

自転車エルゴメーターによる最大パワー評価の問題点

中 村 好 男*

Methodological Meanings of the Power Evaluation during Maximal Brief Pedalling Bouts

Yoshio Nakamura *

Abstract

The purpose of this article was to discuss the meanings of the power output exerted on a friction-loaded cycle ergometer. Power flow during the onset of the maximal pedalling was analysed from a view point of the transient response to the step load changing. The following conclusions were obtained.

1) Instantaneous power during maximal pedalling was not determined only by the current values of the related variables but affected by the past values of them. It would take from 1 to 5 s until the power response reached to the goal of the step changing of the resistance.

2) Corrected power based on the flywheel acceleration was similar as the power input to the flywheel although there was considerable error in this calculation.

3) Instantaneous power and averaged power had the different meanings, which were related to the dynamical property of the muscular-mechanical system and the metabolic system, respectively.

4) The flywheel of a cycle ergometer operated as the low-pass filter in the power flow during maximal pedalling exercise.

1. 緒 言

従来、筋パワーは「力×速度」などのように力学的に評価されることが多かった。これは、第一には、機械的出力そのものに評価の意義が認められたからであろうし、第二には、それが代謝系のパワーと関連する指標だという暗黙の了解があったからであろうと考えられる。確かに、筋収縮のエネルギーを生み出すのは化学反応であり、その反応によって生み出される単位時間当りのエネルギーがパワーということになる。しかし、最終的に熱になるまでの一連のエネルギー変換過程の中

のどの部分のパワーを捉えているのかということによって、その意味も異なる。

自転車エルゴメーターの全力駆動に関しては、クランクの回転から求めたパワーと慣性輪の回転から求めたパワーとでは明瞭に異なる(生田ら, 1972)¹⁾。この差異は、定常状態においてはチェーンによる伝達ロスともいわれる(稲垣ら1980)²⁾が、時系列の変化(生田, 1974, p.51)³⁾をみると、その比率は必ずしも一定にはなっていないことから、単なる伝達ロスというよりもむしろ、チェーンと慣性輪を介したエネルギー伝達システムの入出力応答の結果として考えた方が理解しやすい。

*情報科学研究教育センター

*Centre for Informatics

いずれにしても、自転車エルゴメーターの全力駆動に際しては、筋→下肢→ペダル→負荷装置というエネルギーの流れがあり、さらにその前段階として代謝系のエネルギー変換システムを位置づけることができるだろう。そして、この一連のエネルギーの流れの中のどの部分を捉えているのかということによって、そのパワーの意味も異なってくるということになる。生体の発揮するパワーを評価しようとする場合には、それらの変換過程でのエネルギー流量としてパワーを捉えた上で、その相互の関係について明らかにしていかなければならない。

本論では、上記の観点から、自転車エルゴメーターによって計測されたパワーの意味について考察した。

2. 自転車エルゴメーター駆動時の発揮パワーに関与する要因

自転車エルゴメーターを駆動するときに発揮されるパワーには、様々な要因が関与する。

まず第一に考えなければならないのは努力度であろう。もちろん、本論で取り上げるのは全力駆動であるから、運動中は常に100%と仮定することになる。通常、努力度が大きいほどパワーが大きくなるといえる。ただし、実際の全力ペダリングでは、ある時点で努力度が0から100%に代わり、

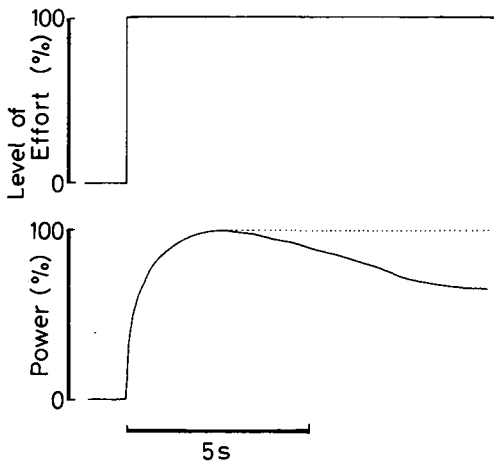


Fig. 1 Schema of pedalling power response during the onset of maximal pedalling bouts.

それに対応して、パワーが変化するということになる(図1)。もちろん、努力度とパワー出力とが全く同じ時間経過をたどることは有り得ないわけで、もしこの伝達系が一次で表されたと仮定すると、下段の点線のように応答するだろうということを示している。ここに、疲労の影響を加えると、下段の実線のようになる。すなわち、ある程度時間がたつと、疲労の影響が重畳して、パワー出力は時間と共に低下してゆく。ただし、疲労の成因については必ずしも明らかにはなっておらず、信頼すべきモデルは提示できない。

ただし、同じ全力駆動であっても、負荷抵抗が異なるとパワー出力も異なる。これは、ペダルの回転数とも関連するものであるが、この両者は基本的な筋の特性である力-速度関係に支配されるものであると考えられる。しかし、単関節の運動での力-速度曲線が摘出筋とそれと類似した双曲線で記述される(金子, 1974)⁴⁾のに対して、自転車エルゴメーターの全力駆動時の力-速度曲線は

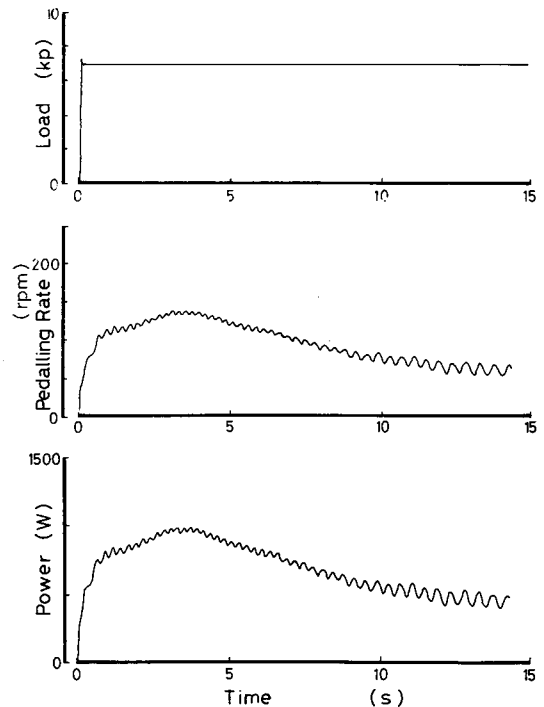


Fig. 2 An example of power output during the onset of maximal pedalling bouts.

直線 (McCarteny, 1983)⁵⁾あるいは上に凸の曲線 (Sjøgaard, 1978)⁶⁾となり、必ずしもその成因は解明されているとはいえない。これは、疲労の場合と同様であり、これらを含んだモデルを構成する際には、筋の状態に関する指標の一つとして捉える必要があるだろう。

ところで、自転車エルゴメーター全力駆動時の実際の発揮パワーは図1のようなきれいな曲線にはならず、図2に示すように、大きなゆらぎを伴って変化する。これは、クランク角度の影響である。また、この他にもサドルの高さ (Nordeen-Snyder, 1977)⁷⁾やクランク長 (Inbarら1983)⁸⁾などが影響する。これらは、筋の長さに関連した要因と見なすことができる。

以上のような要因はそれぞれ独立に作用するわけではなく、お互いに影響を及ぼしあいながら、出力パワー値を決定している。しかしながら、各々の要素が作用する仕組みについては明らかになっておらず、それらの影響の程度あるいは関連については数学的に記述することができない。

ところで、前記の図1, 2は、努力度のステップ状変化に対するパワーの応答と見なすことができる。そして、この様な結果からこのときに発揮されたパワーはいくらかということの評価する場合に、我々は通常、そのピーク値で代表させている。すなわち、「その条件下においてその被検者にはそれだけのパワーを発揮する能力があった」というように認めるわけである。あるいは、様々な負荷抵抗でのピークパワーを比べて、「その中の最も大きい値が被検者の最大能力である」と定めたりするのである。しかし、本当にそうなのであろうか。たとえば、脚に加わる負荷が体重の30%の時に最大のパワーが発揮できるなどといっても、その被検者の実際の運動様式が体重の50~200%の中でしか変化しないとしたら、30%の時に発揮できるパワーを評価することにはどれだけの価値があるのだろうか。あるいは、図2では、パワーがピークに達するまでには数秒を要しているが、そこに至るまでの過程を全く評価しなくても構わないのであろうか。これらのことは、本論の主張の背景となった問題である。そして、筆者は、これを解決するためには、パワーがピークに達するまで

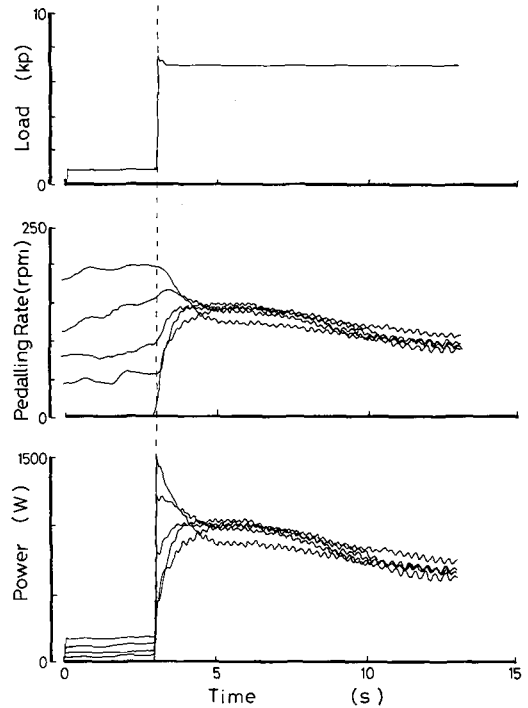


Fig. 3 Power responses to the step changing of resistance from 1 kp to 7 kp for the various initial values of pedalling rate. Power output was calculated from the products of the resistance and the pedalling rate.

の過渡期のパワーの変化について分析する必要があると考えた。

3. 全力駆動開始時のパワーの変化

運動開始時のパワーについて検討する際には、負荷の掛け方が問題となる。すなわち、クランクを静止した状態から駆動を始める(静止スタート)か、ある程度回転させた状態から負荷を掛ける(ローリングスタート)かという問題⁹⁾がある。ただし、ローリングさせている状態でも、ある程度の負荷(0も含めて)が掛かっているのであるから、この問題は、開始直前の負荷およびペダル回転数が全力駆動での発揮パワーに及ぼす影響という問題と同等である。

そこで、まず、0~200rpmまでの様々なペダル回転数の初期値からスタートした場合のパワーの

変化を観察した(図3)。全力駆動を開始する前の負荷は1 kpとし、被検者はペダル回転数の表示を見ながら回転数を合わせ、負荷が加わった時点(図中の点線時)から全力でペダリングを行った。設定した負荷は7 kpであり、約10秒間(図中の点線からの経過時間)継続した。パワーの値は、設定した負荷値とペダル回転数の積として算出された。全ての試行は10分以上の休息をはさんで実施された。

この図から、200rpmの回転数から実施した場合には開始直後のパワーが最も高く、以降時間経過にともなって低下していることがわかる。一方、0 rpmからスタートした場合には、パワーが徐々に上昇し、あるところでピークとなって低下するという曲線を描くという様に、開始直後のパワー値には大きな差異がある。しかし、時間の経過に

伴ってパワー値はだんだんと近接した値となっていることがわかる。

ところで、この場合には、負荷の変化と同時に全力駆動を開始するわけであるから、開始前の努力度は一定ではない。そこで、次に、全力での自転車駆動を維持したまま負荷抵抗を変化させることによって、ペダル回転数の初期値の影響を観察した(図4)。負荷が7 kpに設定された直後のパワーは、初期条件によって大きな差異が見られるが、この場合も1~5秒程度経過した後にほぼ同じ値に収束していることがわかる。

以上のことから、1) 自転車エルゴメーター駆動時に発揮されるパワーの出力の変化は、それに関与する様々な入力(現在のペダル回転数)だけで決定されるのではなく、過去の履歴が影響を及ぼすということ、2) 負荷のステップ状変化に対するペダル回転数の応答が目標値に到達するまでには1~5秒程度の時間を必要とするということがわかった。

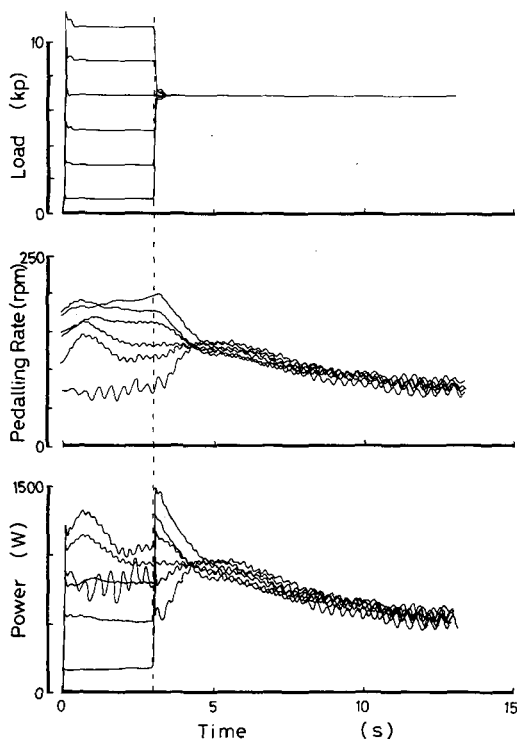


Fig. 4 Power responses to the step changing from the various initial values to 7 kp of the pedalling resistance. Power output was calculated from the products of the resistance and the pedalling rate.

4. 慣性輪の加・減速の影響を考慮したパワーの変化

前節で観察したパワーについては、その値自体の意義についての批判がある。すなわち、自転車エルゴメーターによるパワーの評価に際しては、慣性輪の加・減速の影響も考慮すべきである(Lakomy, 1986)¹⁰⁾というものである。図5に示すように、細線のようなパワーの変化に対して、加速時には+、減速時には-のエネルギー変化(図中の縦線部)があり、実際に筋が発揮しているパワー

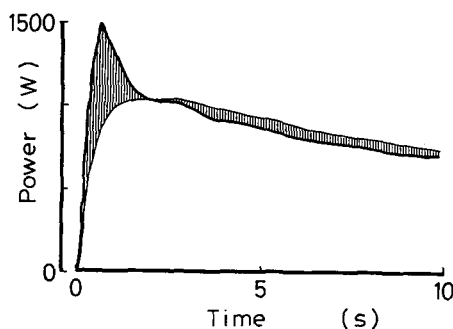


Fig. 5 Schema of power output taken into account of the acceleration of the flywheel (bold line) comparing to the standard method(thin line)

は太線のようにになっているはずだというものである。これは、慣性輪へのパワー入力とみなすことができ、もしチェーン伝達系の熱損失がない状態を想定したとすれば、クランクへ供給されるパワーを表すものと考えられる。そこで、以下に、慣性輪の加・減速の影響を加味することによって、慣性輪へのパワー入力を評価しようと試みた。

図6にその一例を示す。下段の太線は図3、4と同様の方法で算出したパワーであり、細線は加速度の影響を加味したものである。加速度は0.1s毎に算出した。先にあげた図5は、ペダル回転数が滑らかに変化する場合について例示したものであるが、実際にはペダルの回転数にはペダルの周期に同期したゆらぎがあるので、それに応じてパワー値も変動する。前者の最大値は高々1000Wであるのに対して、後者の最大値は2000Wにも達している。一方、後者の場合には500W以下にまで低下する場合もあり、変動が大きいことが窺える。

McCartneyら(1983)⁵⁾は、等速で回転する自転車エルゴメーターを用いてパワーを測定した。これは、クランクへのパワー入力であると見なすことができるものであるが、クランクが鉛直に近くなる部分においてはパワーが0ないしはマイナスになっている。これは、図6の結果とは異なっている。もちろん、McCartneyら(1983)⁵⁾の使用した自転車エルゴメーターと本論で使用したエルゴメーターとは、負荷様式が全く異なるものである

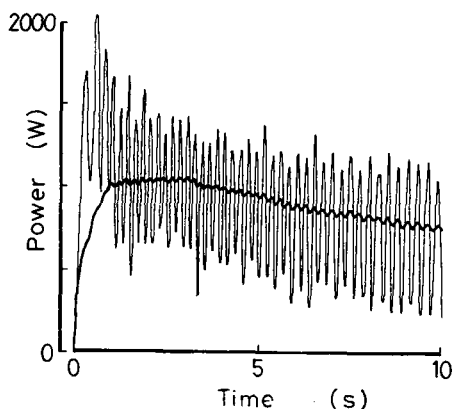


Fig. 6 Comparison of power output calculated from the standard method (bold line) and that from the effective load dependent on the acceleration of the flywheel (thin line).

から、同一の結果が現れなくとも不思議はない。しかし、両者の差を生み出すより重要な原因は、図6においては加速度を0.1s毎にしか求めていなかったということに求められるのではないかと考えられる。これは、パワーを算出するときの平均時間と同等であるが、この時間間隔を逆に長くしていくとだんだんと変動幅が少なくなって加速度の影響が小さくなっていく(Lakomy, 1986)¹⁰⁾からである。ペダル一回転に要する時間は0.3~0.5sであり、0.1sという時間幅は、高々1/5回転にしか相当しないわけで、クランクの角度変化にともなうパワー変化を検知するためには長すぎるのである。ただし、本論で述べたような方法でパワーを算出しようとする場合には、いたずらに平均時間を短くしても微分による誤差が拡大するだけで、正確な情報は得られない。すなわち、慣性輪の加・減速からクランクのパワー入力を求めるという手法には方法論的な限界があるといえるだろう。

5. 瞬時パワーと平均パワー

前節では、パワーの変化を瞬時値の連続的な変化として捕らえた。では、そのパワーの変化あるいは瞬時量としてのパワー値にはどのような意味があるのだろうか。

物理的な次元以外の意味でのパワーをも含めて全ての筋出力にはエネルギーの消費を伴う。したがって、ATPの分解が全ての筋出力の要因となっていることは疑う余地がない。しかし、実際の筋出力の時系列変化を観察すると、その瞬時値がその瞬間のATPの分解速度を表しているとは考え難い。Andrews(1983)¹¹⁾は、バイオメカニクスにおける変量には瞬時的なもの(Instantaneous Measure)と平均的なもの(Interval Measure)とがあるが代謝量の指標となるのは平均的な変量だけであると述べている。これは、瞬時値としての代謝変量と筋出力とが対応しないということの意味している。ここで問題となるのは、瞬時値として評価されたパワーの意味と、代謝系のパワーを評価するための方法である。

パワーの瞬時値に関しては、慣性車輪、サイベックス、等速性自転車エルゴメーターなど様々な装置によって評価が行われている。そして、これ

は「筋パワー」という名称で呼ばれることも多い。しかし、下肢のパワーに限ったとしてもその値が測定装置あるいは測定法によって異なることには異論がないであろう。これは、動員される筋の量が異なるということが主因であると考えられるが、機械系も含めたシステムが根本的に異なるということに帰結する問題である。すなわち、瞬時値として評価されるパワーは、エネルギー流量と関連する指標であるというよりも、エネルギー変換システムの観測部位における動特性に由来するといった方が妥当であるといえるのではないだろうか。

したがって、代謝系のパワーすなわち筋におけるエネルギー流量を観測しようとする場合には、瞬時値としてではなく、ある程度平滑化された後に、評価の指標として供される必要があるといえる。実際、サイベックスなどのいわゆる「筋力」測定においては、その力（あるいはトルク）を出力する段階で電気的な低域フィルタを施し、平滑化された値として評価されている¹²⁾のが普通である。これは、自転車エルゴメーターの場合にも同様であろう。すると、次に問題となるのは、その平滑化の程度、すなわち低域フィルタの時定数あるいはパワー算出のための平均時間（体育学の分野でのこれまでのパワーの評価においては、まず、源データ取得の段階で時間平均値として計測されることが多かった）を、どの様に設定すれば良いのかということである。

Wikie (1960)¹³⁾は、運動時間が短くなるほど発揮パワーに対する無酸素性過程の寄与が大きくなるという前提に基づいて先行研究の結果を総括し、運動の持続時間が100分から6秒までの範囲では、運動時間が短くなるほど平均パワーが大きくなるという結果を示した。もしこれがエネルギー供給機構の関与の割合だけによっているものだとしたら、非乳酸性機構だけが関与する運動では平均時間を短くしても、もはやパワーは増大しないということになる。Margariaら (1966)¹⁴⁾は、4～5秒以下の運動のエネルギーは磷原質の分解だけによっていると述べたが、自転車エルゴメーターで測定したパワーに関しては、6秒以下の場合についても同様の傾向が観察されている（中村ら1983)¹⁵⁾。この理由については、1) 平均時間とパ

ワーとの関係をエネルギー供給機構の関与の割合だけから捕らえることが誤りであることと、2) 4～5秒以下の運動であっても非乳酸性機構だけの関与によるものではないということの二つが考えられる。1) については、非乳酸性機構によるエネルギーの供給も、全力駆動という神経系のステップ入力に対する応答であり、それが動的システムであるならば時間的な遅れがあるのは当然であろうということが、2) については、6秒以下の運動でも乳酸の蓄積が起こっているという実験結果(Boobisら1983)¹⁶⁾が、各々の傍証となる。以上のことは、自転車エルゴメーターで発揮されたパワーによって非乳酸性機構のパワーを評価する場合には、その平均時間はできるだけ短い方が良いということを示唆している。

しかし、短ければ短いほど良いとはいえない。時間平均値といってもその平均時間を短くすれば、その値は瞬時値に近づくからである。この点に関しては、代謝系のパワーを正確に量定して外部でのパワー値の応答を調べなければ何ともいえない。しかし、その計測ができない以上、代謝系のパワーという概念そのものを否定するか、あるいは、なんらかの基準を定めてそれに従うことしかできないであろう。あえてその基準を示すとしたら、一つの動作が完了するまでの時間があげられる。自転車エルゴメーターについていえば、これはペダル一回転に相当する。

ちなみに、図4の試行について、慣性輪の加・減速の影響を加えたパワーのペダル一回転毎の平均値を算出すると、図7のごとくなる。これもやはり、設定負荷になった直後には、初期条件による大きな差異が見られるが、2秒程度経過した後には概ね収束していると見なすことができる。ここでは、図が煩雑になるために最初の負荷が3 kpの場合を除いてあるが、3 kpの場合も2秒目（図中の5秒目）以降は同様の経過をたどる。すなわち、加・減速のパワーを考慮した慣性輪の入力パワーについてペダル一回転毎の平均パワーを算出した場合も、負荷の変化に対するパワーの応答は、先に示した1～5秒の範囲の中に入っている。すなわち、最初の数秒は、駆動前の状態によって影響を及ぼされるということが確かめ

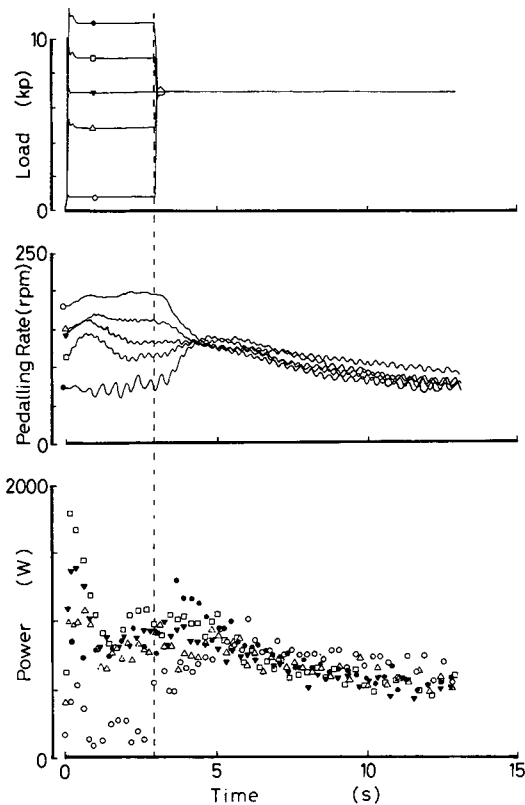


Fig. 7 Power responses to the step changing from the various initial values to 7 kp of the pedalling resistance. Power output was described as the average value during one revolution of the crank after taken into account of the acceleration of the flywheel.

られた。

ただし、だからといって自転車エルゴメーター全力駆動時のパワーの瞬時値には意味がないということではない。上記の論議はあくまでも代謝系のエネルギー流量を評価しようとする場合に限ってのものだからである。例えば、先に述べたローリングスタートと静止スタートとの違いは、自転車競技におけるフライングスタートとスタンディングスタートとに対応するものである。また、慣性の加・減速が重要な要素となる過渡期のピーク値を取るか、定常状態での最高値を取るかという問題は、タイムトライアルの最初の加速部分に着目するか高速走行時のパワーに着目するかということによって意味が異なってくるだろう。アネロ

ビックな運動には無数の条件があり、各々に動作の特異性がある¹⁷⁾のであるから、実際の動作に対応する評価法は各々に価値があるといってもよいだろう。また、Sapegaら(1982)¹²⁾は、サイベックスでの筋力発揮における動作開始時の鋭いピークをオーバーシュートと呼び、衝突の際のアーチファクトであるとしている。しかし、このオーバーシュートも実際に計測されたパワーであることには違いないわけで、このパワーにどのような意味づけをするかということが、アーチファクトであるか情報であるかを決定しているのである。そして、この選択はその値を求めている人の判断に任せられるべき問題だといえる。実際、ランニングの着地時の大地反力の曲線は、サイベックスのトルクカーブと類似して二つのピークがあるが、この場合には、第一のピークが着地衝撃による減速で第二のピークが推進である(Munroら1987)¹⁸⁾というように、別々の意味づけがなされているのである。

6. 慣性輪を含む負荷装置におけるパワーの入出力関係

自転車エルゴメーターにおけるクランクへの入力パワーを U 、出力のパワーを Y 、慣性輪のもっている運動エネルギーを E とし、チェーンでの伝達ロスや設定負荷の変動などのない理想的状態と仮定すると、 A を比例係数として、その入出力関係は、

$$A \frac{dE}{dt} = U - Y \quad (1)$$

と表される。一方、出力のパワーは慣性輪の回転角速度 (ω) と設定負荷 (T) とに比例するから、

$$Y = kT\omega \quad (2)$$

ここで、 E は ω と慣性質量 (I) を用いて、

$$E = \frac{1}{2} I\omega^2 \quad (3)$$

と表されるので、

$$Y = K\sqrt{E} \quad (\text{ただし、} K = kT\sqrt{\frac{2}{I}}) \quad (4)$$

という式が成り立つ。式(4)を式(1)に代入して整理すると、

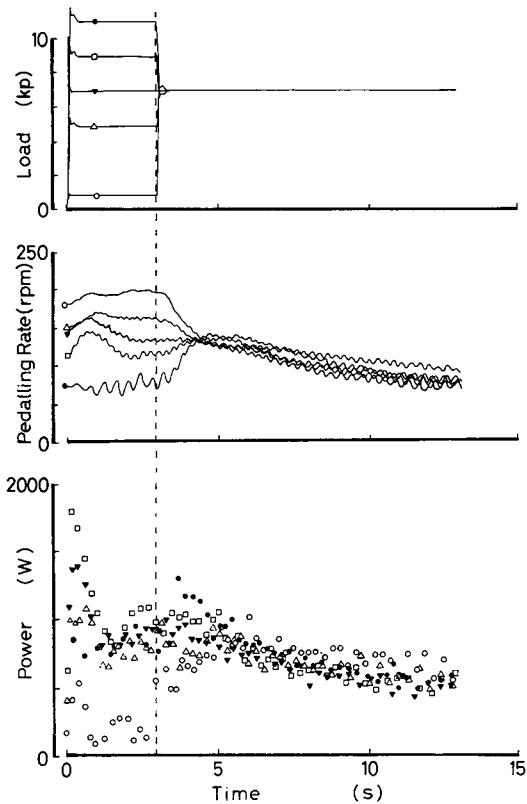


Fig. 7 Power responses to the step changing from the various initial values to 7 kp of the pedalling resistance. Power output was described as the average value during one revolution of the crank after taken into account of the acceleration of the flywheel.

られた。

ただし、だからといって自転車エルゴメーター全力駆動時のパワーの瞬時値には意味がないということではない。上記の論議はあくまでも代謝系のエネルギー流量を評価しようとする場合に限ったものだからである。例えば、先に述べたローリングスタートと静止スタートとの違いは、自転車競技におけるフライングスタートとスタンディングスタートとに対応するものである。また、慣性の加・減速が重要な要素となる過渡期のピーク値を取るか、定常状態での最高値を取るかという問題は、タイムトライアルの最初の加速部分に着目するか高速走行時のパワーに着目するかということによって意味が異なってくるだろう。アネロ

ビックな運動には無数の条件があり、各々に動作の特異性がある¹⁷⁾のであるから、実際の動作に対応する評価法は各々に価値があるといってもよいだろう。また、Sapegaら(1982)¹²⁾は、サイベックスでの筋力発揮における動作開始時の鋭いピークをオーバーシュートと呼び、衝突の際のアーチファクトであるとしている。しかし、このオーバーシュートも実際に計測されたパワーであることには違いないわけで、このパワーにどのような意味づけをするかということが、アーチファクトであるか情報であるかを決定しているのである。そして、この選択はその値を求めている人の判断に任せられるべき問題だといえる。実際、ランニングの着地時の大地反力の曲線は、サイベックスのトルクカーブと類似して二つのピークがあるが、この場合には、第一のピークが着地衝撃による減速で第二のピークが推進である(Munroら1987)¹⁸⁾というように、別々の意味づけがなされているのである。

6. 慣性輪を含む負荷装置におけるパワーの入出力関係

自転車エルゴメーターにおけるクランクへの入力パワーを U 、出力のパワーを Y 、慣性輪のもっている運動エネルギーを E とし、チェーンでの伝達ロスや設定負荷の変動などのない理想的状態と仮定すると、 A を比例係数として、その入出力関係は、

$$A \frac{dE}{dt} = U - Y \quad (1)$$

と表される。一方、出力のパワーは慣性輪の回転角速度(ω)と設定負荷(T)とに比例するから、

$$Y = kT\omega \quad (2)$$

ここで、 E は ω と慣性質量(I)を用いて、

$$E = \frac{1}{2} I \omega^2 \quad (3)$$

と表されるので、

$$Y = K\sqrt{E} \quad (\text{ただし、} K = kT\sqrt{\frac{2}{I}}) \quad (4)$$

という式が成り立つ。式(4)を式(1)に代入して整理すると、

$$A \frac{dE}{dt} + K\sqrt{E} = U \quad (5)$$

という非線形微分方程式が得られる。これを解くのは困難であるが、通常の全力ペダリング中には回転速度が大きく変動することはないので、

$$U_0 = K\sqrt{E_0} = Y_0 \quad (6)$$

なる平衡点において、その時の運動エネルギー E_0 の近傍で、(4)式に対して、

$$Y - Y_0 = K(E - E_0) \quad (7)$$

なる線形近似を施すと、

$$\left. \begin{aligned} u(t) &= U(t) - U_0 \\ e(t) &= E(t) - E_0 \\ y(t) &= Y(t) - Y_0 \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

と置くことによって、

$$\frac{A}{K} \cdot \frac{dy}{dt} + y = u \quad (9)$$

という線形微分方程式を、導くことができる。そして、これは、RC回路による低域フィルタの入力 (e_i) および出力 (e_o) の間の関係を表す微分方程式、

$$RC \frac{de_o}{dt} + e_o = e_i \quad (10)$$

と、同形である。

すなわち、自転車エルゴメーターの慣性輪は、サイベックスにおけるダンピング操作と同様に、低域フィルタ作用を有しているといえる。そして、その時定数 (τ) は、

$$\tau = \frac{A}{K} = \frac{A}{kT} \sqrt{\frac{I}{2}} \quad (11)$$

となる。 k , A はシステムの特徴とは無関係な係数であり、(11)式は、慣性輪による遮断周波数 ($1/2\pi\tau$) が T/\sqrt{I} に比例することを意味している。

ところで、元来、自転車エルゴメーターの慣性輪は、一定トルクを生み出すのに必要なペダル踏力の変動を低減して(フィルタ操作)、クランクの上下死点におけるエネルギー伝達の阻害を除去するために設定されているものであるが、負荷抵抗 (T) が大きくなるほどクランク半回転毎のペダ

ル踏力の変化が大きくなって、ゆっくりとしたペダル回転数での駆動が難しくなることは周知の事実である。これは、慣性輪による遮断周波数が負荷抵抗の増加にともなって上昇して、円滑なペダリングのために要求される遮断周波数を超えてしまうことに起因するものである。すなわち、遮断周波数の上昇によって、より速い変化(ペダル回転数に対応)に対しても減衰されることなくトルクが伝わってしまうため、回転に必要なペダル踏力のピークが筋力以上に高くなってしまふことが、高負荷・低回転のペダリングを不可能にする原因なのである。

以上のことから、自転車エルゴメーターの慣性輪からの出力パワーは、サイベックスの場合に行われるダンピング操作を、クランクへの入力パワーに対して施したものと同等であると結論づけることができる。ただし、自転車エルゴメーターの慣性輪による遮断周波数は負荷抵抗によって異なるので、様々な負荷値に対して同一のフィルタ特性で評価しようとする場合には、一度、慣性輪への入力パワーに換算した後に、適当なフィルタを施した方が良いかも知れない。もちろん、どちらのパワーを用いるべきかということは、評価の目的によって異なってくるものであるというのは先に述べた通りであるが、最適なフィルタ特性がどのようなものであるかということに関しては、筆者の知る限り現在までのところ、参考となるデータは一切報告されていない。したがって、先のLakomy (1986)¹⁰⁾の批判も、正当な根拠があるというよりもいわゆる「直感」に基づくものということができるだろう。少なくとも、ペダルの回転数と負荷抵抗の積として算出されたパワーが筋の出力とは言えないという根拠は示されていないのである。

7. ま と め

以上の論議から、以下のことが結論される。

1) 自転車エルゴメーター駆動時に発揮されるパワー出力の変化は、それに関与する様々な入力の現在値だけで決定されるものではなく、それらの過去の履歴にも影響を受ける。そして、負荷のステップ状変化に対するペダル回転数の応答が目標

値に到達するためには、1～5秒程度の時間を要する。

2) 慣性輪の加・減速の影響を加味してパワーを算出することは、クランクへの入力パワーを求めることとほぼ同等であるが、方法論上の制約から必ずしも正確な情報を得ることができない。

3) 筋の代謝の指標としてパワーを利用しようとするのであるならば、平均化された値としてパワーを評価すべきであり、自転車エルゴメーター全力駆動の場合には、ペダル一回転の平均パワーがこれに相当する。ただしこれは、瞬時パワーの意義を否定するものではない。無酸素性運動における能力の評価法としては、瞬時パワーと平均パワーとはそれぞれ別個の意義がある。

4) 慣性輪を含んだ負荷装置における入出力関係はアナログの低域フィルタと同等の特性を持っており、そこからの出力が筋出力の評価法として不適切であるという根拠はない。

稿を終えるにあたり、御校閲いただいた村岡功助教授(スポーツ科学科)に感謝の意を表します。

文 献

- 1) 生田香明, 猪飼道夫: 自転車エルゴメーターによる Maximal Anaerobic Power の発達の研究. 体育学研究, 17: 151-157, 1972.
- 2) 稲垣義明, 宇佐見暢久: エルゴメトリー: エルゴメーター負荷試験による心臓病診断. 新興医学出版社, 東京, 1980.
- 3) 生田香明: モナーク製自転車エルゴメーターによる anaerobic power の測定法. 身体運動の科学 I, Human Power の研究. 杏林書院, 東京, 1974.
- 4) 金子公宥: 瞬発的パワーからみた人体筋のダイナミクス. 杏林書院, 東京, 1974.
- 5) McCartney, N., et al.: A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function. J. Appl. Physiol. : Resp. Env. Exer. Physiol., 55: 212-217, 1983.
- 6) Sjøgaard, G.: Force-velocity curve for bicycle work. In: Biomechanics VI-A, University Park Press, Baltimore, 1978, pp.93-99.
- 7) Nordeen-Snyder, K.S.: The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower kinematics. Med. Sci. Sports, 9: 113-117, 1977.
- 8) Inber, O., et al.: The effect of bicycle crank-length variation upon power performance. Ergonomics, 26: 1139-1146, 1983.
- 9) Coleman, S.G.S., et al.: A comparison of power outputs with rolling and stationary starts in the Wingate Test. J. Sports Sci., 3: 207-208, 1985.
- 10) Lakomy, H.K.A.: Measurement of work and power output using friction-loaded cycle ergometers. Ergonomics, 29: 509-517, 1986.
- 11) Andrews, J.G.: Biomechanical measures of muscular effort. Med. Sci. Sports Exer., 15: 199-207, 1983.
- 12) Sapega, A. A., et al.: The nature of torque "overshoot" in Cybex isokinetic dynamometry. Med. Sci. Sports Exer., 14: 368-375, 1982.
- 13) Wilkie, D.R.: Man as a source of mechanical power. Ergonomics, 3: 1-8, 1960.
- 14) Margaria, R., et al.: Measurement of muscular power (anaerobic) in man. J. Appl. Physiol., 21: 1662-1664, 1966.
- 15) 中村好男ほか: 最大無酸素パワーの自転車エルゴメーターによる測定法. Jap. J. Sports Sci., 3: 834-839, 1983.
- 16) Boobis, L., et al.: Human muscle metabolism during brief maximal exercise. J. Physiol., 338: 21P-22P, 1983.
- 17) 中村好男: アネロビック運動の強度をどうきめるか. 体育の科学, 37: 742-746, 1987.
- 18) Munro, C.F., et al.: Ground reaction forces in running: A reexamination. J. Biomechanics, 20: 147-155, 1987.