



漸増負荷 Stroop color word conflict test が心臓 自律神経系活動に及ぼす影響

武井, 義明

羽馬, 梓

柳田, 泰義

(Citation)

神戸大学大学院人間発達環境学研究科研究紀要, 2(1):127-132

(Issue Date)

2008-09

(Resource Type)

departmental bulletin paper

(Version)

Version of Record

(JaLCD0I)

<https://doi.org/10.24546/81000815>

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/81000815>



漸増負荷 Stroop color word conflict test が
心臓自律神経系活動に及ぼす影響Effect of incremental Stroop color word conflict test
on cardiac autonomic nervous system activity武井 義明* 羽馬 梓** 柳田 泰義***
Yoshiaki TAKEI* Azusa HAMA** Yasuyoshi YANAGIDA***

要約：本研究の目的は、Stroop color word conflict test (CWT) を用いてその課題提示時間を3段階に変えた時の心拍数と周波数解析により定量化した心臓自律神経系活動について検討することにある。20名の女子が14分間の座位安静の後、課題提示時間2秒 (CWT1)、1.5秒 (CWT2) および1秒 (CWT3) のCWTを各々7分間行い、再び14分間座位で回復期を設けた。各条件の最後の5分間のRR間隔データを8Hz間隔で再サンプリングした後、直接法によりパワースペクトルを求めた。このうち0.04～0.15Hzの積分をLF、そして0.15～0.5Hzの積分をHFとした。心拍数と心臓副交感神経系活動の指標と考えられるHFは安静とCWT2およびCWT3との間、CWT1とCWT3との間および回復期とCWT2およびCWT3との間において5%水準で有意な差が認められた。心臓交感神経系活動の指標と考えられるLF/HFについてはCWT1とCWT3との間および回復期とCWT1およびCWT2との間において5%水準で有意な差が認められた。以上のことから刺激提示時間の短縮とともに心拍数は有意に増加し、心理学的な負荷の漸増を認めた。そしてこの心拍数の増加は主に副交感神経系活動の減少によるものと考えられた。

1. 緒言

ストレス社会と言われる現代社会においては、人はさまざまな心理学的負荷によりストレスを受けており、それが自律神経失調症(高津ら, 2000; 羽生ら, 1996)、本態性高血圧(野添ら, 2001)、虚血性心疾患(菊地, 2001)、消化性潰瘍(中井, 2001)などの種々の疾患や免疫機能低下(久保, 2001)の原因になっていると言われている。そのため心理学的負荷時の血圧応答などから将来的な成人病の発症の可能性をスクリーニングする研究もある。その際負荷方法として簡便さから暗算が用いられることが多く、平均で10拍/分以上の増加が報告されている(Bernardi et al., 2000; Boutcher et al., 1998; Ravaja et al., 1997; Sloan et al., 1996)。しかし、日本人を被験者に用いた多田ら(2001)の研究では暗算による心拍数の増加は有意ではあるものの、10拍/分未満であり、また、5段階のレベルを設定した山田と三宅(2007)の研究においては心拍数の有意な増加すら認めることはできなかった。日本には算盤の様な伝統文化もあり、一般に他の民族に比べ比較的計算能力が高く、心理負荷としての暗算は有効な手法とは言えない。

心理学的負荷法としてStroop Color Word Conflict Test (CWT)を用いる方法がある。CWTとは、Stroop(1935)によって発明さ

れた、人の認識過程における感覚拒絶を含む人間の防御反応のモデルである。CWTはいわゆる「文字色認識」である。「赤」、「青」、「緑」、「黄」、「紫」の5色のうちいずれかの文字が現れるが、文字の色は、その5色のいずれかの色で書かれており、文字と文字を書いている色が一致しているとは限らない。被験者は文字を判断するのではなく、文字を書いている色を認識しなければならない。この認知プロセスの矛盾がストレス状態を生みし、負荷中心拍数が増大する(Boutcher and Boutcher, 2006; Fauvel et al., 2000; Freyschuss et al., 1990)。また、Hoshikawa and Yamamoto (1997)はFreyschuss et al. (1990)と同様なプロトコルを用いて日本人の被験者においても平均約9拍/分の有意な心拍数の増加を観察している。

心臓の拍動は一拍動毎に異なり、心拍変動性と呼ばれている。心臓は心臓交感神経系活動と心臓副交感神経系活動の双緊張によって制御されているが、この効果は心拍数だけでなく、心拍変動性にも反映される。一般に心拍変動性を周波数解析するとそのパワースペクトルは二峰性のピークを示し、高周波領域(HF; 0.15～0.04Hz)は副交感神経系活動の影響を受け、低周波領域(LF; 0.04～0.15Hz)は交感神経系活動と副交感神経系活動の双方の影響を受けることが知られている。そこからHFとLFのパワーの比率(LF/HF)を持って交感神経活動の指標とすることが可能となっ

* 神戸大学大学院人間発達環境学研究科准教授
** 神戸大学大学院総合人間科学研究科前期課程
*** 神戸大学大学院人間発達環境学研究科教授

(2008年4月1日 受付)
(2008年9月1日 受理)

ている (Task Force of the European Society of Cardiology, the North American Society of Pacing, Electrophysiology, 1996). 暗算負荷時における心拍変動性を周波数解析により検討した研究は多いが, CWT 負荷の心拍数を検討した研究が暗算に比べ少ないこともあり, CWT 負荷時における心拍変動性の周波数解析による検討は少ない (Hoshikawa and Yamamoto 1997).

Stroop (1935) によるオリジナルの CWT は提示された語句に対してできる限り早く応答するというものであるが, Boutcher and Boutcher (2000) はスライドを使用し, Hoshikawa and Yamamoto (1997) はコンピュータを使用することで一定時間間隔で課題を提示する方法を採用している. 課題の提示時間は Boutcher and Boutcher (2000) は 1 秒であり, Hoshikawa and Yamamoto (1997) は 2 秒であった. この提示時間の違いが心理負荷としての強度の違いを生じうるかは定かでない. また, スクリーニングのための負荷試験として考えた場合負荷強度の設定が一つであるよりは複数であるほうがより詳細な評価が可能になるものと考えられる.

そこで本研究の目的は CWT において刺激提示時間を変えることにより漸増負荷による心理学的負荷を課したときに心理学的負荷として十分な心拍数の増加を得られるか否かを検討し, さらにその心拍変動性の周波数解析により心臓自律神経系活動を定量評価することにある.

2. 方法

2.1. 被験者

被験者として健康な女性 20 名 (身長: 159.6 ± 4.8 cm, 体重: 52.6 ± 4.4 kg, 年齢: 20.8 ± 2.1 歳) が参加した.

被験者には問診にて色覚異常がないかの確認をし, 非喫煙者を選んだ. また, 被験者は全員右利きを選んだ. 被験者には実験の 3 日前から, (1) 規則正しい睡眠, 起床を心掛けること, (2) 激しい身体的活動 (運動) を避けること, (3) 激しい精神的ストレスをもたらしような行為を避けること, (4) アルコールおよびカフェインを含むコーヒーやお茶などの摂取を避けること, を依頼した. 実験当日においては, 実験開始 2 時間前までに, 軽く朝食を摂り, 朝食にはコーヒーやお茶などカフェインを含む食品は避けること, 2 時間前からは飲食 (水は除く), 激しい身体的活動は避けることを依頼した. また実験室に向かう際は, 長時間の徒歩は避け, 電車, バイクもしくはバス等の乗り物に乗って来るように依頼した.

各被験者には, 実験に伴う苦痛と危険性を説明し, いつでも実験を辞退できることを理解させた上で実験参加の同意を得た.

2.2. 実験手順

各被験者は実験室に慣れる時間を十分にとった後, ノート型パーソナルコンピュータ (Gateway 社製: SOLO3300) を設置した机に向かって, 背もたれ, 肘置きのある椅子に座った. またコンピュータの右横にマウスパッド (Gateway 社製) を敷き, その上にマウス (株式会社アペール製: USB ウィズマウス) を置いた. 本研究では Hoshikawa and Yamamoto (1997) の研究と比較検討しやすいよう実験プロトコルを設定した. 図 1 における瞬時心拍数の時系列データに見られるように各 WCT の立ち上がりでオーバーシュート

現象が認められた. 周波数解析においては分析対象となる時系列データが定常であることが必要であり, かつ周波数解析は統計解析同様データの信頼性をうるためには 256 心拍以上のデータ長が必要となる (Task Force of the European Society of Cardiology, the North American Society of Pacing, Electrophysiology, 1996). 256 心拍以上のデータが得られ, オーバーシュートの影響を避けた上で Hoshikawa and Yamamoto (1997) 同様 7 分間の倍数でプロトコルを構成した. また, 提示の時間は Hoshikawa and Yamamoto (1997) と同じ 2 秒 (CWT1), Fauvel et al. (2000) と同じ 1 秒 (CWT3) およびその中間の 1.5 秒 (CWT2) とし, 提示時間を減少させて負荷を漸増させた.

被験者には CWT の操作等について十分に説明し, CWT1 を 1 分間練習させた. その後, 座位のまま楽な姿勢で 14 分間安静 (REST) にし, CWT1, CWT2 および CWT3 を各々 7 分間, この順序で負荷を漸増した. その後再び 14 分間の座位安静での回復期 (RECOVERY) を設けた. 実験中の室温は $22 \pm 1^\circ\text{C}$ であった.

実験に用いた CWT は, プログラミングソフト (Microsoft 社製: Visual Basic Ver. 6.0 Enterprise Edition) により自作した. コンピュータの画面上において, 「赤」, 「青」, 「緑」, 「黄」, 「紫」の 5 色のうちいずれかの文字が画面の中央にランダムな順に現れる. 文字を描いている色は, その 5 色のいずれかの色で描かれており, 文字と文字を描いている色が一致しているとは限らない. すなわち, 被験者は文字を判断するのではなく, 文字を書いている色を認識し, 「赤」, 「青」, 「緑」, 「黄」, 「紫」の 5 つのコマンドボタンの中から, 正しい答えのボタンをマウスでクリックするというタスクを与えた. 被験者は文字が表示されている時間内に, 正しい答えのボタンをクリックしなければならない. なお現れる文字の大きさは 72 ポイント, コマンドボタン上の文字の大きさは 20 ポイントに設定した. 本研究の CWT は, パフォーマンスが得点化されており, 時間内に正しい答えのボタンをクリックできれば, 2 点が加算され, 間違った文字のボタンをクリックすれば, 2 点が減点される. また, 時間内に答えが選択できず, どのボタンも押さなかった場合も 1 点が減点されるよう設定した. 聴覚的な情報として, 間違った文字のボタンをクリックしたときに, 耳障りなピープ音が流れ, またレベルが変わるときにも違ったピープ音が流れるように設定した. 本研究の CWT においては, 被験者のモチベーションを高めるために, 1 分毎の正解率から, 「A」, 「B」, 「C」, 「D」, 「E」いずれかのランクが表示されるように設定した. なお「A」は正解率 9 割以上, 「B」は 8 割以上, 「C」は 7 割以上, 「D」は 6 割以上, 「E」は 6 割未満とした. また, 実験が終了した最終ランクによって, 賞金が与えられた. CWT のコンピュータバージョンの利点は, ピープ音など聴覚的な刺激が同時に与えられること, 刺激の順序がランダムにできること, 簡単にストレス負荷の難度を修正できること, 被験者に瞬時にフィードバックが可能であることが挙げられる. また, マウスで操作することの理由は, 発声の影響を避けるためである (Bernardi et al., 2000). なお, 被験者の中で, 本研究以前に CWT を経験した者はいなかった.

被験者の胸部から CM_5 で心電図 (ECG) を継続的に記録し, 増幅器 (日本光電社製: AB-621G) で増幅およびフィルタリング ($< 300\text{Hz}$) した後, 16 ビット A/D 変換器 (TEAC 社製: DR-Ma2) を用

いて、1kHzでサンプリングしデジタル化してMS-DOSフォーマットされた3.5インチ光磁気ディスク(MO)に格納した。R波検出はマイクロコンピュータ(NEC社製:PC9821Xcl3)を用い、QRSコンプレックスをトリガーとした自作の自動検出プログラムで行なった。データはオフライン処理した。

また呼吸間隔の計測のため、被験者は胸部からインピーダンス変化を呼吸曲線とし、継続的に記録した。呼吸曲線のデータは、ECG測定と同じように一旦MOに格納した後、自作のプログラムにより、呼吸曲線における吸気開始時(呼吸曲線の最低値)から次の吸気開始時までを呼吸間隔として検出した。データはオフライン処理した。

2.3. 分析方法

自作のプログラムにより1ms単位でRR間隔の時系列データを取得した。このデータから瞬時心拍数を求めた。さらに安静時およびCWT負荷中における心拍変動の周波数解析を行なった。各条件の最後の5分間のRR間隔データを8Hz間隔で再サンプリングして等時間間隔の時系列を作成し、その時系列について高速フーリエ変換を行い、直接法によりパワースペクトルを求めた。周波数解析によって求められたパワースペクトルのうち、0.05～0.15Hzの周波数領域を低周波領域、そして0.15～0.5Hzの周波数領域を高周波領域とし、それぞれの周波数領域における積分値を求め、低周波領域の平均値をLF、高周波領域の平均値をHFとした。本研究では、HFを迷走神経活動の指標とし、LF/HFを交感神経活動の指標とした。

また、呼吸曲線においても、自作のプログラムにより1ms単位で呼吸間隔の時系列データを取得した。

2.4. 統計処理

安静時と3段階のCWT負荷中および回復期における平均瞬時心拍数および周波数解析から求められた自律神経系活動の指標について対応のある一元配置分散分析を行い、5%水準を有意とした。有意差が認められた場合にはさらにHolm法による多重比較検定を施し、5%水準を有意とした。統計処理には解析パッケージソフトR ver. 2.5.1を用いた。

3. 結果

図1には実験中の瞬時心拍数の変化の1例を示した。

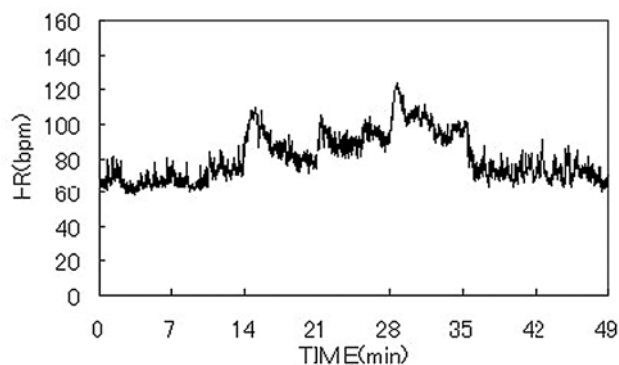


図1 実験中の瞬時心拍数の一例

REST, CWT1, CWT2, CWT3およびRECOVERYにおけるHRの平均と標準偏差はそれぞれ 70.2 ± 6.4 , 76.7 ± 10.7 , 83.6 ± 10.9 , 90.1 ± 12.2 および 71.7 ± 6.0 bpmであった(図2a)。RESTとCWT2およびCWT3との間、CWT1とCWT3との間およびRECOVERYとCWT2およびCWT3との間において5%水準で有意な差が認められた。

REST, CWT1, CWT2, CWT3およびRECOVERYにおけるLFの平均と標準偏差はそれぞれ 4935 ± 1640 , 3591 ± 923 , 3250 ± 1032 , 2907 ± 998 および 4931 ± 1415 ms²であった(図2b)。RESTとCWT1, CWT2およびCWT3との間、CWT1とCWT3との間およびRECOVERYとCWT1, CWT2およびCWT3との間において5%水準で有意な差が認められた。

REST, CWT1, CWT2, CWT3およびRECOVERYにおけるHFの平均と標準偏差はそれぞれ 2429 ± 1020 , 2039 ± 907 , 1720 ± 1029 , 1451 ± 959 および 2091 ± 1081 ms²であった(図2c)。RESTとCWT2およびCWT3との間、CWT1とCWT3との間およびRECOVERYとCWT2およびCWT3との間において5%水準で有意な差が認められた。

REST, CWT1, CWT2, CWT3およびRECOVERYにおけるLF/HFの平均と標準偏差はそれぞれ 2.1 ± 0.6 , 1.9 ± 0.6 , 2.1 ± 0.7 , 2.3 ± 0.7 および 2.6 ± 1.0 であった(図2d)。CWT1とCWT3との間およびRECOVERYとCWT1およびCWT2との間において5%水準で有意な差が認められた。

REST, CWT1, CWT2, CWT3およびRECOVERYにおける呼吸間隔の平均と標準偏差はそれぞれ 3013 ± 694 , 2409 ± 403 , 2282 ± 361 , 2112 ± 418 および 2908 ± 597 msであった(図2e)。RESTとCWT2およびCWT3との間、CWT1とCWT3との間およびRECOVERYとCWT2およびCWT3との間において5%水準で有意な差が認められた。

4. 考察

CWT1, CWT2およびCWT3におけるHRの平均はそれぞれ76.7, 83.6および90.1 拍/分であり、課題提示時間の短縮とともに増加し、心理学的負荷の漸増を行うことができた。しかし、RESTとの有意差が認められたのはCWT2とCWT3だけであり、CWT1とは有意な差は認められなかった。このHRの漸増は課題の提示時間の短縮による難度の増加によるものではなく、継続して行うことによる時間効果によるものとも考えられる。山田と三宅(2007)は5段階に難度を変えた暗算を用いた負荷においてHRの増加に変化がなかったことを報告している。したがって、継続的な負荷による効果は少ないと考えられる。今回用いたCWTはFreyschuss et al. (1990) およびHoshikawa and Yamamoto (1997) とほぼ同じ課題設定であり、いずれも課題提示時間は本研究のCWT1の2秒と同じであった。Freyschuss et al. (1990) は平均年齢が30.0才の10名の男性の被験者においてCWTにより安静から10.0 拍/分の増加を報告した。また、Hoshikawa and Yamamoto (1997) は平均年齢が24.5才の6名の男子と2名の女子による日本人の被験者を用いた研究ではRR間隔の平均値で提示しているが、心拍数に換算すると平均で8.8 拍/分増加していた。本研究ではCWT1において平均で6.5

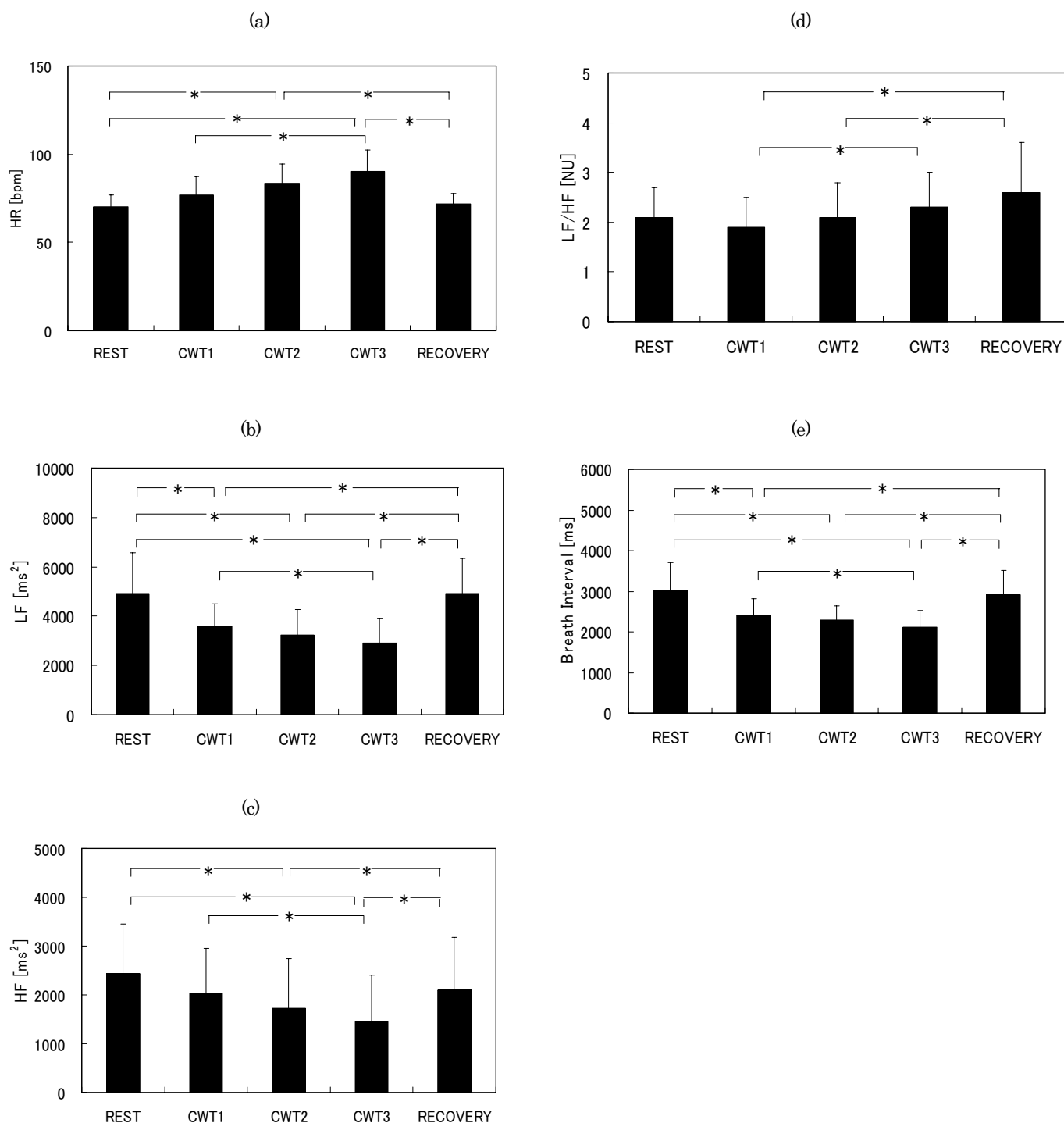


図 2 安静時、負荷時および回復期における平均心拍数、LF、HF、LF/HF および呼吸間隔の変化 (*; $p < 0.05$)

拍/分の増加と低い増加にとどまり、しかも安静との有意な差が認められなかった。Wright et al. (2007) は 18 ~ 25 才の 31 名の男子と 60 名の女子を被験者とした CWT を用いた研究ではむしろ HR の増加は男子よりも女子のほうが高いことを報告した。Wright et al. (2007) の CWT は Stroop (1935) 同様提示された課題をできる限り早く応答するというもので、この負荷方法の違いが理由として考えられた。

心臓の拍動は心臓交感神経系活動と心臓副交感神経系活動の双緊張によって制御される。Sayers (1973) が心拍変動性の周波数解析の手法により心臓自律神経系活動を心臓交感神経系活動と心臓副交感神経系活動の双方に対して定量評価が可能であることを示すまで、交感神経系活動についてのみ血中カテコールアミン濃度によって評価がなされてきた。しかし、Sayers (1973) の報告は生理学的な実証性を示したのではなく、イヌによる動物実験とヒ

トを用いた Pagani et al. (1986) の実証的な研究により定量評価の妥当性が示された。しかし、その後の研究では解析となる周波数領域の選定やデータ長および分析手法に至るまで研究者ごとに様々な手法が提案されるようになった。このためこの手法の標準化のためにヨーロッパ心臓学会と北米ペースング・電気生理学会の共同作業部会が設立されて提言がなされていた (Task Force of the European Society of Cardiology, the North American Society of Pacing, Electrophysiology, 1996)。しかし、この標準化の提案は十分であるとはいえ現在でも研究者ごとに様々な手法が使用されている。Bernardi et al. (2000) は暗算、会話および読書など諸活動により安静時に比べて HR の有意な増加を認めるとともに HF と LF の有意な減少を認めているが、LF/HF については計算していない。また、Sloan et al. (1996) は暗算により安静時に比べて HR の有意な増加とともに HF と LF の有意な減少を認めているが、LF/HF については有意な差がないと報告している。周波数解析において HF は心臓副交感神経系活動の指標であり、LF/HF は心臓交感神経系活動の指標であると考えられている。本研究において HF の変化は HR の変化のミラーイメージとなっていた。これに対して LF/HF は負荷中の値が安静時と有意な差は認められなかったものの負荷漸増傾向を示し、CWT1 と CWT3 との間に有意な差が認められた。Hoshikawa and Yamamoto (1997) の報告では HR が増加しているにもかかわらず、HF と LF は減少傾向があるものの有意差は認めていなかった。しかし、LF/HF に相当する計算値は CWT 負荷の前半で安静時よりもいったん減少傾向を示し、後半で安静時よりも高い傾向を示した。交感神経系活動と副交感神経系活動の時間変化は一般にレシプロカルであり、また両神経系活動の反応は時間遅れや時定数が異なることが知られているので、その効果による可能性が考えられるが、今後の検討課題である。以上のことは CWT による HR の増加は主に心臓副交感神経系活動の減少によるものと考えられる。

心拍変動性の周波数解析の特徴として算出されるパワースペクトルが呼吸変数の影響を強く受ける (Brown et al., 1993)。LF の中心周波数は血圧変動のマイヤーウェーブの影響からほぼ 0.1Hz に固定されているが、HF の中心周波数はほぼ呼吸数に一致する。この時呼吸間隔が 5000ms を超える、つまり 0.2Hz よりも低くなると HF と LF の分離が不可能になる。本研究では全ての被験者において呼吸間隔は 5000ms を下回っており、両帯域のパワーの算出は妥当であるといえる。Brown et al. (1993) は、1 回換気量が 1000mℓ と 1500mℓ の場合を比べると HF の振幅が平均で 7% 異なることを報告している。したがって、呼吸変数の影響を考慮しても本研究における結果には大きな影響を与えていないものと考えられる。

結論として本研究で用いた課題提示時間を変える CWT は提示時間の低下とともに HR を増加させ、心理学的負荷強度を制御し、かつ有効な効果を与えることができた。さらに CWT 負荷における心拍数の有意な増加は主に心臓副交感神経系活動の低下によってもたらされることを明らかにした。

参考文献

- Bernardi L, Wdowczyk-Szulc J, Valenti C, Castoldi S, Passino C, Spadacini G, Sleight P (2000) Effects of controlled breathing, mental activity and mental stress with or without verbalization on heart rate variability. *J Am Coll Cardiol* 35(6): 1462-1469
- Boutcher SH, Nugent FW, McLaren PF, Weltman AL (1998) Heart period variability of trained and untrained men at rest and during mental challenge. *Psychophysiology* 35(1): 16-22
- Boutcher YN, Boutcher SH (2006) Cardiovascular response to Stroop: effect of verbal response and task difficulty. *Biol Psychol* 73(3): 235-241
- Brown TE, Beightol LA, Koh J, Eckberg DL (1993) Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. *J Appl Physiol* 75(5): 2310-2317
- Freyschuss U, Fagius J, Wallin BG, Bohlin G, Perski A, Hjemdahl P (1990) Cardiovascular and sympathoadrenal responses to mental stress: a study of sensory intake and rejection reactions. *Acta Physiol. Scand.* 139(1): 173-83
- 羽生能行, 牧川方昭, 石原謙 (1996) 携帯型デジタル生体信号計測装置を用いた日常生活における生理ストレス反応計測の試み. 計測自動制御学会論文集 32(5):628-636
- Hoshikawa Y, Yamamoto Y (1997) Effects of Stroop color-word conflict test on the autonomic nervous system responses. *Am J Physiol* 272(3): H1113-H1121
- 菊地長徳 (2001) 虚血性心疾患. *日本医師会雑誌* 126(3): 381-384
- 高津浩彰, 宗像光男, 小関修, 横山清子, 渡辺興作, 高田和之 (2000) 心拍変動による精神的ストレス評価についての検討. *電気学会論文誌 C* 120(1): 104-110
- 久保千春 (2001) ストレスと免疫機能. *日本医師会雑誌* 126(3): 349-352
- 中井吉英 (2001) 消化性潰瘍. *日本医師会雑誌* 126(3): 365-367
- 野添新一, 胸元孝夫 (2001) ストレスと高血圧. *日本医師会雑誌* 126(3): 378-380
- Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S, Rimoldi O, Furlan R, Pizzinelli P, Sandrone G, Malfatto G, Dell'Orto S, Piccaluga E, Turiel M, Baselli G, Cerutti S, Malliani A (1986) Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circ Res* 59(2): 178-193
- Ravaja N, Raikonen K, Lyytinen H, Lehtimäki T, Keltikangas-Jarvinen L (1997) Apolipoprotein E phenotypes and cardiovascular responses to experimentally induced mental stress in adolescent boys. *J Behav Med* 20(6): 571-587
- Sayers BM (1973) Analysis of heart rate variability. *Ergonomics* 16(1): 17-32
- Sloan RP, Shapiro PA, Bagiella E, Bigger JT Jr, Lo ES, Gorman JM (1996) Relationships between circulating catecholamines and low frequency heart period variability as indices of cardiac sympathetic activity during mental stress. *Psychosom Med*

58(1): 25-31

Stroop JR (1935) Studies of interference in serial verbal reactions.

J Experimental Psychology 18(6): 643-662

多田志麻子, 稲森義雄, 濱野恵一 (2001) ストレス課題における心臓血管反応にハーディネスが及ぼす影響. ビオフィードバック研究 28: 54-60

Task Force of the European Society of Cardiology, the North American Society of Pacing, Electrophysiology (1996) Heart rate variability standards of measurement. Circulation 93(5): 1043-1065

Wright CE, O'Donnell K, Brydon L, Wardle J, Steptoe A (2007) Family history of cardiovascular disease is associated with cardiovascular responses to stress in healthy young men and women. Int J Psychophysiol 63(3): 275-282

山田晋平, 三宅晋司 (2007) 長時間暗算の生理指標、主観指標、作業成績におよぼす影響. 産業医科大学雑誌 29(1): 27-38

Yamamoto Y, Hughson RL, Peterson JC (1991) Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. J Appl Physiol 71(3): 1136-1142

Yamamoto Y, Hughson RL (1991) Coarse-graining spectral analysis : new method for studying heart rate variability. J Appl Physiol 71(3): 1143-1150