運動時の呼吸の周波数特性とエルゴメータへの応用

塩野谷　明（長岡技術科学大学・体育保健センター）

Respiratory specifics in RF in exercise and its application for ergometer

Akira SHIONOYA (Nagaoka Univ. of Technology)

The object of this study is to develop a new ergometer in which exercise work load is controlled by using the combination of heart rate (HR) and that of respiratory frequency (RF), especially while the RF value shows its specific condition. An experimental ergometer was made. Exercise work load changes triangular wavingly between maximam value and minimum value which is input of one's own accord, while a factor to control exercise work load is selected on account of the value either of the HR or of the RF.
The experiment with the ergometer led to conclusions;
1) The RF is much available as a factor for controlling exercise work load in an ergometer system.
2) The first reson is that when the exercise work load is on a light level, as the RF shows a chaotic condition against a regularly increasing of exercise work load, the HR is selected as a factor to control exercise work load.
3) The second reason is that anaerobic threshold (AT) can be estimated by the specific condition in RF.
Key words: Ergometer, HR, RF, Frequency specific

1.はじめに

運動を行う場合最も重要なことの1つは、その運動が、それを行う人にとって適当か否かということである。例えば、運動の強さという点でも同様である。そして運動が適当か否かを見極めるものとして、生体情報が用いられる。

従来、これは経験則に基づいてきた。例えば運動が強すぎると運動終了後息をはずませ、うつむくといった光景をよく目にする。これもある意味では、りっぱな情報である。指導者と呼ばれる人は、この非常に定性的な情報から適切なその人に合った定量的な運動の強さを決めることができる。それ故経験則はスポーツの中で、科学が今だ超えることのできないものとなっている。

この一連の研究では、運動の強さの適正を評価するシステムの開発とそのエルゴメータへの応用を行うものである。

2.AT（Anaerobic Threshold）とその推定システム

運動の強さの適正という点では、古くより乳酸という指標が用いられてきた。そしてこの乳酸の血中の濃度が運動の強さの漸増に対して、非直線的に増加し始める運動の強さをAT（Anaerobic Threshold)と定義される。

運動に伴い、無酸素性の解糖によるATP（アデノシン三燐酸）生成が行われるとその代謝産物として乳酸（$C_3H_6O_3$)が生じる。乳酸は体外へ排泄できないため、一部は筋で、その多くは血中に拡散し肝臓へ送られ、酸化される。

$$C_3H_6O_3+3O_2 \rightarrow 3H_2O+3CO_2$$

生じた乳酸に対して酸素の量が不足する乳酸は酸化されずに、血中乳酸濃度が上昇することになる。

すなわち血中の乳酸濃度を測定すれば、その人の運動の強さの適正が理解される。この1つの基準となるものが、すなわちATである。

またこのATを基準として、例えば心臓病や糖尿病、肥満といった成人病の予防、リハビリテーションプログラムも提供される。

ATの決定は乳酸濃度を指標にする場合（これをLT:Lactate Threshold)と、換気の高進を指標にする場合（これをVT:Ventilatory Thresholdと呼ぶ）がある。

LTは、乳酸濃度を測定することで運動に対する乳酸の非直線的な増加点を直接決定する方法である。これに対してVTは、運動時の酸素が果たす役割である

①糖質や脂質をエネルギー基質とした有酸素的なATP合成

$C_6H_{12}O_6+6O_2 \rightarrow 6CO_2+6H_2O$

$2C_{51}H_{98}O_6+145O_2 \rightarrow 102CO_2+98H_2O$

②乳酸の酸化

の中、運動負荷の漸増中乳酸濃度が非直線的に増加する、いわゆる運動強度が非常に高くなった場合、主に②に係る酸素のリスポンスおよびそれに係る二酸化炭素を初めとした換気応答全体との関係からみるものである（この代謝に係るATの解釈については、様々な論議がなされるが、ここでは詳細には触れない）。具体的には

①換気量（VE）の非直線的上昇

②二酸化炭素排出量（VCO_2)の非直線的上昇

③VE/VCO_2の変化を伴わないVE/VO_2（酸素摂取量）の上昇

④R（呼吸商）の非直線的な上昇

といった決定基準がある（図1）。

このATを決定するLTとVTには、それぞれ問題点として以下のような点が上げられる。

LTを指標とする場合は、採血という過程が伴い、これは医療従事者が医師の指示下で行なわなければ当然違法行為となる。これに対してVTを指標する場合、その計測装置が非常に高価になるという問題点が生じる。

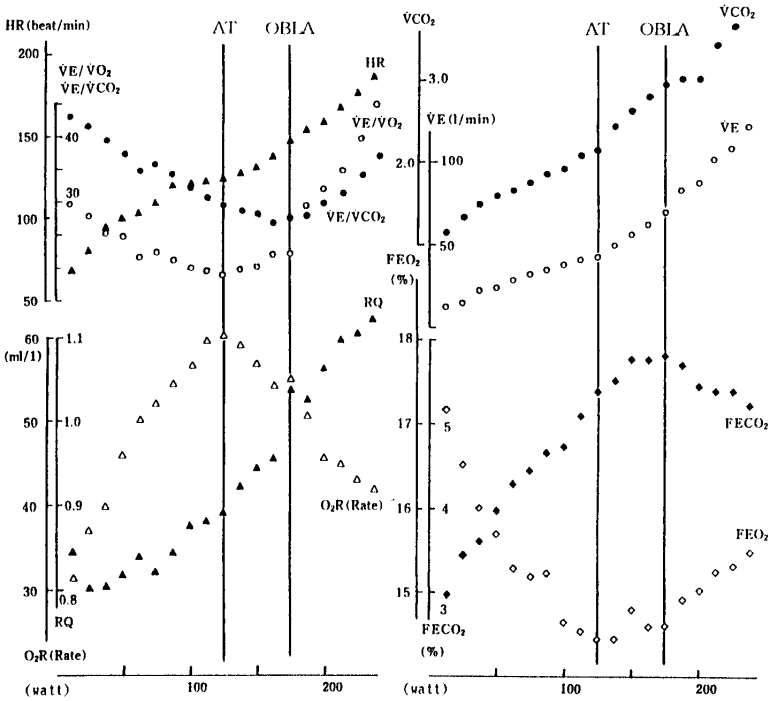

図1：AT(Anaerobic Threshold)およびOBLA(Onset of Blood Lactate Accumulation)の決定基準。ATの決定は換気量および二酸化炭素の非直線的な上昇、換気量/二酸化炭素排出量の変化を伴わない換気量/酸素摂取量の増加、呼吸商の非直線的な増加等によって決定される。OBLAは換気量の2度目の非直線的上昇、換気量/二酸化炭素排出量の上昇等によって決定。

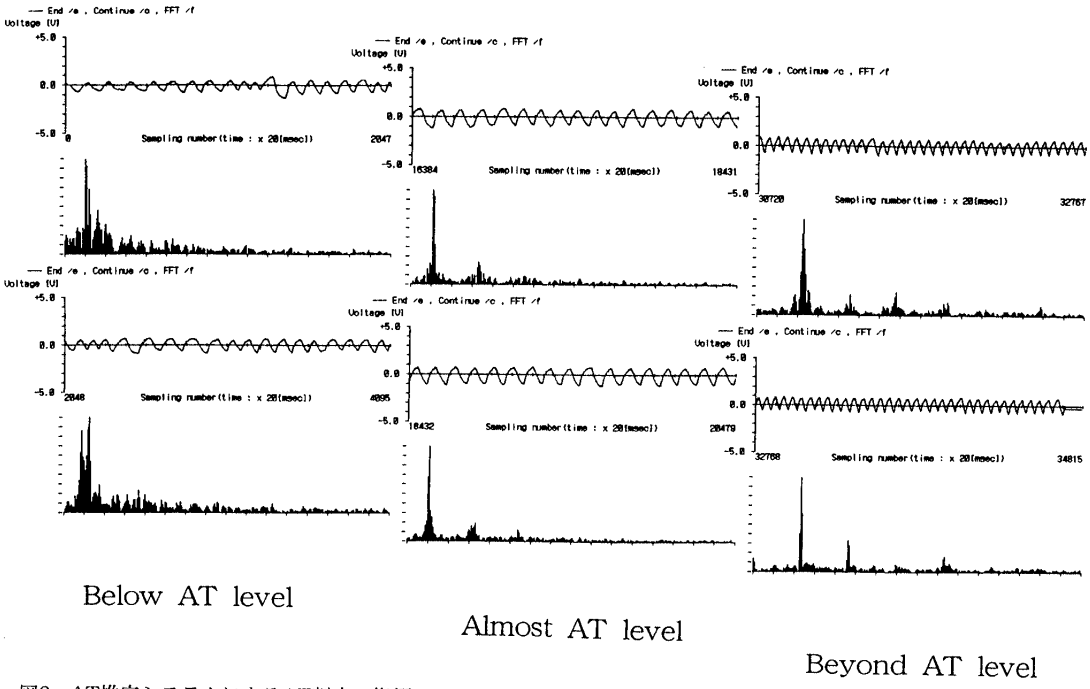

図2：AT推定システムによるAT判定の指標。AT以下の運動強度の場合（Below AT level)、呼吸（周期）曲線のスペクトルは周波数の帯域が広く、雑音が多い。これに対してAT水準の運動強度(Almost AT level)になると、スペクトルはピークの周波数成分（呼吸数に相当）が明瞭となり、雑音が減少する。この傾向はATの運動強度(Beyond AT level)を超えても続く。

そこでこのATを簡易にそして安価に決定するシステムの開発（エルゴメータへの応用の関係で図4に統一）をした。

これはサーミスタを介して得られた呼吸曲線を連続的にコンピュータに取り込み、FFTによってスペクトルに変換していくことで、運動の強さが増すに従ってみられるその時々の周波数の特徴から運動の強さの適正を評価するシステムである（図2）。

AT以下の比較的弱い運動強度では、スペクトルの帯域が広く、かく高い周波数成分にノイズが多く含まれる。これ対して、ATを超えると呼吸数に相当するピークの周波数成分が明瞭となり、さらに高い周波数成分のノイズが小さくなる傾向がみられる。

このような運動の負荷漸増に伴った周波数の帯域等にみられる変化は、次のようなモデルから考えられる。

サーミスターを介して得られる呼吸曲線は、一回の換気に伴う吸気、呼気の温度差によって曲線化される。この呼吸曲線は換気量との間に定量的な関係は認められないが、呼吸の周期性については追従が認められる。

図3は運動負荷の漸増に伴う、一回換気量（V_T）の動態を近似した2つのモデルを示している。すなわち

$du/dt=c(k-c)$　但し$c>0,t>0,k>0$の解

$u(t)=(u_0-k)e^{-ct}+k$

あるいは

$du/dt=cu(k-u)$ 但し$c>0,t>0,k>0$の解

$u(t)=k/\{1+(k/u_0-1\}e^{-ckt}$

（但しkは上限値、uは現在値、u_0は初期値）

という上限値kに収束するモデルによって近似できる。ATに伴う換気高進（判定基準）に、VEの非直線的な上昇という項目があるが、このVEはここで近似したV_Tと呼吸数（F）の積によって示される。

$$VE=VT\times F$$

運動負荷漸増時強度がAT以下の場合、VEの増加は

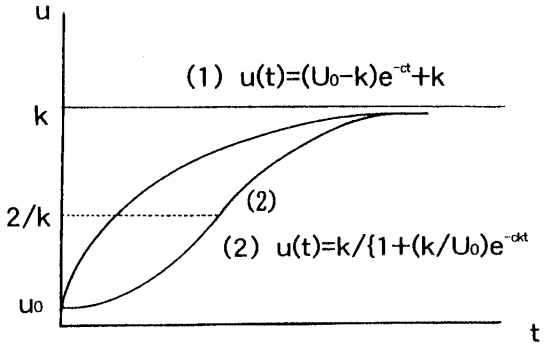

図3：運動負荷漸増に伴う一回換気量（VT）の動態変化
uをその動態とすると
$u(t)=(u_0-k)e^{-ct}+k$または$u(t)=k/\{1+(k/u_0-1)e^{-ckt}\}$
に近似される。

VTの増加に依存し、ATを超えた場合、VTは上限値をもって収束、今度はVEの増加はFの増加に依存する。すなわち運動強度がATを超えた場合、O_2需要の高進から周波数に依存した呼吸が行なわれることになる。こういった呼吸が、呼吸曲線の周波数帯域に影響を与えているものと考えられる。

すなわちこういった呼吸に含まれる情報から、運動の強さの適正を評価することの可能性が示唆されることになる。

3.エルゴメータへの応用

このようなバックグラウンドから、呼吸を負荷荷重装置であるエルゴメータに応用することを試みるに至った。

図4では、呼吸を運動負荷の制御に応用したエルゴメータのシステム概要を示す。

サーミスタを介する呼吸数（RF）検出ユニットと光センサーを介する心拍数（HR）検出ユニットを同期・接続しコンピュータに取り込み、負荷制御プログラムに従って、エルゴメータへ負荷制御シグナルをフィードバックするものである。

負荷の制御方法は、目標値直接入力で（本システムは開発段階にある）ある。HR、RFのそれぞれの目標値（最大値）、回復値（最小値）を設定・入力し、ペダル駆動開始後負荷は、HR、RFのいずれかが先に目標値に到達するまで漸増する。いずれかが目標値に到達した場合、その因子を優先して選択、再度HR、RFのいずれかが回復値に下がるまで負荷は低下する。すなわち負荷は、HR、RFの入力された最大値、最小値間を負荷制御優先因子をそのつど選択しながら、波状に変動することになる（図5）。

また負荷入力の設定によっては、HRまたはRFの単独制御となる。

現在、この心拍・呼吸数併用制御型エルゴメータは図に示されるように、先のAT推定システムと同期し、運動負荷の適正を監視する負荷荷重システムとして駆動している。

4.システム駆動実験-呼吸を負荷制御因子として用いることの有効性の検討-

これまで心拍・呼吸数併用制御型エルゴメータを駆動し、呼吸がエルゴメータの負荷制御因子として有効か否かを中心に検討してきた。詳細については、実験回数および被験者数を増やし、test-retestを繰り返した結果を報告するが、ここでは実験方法および大まかな結果ならびに傾向について述べていく。

エルゴメータ駆動実験に先駆けて、被験者はランプ負荷漸増中の換気応答からATを決定した（図1参照）。

この決定されたATに基づき、エルゴメータの入力負荷の設定を以下の3つのパターンとした。

1）目標値を80％AT-HR、回復値を1/2目標値-HRとして設定・入力

2）目標値をAT-HR、回復値を1/2目標値-HRとして設定・入力

3）目標値をOBLA(Onset of Blood Lactate Accumulation)-HR、回復値を1/2目標値-HRとして設定・入力

これらの設定において、RFはいずれも0入力し、HRによる単独の負荷制御に設定した。この条件設定において、エルゴメータの駆動を行ない、AT推

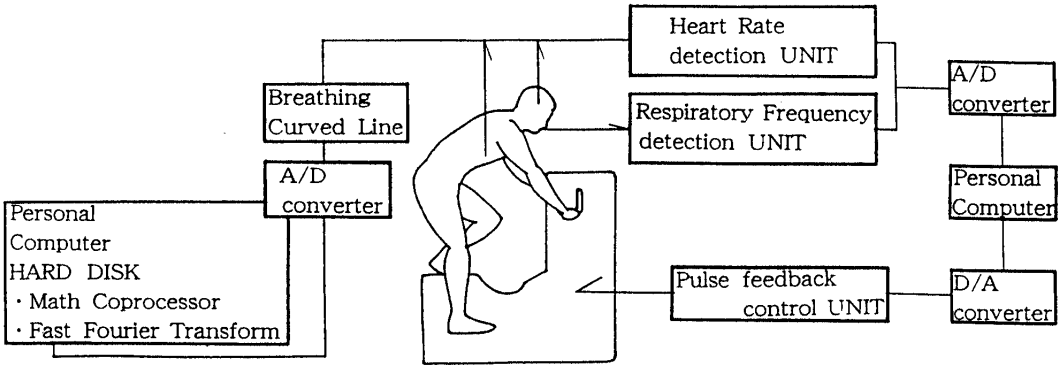

図4：心拍・呼吸数併用制御型エルゴメータおよびAT推定システムの概要

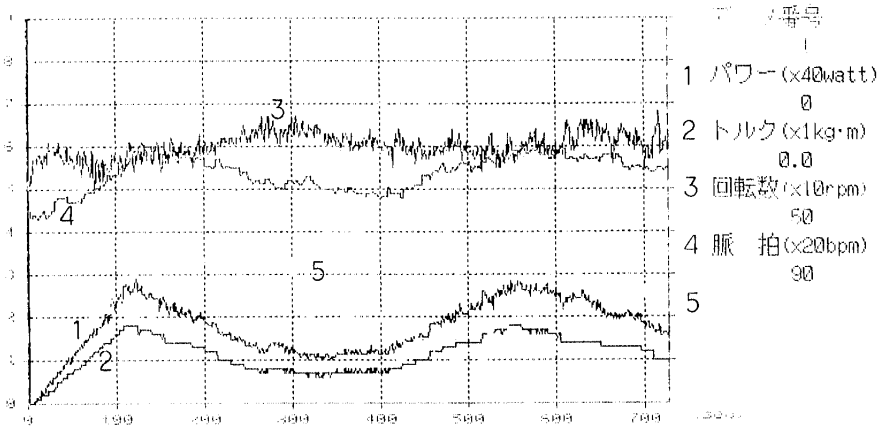

図5：心拍・呼吸数併用制御型エルゴメータのディスプレイ出力例

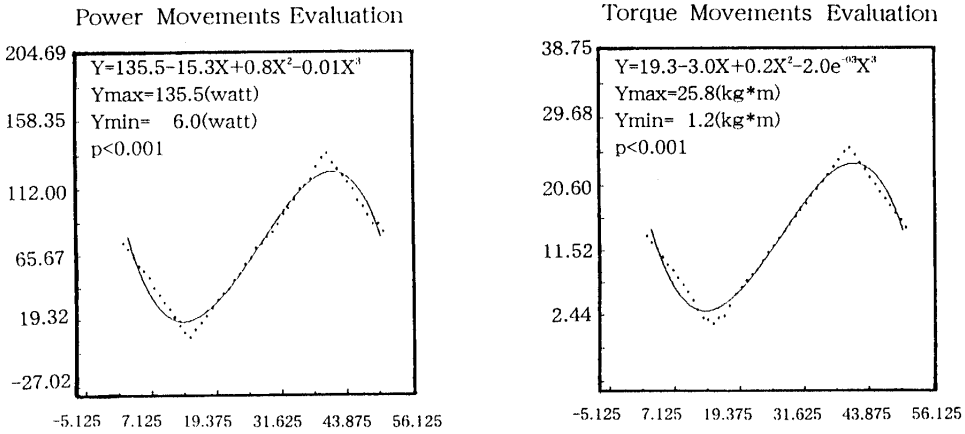

図6：心拍・呼吸数併用制御型エルゴメータ駆動実験における
パワーおよびトルクの近似。

定システムを駆動させて、呼吸曲線の周波数解析を行なった。

解析の視点は、周波数成分の中RFに相当するピークの周波数成分の変動とした。

5.結果および考察

図6は、エルゴメータ駆動実験の結果の一例を示している。負荷の設定条件は1）で、図左はパワー（Y）、図右はトルク（Y）の、エルゴメータ駆動運動時間（X）に対する変動を示している。すなわち負荷変動に相当する。以下条件設定2）、3）についても負荷入力は同じ方向に近似した。

図6は上記負荷入力方向に対する、呼吸曲線のピークの周波数成分の変動を示した。

図上は設定条件1）、図中は設定条件2）、図下は設定条件3）における呼吸曲線のピークの周波数成分（Y）の、エルゴメータ駆動運動時間（X）に対する変動を示している。

設定条件1）の場合、両者の関係は

$$Y=-0.3+2.9e^{-03}X-2.2e^{-04}X^2+2.5e^{-06}X^3$$

に近似された（$p<0.05$）。これは図6の負荷入力方向とは、全く逆の近似であることが伺える。

次に条件設定2）の場合は

$$Y=0.6-0.02X+9.0e^{-01}X^2-9.4e^{-06}X^3$$

に近似された（$p<0.05$）。ここでは運動の強度が上がるに従い、入力負荷にRFが追従する傾向が出てくることが示された。

さらに条件設定3）となると、この傾向はより強くなる。

以上の結果より、RFに含まれる情報が、入力負荷強度によって変化を示すことから、RFまたはその信号処理された情報をエルゴメータの負荷制御に用いることは有効な手段となることが示唆される。

参考文献

1.Shionoya. A :Development of ergometer controlled by using of the combination of HR and respiratory specific in RF. Int. Cong. Physiol. Anthrop(2nd). pp209-214, 1994.

2.Shionoya. A : Development of ergometer controlling an exercise work load by the combination of HR and RF. Jpn. Con. Biomechanics(13th). 1996(In print).

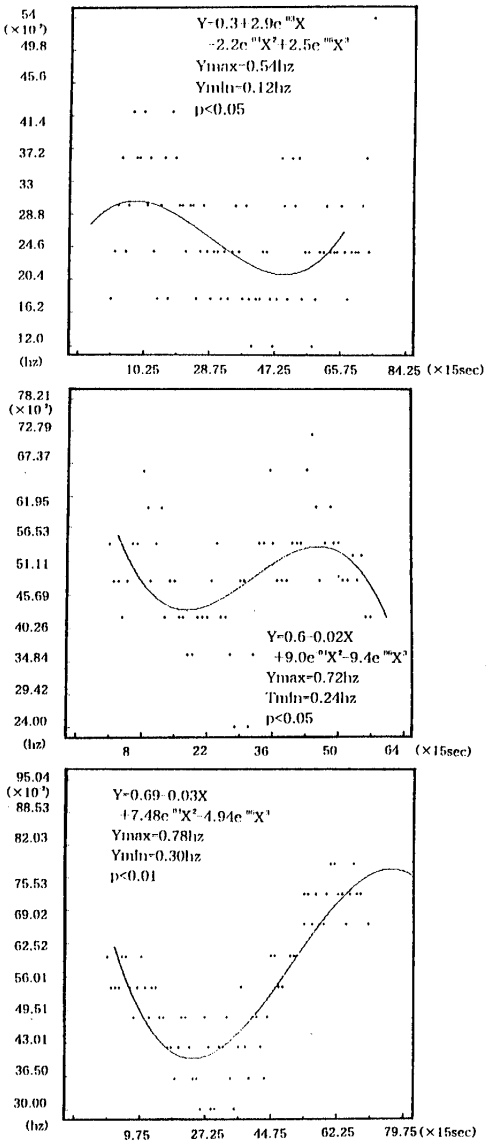

図7：心拍・呼吸数併用制御型エルゴメータ駆動時のAT推定システムによるピーク周波数成分の変化。図上は80％AT～1/2×80％AT-HRレベル、図中はAT~1/2 AT-HRレベル、図下はOBLA~1/2OBLA-HRレベル.