.S.A.

(5) 高橋龍尚、岡田暁宜、早野順一郎、田村俊世、宮本嘉巳：整理運動後の心拍数と心臓自律神経活動の変化

第34回日本ME学会東北支部大会、仙台、2000

(6) 高橋龍尚：パソコン作業による呼吸循環器系への影響とストレス評価

計測自動制御学会中部支部福祉工学研究会、大府、2001

H. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

[APPENDIX]

表 1

VDT (Visual Display Terminal) 作業によるストレスの調査

1. 個人ファイル

- ① あなたの年齢 _____ 才
- ② あなたの性別
男 女
- ③ パソコンの使用歴 (定期的を使用する場合のみ ; 授業での使用を含める)
1年未満 1~2年 2~3年 3年以上
- ④ 使用頻度
週に1日 週に2~3日 週に4~5日 ほぼ毎日使用している
- ⑤ 一日にパソコンの平均使用時間
1時間未満 1~2時間 2~3時間 3~4時間 4~5時間
5~6時間 6時間以上

2. ストレス調査

長時間にわたってパソコンを使い、つぎのようなことがあったら“○”で、ない場合には“X”でお答え下さい。

(A)

いらいらしてくる	
気が散るようになる	
考えがまとまらない	
することに間違いが多くなる	
頭がぼんやりしてくる	
眠くなる	
横になりたくなる	
根気がなくなる	
全身がだるくなる	
あくびがでる	

(B)

腰が痛くなる	
肩がこる	
目がかかれてくる	
頭が痛くなる	
手が疲れてくる	
めまいがする	
口がかわいてくる	
気分が悪くなる	
息が苦しくなる	
足がしびれてくる	