

体感型スポーツ中継システムにおける疲労の感覚伝達のための運動負荷制御

野間 春生*1 宮里 勉*2

A New Approach for Regulating Person's Athletic Ability by the Pulse Rate for Realistic Sports Casting

Haruo Noma Tsutomu Miyasato

Abstract: Sports casting on TV has become the most popular program. Generally, a TV audience wholly watches a sports program from a spectator's point of view. Therefore it is difficult for them to directly sense the excitement or enjoyment that the athlete they are watching is feeling. Broadcasting what the athlete is sensing, thinking or feeling while s/he is in the heat of competition to the audience directly, can allow the audience to experience the athlete vicariously with the use of a VR system. We call such a new broadcasting system a realistic sports casting (RSC). We have been focusing on marathons for our pilot RSC system and, in this paper, we introduce a method of broadcasting information on how a professional athlete is feeling tired while running. By using our athletic ability regulating method by the pulse rate, a system can adjust the running speed of the viewer, and consequently, allow the viewer to share a feeling of fatigue with the athlete.

Keywords: Sports casting, Locomotion Interface, VR, Multimedia display

1. はじめに

スポーツを楽しむには「自分で競技する」方法と「他人の行う競技を観戦する」方法があるが、特にTV中継技術の向上や社会的需要にともない、昨今では後者のスポーツを見ることにより多様なスポーツに触れる機会が増えてきた。反面、従来のスポーツ中継では基本的には視聴者の立場は選手に対して完全に第三者的な立場であるために、我々は選手自身の運動の感覚や競技の楽しさが十分に視聴者に伝わり難いのではないかと考えた。そこで、見るだけでは伝わり難い「するスポーツの楽しさ」を伝える新しい放送方式として体感型スポーツ中継「Realistic Sports Casting:(RSC)」を我々はこれまでに提案してきた。

RSCでは選手の見聞きしているもの、あるいは運動の感覚といった選手の感じている全ての感覚情報を競技場から家庭に中継し、家庭においては従来のTVに代わってVR技術を用いた体感装置によって視聴者に選手の感覚を追体験させる。これによって選手の立場での運動の感覚や競技の楽しさを直接的に伝える新しい観戦方法となることを期待している。もちろん、選手の受ける感覚情報はスポーツによって様々であり、RSCにおいても究極的にはこれらの全感覚情報を処理する能力が求められる。また、これらのセンサーは競技を妨げることの無いよう、ユニフォームやサングラス、ヘルメットに埋め込むなどの極小型であらねばならない。そこでまず、我々はRSCの有効性を示すことを目的として、競技中の運動の種類が少なくまた比較的動作

が安定しているマラソンに特化したRSCを試作し研究してきた。^[1]

図1に示す試作環境では、まず選手の視点から見た映像記録するカメラと4chのマイクを選手の頭部と背中に、また走行時の脈拍とペースを計測するセンサーを腕に、それぞれ装着する。それらの情報に各選手の走行位置や走行速度などの情報を付加して家庭に放送する中継側の模擬環境、さらに、家庭側として移動感覚生成装置ATLASと大型スクリーン、4chスピーカーからなる再生側の環境を実現した。ATLASはモーター駆動のトレッドミルと3軸モーションプラットフォームからなる装置で、ここでは選手の走行速度に連動してベルトを駆動し、同時に走行位置の地形情報に合わせて走行面の傾斜を制御する。これにより、体験者(視聴者)に選手の競技状況の追体験を提供する。なお、試作環境ではリアルタイム中継機能は実現されておらず、中継

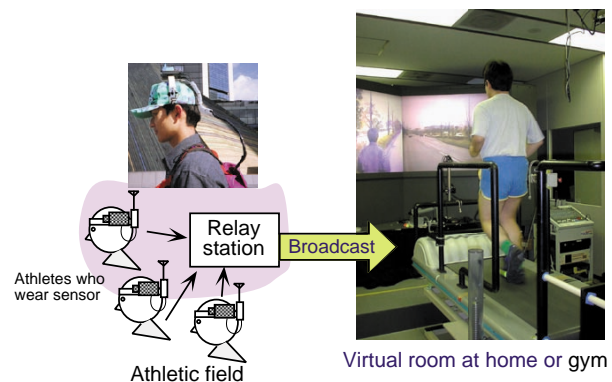


図1 体感スポーツ中継システム概念

Fig. 1 Concept of a realistic sports casting system

*1: ATRメディア情報科学研究所

*2: 京都工芸繊維大学 繊維学部 デザイン経営工学科

*1: ATR Media Information Science Labs.

*2: Dept. of Design Engineering & Management, Kyoto Institute of Technology
ただし、この研究は著者が ATR 知能映像通信研究所において実施したものである。

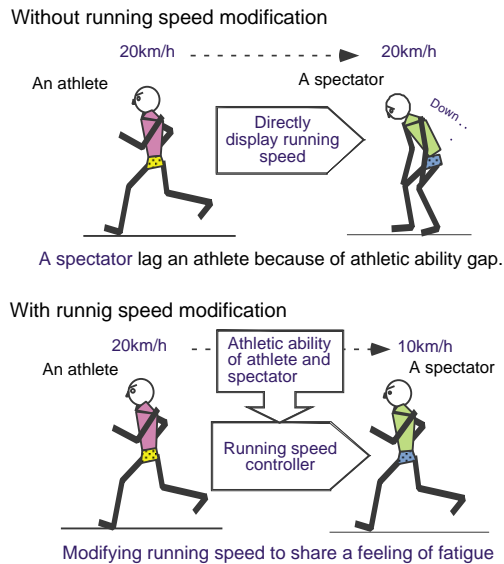


図2 運動負荷の調整の効果

Fig. 2 Necessity of running speed modification in RSC

側と再現側の間で一時的記録している。

これまでにこの試作環境で実施した実験において、提案方式により被験者が従来のTV中継観戦に比してより積極的にレースを体感した印象を得ていたことが分かった^[2]。また、ここで用いた映像は選手の頭部固定カメラから撮影した映像であり、走行によって振動している。これを視聴者が走りながら見る際にVR酔いなどの悪影響が懸念されたが、従来のTV中継を模擬したほとんど振動していない映像を着座した状態で見た場合と比較した被験者実験の結果、体感手法で10名中1名のみが特に不快感を訴えたのみで、他の被験者の不快感に関する回答に体感手法と従来中継手法間で明確な有意差は見られなかった^[1]。

一方で、この実験では視聴者に競技を体感させるため、選手の走行速度に同期してATLASのベルトを動かし、視聴者はその上を同じ速度で受動的に走行していた。しかし、一般に選手と視聴者の運動能力が異なれば各々が感じる苦しさや辛さも異なる。仮に中継がオリンピックであれば、一般人が追従することすら不可能であろう(図2上図)。そこで、本論文では選手の走行速度に一致して視聴者も走るのではなく、図2下図に示すように選手の競技中の疲労や苦しさ、辛さなどの感覚を同程度に伝えるべきであると考え、かかる運動の調整によりこれを実現する手法を提案する。

なお以降では、選手は自分の意思で自由に競技を行う観点から"Player"と、視聴者は再現される選手の感覚情報を追体験するので"Replayer"とそれぞれ呼称する。

2. 走行運動における運動負荷の推定

本論文での目的は、RSCにおいてPlayerとReplayerの感じる疲労の感覚を一致させることにある。一言で"疲労"といっても、瞬間的に感じる運動の辛さの感覚であるか、あるいは、継続的な運動の蓄積として感じる感覚であるかに

ついては議論の分かれるところであり、また生理的・精神的に見ても定義は多岐に渡る。さらに、そのものを直接に計測・制御することも一般に困難である。

ここでは、RSCの競技中の選手の体感を伝えるという本来の目的を考慮して、疲労の感覚とは瞬間の運動の強度と各個人の運動能力によって決まると仮定した。つまりPlayerとReplayerの運動の強度を個人の運動能力をパラメータとして制御すれば、結果的に疲労の感覚の一致につながるのではないかと考えた。以下では、この運動の強度を個人の運動能力を考慮して正規化したもの、言い換えるならば、ある人の運動の最大作業能力に対してその人がどの程度の負荷強度の作業を行っているかを表す指標として、運動負荷(WL: Workload)なる指標を定義し、運動負荷をパラメータとして疲労の感覚を伝えることを議論する。

2.1 走行者の感じる疲労の感覚の計測手段

RSCにおいて、Playerの感じた走行による疲労をReplayerに伝えるためには、主観的な感覚評価によってかけるべき運動負荷を調整し一致させることが最も効果的な手法であると考えた。運動を行っている者が認識する運動の辛さを主観的に評価する方法として、BorgはRating of Perceived Exertion (RPE)の有効性を提唱した^[3]。RPEは表1に示すような運動中に主観的に感じた6-20の段階の辛さ評価であり、その測定は被験者の主観的判断による。従ってここで必要な自動測定には不向きであるが、生理学的な手法である酸素摂取量や心拍の変動と高い相関が報告されており^[4,5]、後に述べる実験では評価基準として用いている。

一方で、生理学的には酸素摂取量、血中乳酸濃度、心拍数などの指標によって自動的に運動負荷を計る方法がある。酸素摂取量は運動負荷の変動に対して鋭敏であり運動負荷を計測する適切な評価として用いられてきた。しかし酸素摂取量の計測は装置が大掛かりであり被験者に多大な負担を課すことになる。また、血中乳酸濃度も運動負荷を評価する大きな意味を持つが、運動終了後に最大値に達するなど運動に対する生理応答としては積算のような反応を示し、また血液採取を要するなど簡便性に欠ける^[6]。また、心拍数は酸素摂取量と相関が高く、比較的簡便に測れる。しか

表1 RPEの評価表^[3,4]Table 1 Rating of Perceived Exertion (RPE)^[3,4]

Borg's English scale	Onodera's Japanese scale
20	
19 -- Very very hard	非常にきつい
18	
17 -- Very hard	かなりきつい
16	
15 -- Hard	きつい
14	
13 -- Somewhat hard	ややきつい
12	
11 -- Fairly light	楽である
10	
9 -- Very light	かなり楽である
8	
7 -- Very very light	非常に楽である
6	

しながら心拍による運動の強度の判定は、緊張などのメンタルな影響や生体ゆらぎ、計測誤差等の運動負荷以外の要因により、必ずしも運動負荷とは一致しない側面もある。

2.2 脈拍による運動負荷の計測

これら従来の運動負荷計測方法の優劣を考慮し、ここでは脈拍による運動負荷計測手段を実装したところ良好な結果が得られた。脈拍は心拍動が末梢に至るまでのタイムラグや血管血路内部の伸縮等により若干の影響は受けるが、心拍との相関はかなり高く、また心拍に比べて耳朵や指先へ装着する光学式センサーで簡易に計測できる。一方で、メンタルな要因の影響や揺らぎの問題は同様に残されているが、後述するように、提案手法では体験中は速度要因のみで負荷を推定・再生する手法を導入しており、厳密なりリアルタイム性の必要ない本システムには脈拍による手法が利用可能である。

ここで以下の仮定を導入する。

”同じ運動負荷で走行している走行者は、走行速度が異なっても主観的には同じ疲労を感じている。”

この仮定が成立するならば、あらかじめ各選手・体験者の運動強度と運動負荷の関係を計測しておいて、この関係によって運動を調節すれば各選手と体験者の疲労の感覚を一致させることができる。

2.3 運動負荷の定義

前述のように運動負荷とは個人の最大運動負荷に対する現在の運動の負荷を表す指標であり、ここで導入した脈拍による運動負荷算出法は心拍による計算式^[6]を参考に、運動中の脈拍数、安静時の脈拍数、最高脈拍数をそれぞれ、PR (Pulse Rate)、PRrest、PRmaxとして、以下のように定義した。

$$WL = \frac{PR - PR_{rest}}{PR_{max} - PR_{rest}} \times 100 [\%] \quad (1)$$

なお最高脈拍数を厳密に測定するには、運動生理学分野では被験者に1500mを全力疾走させ、その際の最高脈拍値を採用するとされている。当然ながらこのような限界に近い運動での計測には危険を伴う。従ってここでは簡易推定法として一般に広く用いられる被験者の年齢から予測最高脈拍数を推定する手法を採用して以下の実験を行った。ここでは推定式として

$$PR_{max} = 220 - (\text{Subject's Age}) \quad (2)$$

を用いた^[6]。

2.4 RPE との比較

2.2節で提示した仮定を検証するために、脈拍から算出される運動負荷と主観的な運動の辛さの指標であるRPEとの相関を検証する実験を行った。

被験者は22-35歳までの成人5名で、各被験者の運動能力によって3段階(低速、巡航、高速)の一定速度で、6分間の

トレッドミル走行を行ってもらい、走行中に脈拍計測を行うとともに日本語RPEレーティング表に従って辛さの程度を数字で回答してもらった。運動負荷は6分間の走行の最後の1分間の脈拍値の平均値と各被験者の年齢、安静時脈拍数から式1,2を用いて算出した。

図3に全被験者の脈拍から算出した運動負荷(WL)とRPE表による主観的運動負荷評価結果を示す。マーカーは被験者を示す。相関係数は0.869となり、トレッドミル走行では脈拍による運動負荷計測値は主観的評価と比例関係が存在し、少なくとも走行程度の運動においては2.2節で示した仮定が成立すること、つまり脈拍による運動負荷推定によって主観的な辛さ、あるいは、疲労の感覚を推定可能であることが分かった。そこで、運動負荷値を用いてPlayerの運動負荷を推定し、それに見合った運動をReplayerに課す手法を次章以降にて提案する。

3. 疲労の感覚を一致させる運動負荷の制御手法

3.1 運動能力係数の導入

個人ごとに運動能力は異なるために、同一の速度で走行しても安定時の脈拍は異なる。また、式1の運動負荷の定義からわかるように、同じ脈拍でも年齢に依存する最高脈拍数と安静時脈拍数によって運動負荷値は変わる。そこで、次に運動負荷制御のために各個人の運動能力に依存する運動負荷とかかる運動の強度との関係を調べる。

Conconi, 山路らは中程度の速度での走行運動においては走行速度と心拍数には比例関係があることを報告している^[8,9]。2.2節で述べたように、脈拍と心拍は相関が非常に高いため、我々は脈拍と走行速度にも同様の比例関係が認められることを実験で確認する。

ここでは、被験者に8,10,12km/hの3段階の定速度でのトレッドミル運動を各速度で6分間走行させ、脈拍の変動が安定する最後の1分間について脈拍数を計測し、その平均値から運動負荷を式1から算出した。また、同一被験者内での安定性の確認のため、測定日を変えて同じ試験を3回行った。被験者は22-35歳までの健康な成人4名である。(た

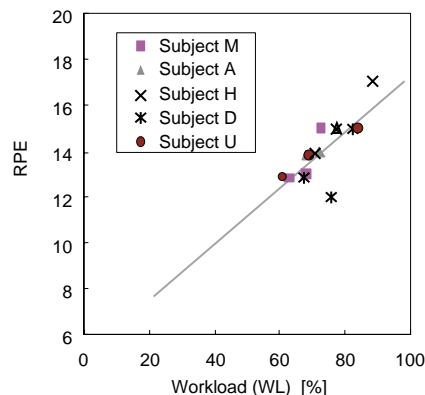


図3 運動負荷とRPEの関係に関する評価実験結果

Fig. 3 Relationship between workload by pulse rate and RPE while running on a treadmill

だし、被験者Aについては1回のみ5,7,9,13km/hの4段階とした)

図4は横軸を設定走行速度(RS)、縦軸を運動負荷(WL)として結果をプロットしたもので、紙面の都合上、4名の被験者のうち、同一速度での運動負荷で計測日によって最も差を生じた被験者Aの結果のみを示す。この結果によれば最も誤差の多い被験者Aでも、計測日が異なっても走行速度が同じなら運動負荷はほぼ一意に定まることがわかる。なお2月14日の運動負荷が2回目、3回目に測定した結果より同速度において10%以上高く測定されたが、被験者のコメントによれば当日の体調不良による影響と考えられる。また、運動負荷が100%を越えている結果については、被験者が日常的にランニングを行っており、実際の最高脈拍数がここで代用した年齢から算出する推定値より低いと思われる。

2.4節での実験結果より脈拍から推定される運動負荷と主観的な疲労の感覚が一致することが分かっており、さらに前節の実験結果から、走行速度(RS)と脈拍数(PR)には、我々が対象としているような軽いランニングのような中程度の負荷から激しく走る重度の負荷に至る間、走行速度と脈拍数がほぼ比例して増加する区間があることも示した。つまり、Replayerへ提示する運動の強度の制御によって脈拍が制御できれば、RSCにおける意図的な疲労の感覚の一致が実現できることになる。

そこで、運動中の脈拍と定数(最高脈拍数、安静脈拍数)から求められるWLとRSの関係式にも線形な区間が現れることになるため、RSとWLを一次回帰によって対応付けできる特性直線を定義する。

$$WL = a RS + b \quad (3)$$

ここでa, bはRSとWLを関係付ける係数で、個人毎の特徴を表す定数と見なせる。これらを事前に計測できれば、式3を用いて逆に任意の運動負荷を実現する走行速度を算出可能となる。この直線を被験者の運動能力の特性直線と

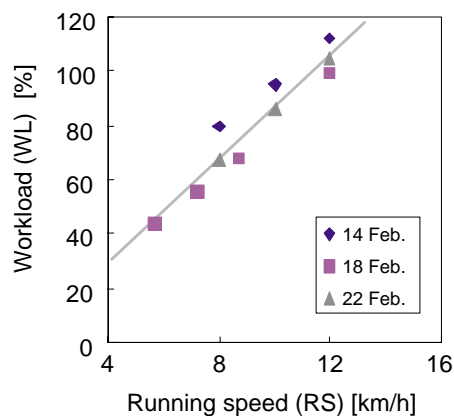


図4 走行速度と運動負荷の関係に関する実験結果

Fig. 4 Relationship between workload and running speed.

し、a, bの係数を運動能力係数と呼称する。

3.2 疲労の感覚の一致手法の提案

ここで特性直線を利用して、ReplayerとPlayerと疲労の感覚が一致するように、二者の運動能力の格差に応じてPlayerが走行した速度を変換する手法を提案する。以降では、競技しているPlayerの走行速度を「仮想速度」、Replayerが追体験走行する変換された速度を「実速度」と呼ぶ。

二者間での運動負荷を一致させるような走行速度変換手法は二つ考えられる。一つはPlayerの運動負荷を制御目標としてReplayerの運動負荷を脈拍によってリアルタイム計測し、この運動負荷によるフィードバックで実速度を制御する方法である。二つ目はPlayerの走行速度と事前計測しておいた各々の運動能力係数から、追体験走行中のPlayerの運動負荷を推定し、同じ運動負荷をかけるReplayerの実速度を逆算する方法である。

前者のフィードバック方式ではPlayerの運動負荷とReplayerの運動負荷の差分によって実速度を得るが、運動負荷を算出するための脈拍計測センサーの装着ズレや発汗の影響による計測誤差、さらに心的な影響による脈拍計測値の変動が大きくフィードバック系が不安定となりやすい。一方、後者の手法では、あらかじめ安定して特性を計測しておくために、競技中の精神的な要因に伴う脈拍値の変動の影響は受けない。そこでここでは後者の走行速度による速度設定法を用いることとした。以下にその手法を述べる。

まず、PlayerとReplayerの走行速度と運動負荷の関係式を式4とする。左下添え字P,RはPlayer、および、Replayerの変数であることを示す。また、この関係を図5に図示する。

$$\begin{cases} WL_P = a_P RS_P + b_P \\ WL_R = a_R RS_R + b_R \end{cases} \quad (4)$$

ここで、運動負荷の一致が条件なので

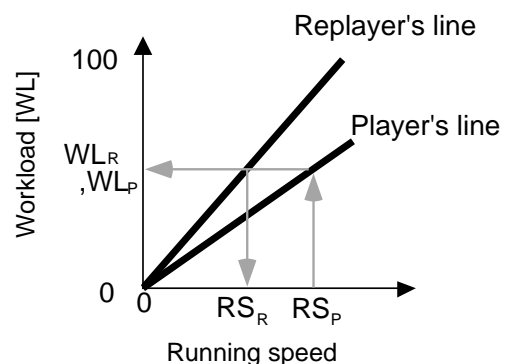


図5 運動負荷一致のための速度調整手法

Fig. 5 Method of workload control

$$WL_P = WL_R \quad (5)$$

となる。よって式4を式5に代入して変形すると

$$RS_R = \frac{a_p RS_p + b_p - b_R}{a_R} \quad (6)$$

が得られる。

あらかじめPlayerとReplayerの運動能力係数を得ておけば、式6より競技中のPlayerの走行する仮想速度 RS_p に応じて、選手と視聴者の疲労の感覚を一致させる実速度 RS_R を算出することができる。なおここで用いた仮想速度は併走する車両や選手のペースから競技中にリアルタイム計測可能である。

4 有効性評価実験

提案したRSCにおける疲労の感覚の一致手法の有効性を評価するために、まず他の刺激を排したトレッドミルでの一定速走行による理想環境での評価実験を実施し、次いで、その結果を受けて実用環境を想定したRSC試作機での模擬レースによる評価実験を実施した。

4.1 一定速走行による理想環境での評価

映像や音響刺激による影響を排するために、一定速度でトレッドミル走行させた状況下で提案した速度変換による疲労の感覚の一致手法の有効性を確認した。

まず、3.1節での実験方法に沿って被験者5名(男性のみ、24-35才)の運動能力係数を測定し、被験者を12km/hで走行した時の運動負荷が低い(運動能力が高い)順から3名(D,U,H)のグループ1と、運動負荷が高かった(運動能力が低い)2名(M,A)のグループ2に分けた。

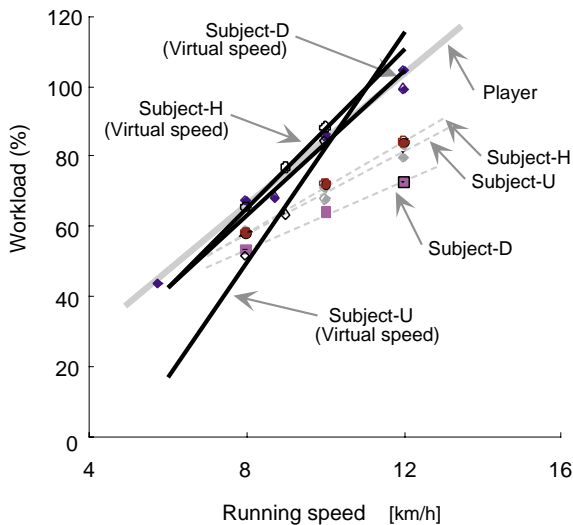


図6-a 一定速走行条件での運動負荷変換結果(グループ1)

Fig. 6-a Workload versus running speed in group 1

表2 一定速走行条件での速度変換結果

Table 2 Modified running speeds under controlled conditions

(a) Real Speed of group 1			
	Virtual Speed[km/h]		
Subject	8.0	9.0	10.0
D	10.2	12.2	14.1
U	9.1	10.7	12.3
H	8.9	10.4	11.8

(b) Real Speed of group 2			
	Virtual Speed[km/h]		
Subject	8.0	10.0	12.0
M	7.5	8.5	9.5
A	6.8	7.8	8.9

ここで、実験1として運動負荷の低かったグループ1に、運動負荷の最も高かった被験者AをPlayerに見たててReplayerとして走行させる。つまりReplayer-D,U,HはPlayer-Aの仮想速度よりもより速い実速度で走行することになる。一方、実験2として運動負荷の高かったグループ2に、運動負荷の最も低かった被験者DをPlayerに見たて、実験1と同様に走行させる。つまりReplayer-M,AはPlayer-Dの仮想速度よりも遅い実速度で走行することになる。

走行速度の変換は3.2節で提案した式6による。実験1ではPlayerが8,9,10km/hの仮想速度で走った状況を想定してReplayerの実速度を算出し、実験2ではPlayerの8,10,12km/hの仮想速度で走った状況でのReplayerの実速度を算出する(表2)。これらの速度について、3.1節での実験と同様に、水平なトレッドミル上で6分間の一定速度走行を行わせ、各試行の最後の一分間での脈拍の測定を行い、式1に従って運動負荷を算出する。

実験1の結果を図6-aに、実験2の結果を図6-bに示す。マーカーは各被験者の提案手法による運動負荷の結果を示す。

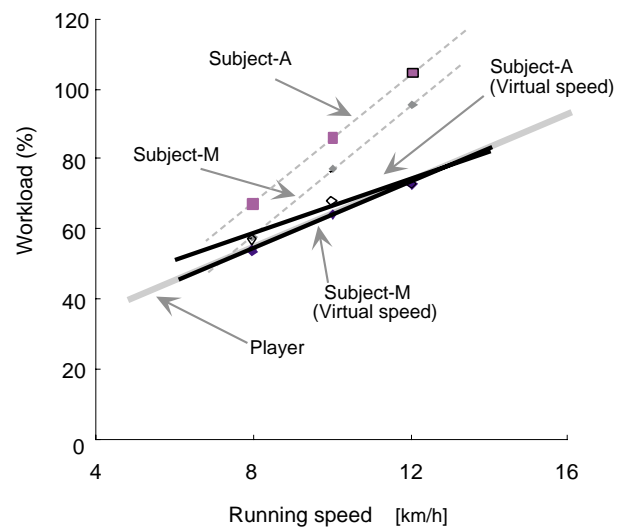


図6-b 一定速走行条件での運動負荷変換結果(グループ2)

Fig. 6-b Workload versus running speed in group 2

なお、これらは対象 Player の仮想速度を横軸として表示している。直線はそれぞれの結果を一次回帰した特性直線を表し、実線は提案手法によって変換された実速度で走った時の結果を、灰太線と灰破線は事前に計測した Player と各被験者の固有の運動能力を示す。

この結果より、グループ 1 の被験者 (U) を除く (D,H) 及びグループ 2 の 2 名 (A,M) は速度変換を行うことで、実線で表される各々の運動負荷が目標とした Player の運動負荷 (灰太線) に近づいたことが確認できる。一方で、被験者 (U) だけは運動負荷が Player に比べ仮想速度 8km/h と 9km/h の時に 15% 程度低くなるという結果を示し、実質的には Player よりも軽度の運動になってしまった。被験者 (U) のコメントによれば、事前に行った運動負荷特性の測定時よりも本実験の実施日の体調が良好であったようであり、そのために運動負荷が低い値を示したと推察できる。このように事前に測定した運動能力係数が体調変動等の理由により適切に推定できなかったことが不一致の原因であるが、個人パラメータの計測が体験直前に行えるならば体調による影響が軽減できることを考える。

実験の結果でも他の 4 名については Player の運動負荷とほぼ一致したことから、事前に Replayer の運動能力係数を正確に計測できるならば、本手法は運動負荷を一致させる手法として効果があるといえる。従って、2 章で確認した主観的な辛さの評価と運動負荷の良好な一致性から、実験環境とした一定速走行においては、提案した Player から同程度の疲労の感覚を Replayer に伝達する提案手法が有効であることがわかる。

4.2 模擬レースによる評価実験

一定速度での運動負荷の調整実験の結果を受けて、さらに提案手法である運動負荷による疲労の感覚の伝達を RSC の環境にても機能することを確認するために、模擬レースを被験者に追体験させた際の疲労評価を行った。

模擬レースは大学陸上部の中距離選手 10 名に 1.4km の周回コースを 2 周回させたものである。各選手にはゼッケンを付け、一切のレース展開に関するシナリオを与えることなく実際のマラソン競技のつもりで集団走行させた。この時、選手の名を追体験の対象ランナーとし、1 章で述べた試作 RSC で実現したセンサーを装着してレース状況を記録した。センサーはランナーの視界に相当する映像を記録する CCD カメラと周辺音を記録するマイクを頭部に、走行ペースと脈拍を 4 秒おきに記録する腕時計型センサーを左腕にそれぞれ装着させた。ここで計測したペースから走行速度を推定する。^[1] このランナーの記録は 566 秒で、平均走行速度は 18.1km/h となった。この記録に対して、走行後に走行位置と路面状態の情報を追加し^[2]、更にこのランナーの運動能力係数を前述の方法で別に計測した。

この模擬レースデータを試作 RSC システムを用いて 6 名 (4 名男性、2 名女性、18-24 才) の被験者に Replayer として追体験をさせた。各被験者の運動能力係数をあらかじめ同様に計測した。Player の運動能力は全被験者よりも高く、被験者は Player の仮想速度を各々の運動能力に見合せて減速

した実速度で体験した。

実験では撮影した映像と足音や通過する車両などの周辺音の再現、並びに、トレッドミル全体を Player の走行位置に合わせて傾斜させて走行面の再現を行った。映像投影はトレッドミルの前端に接して、30 度傾けた背面投影式の 75 インチスクリーンを用いており、被験者はスクリーン下端から約 50cm 離れた位置で映像を見ている。視野角はスクリーン上端部で最大となり約 60 度である。スクリーン以外の視覚的影響を抑えるために実験中は実験環境の天井灯を消した状態とした。周辺音は前方に固定した 2ch スピーカーより再生した。

実験の結果、4 名の被験者が完走し 2 名の被験者 (被験者 B,D) が途中で棄権した。いずれも足が途中で痙攣したためであり、準備運動が不足していたことと個人パラメータの推定が原因であると考えられる。図 7 にターゲットランナーと追体験をした被験者 6 名の運動負荷の時系列変化を示す。黒太線が Player を、他の細線が被験者を示す。走行開始直後と走行終了前に若干の不一致が見られるものの、走行中は各被験者の運動負荷はほぼランナーと一致したことがわかる。2 章で確認した運動負荷と主観的な疲労の感覚の相関の結果から考えて、先の実験の結果と同様に運動負荷が一致していることより、本来は体験すらできない陸上選手の体感を各個人のスケールに変換して同様の疲労の感覚を示しながら追体験できたことがこの結果から分かる。

更にこれがこの模擬レース環境での主観的な疲労の感覚にも一致していることを確認するために、RPE 表 (表 1) に従ってどの程度の疲労を主観的に感じていたかをランナー・被験者共に記録した。ただし、走行体験中の記録は不可能であり、ここでは体験直後に記憶に従って走行コースの各部分ごとにアンケート記入させた。その結果を図 8 に示す。縦軸は RPE 値を、横軸はコースマップにおける各区分間を示しており、灰破線が Player の評価値を、実線と誤差棒が完走した Replayer 評価値の平均と標準誤差を示している。この平均値で議論する限り、時間経過に伴う RPE 評価の変動の傾向は両者でほぼ一致しているが、特に序盤と中盤での

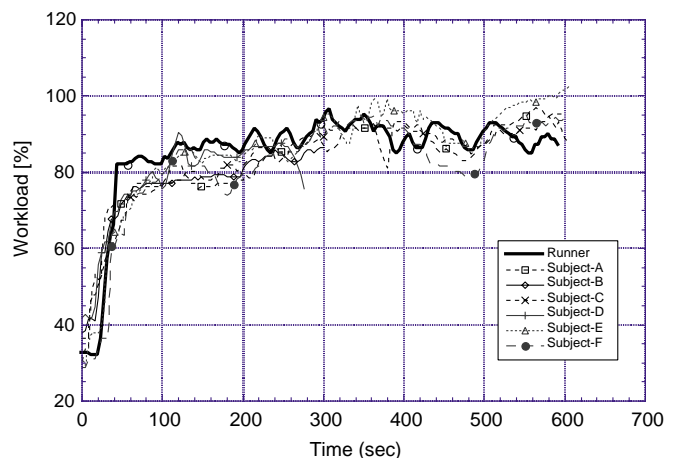


図 7 模擬レース条件における被験者と選手の運動負荷

Fig. 7 Time series of workload under model race

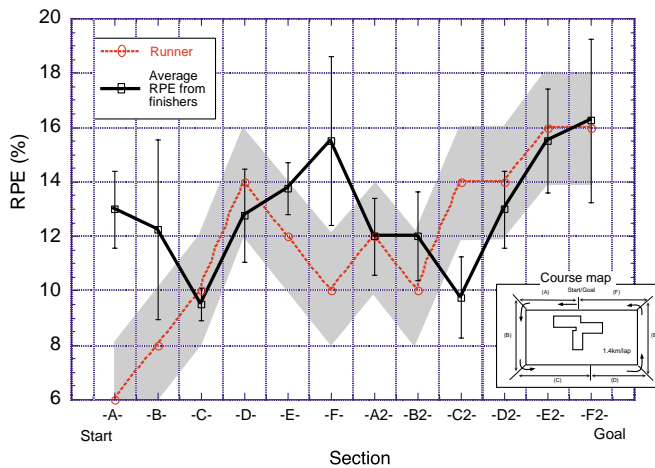


図8 模擬レース条件における被験者と選手のRPE

Fig. 8 RPE of a player and replayers under model race

PlayerとReplayerのRPEの差は大きく、またReplayerの回答値の偏差も大きい。これにはRPEの計測は前述のように記憶に頼って評価させたため、誤差が多分に含まれていることも原因として考えられる。そこで、恣意的ではあるが目安としてその誤差をPlayerのRPE評価値の ± 2 の領域と見なし、図8中の灰色ハッチング領域として示した。これは、例えばPlayerが"きつい"とRPEで評価した場合、ReplayerのRPE評価の"かなりきつい"から"ややきつい"が含まれることとなる。

この評価誤差を考慮した領域での一致性を見ると全12区間中8区間において許容範囲内に平均値が含まれており、それらの区間ではPlayerとReplayerの間で主観的にほぼ疲労の感覚がほぼ一致していたと評価されたことみなせる。一方でこの許容値からも評価が外れたのは開始直後の2区間と中間の2区間である。序盤については図7に示す脈拍による運動負荷結果とも一致しているが、これは被験者としてRSC未経験者を対象としていたために装置への習熟性が不十分であった点と、俗に言うところのスポーツ心臓の差、つまりランナーの一般人の身体的・生理的特性が影響したものと考えられる。また、中間の区間Fと区間C2でも不一致となっているが、これらのデータからは説明ができない。可能性としては、レースの経過や音響あるいは映像の手がかりが何らかの影響を及ぼしたとが考えられる。

5. まとめと展開

我々の提案する体感型スポーツ中継において選手(Player)と視聴者(Replayer)の運動時の疲労の感覚を一致させる事を目指し、試作環境としての体感マラソンシステム環境において脈拍計測による運動負荷推定結果を用い、ReplayerとPlayerの運動負荷が一致するようにReplayerの走行速度を変換する手法を提案した。実験結果から、トレッドミル上での一定速度での走行運動実験によって主観的な疲労の感覚がここで提案した脈拍から算出される運動負荷と比例関係にある点、さらに、提案した走行速度変換法によりReplayerの運動負荷をPlayerの運動負荷に近づけられる点

を確認した。さらにこの提案手法を模擬レースによる体感マラソン環境に適用し、Replayerの走行速度を調整して両者の運動負荷を一致させ、結果的にPlayerとReplayerの主観的な疲労の感覚もほぼ一致させる事が可能であることが実験により示された。

なお、4.1節の実験の結果では目標とした運動負荷に完全には一致しない被験者が1名存在したが、これは運動能力係数の測定を簡略化してその日の体調に合わせたインスタントな測定方法を実現することでこの問題は解決可能と思われる。

また、今回は運動負荷を求めるため必要な最高脈拍数を、運動生理学分野で一般に用いられるマジックナンバーと年齢を用いた単純計算により代用したが、3.1節の実験結果にあるように実際の能力との誤差から運動能力推定に影響が認められた。最高脈拍数を厳密に求めるには前述のように限界に近い運動をユーザーに課さねばならず、利便性の面で問題となる。運動負荷と主観的運動負荷の相関性をより高めるために、最高脈拍数を正確かつ簡易的に計測する手法についても今後検討が必要である。

参考文献

- [1] 小菅,野間,宮里,“選手の視野に着目した体感型スポーツ中継の検討”,第2回ヒューマンインタフェース学会研究会,pp.29-34,1999.
- [2] 杉原,野間,宮里,川合,“競技者の印象を用いた仮想マラソンの評価”,ヒューマンインタフェースシンポジウム2000 予稿集,pp.415-418,2000.
- [3] Borg,“Psychophysical bases of perceived exertion”,Med. Sci. Sports Exerc. 14: pp. 377-381,1982.
- [4] 小野寺,宮下,“全身持久性運動における主観的強度と客観的強度の対応性”,体育学研究21巻4号,pp.191-203,1976.
- [5] 山地,横田,大西,横山,“Perceived HRのトレーニング前後に見られるECG HRとPerceived HRとの比較に関する研究”,富山大学教育学部紀要B, No. 40, pp.49-61,1991.
- [6] Schürch,“スポーツ能力診断-理論と実際-”,pp.5-32,オーム社(福地監訳),1991.
- [7] Shaver,“Essentials of Exercise Physiology: Section Three, The Heart and Exercise”,Burgess Publishing Company, pp. 74-93,1981.
- [8] 山地,田中,北川,“Conconiテストにおける心拍作業閾値(HRT),Deflection Velocity(Vd),HRmaxとランニング持続時間の意義”,JJBSE, Vol. 1, No. 3, pp.228-236,1997.
- [9] Conconi, Ferrari, Ziglio, Droghetti, Codeca,“Determination of the Anaerobic Threshold at a Noninvasive Field Test in Runners”,J. App. Physiol., Respirat Environ Exercise Physiol 52, pp. 869-873,1982.

(2001年8月9日受付)