

# ランダム負荷を用いた運動負荷試験の開発

神戸芸術工科大学 古賀俊策

(共同研究者) 広島大学 福場良之

同 磨井祥夫

同 辻敏夫

## A Fundamental Study on Pseudorandom Binary Sequence Exercise Test

by

Shunsaku Koga

*Department of Physical Education and Ergonomics,  
Kobe Design University*

Yoshiyuki Fukuba

*Department of Biometrics, Research Institute for Radiation Biology  
and Medicine, Hiroshima University*

Sachio Usui

*Laboratory of Biomechanics and Exercise Physiology, Faculty of Integrated  
Arts and Sciences, Hiroshima University*

Toshio Tuji

*Laboratory of Human Factors and Biological Engineering,  
Faculty of Engineering, Hiroshima University*

### ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate cardiorespiratory responses to pseudorandom binary sequence exercise. Since control of heart rate (HR) in response to light exercise is mainly based on parasympathetic withdrawal, and sympathetic activity begins to increase when HR approaches 100 beats/min (bpm) level, we hypothesized that HR dynamics in man might be different, especially on

frequency domain analysis in response to pseudorandom binary sequence (PRBS) exercise above and below 100 bpm HR level. PRBS tests were the combination of two PRBS patterns and three work rate levels adjusted to the HR level above, around, and below 100 bpm. PRBS 1 had 15 units, each of 10-s duration for a total of 150 s, and PRBS 2 had 31 units, 5-s duration for a total of 155 s.

During PRBS exercise below 100 bpm, the gain of HR dynamics was higher and the phase shift was smaller than those above 100 bpm. The different HR dynamics between above and below 100 bpm might be reflected by different control of parasympathetic withdrawal and sympathetic activity. It was suggested that the combination of work rate level, duration of each work, and unit numbers of work were essential to pseudorandom binary sequence exercise.

## 要 旨

本研究では、ランダム負荷を用いた新しい運動負荷試験の開発に必要な基礎的検討を行うことを目的とした。ランダム負荷の強度はAT以下で、心拍数(HR)が100拍/分前後の負荷、それ以下、およびそれ以上とした。呼吸ごとの $\dot{V}_{O_2}$ およびHRを測定し、負荷入力と応答出力の制御特性を調べた。

HRが100拍/分以下の条件では、それ以上と比較して相対的に高いゲインと速い位相が見られ、HR応答は比較的に高い周波数の負荷変動まで追従した。さらに、ランダム負荷において $\dot{V}_{O_2}$ の応答特性を評価するためには、HRよりは相対的に低い周波数領域で測定することが重要である。ランダム負荷を用いて、新しい運動負荷試験システムを開発する場合、目的に応じた負荷強度、負荷継続時間と負荷の個数の組み合わせが重要と考えられた。

## 緒 言

運動時の生体応答の定常状態については現在ま

でに数多くの研究がある。しかし、日常生活やスポーツ等における身体活動は、その強度、期間、パターンなどが時間とともに複雑に変化し、生体反応は必ずしも定常的であるとは限らず、むしろ非定常的であることが多い。とくにエネルギー需要量が経時的に変化する複雑な身体活動においては、呼吸、循環、代謝等の反応の追従性や、無酸素エネルギーと有酸素エネルギーの供給比率が複雑になる。

運動の開始時、回復時、あるいは運動負荷強度の移行期における呼吸、循環および代謝機能の非定常状態を調べるために、これまで運動負荷刺激としてステップ(一定強度)負荷、ランプ負荷、インパルス負荷、サイン負荷、およびランダム(擬似乱数)負荷が用いられてきた<sup>8)</sup>。今日の運動負荷試験で用いられているステップ負荷やランプ負荷などは、実験的にのみ再現可能で、日常生活での活動パターンとはかなりの隔たりがある。負荷がランダムに変化する、日常的な負荷パターンに対する呼吸、循環および代謝機能を観察することによって、生体の各機能の連関がいろいろな運動場面に適応できる幅広い調節系になっているか

どうか明らかになる。

ランダム負荷における生体応答の研究において期待されることは、従来の試験よりも、より多くの生体情報(たとえば、呼吸循環調節系の動特性、心臓の機能異常など)を引き出せる点である。とくに、従来のステップ負荷やランプ負荷では見出しにくい、高い周波数成分の応答まで観察できる点であり、より詳細な生体制御システムの推定が可能である。また、ステップ負荷による研究では、有酸素的持久能力の高い人の酸素摂取量や心拍数の応答が速いことが報告されているが<sup>6,7)</sup>、競技中の負荷がランダムに変化することから、ランダム負荷における研究によって、いろいろな運動場面に適応できる優れた選手を評価できる可能性が高いことが考えられる<sup>1)</sup>。さらに、期待される点として一般中高年者のより現実に密着した体力の把握ができることがあげられる<sup>4)</sup>。

ランダム負荷を用いて、新しい運動負荷試験システムを開発するうえで、とくに重要と考えられることは、負荷強度、負荷継続時間と負荷の個数の組み合わせである。日常生活やスポーツ等における身体活動への応用を考えた場合、従来のステップ負荷やランプ負荷試験と同等程度の負担をかけ、さらに高い周波数まで刺激可能である負荷強度、負荷継続時間とその個数の組み合わせを検

討することが重要である。

実際の応用場面では、心拍数の測定が最も多くなされているため、速い周波数成分を有する心拍数応答とランダム負荷入力との関係を検討する必要がある。運動時の心拍数制御に関する研究では、心拍数が100拍/分前後を境界として交感神経と副交感神経の心臓活動支配が異なることが示唆されている<sup>11,14)</sup>。

したがって、負荷強度の程度に応じて心拍数応答とランダム負荷入力との関係が異なることが予想される。上記のような点を考慮して、本研究ではランダム負荷を用いた新しい運動負荷試験の開発に必要な基礎的検討を行うことを目的とした。

### 1. 研究方法

成人男子学生6名を被験者とし、身体特性を表1に示した。擬似不規則2値系列(PRBS系列、擬似不規則2値系列)に従うランダム負荷を、パソコン(NEC, PC-9801 RA)制御の自転車エルゴメータ(COMBI, Model 51)を用いて発生した。負荷強度は、ランプ負荷試験から求めた各被験者の無酸素性作業閾値(AT)以下で、心拍数(HR)が100拍/分前後の負荷、HRが100拍/分以下、およびそれ以上の3種類とした。各被験者の負荷強度(W, ワット)は表1に示した。

表1 Subject characteristics, and work rate setting for PRBS pseudorandom binary sequence exercises

Subject	Age (yrs)	Height (cm)	Weight (kg)	$\dot{V}_{O_{2max}}$ (l/min)	WR range [low-high (diff.*)] of PRBS selected to adjust mean HR level		
					below-	around-	above-
					100 beats/min (watts)		
S 1	23	181	64	3.3	20-100 (80)	50-170 (120)	100-180 (80)
S 2	24	168	75	3.2	0- 60 (60)	25- 85 (60)	50-110 (60)
S 3	26	160	55	2.7	0- 60 (60)	10- 70 (60)	50-110 (60)
S 4	37	176	73	2.1	10- 70 (60)	20-120 (100)	70-130 (60)
S 5	41	169	66	2.6	20- 80 (60)	40-140 (100)	90-150 (60)
S 6	44	169	73	3.5	0- 80 (80)	35-115 (80)	70-150 (80)

\* : diff. = high WR - low WR

運動負荷における PRBS 入力は、2つの負荷レベル (W) のいずれかをとる時間幅 (ある負荷の継続時間),  $\Delta t$  (sec) と, 1 周期内での  $\Delta t$  の個数,  $n$  で規定される. ランダム負荷を用いて, 新しいシステムを開発するうえで, とくに重要と考えられるものは,  $\Delta t$  (sec) と  $n$  の組み合わせである.

今回の実験では, 予備実験の結果を踏まえて PRBS 入力の組み合わせを検討し,  $\Delta t$  (sec) は 5 と 10 秒, 1 周期内での  $\Delta t$  の個数,  $n$  は 15 と 31 とした. とくに,  $\Delta t$  が 10 秒で  $n$  が 15 の組み合わせを PRBS 1,  $\Delta t$  が 5 秒で  $n$  が 31 の組み合わせを PRBS 2 として代表的な組み合わせとした. その理由として, PRBS 1 は低周波領域で相対的に高いパワーを持ち, PRBS 2 は高周波領域までパワーを持つからである. 4 分間のウォームアップの後, 設定された PRBS 運動を 4 周期繰り返して被験者に課し, 最後の 3 周期分の呼吸循環応答を加算平均して解析した.

ブレス・バイ・ブレス (1 回呼吸ごと) によるガス交換機能 (酸素摂取量 ( $\dot{V}_{O_2}$ ), 二酸化炭素排出量, 換気量) および心拍数 (HR) を測定した. つぎに, 呼吸ごとのガス交換データを 1 秒間隔値に補間した<sup>9)</sup>. また, 心電図測定によって 1 拍ごとの HR を測定し, さらに 1 秒値に補間した.

解析の手順として, PRBS 入力と心拍応答出力のそれぞれをフーリエ級数展開し, 入出力のゲインの比 (出力/入力) をゲインとして, 位相の差 (出力-入力) を位相として, 各周波数 (Hz) に対してプロットしてその制御特性を調べた.

## 2. 研究結果

PRBS 入力のパワースペクトルを示したものが図 1 である. 入力刺激としての運動負荷のパワーが半減する点は高調波でいえば第  $k$  次 ( $0.44 \times n$ ) で, 周波数でいえば PRBS 1 の場合は約 0.04 Hz, PRBS 2 の場合は 0.08 Hz あたりに相当した. 今  
デサントスポーツ科学 Vol. 16

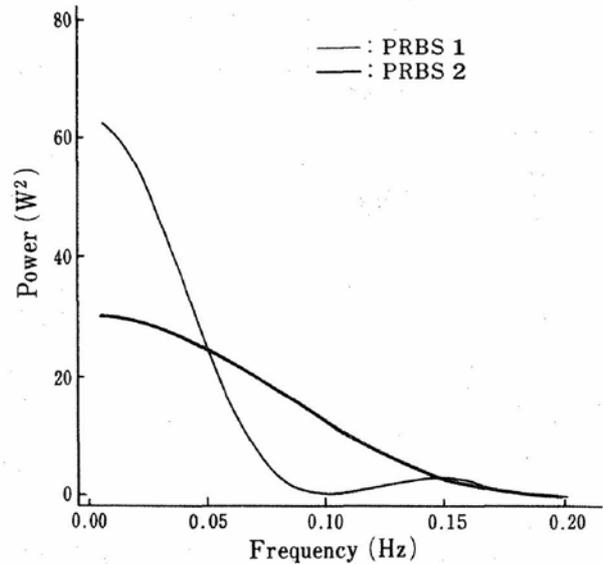


図 1 Power spectrum amplitudes of WR input for PRBS 1 and PRBS 2

回の研究では, これらの周波数程度まで運動負荷刺激が生体システムに対して十分になされたと仮定した.

PRBS 入力と HR 応答出力の一例について図 2 に示した. さらに, 3 周期分の HR 応答を加算平均した場合, 負荷のランダムな変化に対しては HR はすばやく応答, 追従していることが認められた (図 3). また, 同じ条件での繰り返しを見ても特徴的な差異は見られず, 良い再現性が得られた.

被験者 6 名の平均 HR の応答特性を図 4 に示した. PRBS 1 と PRBS 2 における応答特性を 0 - 0.04 Hz までの周波数で比較した場合, 類似した応答が見られた. PRBS 2 においては HR のレベルに応じて応答特性が異なることが示された. すなわち, HR が 100 拍/分以上の負荷条件に比べて, HR が 100 拍/分以下の条件では 0.04 - 0.08 Hz の周波数領域において, 相対的に高いゲインと速い位相が見られた. したがって, HR が 100 拍/分以下の条件においては, HR 応答は比較的高い周波数領域まで追従できたと考えられる.

PRBS 2 における HR 応答特性を, 先行研究の

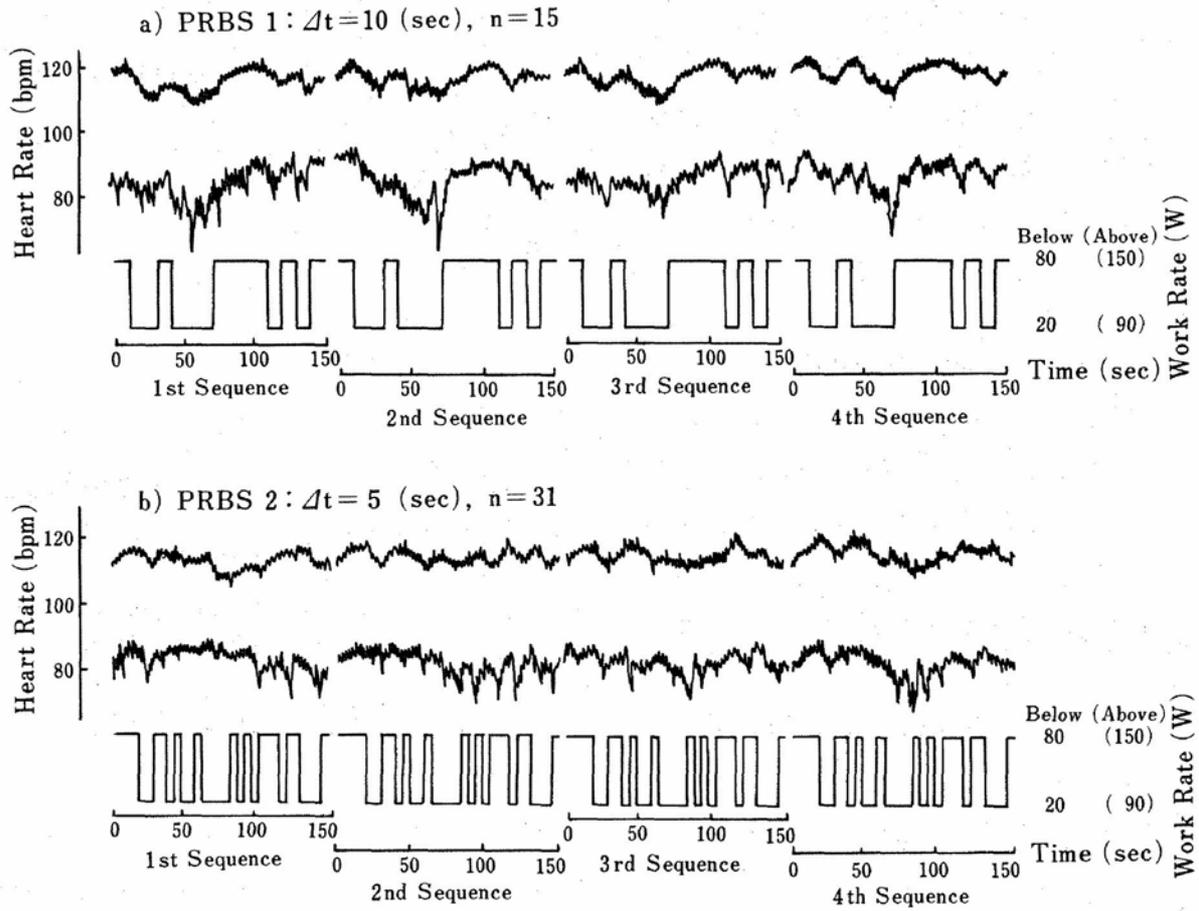


図2 Raw data of HR change during PRBS exercises below and above 100 bpm (subject ; S5)

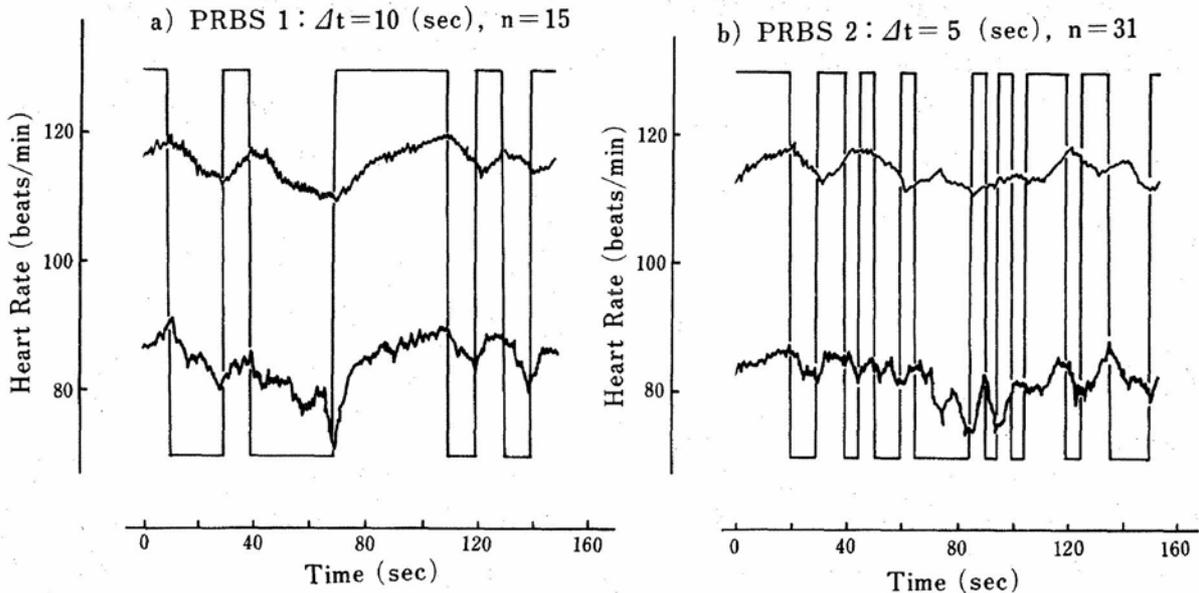


図3 Ensemble averaging data of HR change during PRBS exercises below and above 100 bpm (subject ; S5)

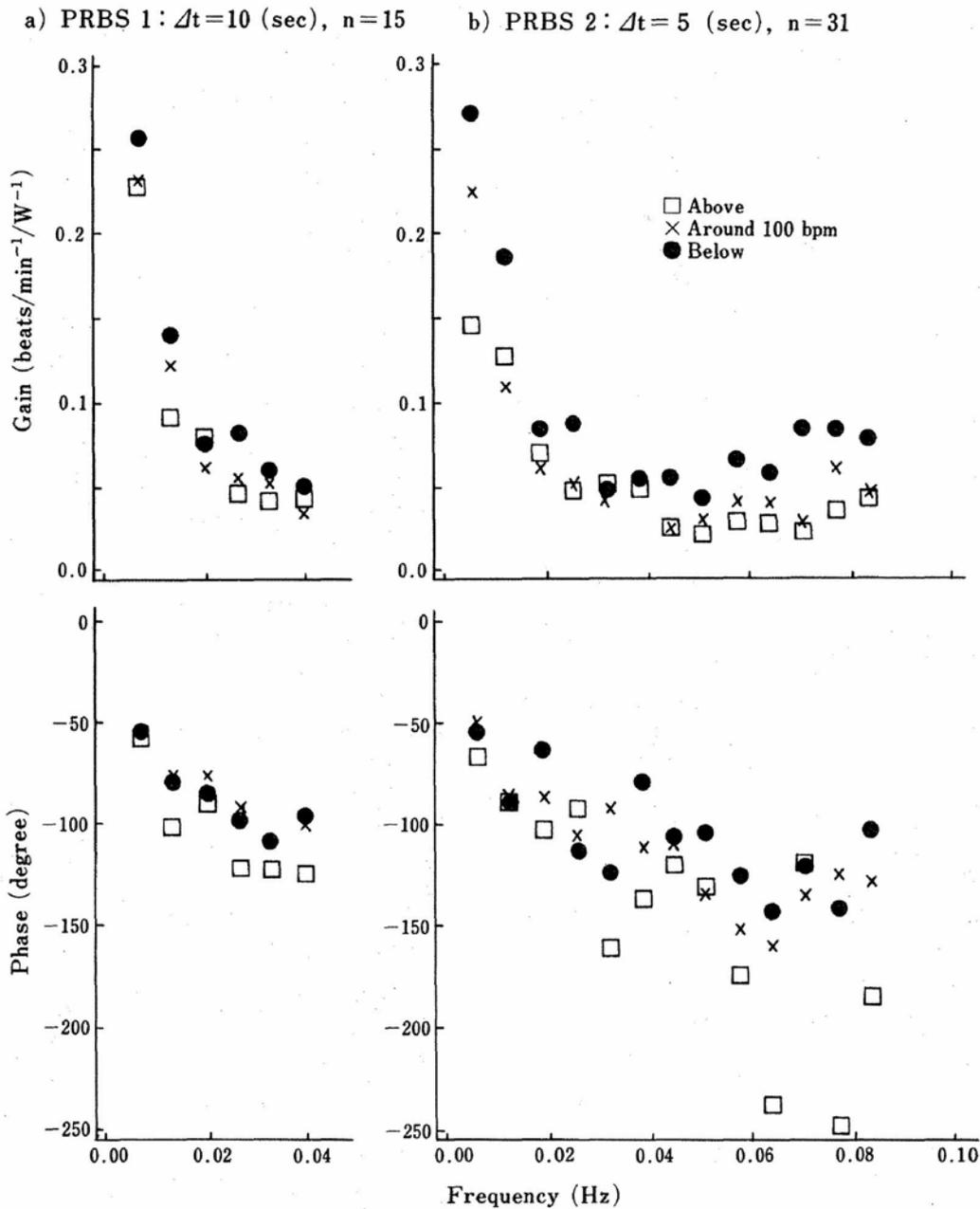


図4 Gain and phase of HR dynamics to PRBS 1 (a) and PRBS 2 (b)

結果<sup>2,3,5)</sup>と比較した場合、今回の結果はHRが100拍/分以上の負荷条件において類似した特性を示した(図5)。しかし、HRが100以下の負荷強度では、今回のHR応答は比較的に高い周波数領域まで追従したことが認められた。

つぎに、PRBS 1とPRBS 2における被験者6名の平均 $\dot{V}_{O_2}$ の応答特性を図6に示した。 $\dot{V}_{O_2}$ の応答は比較的に高い周波数領域まで追従している

ことが示された。

### 3. 考 察

本研究において用いた負荷強度の条件内では、運動時のHR制御は体液性の調節も無視できないが、大半は交感・迷走の両神経を介した自律神経系の調節によってなされていると考えられる。また、HRが約100拍/分以下までの運動では、

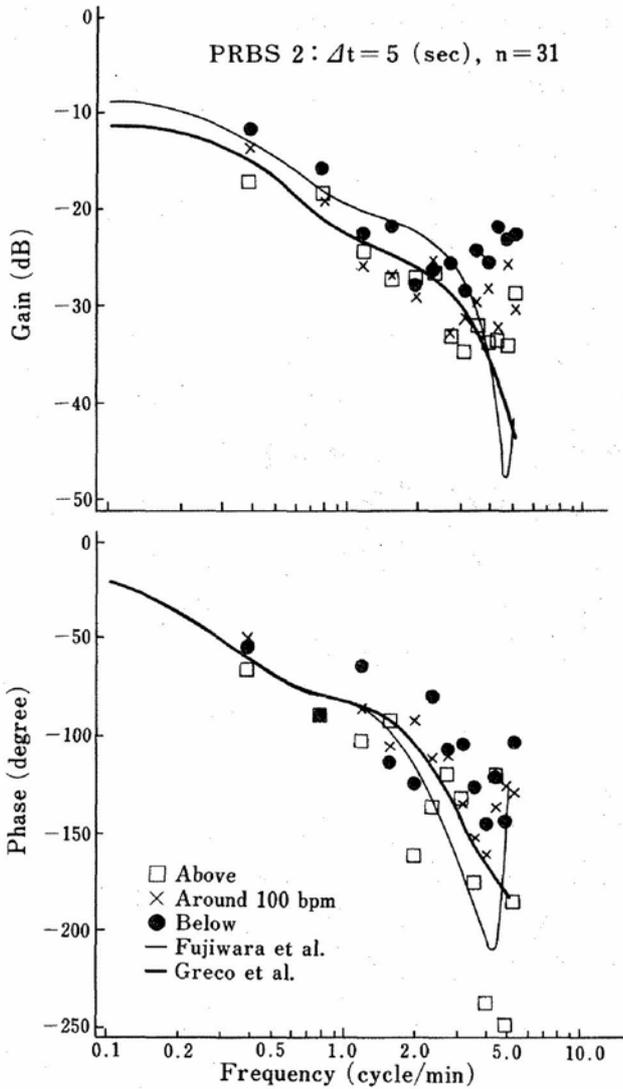


図5 Bode diagram expression of Gain and phase of HR dynamics to PRBS 2 with previously proposed model

主に迷走神経の引き込みにより、また、それ以上では交感神経の賦活により心拍動の促進がなされることが認められている<sup>11,13,14</sup>。したがって、新しい運動負荷試験システムを開発するうえで、ランダム負荷入力の負荷強度と心拍数応答の関係の基礎的検討を行うことは、とくに重要と考えられた。

結果として、迷走神経の引き込みにより、心拍動の促進がなされる100拍/分以下の条件では、それ以上と比較して相対的に高いゲインと速い位

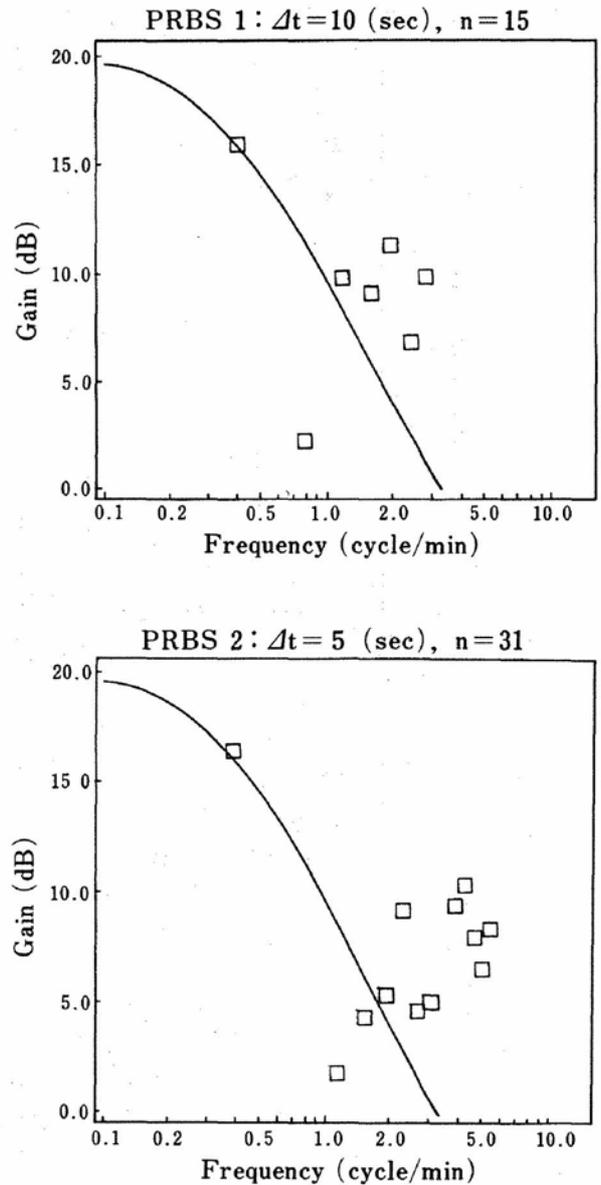


図6 Bode diagram of  $\dot{V}_{O_2}$  dynamics to PRBS

相が見られ、HR 応答は比較的に高い周波数の負荷変動まで追従できたと考えられる(図4)。したがって、PRBS 運動負荷入力においても、心拍数が100拍/分前後を境界として、交感神経と迷走神経の心臓活動支配が異なることが示唆される。

PRBS 1とPRBS 2におけるHR 応答特性を、共通の低い周波数(0-0.04 Hz)で比較した場合、類似した応答が見られ、2つの負荷プロトコルの間では系統的な差はほとんど認められなかった。そこで、比較的に高い周波数領域まで評

価が可能な PRBS 2 において、HR 応答特性を先行研究の結果<sup>2,3,5)</sup>と比較した場合、今回の結果は HR が 100 拍/分以上の負荷条件において類似した応答特性を示した (図 5)。しかし、本研究の HR が 100 拍/分以下の軽い運動強度条件では、0.04 - 0.08 Hz の周波数領域において、相対的に高いゲインと速い位相が見られた。いいかえれば、このような軽い運動負荷強度範囲では、運動強度の細かな変化にも迷走神経による HR 制御機構は追従できるといえよう。

ランダム負荷を用いて、新しい運動負荷試験システムを開発するうえで、とくに重要と考えられることは、負荷強度、負荷継続時間と負荷の個数の組み合わせである。今回の PRBS 運動負荷入力においては、AT 以下の比較的適度な運動強度範囲内でも、心拍数が 100 拍/分前後を境界として交感神経と迷走神経の心臓活動支配が異なることが示唆された。このような点を考慮して、目的に応じた負荷強度、負荷継続時間と負荷の個数の組み合わせを定めて、ランダム負荷を用いることが重要である。

PRBS 2 プロトコルにおいて、HR が 100 拍/分以上の負荷条件では、HR 応答特性は先行研究の結果<sup>2,3,5)</sup>と類似した (図 5)。このことは先行研究と同様に、今回の結果からも高い周波数領域まで、HR 制御機構モデルのパラメータ推定が可能であることを意味している。しかし、先行研究のような複雑なモデルよりは、時間遅れを伴う一次系の単純なモデルを仮定して、時定数と時間遅れの和などで HR の追従性を表現する方が、日常生活におけるランダム負荷運動試験の応用を考えた場合、有用であると考えられる。幅広い周波数領域までカバーした HR 制御機構モデルのパラメータ推定については、今後さらに検討していく予定である。

PRBS 1 と PRBS 2 における  $\dot{V}_{O_2}$  の応答は、比較的

された。この結果は Hughson たちの結果<sup>8)</sup>と一致している。種々の運動負荷入力様式に対する  $\dot{V}_{O_2}$  の応答は、AT 以下の運動強度ではほぼ一次系で記述できると言われている<sup>15)</sup>。しかし、HR の応答特性に比べて  $\dot{V}_{O_2}$  のそれは、呼吸ごとの変動 (ノイズ) の影響を受け<sup>10)</sup>、解析結果が多少、不安定となった。

したがって、応答の S/N 比を向上させるためには、PRBS 負荷の繰り返し数を増加させる必要がある。しかし、ランダム負荷運動負荷試験の実用化を考えた場合、テスト時間の延長は好ましくないと考えられる。今後、データの雑音除去や平滑化の処理などの適切な方法を検討したい。

PRBS 負荷のプロトコルを実用化する場合、 $\dot{V}_{O_2}$  の応答特性と HR のそれが異なることに留意すべきである。従来の研究では、ステップ負荷、ランプ負荷、インパルス負荷、サイン負荷において  $\dot{V}_{O_2}$  の応答は、HR のそれよりも遅れることが指摘されている<sup>12)</sup>。したがって、PRBS 負荷において  $\dot{V}_{O_2}$  の応答特性を評価するためには、HR よりも相対的に低い周波数領域で測定することが重要である。

負荷継続時間 ( $\Delta t$ ) の長短は、観察できる周波数帯域を基本的に決定し、その個数 ( $n$ ) はその帯域での観察点の数を決定する。上述のような  $\dot{V}_{O_2}$  の応答特性推定の問題点を解決するためには、 $n$  をより多くする必要がある。しかし、前述のようにランダム負荷運動負荷試験の実用化を考えた場合、テスト時間の延長は長時間運動に伴う生理的な変動が生じるため、好ましくないと考えられる。

以上の結果から、 $\dot{V}_{O_2}$  と HR の応答解析では、異なったプロトコルの PRBS 負荷の設定、あるいは両者で重要と考えられる周波数をいくつか採用して、PRBS 負荷の設定をすることが考えられる。

#### 4. 結 論

本研究では、ランダム負荷を用いた新しい運動負荷試験の開発に必要な基礎的検討を行った。結果として、HRが100拍/分以下の条件では、それ以上と比較して相対的に高いゲインと速い位相が見られ、HR応答は比較的に高い周波数の負荷変動まで追従した。さらに、ランダム負荷において $\dot{V}_{O_2}$ の応答特性を評価するためには、HRよりは相対的に低い周波数領域で測定することが重要である。

ランダム負荷を用いて、新しい運動負荷試験システムを開発するうえで、負荷強度、負荷継続時間と負荷の個数の組み合わせが重要と考えられた。

#### 文 献

- 1) Essfeld, D., Hoffmann, U., Stegemann, J.;  $\dot{V}_{O_2}$  kinetics in subjects differing in aerobic capacity: investigation by spectral analysis, *Eur. J. Appl. Physiol.*, **56**, 508-515 (1987)
- 2) Fujiwara, Y., J. H. Hildebrandt, J. R. Hildebrandt; Cardiorespiratory transients in exercising man. 1. tests of superposition, *J. Appl. Physiol.*, **35** (1), 58-67 (1973)
- 3) Fujiwara, Y., J. H. Hildebrandt, J. R. Hildebrandt; Cardiorespiratory transients in exercising man. 2. linear model, *J. Appl. Physiol.*, **35** (1), 68-76 (1973)
- 4) 福場良之, 磨井祥夫, 辻 敏夫, 岩永光一, 木場孝繁; 正確な日常の身体活動度推定に関する基礎研究—日常場面に即した非定常状態負荷運動時のエネルギー消費と心拍情報の関係の定量化による, *体力研究*, **69**, 112-124 (1988)
- 5) Greco, E. C., Baier, H., Saez, A.; Transient ventilatory and heart rate responses to moderate nonabrupt pseudorandom exercise, *J. Appl. Physiol.*, **60** (5), 1524-1534 (1986)
- 6) Hagberg, J. M., Nagle, F. J., Carlson, J. L.; Transient  $O_2$  uptake response at the onset of exercise, *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.*, **44** (1), 90-92 (1978)
- 7) Hickson, R. C., Bomze, H. A., Holloszy, J. O.; Faster adjustment of  $O_2$  uptake to the energy requirement of exercise in the trained state, *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.*, **44** (6), 877-881 (1978)
- 8) Hughson, R. L.; Exploring cardiorespiratory control mechanisms through gas exchange dynamics, *Med. Sci. Sports Exerc.*, **22** (1), 72-79 (1990)
- 9) 古賀俊策, 対馬清造, 高橋恒雄, 福場良之, 池上晴夫; Breath-by-breath法による口腔と肺胞における運動時ガス交換動態の相違, *体力科学*, **38** (4), 151-164 (1989)
- 10) Lamarra, N., Whipp, B. J., Ward, S. A., Wasserman, K.; Effect of interbreath fluctuations on characterizing exercise gas exchange kinetics, *J. Appl. Physiol.*, **62** (5), 2003-2012 (1987)
- 11) Maciel, B. C., Gallo, L., Neto, J. A. M., Filho, E. C. L., Martins, L. E. B.; Autonomic nervous control of the heart rate during dynamic exercise in normal man, *Clin. Sci.*, **71**, 457-460 (1986)
- 12) 宮本嘉巳; 運動時のガス交換調節機構, *J. J. Sport Sci.*, **4** (7), 493-503 (1985)
- 13) Rowell, L. B., O'leary, D. S.; Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes, *J. Appl. Physiol.*, **69** (2), 407-418 (1990)
- 14) Warner, H. R., Cox, A.; A mathematical model of heart rate control by sympathetic and vagus efferent information, *J. Appl. Physiol.*, **17**, 349-355 (1962)
- 15) Whipp, B. J., Ward, S. A.; Physiological determinants of pulmonary gas exchange kinetics during exercise, *Med. Sci. Sports Exerc.*, **22** (1), 62-71 (1990)