

心拍動態の過渡特性に関する一考察

江, 肇國
九州大学健康科学センター

緒方, 道彦
九州大学健康科学センター

<https://doi.org/10.15017/408>

出版情報：健康科学. 6, pp. 41-44, 1984-03-30. 九州大学健康科学センター
バージョン：
権利関係：

心拍動態の過渡特性に関する一考察

江 肇 國*
緒 方 道 彦*

Preliminary Report on Transient Characteristic of Cardiovascular Response to Physical Stress

Chao-Kuo CHIANG*
Michi-hiko OGATA*

Trends of heart rate increase just after the stepwise application of physical stress seem to suggest that two factors model, time dependent like inductance and time independent like resistance factors, may be useful. It is expected that a time constant (TC) of the system would indicate an individual capacity of man to some extent.

This report is to show the results of longitudinal study on the behavior of TC values in one male subject, age 33.

An electronically controlled bicycle ergometer (ISOPOWER, TAKED) allows to apply rectangular type stress of various intensities (from 60 W to 130 W, rate of rise 20 W per sec.). A change of heart rate is monitored by a photoelectric sencer. Fig. 1 shows analog recordings. TC was calculated from digital readings without waiting heart rate to reach its new steady level.

Our tentative conclusion is as follows ;

- (1) TC values at medium intensities (90, 110 W) are most sensitive to a level of physical fitness. Sedentary life style elongates TC value.
- (2) TC values at lower intensities are more closely related to "liveliness" rather than to the capacity of physical fitness.

(Journal of Health Science, Kyushu University, 6 : 41~44, 1984)

はじめに :

心拍は日常生活に於ける個体の生理的, 心理的な条件に対応して変動している。運動負荷の場合, 毎分100拍以上の領域では心拍数は負荷によく比例するとされている。この場合の心拍数は、定常状態、即ち負荷開始後一定時間が経過し心拍のレベルが略安定したところの拍動数を測定している。急激な運動負荷に対する生理的反応として酸素負債などの研究があるが、負荷の開始と終了時における心拍数の過渡的な変

動現象について定量的な検討を進めることも有意義であろう。

そのためには所定の運動負荷特性が階段函数的で信頼度の高いものであることが望ましい。今回は ISO-POWER UNIT を使用することにより、容易に短形波的負荷 (20W/sec.) に対する被験者の心拍変化を光電的に記録する事が可能となった。過渡現象の解析モデルとしてはL-R直列型を利用し、時間に依存的な過渡因子を LF, 非依存的な因子を RF とし、心拍記録をA-D変換して定数 (TC) を算出すること

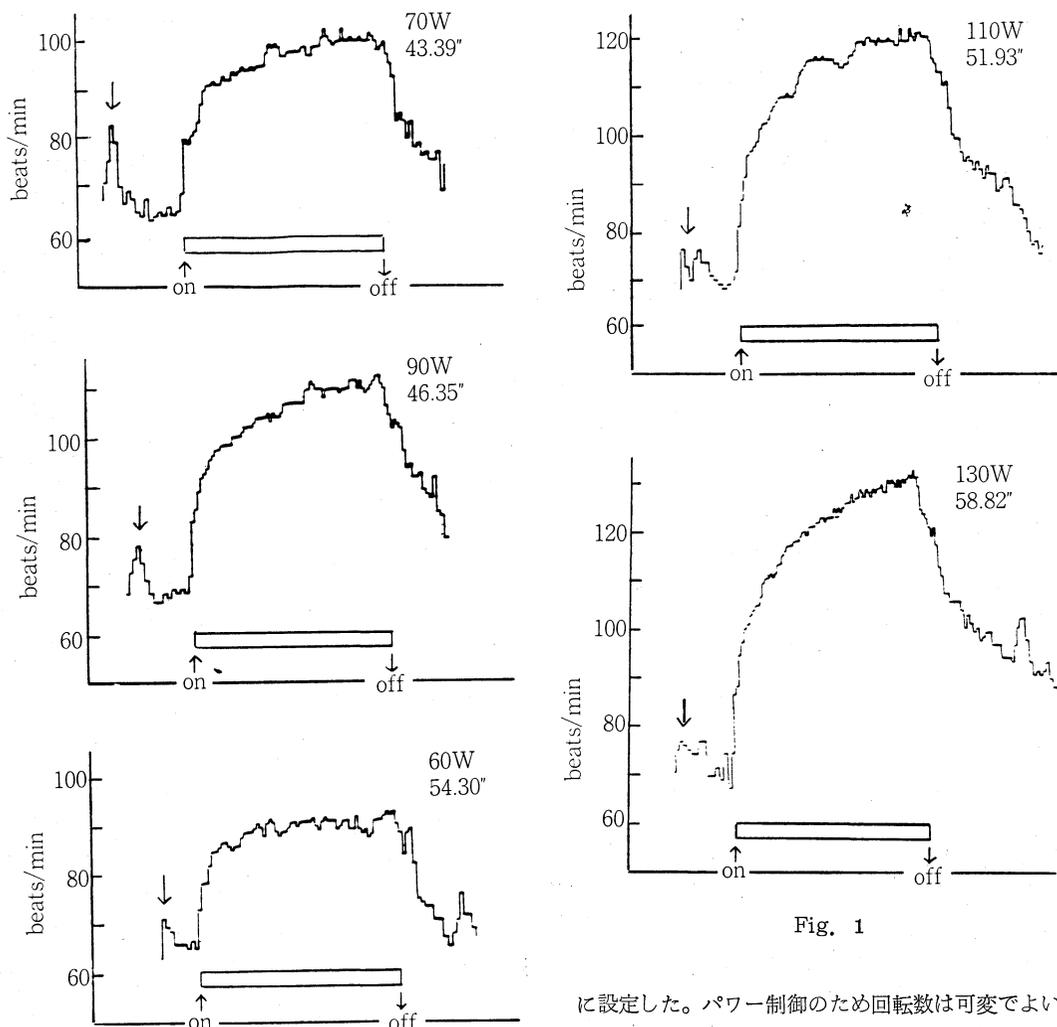


Fig. 1

とした。幼年から老年時に至る多数例の測定も実施されているが、本考察ではデータ解釈の基礎として同一個体に於ける測定結果について報告することにする。

方法：

ISOPOWER ERGOMETER (TAKED) を利用して所定の負荷開始にともなう心拍変化の立上りから一定時間記録する。心拍、負荷強度 (W)、トルク、回転数はMULTICORDER (MC 6725 WATANABE) によりアナログ記録されデジタル的にはコンピュータ (APPLE II) を介してデータをフロッピーディスクにインプットすると共に時定数を算出する。負荷強度は一シリーズ 5 段階とし、70Wこれは約 430 KPM に相当、次いで90W (約 550 KPM)、60 W (約 350 KPM)、110W (約670KPM)、130W (約800KPM) の順

に設定した。パワー制御のため回転数は可変でよいが通常 60 RPM 前後ではほぼ一定となるようにしペダルを漕いだ。測定に際しては週二回決った日 (月、金) に行い、その時間帯は大体午前から正午にわたるものとし毎回同じようなライフサイクルの下で行った。又測定前には必ず血圧を測定し記録すると共に測定中は心理的影響による心拍数の変動を避ける為に会話等は極力ひかえた。5 段階の負荷を設定し測定したが、次の負荷に移行するにあたっては、原則としてほぼ安静に近い心拍数に回復安定してから行う事とした。尚心拍数は耳朶から光電センサーで測定した。測定期間中ジョギング等を中心とした計画的な体力増進期間 (ACTIVE)、及び特別な運動を意識的に行わない期間 (SEDENTARY)、を設定してみた。今回は1983年2月より10月末日までであるが、体調もしくは装置の具合等都合により必ずしも週二回の測定が行われ得なかった場合を除いて約44回分を収録し考察した。

結果：

心拍は耳朶より光電的にモニターされ、5拍毎に一分値に換算し表示される。図1は MULTICORDER による記録例である。負荷強度 (W) と心拍変化の時定数 (TC, 秒) の値を各波形の右に示してある。負荷の ONSET に先行して一過性の心拍上昇が認められる (矢印)。時定数の計算における安静時心拍は、この一過性上昇の沈静以降の平均心拍数を基準とした。L-R直列の集中定数回路をモデルとする事により、波形の立上り以降の各時点における変化率、微分の推定値と実験値の比較を行い、2分間の記録から最小二乗法的に定数 (L・R相当) 値と時定数 (TC=L/R) を算出した。時定数 (TC) について今回の全測定期間中の変化をグラフに示したものが図2 図3 図4 図5 図6である。それぞれの負荷における時定数の数値を44回分順次プロットした。図2から図6までのグラフ上Aとあるのは ACTIVE, Sは SEDENTARY

として、その期間を示し次の事を意味する。

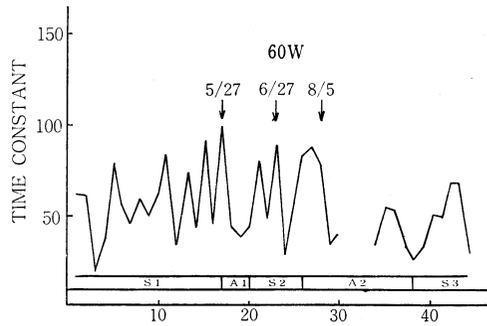


Fig. 4

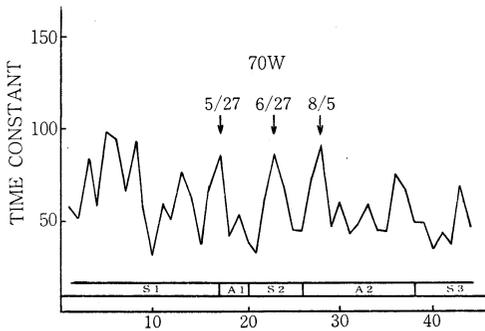


Fig. 2

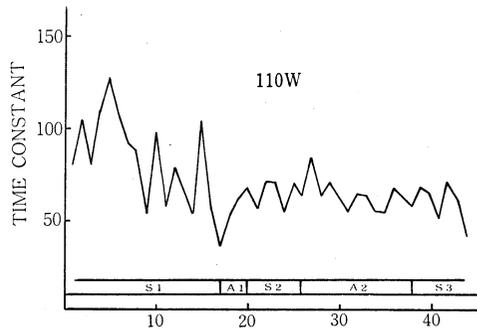


Fig. 5

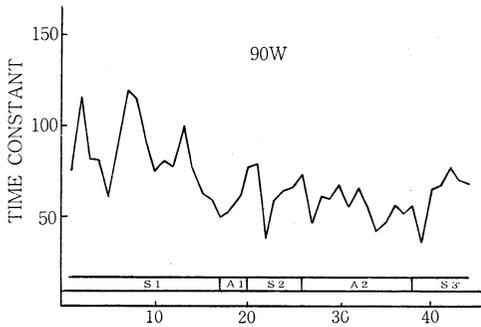


Fig. 3

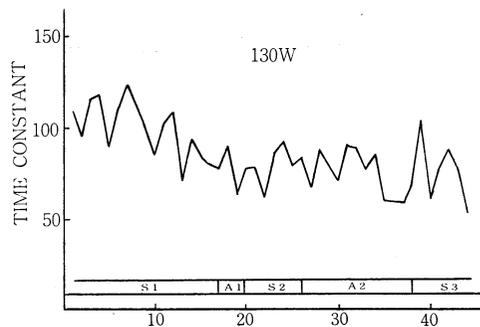


Fig. 6

S 1 :

それまで全く規則的、定期的な運動等した事のない期間、2月上旬より5月27日まで

A 1 :

体力増進を目的として、運動する事に努めた期間、5月27日より21日間

S 2 :

体力増進を目的とした一切の運動を意識的にひかえた期間、6月17日より35日間

A 2 :

体力増進を目的にほぼ毎夜4km弱の起伏に富んだ所でのジョギング、及び週一、二回登山(高度400m)を含め規則的な運動を行った期間、7月22日より49日間

S 3 :

規則的な運動を行わなかった期間、9月9日より10月31日までの53日間

考察 :

運動負荷に対して時定数(TC)が小さい程適応的には秀れていると予想される。図2から図6までをながめてみると、全くと言ってよい程運動らしいものをしていなかった時期、即ちこの測定を始めたばかりの2月を起点として規則的且つ効果的な運動が行われたと思われる9月までの間、グラフ上に運動の効果が認められる。特に90W、110Wの領域ではそれが著明に見られる。130Wの領域でも同様な事が認められるが110Wのに比べ、その効果も比較的大きい数値の所で頭打ちの状態を示す。60Wや70Wのような比較的低い負荷の下では上記のような顕著な効果は認め得ないが図2、図4の矢印で示されている所を見ると5月27日、6月27日、8月5日で同時に比較的大きい数値を示しており、それが他の高い負荷の領域に於いては、よい状態(小さい数値)での平均的な数値を示しておるところから記録を調べると、今回の測定に際しては体調のよくない日は極力避けるのを原則としていたが、上記の日時には、そろって体調が悪いのを押して測定を行っていた。以上の事から思うに60Wや70Wのように低い負荷の領域では体調などと言ったファクタ

ーが心拍数の動態に与える影響も大きいようである。110Wの場合、自分自身(江)にとってはその負荷が感覚的に3km程度の軽いジョギングに相当している事から110Wの領域が日常の普通の運動に於いて最もその効果が数値(時定数)として表れ易いのではないかと思われる。130Wのような比較的高い負荷の領域ではグラフ上運動による体力増進の効果もすぐ頭打ちになりやすい傾向がみられるところから特殊なもしくはより強度なトレーニング等は別としても普通の運動程度では著明な効果は認められず個体の持って生まれた筋力等を含めた基礎的な運動能力と言ったものに左右されるのではないかと思われる。いずれにせよ今回はISOPOWER ERGOMETER を使ったデータの解釈の基礎を得る事が主たる目的であり、その意味では成果があったように思う。尚今回は時定数(TC)に限り分析してみたが、RF、LFに就いてはRFに関して、その心拍数の変化との間に、ある程度の相関がみられるもののLFと共に今後の分析を待ちたい。今後の課題として今回ここでは自分自身が被験者となり、それ故に比較的同一条件下、コンスタントに測定ができたものの一般的傾向と個人的な傾向もしくは片寄りと言ったようなものとの間を明確に出来得なかった事から被験者の年齢や職種さらに日常の運動量といったものにきめ細く分類されたより多くのデータにより一般的な傾向をみてみたい。又それを行うにあたっては今回のような5段階の負荷設定では時間的な制約も多く、又安全性をも考慮した負荷の設定など年齢や運動能力等に応じた工夫が必要となろう。できるだけコンスタントな条件下で測定する方がよいところから測定前には血圧や体調等ある程度の事前チェックは必要であり、同じようなライフサイクルの下でデータを重ねるのが望ましい。

以上の事からある種の基準なるものが系統的に整理されれば、あらゆるタイプの人を対象として、たとえば週一回三十分程度の測定を定期的に行う事により被験者の体力状態が把握できるようになる。またその事を踏まえて運動処方等行いやすいと言う事を通じ医学的にもより広い意味での健康管理というものが可能となってくるかもしれないと思う。