

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—

福 場 良 之 磨 井 祥 夫 辻 敏 夫
岩 永 光 一 木 場 孝 繁

THE BASIC CONSIDERATIONS TO THE ACCURATE METHOD
FOR ESTIMATING DAILY PHYSICAL ACTIVITIES
—BASED ON THE IDENTIFICATIONS OF THE RELATIONSHIPS
BETWEEN OXYGEN UPTAKE AND HEART RATE—

By Yoshiyuki Fukuba, Sachio Usui, Toshio Tsuji,
Koichi Iwanaga and Takashige Koba.

(昭和63年3月)

体力研究第69号別刷

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 —

福場良之* 磨井祥夫** 辻敏夫***
岩永光一**** 木場孝繁****

THE BASIC CONSIDERATIONS TO THE ACCURATE METHOD
FOR ESTIMATING DAILY PHYSICAL ACTIVITIES
— BASED ON THE IDENTIFICATIONS OF THE RELATIONSHIPS
BETWEEN OXYGEN UPTAKE AND HEART RATE —

By Yoshiyuki Fukuba, Sachio Usui, Toshio Tsuji,
Koichi Iwanaga and Takashige Koba.

SUMMARY

To obtain the basic informations for developing the accurate estimation method to $\dot{V}O_2$ -kinetics from heart rate signal, the dynamic properties of the $\dot{V}O_2$ and heart rate responses to exercise was analyzed. The modes of exercise as the input signals were step and random using a bicycle ergometer (50 rpm constant). The responses of $\dot{V}O_2$ and heart rate to each exercise stimulus were measured at 10-s intervals in two healthy males. The work rates of the step exercise were consisted of different seven levels, i. e., 25, 50, 75, 100, 125, 150, and 175 W lasting 5 min after preceding 2 min unloaded (0 W) cycling. The work rate of random exercise was varied between 0 and 100 W as a pseudo-random binary sequence that enabled the impulse responses to be calculated by the cross-correlation techniques. In the frequency range below 0.7 cycle/min, although the system of $\dot{V}O_2$ was identified the second-order one, it could not be clear which the heart rate response should be identified the first-order one with dead time, or the second-order one.

1. はじめに

作業、運動時も含め、ヒトの生活における経時的な身体活動度（エネルギー消費）を計測する必

要性が、各種の領域で生じてきている。例えば、予防医学的な観点による日常の身体活動性の評価といった問題ばかりでなく、臨床医学の観点にたった肥満におけるカロリー出力側の測定・評価

* 広島大学・原爆放射能医学研究所・生物統計学研究部門

** 広島大学・総合科学部・保健体育学教室

*** 広島大学・工学部・第2類(電気系)・人間工学研究室

**** 研究協力者：大塚製薬(株)・佐賀研究所

Department of Biometrics, Research Institute for Nuclear Medicine and Biology, Hiroshima University. 1-2-3, Kasumi, Minami-ku, Hiroshima 734 JAPAN.

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

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

Saga Research Institute, Otsuka Pharmaceutical Co., Ltd.

や、循環器疾患患者などの社会復帰時の身体活動量の正確な把握といった問題にも認められる。また、スポーツ科学の立場においても、実際に競技を行なっている際の身体活動度は、ほとんどのスポーツ種目で現実的に測定が不可能である。

経時的な意味で、身体活動の正確な評価には、酸素摂取量 ($\dot{V}O_2$) を実際に測定する必要があるが、これはある限られた条件下でしか測定できず、一般的には、動作一時間の調査や万歩計での測定、また後述するように $\dot{V}O_2$ との関連性が高い心拍数 (HR) のモニタリングによる方法などが用いられる。前者の調査はあまりにも概略的な把握しかできない。HR の計測は、軽量で廉価な記録器や、無線による方法などが次々と開発され、簡便なものとなってきており、さらに $\dot{V}O_2$ に対するその生理学的関連性を考え合わせると、現時点で最も扱いやすいパラメータと言えよう。この場合には、自転車エルゴメータやトレッドミルといった、外的仕事を規定できる運動負荷装置を用いて、いくつかの一定強度の運動負荷試験を行い、定常状態に達した際の $\dot{V}O_2$ と HR の間の比例関係を求めておき、実際の場面における HR から、相当する $\dot{V}O_2$ を推定する方法が一般的に採用されている。このような考え方に基づいた推定成績の良否については、今も議論が続けられているが、一般にあまり良くないとされている。その根底に存在する問題・限界点として、以下の事が考えられる。第1に、現実の場面では、実験的にのみ再現できるような理想的な定常状態はほとんどあり

えない。第2に、 $\dot{V}O_2$, HR の生理学的な制御機構は必ずしも同一のものではなく、事実、外的仕事量の入力に対するそれぞれの応答の時間遅れや時定数の違いなどが広く認められている^{1,2)}。

このような問題点を考慮すると、上述の $\dot{V}O_2$ -HR 比例関係を仮定している方法を、さらに検討したとしても、根本的な解決にはならないと考えられる。解決の糸口の1つとしては、まず外的仕事の入力に対する、生体の $\dot{V}O_2$, HR のそれぞれの応答特性が、どのようなものであるのかを明らかにし、その結果に基づいて、推定手法を開発していく方向で研究を進めることが考えられる。より具体的にその概念について述べると(図1)、まず外的仕事の入力に対する $\dot{V}O_2$, HR の応答特性から各システムを同定する。その際に、どの程度の外的仕事の“非定常状態さ”まで、生体側は応答しているのかをとらえておく。その範囲内という条件付きではあるが、モニターされる HR から、同定された HR のシステムの逆システムを介して、いったん外的仕事量に変換し、さらに同定された $\dot{V}O_2$ のシステムを介して $\dot{V}O_2$ を推定する、という考え方である。

このような推定手法を開発していく上で、解決すべき基本的な課題は以下の通りである。 $\dot{V}O_2$, HR のシステム同定が第1に必要なことであるが、その際、どの程度の運動の非定常状態さ(外的仕事量の変化の仕方)にまで、この方法が適用可能かについて検討しておかねばならない。具体的には、どの程度の外的仕事量の範囲(特に上限)

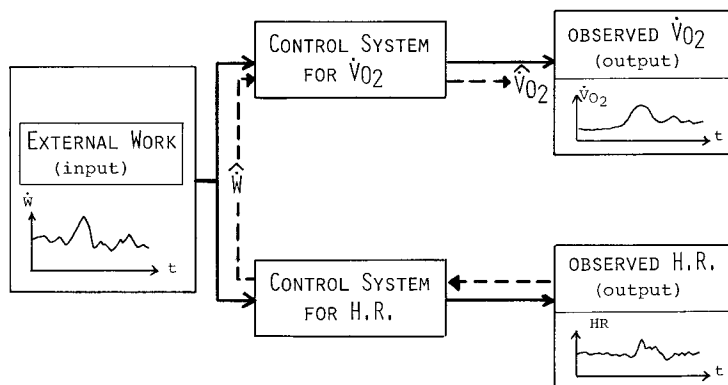


図1. 本研究における推定手法の考え方

Fig. 1 Theoretical concept of the method for estimating the $\dot{V}O_2$ from HR

まで、またどの程度の周波数成分（特に速い周波数）まで、生体側の $\dot{V}O_2$, HR は追従・応答できるのかを調べておく必要がある。それに加えて検討すべき応用的な課題としては、例えば、個人の特性、特に持久性能力とシステムの各パラメータとの関連、また HR に関しては、気温などの環境条件、日内リズムなどの生体リズム、さらに emotional な因子の及ぼす影響、といったものがあげられる。

将来的には、今日多用されている一定負荷運動試験やランブ状漸増負荷運動試験にかかわって、生体に振動的な、より現実的な負荷を課して調べる運動負荷試験の開発にも、本研究の結果は貢献できるであろうと我々は考えている。

本研究では、このような方法論に関する基礎的な検討を行なうことを目的とする。具体的な課題として以下の2項目をとりあげることにした。

1) ステップ状運動負荷入力時の $\dot{V}O_2$ と HR の応答特性を調べる。両特性の間にもどのような差異があるのかについて、特に外的仕事量の違いに着目して検討する（実験1）。

2) 次に、 $\dot{V}O_2$ と HR の各システムを具体的に同定することを目的として、疑似ランダム波状の外的仕事量を与え、 $\dot{V}O_2$ と HR の応答特性を調べる。その際に、機械受容器からの求心性入力の影響、および個体差についても合わせて検討する（実験2・3）。

2. システムの動特性の推定

ここでは、図1の $\dot{V}O_2$, HR のそれぞれのシステムを同定するために本研究で用いた解析手法について、簡単に説明する。

動的システムを解析する場合、一般にはその系のインパルス応答（インパルス入力に対する応答）、ステップ（インディシャル）応答（ステップ入力に対する応答）、あるいは周波数応答を調べることが行なわれる。調べようとする現象は、ステップ応答がその過渡状態に着目しているのに対して、周波数応答では過渡状態の消えた後の定常状態に着目している。本研究では、まずステップ応答を調べることによってシステムの概略をさぐり、さらに疑似不規則信号入力に対する周波数応答によってシステムの同定、確認を行うこととし

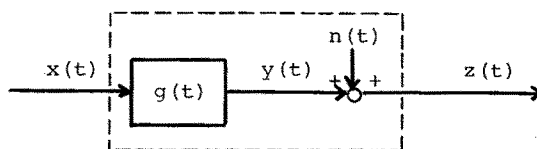


図2. システムにおける入出力関係

Fig. 2 The relationship of input; $x(t)$ and output; $z(t)$ in the system.

た。以下に本研究で用いた周波数応答の推定法³⁾について概説する。

システムが線形であれば、その出力は、入力とその系のインパルス応答との畳み込み積分の形で、以下の式で表わすことができる。

$$y(t) = \int_0^t g(\lambda) \cdot x(t-\lambda) d\lambda \quad \dots(1)$$

ここで、 $y(t)$ は出力、 $x(t)$ は入力、 $g(t)$ はインパルス応答（重み関数）である。しかし、実際に観測される出力； $z(t)$ は一般的に、

$$z(t) = y(t) + n(t) \quad \dots(2)$$

というように加法的にノイズが重畳している（図2）。このような観測値からシステムのインパルス応答； $g(t)$ 、あるいは周波数特性； $G(j\omega)$ をノイズに影響されことなく推定する必要がある。仮に入力； $x(t)$ にインパルス入力を用いれば、 $y(t) = g(t)$ でインパルス応答がそのまま得られるはずであるが、現実にはノイズが存在するため、観測された応答をそのままインパルス応答とすることは適当ではない。このようなノイズの影響を避けて、システムの動特性を推定する手法として、以下に述べる相関法がよく用いられる。

入力、出力の自己相関関数、相互相関関数を $\phi_{xx}(\tau)$, $\phi_{xy}(\tau)$ とすると(1)式と同じ関係が成立することが知られている。

$$\phi_{xy}(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} g(\lambda) \cdot \phi_{xx}(\tau-\lambda) d\lambda \quad \dots(3)$$

(2)式において $n(t)$ は入力； $x(t)$ に無相関すると、

$$\phi_{zz}(\tau) = \phi_{yy}(\tau) + \phi_{nn}(\tau) \quad \dots(4)$$

が成立する。(2)式を(3)式に代入し

$$\int_{-\infty}^{+\infty} g(\lambda) \cdot \phi_{xx}(\tau-\lambda) d\lambda = \phi_{zz}(\tau) - \phi_{nn}(\tau) \quad \dots(5)$$

となる。仮定より $\phi_{nn}(\tau) = 0$ であるから

$$\int_{-\infty}^{+\infty} g(\lambda) \cdot \phi_{xx}(\tau-\lambda) d\lambda = \phi_{zz}(\tau) \quad \dots(6)$$

となり、両辺をフーリエ変換すると

$$G(j\omega) = \Phi_{zz}(j\omega) / \Phi_{xx}(j\omega) \quad \dots(7)$$

が得られる。この(7)式によって、システムの線形要素の周波数応答を推定することができる。この場合、観測値; $z(t)$ がノイズ; $n(t)$ によって乱されても原理的には差し支えないことが、 $G(j\omega)$ を解析する場合の最大の利点である。

さらに(4)式をフーリエ変換して

$$\Phi_{zz}(\omega) = \Phi_{yy}(\omega) + \Phi_{nn}(\omega) \quad \dots(8)$$

とする。 $z(t)$ の中で入力; $x(t)$ と線形の関係にある部分の占める割合を各周波数成分毎に考えて、以下の式を定義する。

$$r^2(\omega) = \Phi_{yy}(\omega) / \Phi_{zz}(\omega) \quad \dots(9)$$

$r(0 < r < 1)$ はコヒーレンシ (coherency) と呼ばれるもので、ノイズ成分が大きくなるほど小さくなる。 $\Phi_{yy}(\omega)$ は実測できないため、(9)式を以下のように変形して求める。

$$r^2(\omega) = |\Phi_{xz}(j\omega)|^2 / \Phi_{zz}(\omega) \cdot \Phi_{xx}(\omega) \quad \dots(10)$$

また、 $G(j\omega)$ のゲインと位相については、ベクトル軌跡またはボード線図で示すことが一般的であるが、本研究ではボード線図によって図示し

表 1. 被検者の身体的特徴

Table 1 Physical characteristics of subjects.

subject	age (yrs)	ht (cm)	wt (kg)	$\dot{V}O_2\text{-max}$ (ml/kg/min)	VT($\dot{V}O_2$)* (ml/kg/min)
S	35	169	65.0	46.2	29.5
Y	32	176	68.5	38.8	18.3

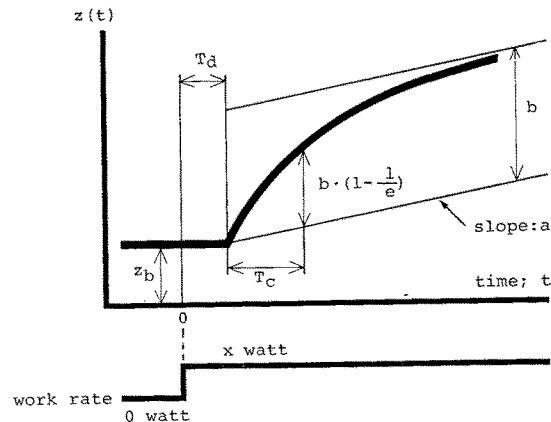
* VT : ventilatory threshold

た。

3. 実験 1

3-1) 方法

被検者は健康な2名の成人男性でその身体的特徴を表1に示した。運動は、Monark社製の機械ブレーキ式自転車エルゴメータを使用した自転車駆動で、負荷強度の設定は、習熟した実験者が必要に応じてできるだけすばやく行なった。設定した外的仕事の入力様式はステップで、その負荷強度は、25~175 W, すなわち0.5 kp から3.5 kp までの間を0.5 kp 刻み毎の7条件(回転数; 50 rpm)とした。実験はまず自転車エルゴメータ上に upright な姿勢で安静を保った後に、2分間の0 kp の無負荷こぎを行なった。その後、ランダム



fitting equation :

$$z(t) = z_b + a \cdot (t - T_d) + b \cdot (1 - \exp(-(t - T_d)/T_c))$$

where, $z(t)$: response (HR or $\dot{V}O_2$) in time, t

z_b : base line

T_d : dead(lag) time

T_c : time constant of first exponential rise

a : slope of second linear rise

b : band (range) of first exponential rise

図 3. ステップ応答のパラメータについての模式図

Fig. 3 Schematic description of parameters in step response.

に設定された、ある負荷強度を5分間ステップ入力した。その間のガス交換パラメータと心拍数は、magna 88 ガス代謝自動分析装置(Morgan社製)を用いて10秒毎に記録した。

3-2) 解析方法

各ステップ応答は(11)式のモデルで表現できるとして¹⁾、そのパラメータ推定を行った。

$$z(t) = z_b + a \cdot (t - T_d) + b \cdot (1 - \exp(-(t - T_d)/T_e)) \quad \dots(11)$$

このモデル式の模式図を図3に示した。

まず、運動開始初期の急激な上昇を表す第3項のパラメータ T_e , T_d , b の推定を行った。(11)式の第2項を除いた(12)式のモデルに対して、運動開始後0~2分間のデータだけを用いて、非線形最小二乗法(Damping Gauss-Newton法)によるパラメータ推定を行った。各パラメータ T_e , T_d , b は相互に依存しているため、推定値が明らかな異常値となった場合は、推定に用いるデータ数を多少増減させた。 z_b については、運動前の2分間の平均値を定数として与えた。

$$z(t) = z_b + b \cdot (1 - \exp(-(t - T_d)/T_e)) \quad \dots(12)$$

次に、線型な上昇を表す(11)式の第2項のパラメータ a の推定を行った。このパラメータは運動後半の定常状態成立の有無に関する情報を与えることになる。この推定は(12)式で得られた T_e , T_d , b と z_b を与えて、(11)式のモデルで解いた。

3-3) 結果と考察

両被検者、各運動強度で求められた $\dot{V}O_2$, HR それぞれのパラメータ推定値を表2に示した。また、 T_e , T_d , b , a については運動負荷強度に対して図4に示した。HRの時定数; T_e は、負荷強度が高くなると長くなる(応答が遅くなる)傾向が見られるが、 $\dot{V}O_2$ では認められなかった。またHRでは、被検者Sの方が全体として被検者Yに比べて速い時定数を示し、持久性能力の高さとの関連が窺われた。むだ時間; T_d は、かなりバラツキが見られた。本研究で用いた測定時間間隔(10 sec)では、解析のための情報が不足していると考えられた。特に25 Wのようなごく軽い運動では、運動による上昇幅と定常状態に達した時の変動幅がほぼ同等なために推定が十分にでき

表2. ステップ応答の各パラメータ推定値
Table 2 Parameters estimated in step response.

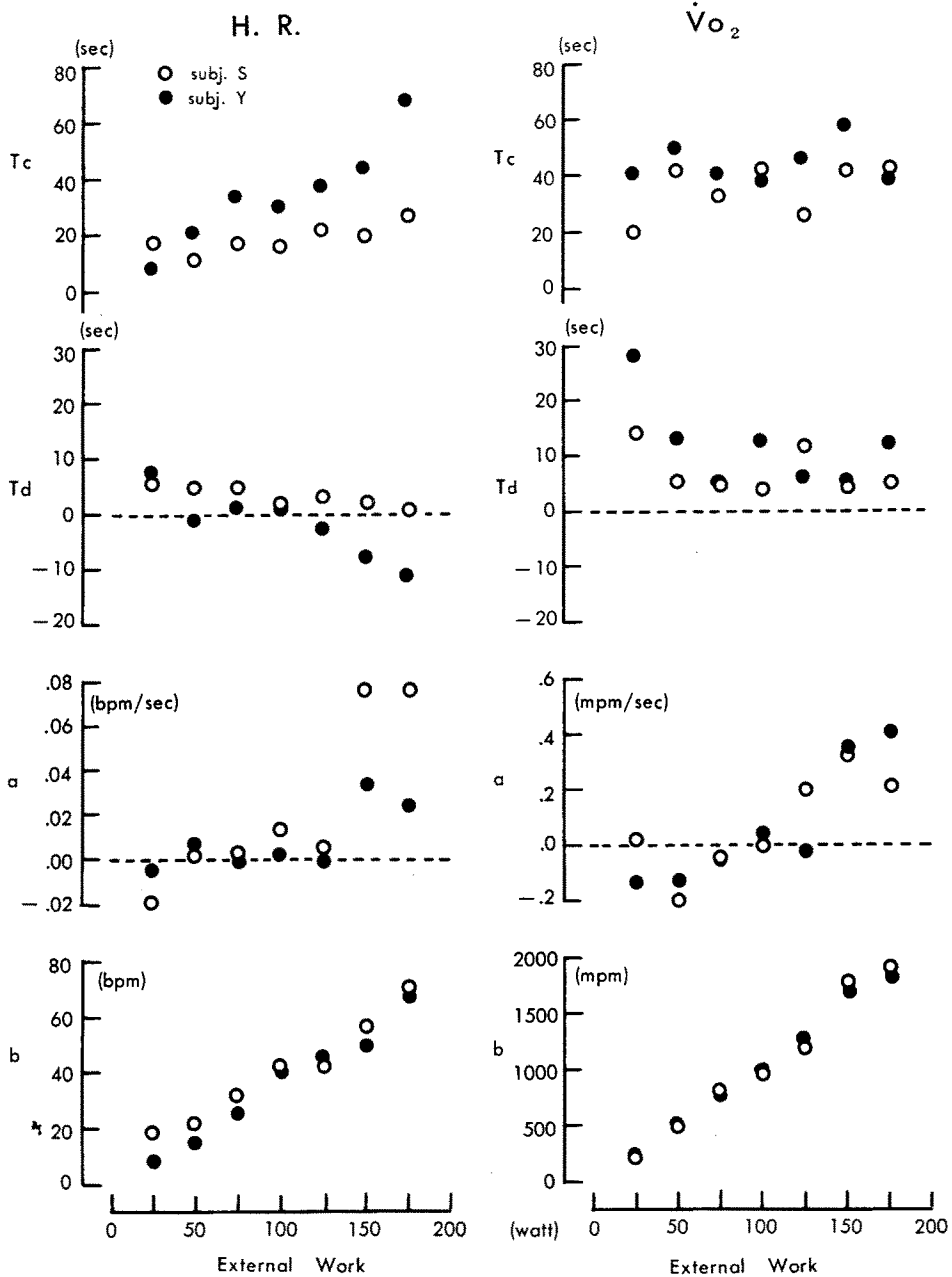
[HR]						
W (watt)	T_e (sec)	T_d (sec)	b^* (bpm)**	Z_b (bpm)	a (bpm/sec)	
subject S						
25	17.7	5.1	19.1(19.1)	57.3	-0.019	
50	11.2	4.6	22.2(11.1)	56.8	0.002	
75	16.8	4.7	32.9(11.0)	59.1	0.003	
100	16.3	1.9	42.8(10.7)	50.9	0.014	
125	21.7	2.6	42.2(8.4)	74.3	0.005	
150	19.8	2.0	56.2(9.4)	54.8	0.076	
175	27.2	0.5	70.2(10.0)	57.7	0.077	
subject Y						
25	8.5	7.8	9.7(9.7)	74.3	-0.004	
50	21.5	-0.8	16.1(8.0)	71.2	0.007	
75	34.1	1.4	26.4(8.8)	72.3	-0.000	
100	29.7	0.8	39.4(9.8)	66.3	0.002	
125	38.2	-2.7	45.7(9.1)	81.0	-0.001	
150	44.0	-7.8	50.8(8.5)	74.6	0.035	
175	69.4	-11.2	67.5(9.6)	79.8	0.024	
[$\dot{V}O_2$]						
W (watt)	T_e (sec)	T_d (sec)	b^* (mpm)***	Z_b (mpm)	a (mpm/sec)	
subject S						
25	20.3	14.0	219.1(219.1)	396.3	0.029	
50	42.1	4.9	500.2(250.1)	462.3	-0.204	
75	33.5	4.4	806.6(268.9)	401.8	-0.046	
100	42.0	4.0	961.2(240.3)	392.6	-0.009	
125	26.1	11.4	1192.4(238.5)	412.1	0.200	
150	41.8	4.3	1769.0(294.8)	419.0	0.321	
175	42.9	5.0	1982.0(283.1)	398.6	0.205	
subject Y						
25	40.8	28.2	259.5(259.5)	430.3	-0.133	
50	49.7	13.3	516.9(258.4)	428.8	-0.125	
75	40.5	5.6	764.0(254.7)	419.0	-0.053	
100	39.0	12.7	984.1(246.0)	361.3	0.050	
125	45.5	6.0	1265.7(253.1)	402.8	-0.017	
150	58.0	5.3	1695.3(282.5)	414.8	0.350	
175	38.7	12.2	1833.0(261.9)	420.3	0.408	

* the value in() shows the corrected value corresponding to 25 watt

** =beats/min

*** =ml/min

ず、推定値のSDも大きかった。他の負荷強度の場合についても言えることであるが、breath-by-breath法で詳細に観察すれば、推定精度を上げ



* bpm=beats/min, mpm=ml/min

図 4. ステップ応答の各パラメータと外的仕事量の関係

Fig. 4 The relationship between each parameter and external work rate in step response.

○ : subject S, ● : subject Y

ることも可能であろう。むだ時間に関しては、本研究のように手動による負荷強度設定、mixing chamber法による測定で観察する限り、それぞれの条件で具体的な数値を断定することはできないが、おおよそ10秒以下と思われる。定常状態の有

無を示すaに関しては、 $\dot{V}O_2$ 、HR共に125~150 Wあたりから急に大きな値を示し、5分間の運動時間内では定常状態が成立していないことが明らかになった。ATとの関連性⁴⁾を考え合わせると興味深い結果が得られた。bは負荷強度と共

に直線的に増加し、定常状態に達した時のHRあるいは $\dot{V}O_2$ が負荷強度と比例関係にあることが再確認された。

これらステップ応答の結果から、0~100 W 程度の負荷強度の範囲内では、個体差はあるものの、 $\dot{V}O_2$ 、HR 共にむだ時間の短い一次系の線形システムとして考えられた。そこで、より現実的な疑似不規則信号による負荷入力でも同様のシステムとして考えることができるかについて、まず予備実験として実験2を行った。

4. 実験 2

4-1) 方法

被検者は実験1と同様の2名であった。 $\dot{V}O_2$ 、HRの測定は aerobic processor-391 (日本電気三栄製)により10秒毎に行った。負荷装置は実験1と同様で、その入力としての疑似不規則信号は、時間幅30秒、63個のM-系列(付録を参照)を与

表 3. 実験2のM-系列の負荷条件

Table 3 Work rate conditions of pseudo-random binary sequence in Experiment 2.

Pattern	subject	conditions of work rate as a pseudo-random binary sequence	
		0	1
P1	Y	rest	50 w
P2	Y	0 w	50 w
P3	S	0 w	50 w
P4	S	0 w	75 w

えた。M-系列の0-1のパターンとして、各被検者に表3のような負荷入力を課した。まずP1とP2の比較で、運動負荷がかかる前が、全くの安静状態(本研究では自転車上のuprightな姿勢での安静)と、すでに無負荷ながら筋骨格系が運動形態に従って動かされている場合(空こぎ)の違いについて検討した。次に予備実験的ではある

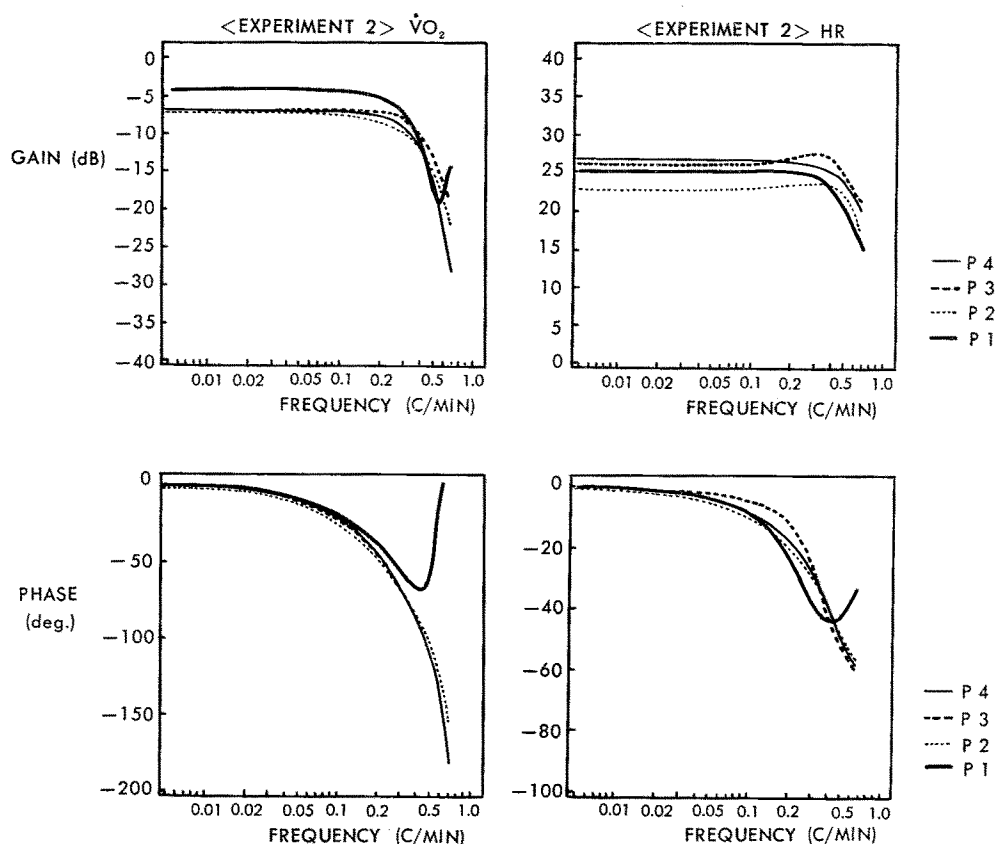


図 5. 実験2からえられたボード線図

Fig. 5 Bode diagram obtained from Experiment 2.

が、P3 と P4 の比較から、入力負荷強度の違い、P2 と P3 の比較から、個体差についての検討をした。解析は、M-系列の入力と $\dot{V}O_2$ 、HR の出力から、前述の動特性推定手法によって行い、その結果をボード線図上に示した。

4-2) 結果と考察

求められたそれぞれのボード線図を、負荷強度で規格化した形(ただし 0 kp と完全な安静の間はしていない)で図 5 に示した。コヒーレンシは、0.5 cycle/min 以下の帯域ではほぼ 0.8—1.0 で、それ以上の周波数では徐々に低下したのも見られた。また、被検者 S の方が Y に比して概して高いコヒーレンシの値を示し、高い持久性能力がこれらの制御系の機能のよさに関連する可能性が見られた。

$\dot{V}O_2$ のボード線図では、P1(M-系列の 0-1 の 0 を完全な安静にした場合)を除き、ゲインは 0.2—0.4 cycle/min の周波数をすぎたあたりから、ほぼ -40 dB/decade の傾きで低下し、その制御系は 2 次系と考えられた。すなわち、その伝達関数は、

$$G(s) = K/(1+T \cdot s)^2$$

ここで s はラプラス演算子、で表現できる。両被検者の各条件における K と T を、表 4 に示した。位相を考えると、2 次系に短いむだ時間のついた形となる可能性もある。P1 を見ると、M-系列の

0 負荷を完全な安静に保つことと空ごぎにすることでは、ボード線図上におけるその様相は、かなり異なるものとなることが示唆された。

一方、HR のボード線図は、 $\dot{V}O_2$ の場合とは異なり、高い周波数領域ではほぼ -20 dB/decade の傾き(本研究のボード線図上では、ほぼ 45° の傾きになる)を示し、その制御系は 1 次系と考えられた。すなわち、

$$G(s) = K/(1+T \cdot s)$$

で、その各パラメータの推定値を表 4 に示した。しかし折れ点周波数前でのゲインの上昇を考え合わせると、2 次系における不足制動の形となるのかもしれないが、詳細な検討は実験 3 にゆずることとする。

P1-P2 の比較で、M-系列の 0 負荷が完全な安静と空ごぎでは、制御系が異なる可能性が示唆された。受動的であれ筋骨格系が動かされている時は、筋紡錘や関節などの機械的受容器が働いている、また血液中の $O_2 \cdot CO_2$ 貯留量が増加している点が完全な休息とは異なり、その違いが制御系に何らかの影響を及ぼしたものと思われる。Sato et al(1976)⁹⁾ も踏台昇降による M-系列を負荷し、0 負荷として完全な安静を用いると、本研究と類似した HR の制御特性を示したことを報告している。

次に個体差(P2-P3)に注目すると、実験 1 のステップ応答の時にも指摘したように、持久性能力の高さに関連したような制御特性の違いが示唆された。負荷強度の大きさ(P3-P4)の比較では、あまり顕著な差異は認められなかった。最後にステップ応答の結果と比較してみると、ゲイン、時定数ともに特に著しい違いは見られなかった。以上の結果より、M-系列の 0 負荷が完全な安静では制御特性に違いがあること、またこの実験で用いた負荷強度範囲では、ステップ応答で見られたものと類似した制御系である可能性が高いので、次の実験 3 では、より推定精度をあげるために、長い M-系列を入力し、システムの同定を試みた。

5. 実験 3

5-1) 方法

被検者は実験 1 と同様の 2 名であった。 $\dot{V}O_2$ 、HR の測定は実験 1 と同様に magna 88 ガス代謝

表 4. 実験 2 で推定された各パラメータ

Table 4 System parameters estimated in experiment 2.

— $\dot{V}O_2$ — (2nd-order system)		
	T (sec)	K* (l/min)
P1	38.2	0.614
P2	29.8	0.437
P3	26.5	0.460
P4	31.8	0.679(0.483)
— HR — (1st-order system)		
	T (sec)	K*(beats/min)
P1	21.7	17.9
P2	18.4	13.8
P3	20.8	19.9
P4	18.8	21.7(14.5)

* the value in () shows the corrected value corresponding to 50 watt

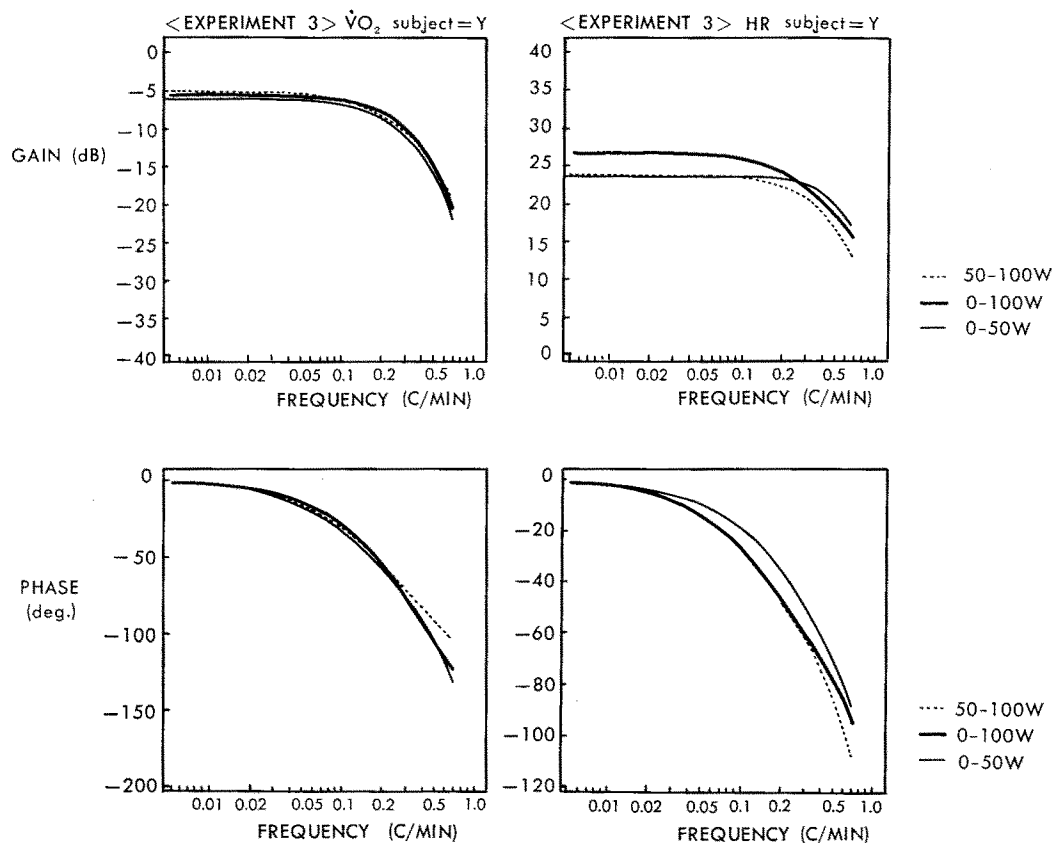


図 6. 被検者 Y からえられたボード線図 (実験 3)

Fig. 6 Bode diagram obtained from subject Y in Experiment 3.

表 5. 実験 3 で推定された各パラメータ

Table 5 System parameters estimated in experiment 3.

— $\dot{V}O_2$ — (2nd-order system)			— HR — (system)				
External work 0-1(watt)	T (sec)	K* (l/min)	1st- order	1st-order with T_d	2nd- order		
	<u>subject S</u>						
0 - 50	19	0.433					
0 - 100	23	0.521					
50 - 100	24	0.509					
	<u>subject Y</u>						
0 - 50	27	0.501					
0 - 100	26	0.531					
50 - 100	25	0.556					
			External work 0-1(watt)	T	T T_d (sec)	T	K* (beats/ min)
				<u>subject S</u>			
			0 - 50	23.5	23.5 5	13.0	26.8
			0 - 100	34.0	— —	20.0	22.5
			50 - 100	73.5	— —	—	32.7
				<u>subject Y</u>			
			0 - 50	25.7	25.7 5	14.0	15.0
			0 - 100	47.4	47.4 5	—	21.0
			50 - 100	39.2	39.2 8	19.0	15.5

* the value shows the corrected value corresponding to 50 watt

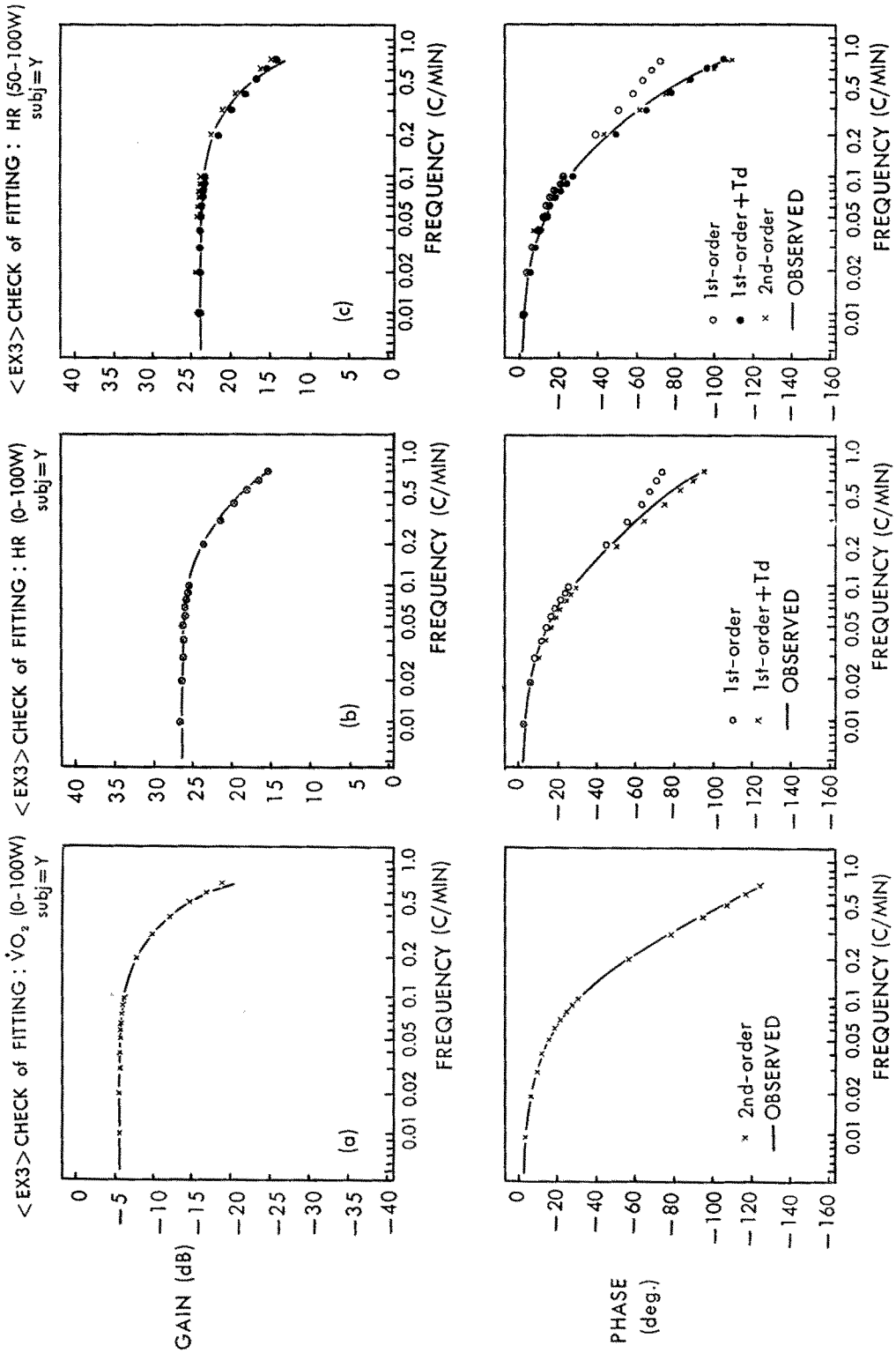


図 7. 1 次系, むだ時間のある 2 次系へのシステム同定の例 (被験者 Y, 実験 3)
Fig. 7. Examples of system identification to 1st order, 1st order with dead time, or 2nd order one in subject Y (Experiment 3)

自動分析装置 (Morgan 社製) により、10秒毎に行なった。負荷装置も実験1と同様で、その入力としての疑似不規則信号は、時間幅20秒、127個のM-系列を与えた。M-系列の0-1のパターンとしては、0-100 Wの負荷強度範囲内を検討する目的で、0-50, 0-100, 50-100(W)の3パターン自転車エルゴメータ運動(回転数; 50rpm)を行なった。解析は実験2と同様である。

5-2) 結果と考察

被検者Yの全条件におけるボード線図を図6に示した。本研究では、入力スペクトルがほぼホワイトノイズとみなされた0.7 cycle/minまでの周波数を解析の対象としたが、 $\dot{V}O_2$, HRの応答特性から判断すると、この程度の周波数帯域では線形システムと考えて差し支えないことが分かった。なお、 $\dot{V}O_2$ の50-100 cc/minの応答(増大)は本研究のボード線図上では-26~-20 dBレベル、HRの5 beats/minの応答は約14 dBレベルに相当している。

$\dot{V}O_2$ のボード線図では、3つの負荷条件ともに極めて類似したパターンを示した。高い周波数になると-40dB/decadeの低下を示し、典型的な2次系、 $G(s)=K/(1+T \cdot s)^2$ の形となることがわかった。両被検者について各パラメータを求めた結果を表5に示した。得られたパラメータから逆に周波数特性を計算して同一ボード線図上に描いたところ、2次系で十分にシステムが記述できていることが確認された(図7(a))。また、実験2で求められた値とほぼ同等なゲイン、時定数を示し、2次系によるシステム同定は安定した結果であると考えられる。実験1のステップ応答と比較すると、M-系列を課した応答の方が、時定数がわずかに短くなるようであった。

HRのボード線図では、負荷条件による違いが認められた。高い周波数になると、-20 dB/decadeで低下する1次系を示唆するゲイン特性が見られるが、位相の遅れからは、一次系にむだ時間のついたものか、もしくは2次系の1部分のみが結果として表れてきたものが考えられた。そこで、1次系にむだ時間のついたもの、すなわち、

$$G(s)=e^{-T_d \cdot s} \cdot K/(1+T \cdot s)$$

ここで T_d はむだ時間、あるいは $\dot{V}O_2$ と同様な2次系、

$$G(s)=K/(1+T \cdot s)^2$$

の両者について、それぞれパラメータの推定を行なった。結果として(表5)、1次系にむだ時間のついた伝達関数を想定したほうが良い場合(図7(b))と、ゲイン特性の一致性を考慮すると2次系を想定したほうが良い場合(図7(c))が認められた。本研究ではHRの制御システムとしては両者の可能性が考えられるので、今後は、より高い周波数まで動特性を調べる実験条件の設定が必要であろう。本研究のような手動の負荷のかけ方や10秒毎の応答測定では、解析結果の精度に限界がある。より高い周波数まで検討するには、M-系列の1ユニットの時間幅を小さくする必要があるが、それに伴い、breath-by-breathによる呼吸交換パラメータの測定や、R-R間隔からの心拍情報の抽出が不可欠となる。今後は、コンピュータ制御の自転車エルゴメータと、上述のような測定システムを用いて、さらに解析・検討を続けていきたいと考えている。

実験3で被検者Sの50-100 W条件での時定数が約70秒という結果は現実的に考えにくい。HRの場合、ボード線図をみてもわかるように、 $\dot{V}O_2$ に比較して、各条件間での差異が大きいの背景には、おそらく、長時間の運動(約45分)に伴う基準レベルのドリフトや生体内状態の推移⁹⁾, HR自体のもつ多くの影響因子による変動、またM-系列の0負荷が0kpである場合ない場合の生体内システムの違い、といったものが複雑に関与していると考えられるが、その詳細は明らかではない。

ステップ入力負荷運動に対する $\dot{V}O_2$, HRの応答に関する研究は、すでに半世紀も前から行なわれてきている。さらに線形システム論的な解析も、1971年のWigertz⁷⁾以来、数多く報告され⁸⁻¹⁰⁾、その同定された制御システムも1次系、2次系といった簡単なものから、高次の複雑なものまで、いろいろと提案されている。それらの中で比較的受け入れられている考え方は、呼吸系においては、神経性の速い系と体液性の遅い系の二重制御系の考え方である。一方、心拍系においては、いくつかの考え方が提案されているが統一された見解は得られていない。この背景には、前述のような多くの要因が関与しているために、それ

ぞれの実験結果が一致していないことがあげられる。本研究で目的とした、 $\dot{V}O_2$, HR のシステム同定に基づくエネルギー消費推定手法の開発も、主に心拍系のシステム同定の不安定さが問題であり、今後さらに検討せねばならない。

本研究の中の結果のみから、直接的に、日常のエネルギー消費推定手法を開発することは危険であるが、その考え方と必要な基礎的検討の方向性は示すことができた。その中から以下の点が示唆され、また今後の課題としてあげられた。第一に、運動に対する $\dot{V}O_2$, HR 応答は、両者の間で、また負荷入力様式の違いによってもやや様相は異なるものの、線形システムとして同定できた。また、 $\dot{V}O_2$ の制御系に比較して、HR の制御系には多くの影響因子が関与し、その詳細な検討が今後必要である。第2は、より精密な測定や各種の負荷入力様式による検討が必要ではあるが、生体の $\dot{V}O_2$, HR は、さほど高い周波数までは応答できない。第3は、負荷強度が AT 以下の水準程度までは、同一のシステムとしてとらえることが可能である。ただし、本研究でも指摘した機械的受容器の入力の問題や振動する負荷強度の上・下限の範囲の問題は、さらに細かな検討が必要である。第4は、このようなシステム同定による各種のパラメータは、持久性能力のようなものと関連する傾向が認められ¹⁾、このことと、スポーツ競技や日常の身体活動の時間的推移の共通性を考え合わせると、今後の運動負荷試験のあり方に一つの示唆をあたえたと思われる。

4. 6. ま と め

心拍情報からエネルギー消費 ($\dot{V}O_2$) を、より正確に推定する方法を開発するために必要な基礎的情報を得る目的で、運動に対する $\dot{V}O_2$ と HR の動特性を求めた。運動負荷入力様式は、ブレーキ式自転車エルゴメータ (50 rpm) によるステップとランダムであった。 $\dot{V}O_2$ と HR は、2名の被検者で10秒毎に測定された。ステップ入力の負荷強度は、25, 50, 75, 100, 125, 150, 175 W の7条件で、2分間の 0 kp の空こぎの後に、それぞれ5分間行なった。疑似不規則 2値信号として、0-100 W の間に設定した M-系列負荷を課し、相関法によってインパルス応答を計算した。周波数が 0.7

cycle/min 以下では、 $\dot{V}O_2$ は 2 次系のシステムとして同定された。HR は 1 次系にむだ時間のついたシステム、もしくは 2 次系のシステムと考えられたが結論できなかった。

本研究を行なうにあたり、秋田大学の古賀俊策先生から、多大なご教示を賜った。ここに記して感謝致します。

〔付録〕 —M-系列について—

ある規則に従って人為的に作られる不規則信号のことを疑似不規則信号 (pseudo-random signal) という。これらは、すべて自己相関関数がデルタ関数 (単位インパルス入力に相当する) に近く、近似的にホワイトノイズと見なせるように考案された信号である。本研究では、その中の代表的なものの一つである M-系列 (maximum-length linear shift register sequence) を用いた。これは 0 と 1 のいずれかをとる 2 値系列で、その一つの値がとる時間幅を Δt (sec) とすると、 $1/(4\pi \Delta t)$ Hz 以下の周波数帯域では、誤差 0.1 dB 以内で一様なスペクトルをもつ、帯域制限されたホワイトノイズとみなすことができる。実験 2 で使用した M-系列を以下に示す。

```
0010011100010111100101000110000
10000011111101010101001101110110
1
```

文 献

- 1) MORTON, R. H. (1985): Two-dimensional short-term model of oxygen uptake kinetics. *J. Appl. Physiol.*, **58**(5), 1736-1740.
- 2) 宮本嘉巳 (1985): 運動時のガス交換調節機構—神経・体液系による多重制御システム—, *Jpn J. Sports Sci.*, **4**(7), 493-503.
- 3) 森下巖, 小畑秀文 (1982): 信号処理, 計測自動制御学会, 東京, 193-214.
- 4) 福場良之, 神谷幸宏 (1984): 一定負荷作業の O_2 kinetics と anaerobic threshold の関係について, *人類誌*, **92**(1), 37-44.
- 5) SATO, I., Y. HASEGAWA, AND K. HOTTA (1976): System analysis of heart rate control in man. *J. Appl. Physiol.*, **41**(5), 790-796.
- 6) CASABURI, R., T. H. STORER, I. BEN-DOV, AND K. WASSERMAN (1987): Effect of endurance training on possible determinants of $\dot{V}O_2$ during heavy exercise. *J. Appl. Physiol.*, **62**(1), 199-207.

- 7) WIGERTZ, O.(1971) : Dynamics of respiratory and circulatory adaptation to muscular exercise in man. *Acta Physiol. Scand. Suppl*, **363**, 1-32.
- 8) FUJIHARA, Y., J. H. HILDEBRANDT, AND J.R. HILDEBRANDT(1973) : Cardiorespiratory transients in exercising man. I. tests of superposition. *J. Appl. Physiol.*, **35**(1), 58-67.
- 9) FUJIHARA, Y., J. H. HILDEBRANDT, AND J. R. HILDEBRANDT(1973) : Cardiorespiratory transients in exercising man. II. linear model. *J. Appl. Physiol.*, **35**(1). 68-76.
- 10) CASABURI, R., B. J. WHIPP, K. WASSERMAN, W.L. BEAVER, AND S.N. KOYAL (1977) : Ventilatory and gas exchange dynamics in response to sinusoidal work. *J. Appl. Physiol.*, **42**(2), 300-311.
- 11) SWANSON, G.D.(1977) : Biological signal conditioning for system identification. *Proc. IEEE*, **65** (5), 735-740.
- 12) CASABURI, R., B. J. WHIPP, K. WASSERMAN, AND S. N. KOYAL(1977) : Ventilatory and gas exchange responses to cycling with sinusoidally varying pedal rate. *J. Appl. Physiol.*, **44**(1), 97-103.
- 13) SWANSON, G.D.(1979): Overview of ventilatory control during exercise. *Med. Sci. Sports*, **11** (2), 221-226.
- 14) BAKKER, H.K., R.S. STRUIKENKAMP, AND G. A. De VRIES(1980) : Dynamics of ventilation, heart rate, and gas exchange : sinusoidal and impulse work loads in man. *J. Appl. Physiol.*, **48**(2), 289-301.
- 15) BENNETT, F. M., P. REISCHL, F. S. GRODINS, S.M. YAMASHIRO, AND W.E. FORDYCE(1981) : Dynamics of ventilatory response to exercise in humans. *J. Appl. Physiol.*, **51**(1), 194-203.
- 16) MIYAMOTO, Y., T. HIURA, T. TAMURA, T.NA-KAMURA, J. HIGUCHI, AND T. MIKAMI(1982) : Dynamics of cardiac, respiratory, and metabolic function in men in response to step work load. *J. Appl. Physiol.*, **52**(5), 1198-1208.
- 17) MIYAMOTO, Y., Y. NAKAZONO, T. HIURA, AND Y. ABE(1983) : Cardiorespiratory dynamics during sinusoidal and impulse exercise in man. *Jpn J. Physiol.*, **33**, 971-986.
- 18) GRECO, E.C., H. BAIER, AND A. SAEZ(1986) : Transient ventilatory and heart rate responses to moderate nonabrupt pseudorandom exercise. *J. Appl. Physiol.*, **60**(5), 1524-1534.
- 19) EBFELD, D., U.HOFFMANN, AND J. STEGMANN (1987) : $\dot{V}O_2$ Kinetics in subjects differing in aerobic capacity : investigation by spectral analysis. *Eur. J. Appl. Physiol.*, **56**, 508-515.