

[公開]

TR-M-0056

体感型マラソン中継システムにおける脈拍による
運動負荷推定を用いたランニングスピード設定法の提案

磯野 信介
Shinsuke ISONO

野間 春生
Haruo NOMA

宮里 勉
Tutomu MIYASATO

2000.2.29

ATR 知能映像通信研究所

体感型マラソン中継システムにおける脈拍による運動負荷推定

を用いたランニングスピード設定法の提案

概要：

従来の受動的なスポーツ観戦に代わる新しいスポーツ観戦方式として我々は体感型スポーツ中継を提案してきた。本研究ではその一環として体感型スポーツ中継をマラソン中継へ応用することを想定し、その際に用いる視聴者のための体感手段の開発を行った。体感型スポーツ中継とは視聴者がスポーツ選手の視野に立ち、実際に自分の体を動かし競技に参加することで、スポーツ選手の体験を「追体験」できる効果を狙ったものである。まず追体験の効果を高めるために視聴者のパーソナリティを考慮し再現する「広い意味での視野」を変換する必要性について述べる。次に体感型マラソン中継では特に視聴者とスポーツ選手の運動能力の格差を考慮して走行速度を再現する必要があるため、運動能力の格差を埋める手法を提案した。最後にこの提案手法を評価実験を通して有効性を確認した。これにより視聴者が体感型マラソン中継システムにおいてマラソン選手に近い運動負荷を感じながら走行することができるため、追体験の効果が高まることが期待できる。

1. はじめに

我々はこれまでに視聴者が体を動かし参加できる体感型のスポーツ中継を提案してきた。従来のスポーツを楽しむアプローチとして「自分の体を使い競技する」と「他人の行う競技を観戦する」ことが挙げられる。当然ながら後者のスポーツを見て応援するというアプローチでは視聴者の立場は選手に対して完全に第三者的な立場になってしまう。野球中継を例にとりて考えてみる。視聴者はあるバッターボックスに立った選手を応援していたとすると、このとき観客の心理としてボールを「打って欲しい」と望むであろう。選手の立場からすればボールは「打つ」と考えるであろう。この立場の違いを考えた時、第三者的立場である視聴者には、選手の立場での運動の感覚や競技の楽しさは伝わりにくいのではないかと我々は考えた。

そこで、我々は見ただけでは伝わりにくいスポーツの楽しさを伝える観戦方式として体感型スポーツ中継を提案した。ここでは特に体感型スポーツ中継を実現する手段として、選手の見たものや感じた感覚の中継という手法に着目している。我々は選手の見たもの、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を「広義の視野」と呼んでいる。この「広義の視野」を再生し視聴者に体験させることで、選手の感覚を「追体験」できないかと考えた。「追体験」が可能になることで、現在の観戦によるスポーツ中継に代わり、選手の立場での運動の感覚や競技の楽しさを伝えられる新しい観戦方式となることを期待している。ただし、選手の「広義の視野」は、スポーツの種類によって様々であり、あらゆる競技に応用可能な「広義の視野」を実装することは困難である。そこで競技を限定し、マラソンに特定して実装を行った。マラソンは、走行のみと運動の種類が少なく、比較的運動が安定しているため、「広義の視野」の実装が他の種目に比べて比較的容易と考えられ、この手法を検証するにあたって有利であると考えたためである。

これまでに、その試作段階として体感型マラソン中継システムの構築とその評価実験を行い、新しいスポーツの楽しみ方としての可能性を検討した。^[1] 体感型マラソン中継システムでは、選手は自分の意思で自由に競技を行う意味から **Player** と呼び、視聴者は選手の「広い意味での視野」の再現を **Play** するので **Replayer** と呼ぶ。これまでに試作した体感型マラソン中継では、視聴者 (**Replayer**) が体験する場合、選手 (**Player**) と同じ速度で走行することを想定している。しかし、現実には全く同じ運動を **Player** と **Replayer** が行った場合、二者の運動能力が異なれば体に対する負荷も感じる苦しさや辛さもそれぞれ異なるであろう。そこで、「追体験」の効果を増すために **Player** が実際に走行した速度で **Replayer** も走るのではなく、**Replayer** の走る速度は **Player** の競技中における疲労感や苦しさ、辛さのような感覚に一致する速度で走行させるべきではないかと考えた。

そこで本研究は体感型マラソン中継で、走行中の **Player** と **Replayer** の辛さ感覚の一致を実現する手段を提案し、評価実験を通し有効性を検証した。以降では、まず 2 章において今回の提案手法の目的を明確にする。ここでは体感型マラソン中継システムにおいて、

ランナーと視聴者の運動能力の格差から考え、二者間において運動負荷を一致させる再現方法の妥当性について解説する。3章では過去の研究において運動負荷がどのような手法で推定されてきたかについて解説し、本提案で採用した脈拍を運動負荷の推定に用いた理由を解説する。4章では視聴者の「追体験」中における運動負荷をランナーと一致させるような速度変換手法を提案する。5章では使用する脈拍計の信頼性を実験により検討評価する。6章では5章で評価した脈拍計を用いて、4章で提案した速度変換手法を取り入れるために必要な運動能力を測定する実験を行った。7章では4章で提案した速度変換手法を使い、ランナーと視聴者の運動負荷が一致することを実験により検証し、本手法の妥当性を評価した。最後に8章で本研究を総括し、まとめる。

2. 目的

これまでに試作した体感型マラソン中継システムは図1のような構成である。^[1]

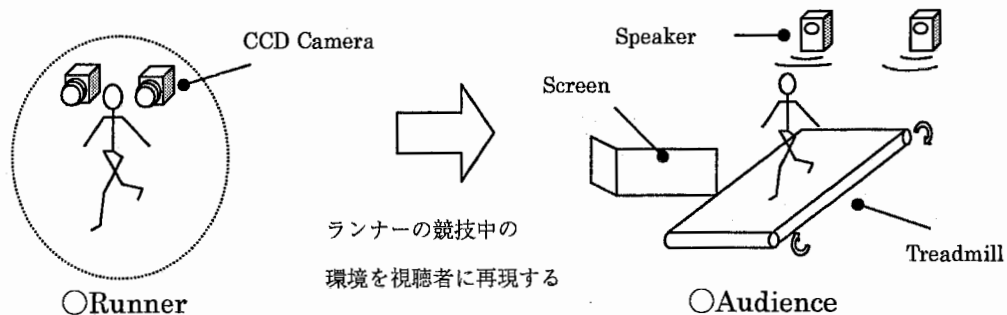


図1 体感型マラソン中継システム

表1 ランナーの感覚記録装置の構成と視聴者の感覚再生装置の構成

取得/再生する感覚	Runnerの感覚記録装置	Audienceの感覚再生装置
視覚	2眼を構成するため小型 CCD カメラ 2基を取り付けた帽子を着用し映像はデジタルビデオデッキ2基により記録する	70 インチスクリーンを 2 画面とデジタルビデオデッキ 2 基
聴覚	ステレオマイク	スピーカー
走行感覚 /走行速度	視覚用に録画した画像の上下振動よりピッチを取り出し、ピッチ推定法により走行速度を割り出す	トレッドミルにより走行速度を再生

ランナーは 2 基の小型 CCD カメラとマイクを配置した帽子をかぶり自由に走行する。走行中はランナーと同一の視界がビデオに記録される。記録された映像から上下振動分を取り出し走行ピッチとし、それよりランナーの走行速度を推定する。推定された速度はトレッドミルで再現され、視聴者はマラソン選手と同じ速度で走ることができる。さらに 2 画面のスクリーンにはランナーの視野が再現され、スピーカーからランナーの周辺音が再現されるというものである。

このように体感型スポーツ中継では、視聴者 (Replayer) へ「追体験」効果によって選手 (Player) の立場での運動の感覚や競技の楽しさを伝えることを期待している。試作システムにおける「追体験」効果を高めるためには、以下に述べるような二点の改善点が考えられる。

一つは、試作システムで再現される「広い意味での視野」は視野、聴覚、走行感覚の三点であり、触覚、嗅覚、あるいはトレッドミル上での運動の際の加減速に伴う前庭器官へ

の刺激が欠落するなど、完全な「広い意味での視野」再現は考慮されておらず、再現する「広い意味での視野」を増やす必要性がある。

もう一つは、人により同じ体験を経験しても感じ方は異なるという点を考慮することである。それは日常において何人かで行動を共にしていた時、同じ景色を見てもそれぞれの人は考えることや感じるものが異なることを思い浮かべればよい。他者間でのパーソナリティの違いが思考や感情の違いをもたらすのである。すなわち「追体験」の効果を高めるためには Replayer へ再現する「広い意味での視野」は Player と物理的に一致させるだけでなく、Replayer のパーソナリティに合わせ再現の仕方を変換する必要性もあると考えられる。特にマラソンでは同じ速度で走行しても、運動能力が異なれば体に対する負荷も感じる苦しさや辛さも異なるため、走行速度の再現は運動能力の格差を考慮する必要があると考えられる。

前者の現在考慮されていない「広い意味での視野」の再現を増やす改善点は、バーチャルリアリティの等の研究分野において感覚を再現する研究が進められており、転用が可能であると考えられる。しかし後者の改善点である Replayer のパーソナリティに合わせ「広い意味での視野」の再現を変換する方法は、体感型マラソン中継システムにおける独自の方法であり、本研究ではこの問題を取り上げることにした。

Player と Replayer の運動能力の格差を考慮した走行速度の再現を行うために、運動負荷を導入する。運動負荷とは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作業を行っているかを表す指標である。そして疲労感はある運動負荷で運動を継続することにより疲労が蓄積され強まると考える。つまり運動負荷を推定しそれを二者間で一致させれば、結果的に積算である疲労感の一致にもつながるのではないかと期待する。

そこで我々は Player と Replayer 間の疲労感や苦しさ、辛さのような感覚を一致させるための手段として、まず脈拍計測による運動能力の推定を行い、得られた運動能力から再現時に両者の運動負荷が一致するように Replayer の走行速度を変換する方法を提案した。

次の 3 章ではまず過去に行なわれてきた運動負荷推定方法を解説し、次いで我々が運動負荷推定法として提案した脈拍による運動負荷推定方法について解説する。

3. 脈拍による運動負荷推定方法の提案

本章ではまず 3.1 節と 3.2 節において運動負荷を推定するために過去に行なわれてきた手法を解説する。次に過去の手法を受け 3.3 節で運動負荷推定法として我々が採用した脈拍による運動負荷推定方法について解説する。

3.1. 運動負荷の推定手法

運動負荷の増加により、酸素摂取量 ($\dot{V}O_2$)、心拍数 (HR)、血中乳酸濃度などの生理的応答は活発になる。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になり被験者に多大な負担を課すことになる。また、血中乳酸濃度は酸素摂取量に並んで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かける。^[6,9] 一方で心拍数は酸素摂取量と相関が高く、比較的簡便に測れるため、被験者の負担となることなく運動負荷を調べるのに適した指標として用いられる。しかしながら心拍による負荷強度の判定は比較的長時間の計測をした場合に有効であり、短時間の計測での心拍変化を見れば、緊張などのメンタルな影響^[13,14]や生体ゆらぎ^[15]、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。

一般に心拍からの運動負荷 (%HRmax) 推定は、個人差を吸収するために (1) 式を用いた方法が用いられている。^[8,12] 同じ運動を行っても運動能力の高い人は %HR max が低くなり、運動能力の低い人は %HR max が高くなる。

$$\%HR\ max = (HR - HRrest) / (HRmax - HRrest) \times 100[\%] \quad (1)$$

HR : 運動中の心拍数 (Heart Rate)

HRrest : 安静時の心拍数

HRmax : 最高心拍数

3.2. 主観的な運動負荷の判定手法

3.1 節で述べた運動負荷を計測するために生理応答を調べることは客観的評価法と言えらる。一方で運動を行っている者が認識する辛さを主観的に評価する方法もある。Borg は運動負荷の指標として Rating of Perceived Exertion (RPE) の有効性を提唱した。^[16,17,18] RPE は運動中に主観的に感じた 6~20 の段階の辛さ評価 (表 2) ^[2] であり、最大酸素摂取量に対する運動中の酸素摂取量の割合 (% $\dot{V}O_2$ max) や %HR max と高い相関がある。^[2,3]

主観的運動強度表 RPE		
RPE		
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		

表 2 RPE レーティング表^[2]

3.3. 脈拍による運動負荷推定方法の提案

運動負荷の推定にはこれまでに 3.1,3.2 節で述べたような手法が提案されているが、体感型マラソン中継において、Player の感じた走行による運動負荷を Replayer に伝えるためには、RPE のような主観的な感覚評価での運動負荷を一致させることが効果的と考えられる。しかし RPE は被験者の協力無くして自動での測定は不可能である。したがって RPE を知るために、相関が高い心拍数を用いる方法が考えられる。ところが、心拍測定には電極の装着などが必要で煩雑である事、ならびに我々が前実験として走行中の心拍の計測を行った限りでは、足のスライドにおける着地と同期して ECG にノイズが乗るため走行中において心拍の R-R 波のみを独立して検出することができなかった（付録 1 参照）。そこで心拍数と相関が高い脈拍による運動負荷推定を提案する。脈拍計測は、被験者にとって心拍数の測定に比べ、より簡便な装置の装着により測定可能である。脈拍は心臓の拍動により血流量変化が増減したときのピークからピークまでを 1 拍とした 1 分間での拍回数である。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ことになるが、心拍との相関はかなり高く、心拍に代わり運動負荷の推定が可能であると判断した。この代替手法は、5 章で実験検証を行い、本提案手法において問題ないことと実証する。

脈拍による運動負荷推定法は (2) 式とする。

$$WL = (PR - PR_{rest}) / (PR_{max} - PR_{rest}) \times 100[\%] \quad (2)$$

WL : 運動負荷 (Work Load)

PR : 運動中の脈拍数 (Pulse Rate)

PR_{rest} : 安静時の脈拍数

PR_{max} : 最高脈拍数

WL は%HR_{max} とほぼ同義であるが、脈拍を用いたある人の最大運動負荷に対する運動の負荷を表す指標とする。なお最高脈拍数を測定するためには被験者に最大能力を発揮してもらう必要があるため、日常に運動を取り入れてない人には計測が危険を伴うことになる。したがって一般に広く用いられる (220-年齢) の予測最高脈拍数を用いた。^[3,10,12,20] なお、この予測最高脈拍数では同年齢では最高脈拍数が同じになり、年齢とともに最高脈拍数が減少することになるが、実際には日常のトレーニングの有無により個人差が生じる。

4. 二者間の運動負荷を一致させるための速度変換手法

3章で定義した脈拍による運動負荷推定を用い、Player と Replayer 間の運動能力の格差に応じて走行速度変換することで両者の運動負荷を一致させるのための手法を提案する。そのためにはまず両者の運動能力を知る必要がある。そこで 4.1 節では個人の運動能力をあらわす運動能力係数を定義し、4.2 節で Player の走行速度と双方の運動能力係数から運動負荷を一致させるための Replayer の走行速度を変換する方法を解説する。

4.1.運動能力係数の定義

脈拍数 (PR) とランニングスピード (RS) の関係を知ることが出来れば、運動負荷を上昇させるにはどの程度の速度で走行するべきであるかを定める手がかりになる。Conconi テストなどの結果によれば、走行速度と心拍数の関係には軽いランニングのような中程度の運動負荷から激しく走らなければならない重度の負荷に至る間、走行速度と心拍数がほぼ比例して増加する区間があることが認められている。^[2,19,21,22,23] つまり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 (2) 式の WL と RS の関係式にも線形な区間が現れることとなり、WL と RS の関係を最小二乗法により回帰すると、(3) 式のように RS から WL を求められる事が期待できる。

$$WL = aRS + b \quad (3)$$

ここで a, b は RS から WL を求める係数で個人毎の特徴を表すものである。この直線勾配を被検者の運動能力とみなすことにし、a, b の係数を運動能力係数と呼称する。a は走行速度の増加に対してどれだけ WL が増加するかを決定する係数で、b は走行の運動負荷に対してどれだけ余力があるかを表す係数となる。a, b どちらも小さい方がより高い負荷に対して耐性があるランナーと考えることができる。

4.2.運動負荷の一致手法

ここで運動能力係数を利用して運動能力の格差を知り、Player が走行した速度を二者の運動能力の格差に応じて Replayer に Player と運動負荷が一致するように再現する走行速度の変換方法を提案する。

まず、ここでは、Replayer が実際に走行する変換された速度を「実速度」と呼ぶ。また追体験中に Replayer が走行した「実速度」は Player の走行した速度とは異なるものの、Replayer は体感的に Player と同等の運動負荷で走行しており、Player の速度を仮想的に走行できることから Player の速度を「仮想速度」と呼ぶことにする。

二者間で運動負荷を一致させる走行速度に変換をする手法は二つ考えられる。一つは

Replayer の追体験走行中に Player の運動負荷を制御目標として、Replayer の運動負荷をリアルタイム計測し、フィードバックすることで実速度に変換する方法である。二つ目は Player の走行速度と、あらかじめ計測しておいた運動能力係数から、4.1 節で述べた (3) 式により運動負荷を推定し Player の速度から、Replayer の実速度を求める変換テーブルを用いる方法である。

前者のフィードバック方式では Player の運動負荷に合わせてるようにフィードバックを行うが、脈拍の変化を連続的に見ると振動によるセンサーのずれなどの運動負荷以外の要因による変動が大きいため系が不安定となりやすい。そこで後者の走行速度による速度設定法を用いることにする。その方法を以下に示す。まず、Player と Replayer の走行速度と運動負荷の関係を示す式を (4) 式とする。なお $*_P$ は Player の変数を示し、 $*_R$ は Replayer の変数であることを示す。この関係を図 2 に図示する。

$$\left. \begin{aligned} WL_P &= a_P RS_P + b_P && \text{Player の式} \\ WL_R &= a_R RS_R + b_R && \text{Replayer の式} \end{aligned} \right\} (4)$$

ここで、運動負荷の一致が条件なので

$$WL_P = WL_R$$

となる。よって

$$RS_R = \frac{a_P RS_P + b_P - b_R}{a_R} \quad (5)$$

が得られる。

あらかじめ Player と Replayer の運動能力係数 (a, b) を得ておき、競技中の Player の走行速度 RS_P が計測されれば (5) 式を用いることで Replayer と Player の運動負荷を一致させられる Replayer の走行速度 RS_R を算出することができる。

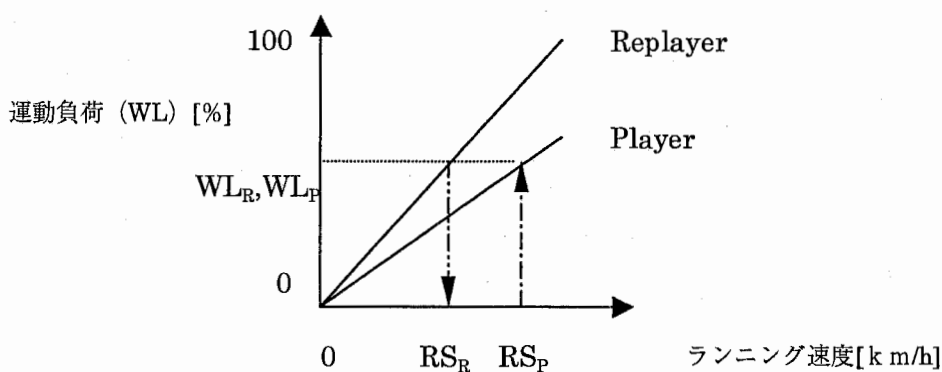


図 2 Player の走行速度から Replayer の運動負荷を一致させる概念図

以降ではこの手法の検証のために行った試験を概略する。

まず 5 章で使用した脈拍計の信頼性検査の試験を行い脈拍計が走行動作中に本手法に用いることができるかを検証した。脈拍測定は心拍測定に比べ実験器具の装着が簡易である反面、測定が難しい。実際に使用した脈拍計が走行という激しい運動を行ったときに検出可能であるのかを試験した。

次に 6 章では提案手法を実現するために必要な個人の運動能力係数を求めた。

最後に 7 章で Player が実際に走行した時の Player 運動負荷と Replayer が提案手法を用いて変換された走行速度で走行したときの Replayer 運動負荷とを比較する。

5. 耳朶血流量計測方式による脈拍計を用いた脈拍測定信頼性検証試験

使用した脈拍計は(株)セノー製の耳朶にクリップ型の脈波センサをはさむも方式の装置で、可視光透過量による耳朶の血流量変化のピーク検出で脈拍を測る。脈拍計は脈波のピーク間隔に対応してパルスを出力する。予備実験より走行時に脈拍計で計測された脈拍が、本来の心拍より高く計測される傾向があった。また、運動開始時に検出される脈波のピーク間隔はかなりのばらつきが計測されたが、運動を続けることでそのばらつきが減少した。これらはいずれも運動による影響と思われる。そこで、ここではまず走行時の振動影響を受けずに脈拍が計測されているかを検証した。

5.1. 走行による振動の脈拍計測への影響

目的：

走行振動が脈拍計のピーク間隔に影響が無いかを調べる。そのために腰の上下振動のタイミングを検出し脈拍計の脈波ピーク間隔の出力タイミングと比較する。

被験者：

健康な 22 歳の成人男性 1 名

実験方法：

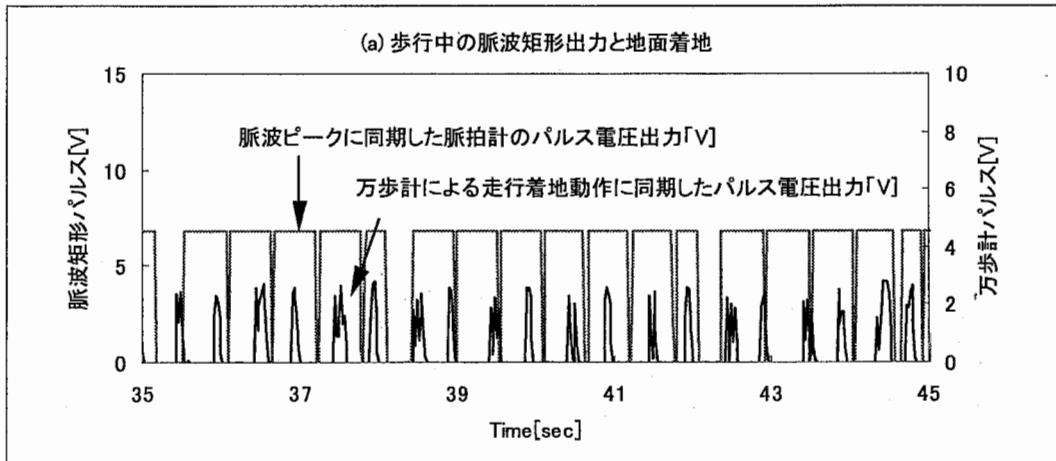
被験者には腰に上下振動を測定するセンサと脈拍計を装着してもらう。振動を測定するセンサは万歩計を改造したもので、左右の足の踏み込みによる腰の上下振動を感知し、振動に対応して信号出力する。

被験者は時速 6km/h でトレッドミル上を歩行する。歩行途中に走行を模して故意に地団太を踏むことと、歩行を繰り返した。

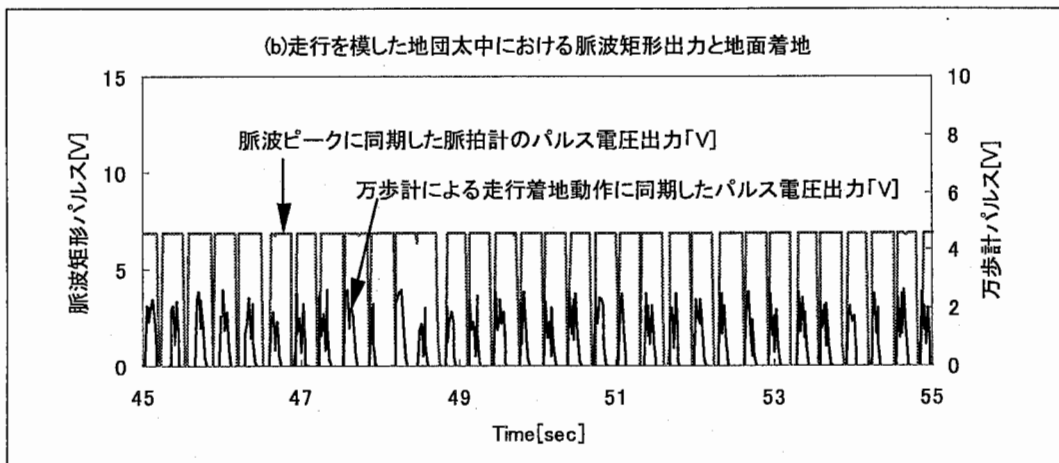
結果と考察：

図 3 の横軸は時間で縦軸は脈拍計と振動センサからの出力信号電圧である。灰実線の矩形波は脈拍計からの出力で、脈波ピーク間隔を検出したとき電圧が立ち下がる。黒の櫛型の波形は腰の上下振動に対応して主力された信号である。(a)は歩行の時の出力、(b)は走行を模した地団太中の出力である。

歩行時には脈拍計のパルスと万歩計のパルスには相関が見られないが、走行を模した地団太を踏んだ場合には 1 回の着地に対応して双方のパルスが同時に発信している。したがって走行時には計測に影響を受けていると判断できる。しかし予備実験から、運動を継続していると脈拍のばらつきが減少する傾向も見受けられるため、運動の継続により脈拍計測の精度が上昇する可能性がある。したがって次に計測脈拍と運動継続時間の関係を検証した。



(a)歩行中の脈波ピークに対応した脈拍計出力と着地動作タイミング



(b)走行を模した地団太中の脈波ピークに対応した脈拍計出力と着地動作タイミング

図3 脈拍検出への歩行と走行を模した地団太による影響

5.2. 走行継続による脈拍ばらつき減少の検証実験

目的：

予備実験から、運動を継続していると脈拍のばらつきが減少する傾向が見受けられたため、運動の継続により脈拍計測の精度が上昇する可能性がある。そこで計測脈拍と運動継続時間の関係を検証する。

被験者：

健康な 22 歳の成人男性 1 名

実験方法：

時速 8km/h の定速でトレッドミル上を 6 分間走行しその後 5 分の休憩をとる。これを

1 サイクルとし、4 サイクルの脈拍計測を行った。なお脈拍計測は走行開始の 60 秒前から計測した。

結果と考察：

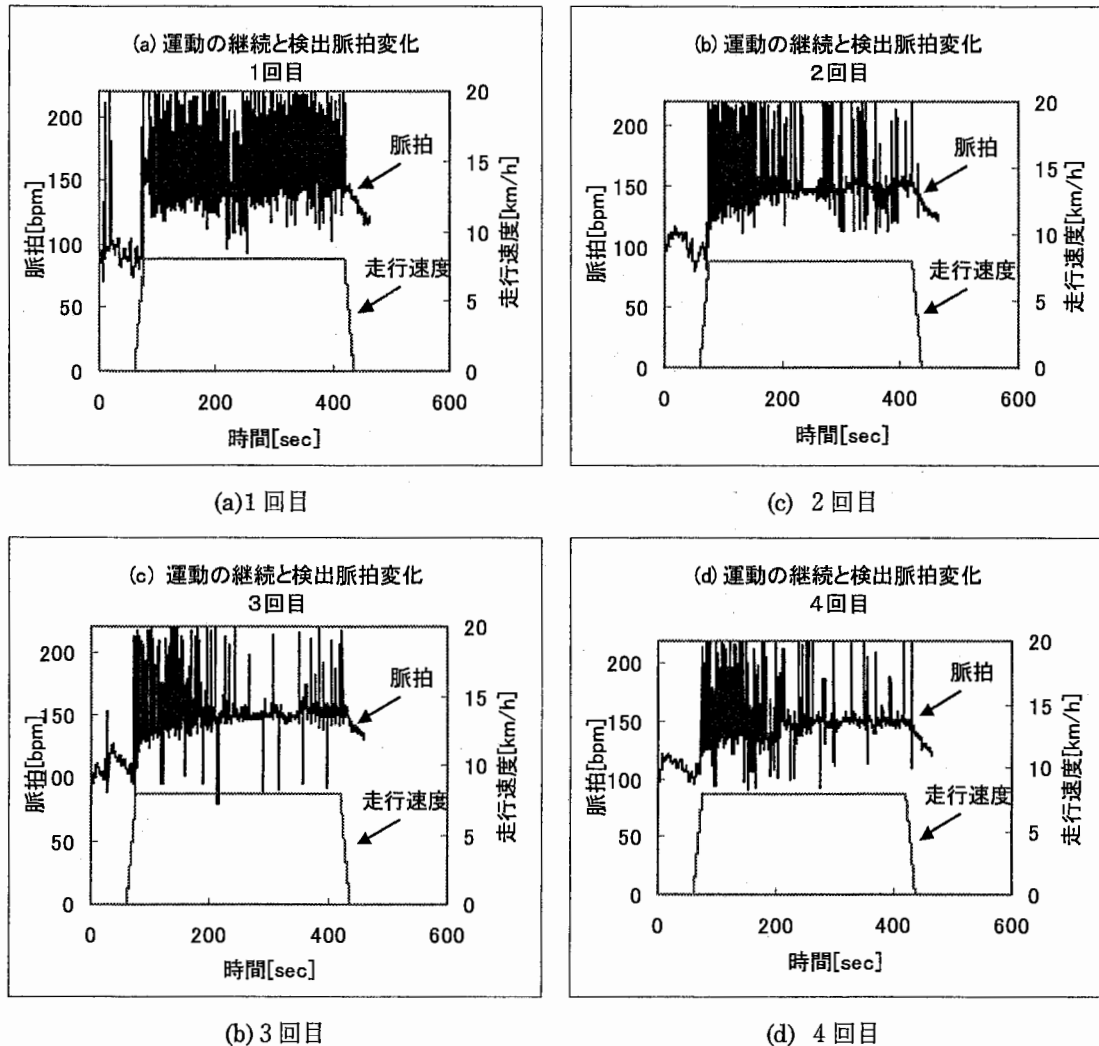


図4 運動の継続による脈拍計出力の変化

図4の横軸は時間であり、縦軸左には脈拍計から検出された脈拍数を示し、縦軸右にはトレッドミル上で走行した速度をとってある。濃い色の実線は計測された脈波であり、薄い色の実線は走行速度である。図の(a),(b),(c),(d)にはそれぞれ1回目から4回目の計測結果を示した。1回目の測定では脈拍のばらつきが走行終了まで大きい。2回目以降では走行開始時間の60秒から140秒経過した200秒までの間はばらつきが大きいが行走時間とともにばらつきが小さくなっているように見受けられる。そこでこの被験者の場合、1回目の測定に相当するような十分なウォーミングアップを行い、2回目以降の計測では運動継続時間を140秒以上をとればそれ以後は安定した脈拍計測が可能になる

と判断した。従って脈拍の計測を行う前に十分なウォーミングアップを行った後、余裕を見て運動開始から 3 分以上の運動継続をするという条件をつけることでそれ以後の計測は可能であると分かった。

5.3 節ではこの条件を満たした上で、脈拍が心拍を代用するものとなるのかを検証した。

5.3.脈拍計と心拍計の計測値の比較結果

目的：

血流量検知式の脈拍計と心電検知式の心拍数計をの走行中における指示を比較し、脈拍計が心拍計の代用となるのかを検証する。

被験者：

25 歳から 39 歳までの健勝な成人男性 6 名

実験方法：

比較する心拍計は胸部にベルトを装着し心電により心拍計測するタイプである(株)プロスペック製 HRW380 を用いた。

被験者には 8,10,12km/h の 3 種の定速度で 6 分間走行してもらい、脈拍と心拍を測定する。HRW380 は簡易型の心拍計であり、動きによるセンサーのずれの問題から走行中の正確な心拍数計測はできない。従って運動終了直前 10 秒間に脈拍計から出力された脈波ピーク間隔を 1 分当たりの脈拍に換算した平均脈拍数と運動終了直後に HRW380 によって計測される心拍数を比較する。

結果と考察：

図 5 に走行運動中に測定した心拍計と脈拍計出力の結果を示す。横軸に心拍計出力、縦軸に脈拍計出力をとり、マークは運動終了後の脈拍と心拍の指示を示す。直線は最小二乗法による直線回帰である。6 名の被験者による心拍と脈拍のサンプル数は 18 で相関係数は 0.890 であった。

この結果より使用した脈波計は HRW380 と同程度の指示を示すことが確認でき、心拍との一致が確認できた。したがって本手法において対象とする心拍、脈拍の範囲内では脈拍計は心拍計の代用となると判断した。

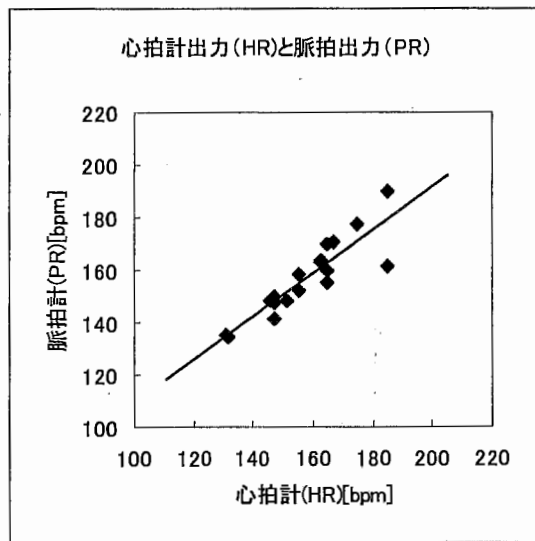


図5 走行運動中に測定した心拍計と脈拍計出力

まとめ：

使用した脈拍計は可視光透過式で耳たぶの血流量変化のピーク検出により脈拍を測る。4.2.試験において運動を継続することで脈拍検出値のばらつきが減少したことは、運動の継続により心拍数の増加と血流量の増大が起き、血流量の増大が走行振動による影響を打ち消し、センサの検出精度が上がったものと考えられる。したがって運動開始からしばらく経過した血流量が増大している間ならば走行による影響は小さくなり、走行時の脈拍測定も行えると推察される。これによりこの脈拍計を用いて走行試験を行うためには、測定の前に体が火照りうっすらと汗をかくような十分なウォーミングアップを行い血液の循環を良くすることが必要であり、脈拍が平常に戻るような充分すぎる休息は血流の低下を招き測定誤差が大きくなると考えられる。これらを考慮し、実験前には被験者に6分程度の入念なウォーミングアップを課すことで本提案手法では脈拍計を用いても心拍と同等に扱えると判断した。

この結果をふまえ、以降では脈拍を算出するために、脈波のピーク間隔を1分あたりの脈拍に換算した値をとり、カットオフ周波数0.05Hzの1次LPFをかけて求めたものを用いる。なお前サンプル値から±40拍/分以上はなれたデータは測定ミスとして除外した。

6. 運動能力係数の測定試験

本章では4章で提案した Playre と Replayer の運動負荷を一致させるのための速度変換手法に必要な各個人の運動能力の特性をあらわす運動能力係数の測定試験を行う。6.1 節では同一被験者での走行速度と運動能力係数の変動を計測し、試行毎の再現性を確かめている。6.2 節では7章で行う提案手法の検討を行うため、追加計測を行った。

6.1. 同一被験者での走行速度と運動能力係数の変動の検討

目的：

被験者に適した運動負荷を設定する提案手法を実現するために必要な運動能力係数の測定試験を行う。計測結果が同一被験者であっても試行毎に大きく変化するようでは、測定しても再現性がなくなるため、測定日を換え同条件、同一被験者による試験を行い走行速度と運動負荷の変化を比較した。

被験者：

22歳から35歳までの健康な成人男性4名である。

実験方法：

同一被験者の走行速度と運動負荷特性の試行毎の変動を調べるので同じ実験を3回別々の日に行う。ただし被験者の内1名は2回の計測である。運動能力係数の測定は水平なトレッドミル上で行い、運動中の脈拍の測定を行った。試験の前には被験者にはトレッドミルの走行になれてもらい、かつ血流を良くするための十分なウォーミングアップとして6分程度の練習走行を行った。運動負荷は8,10,12km/hの3種の定速度で、それぞれ6分間走行を課し、次の実験までには5分前後の休憩を取った。なお練習走行での脈拍の様子から、12 km/hでの走行が危険であると実験者が判断した場合、あるいは被験者がその旨を申し出た場合は12 km/hでの走行を省き8,9,10 km/hを課し、次の試験までの間隔は4分以上とした。なお計測した脈拍は走行終了前の1分間の平均値より算出した。このデータにより最小二乗法による回帰式を作用させ式(3)で表されるRS-WL直線を算出した。この回帰式で求めた係数a, bが運動能力係数である。

結果と考察：

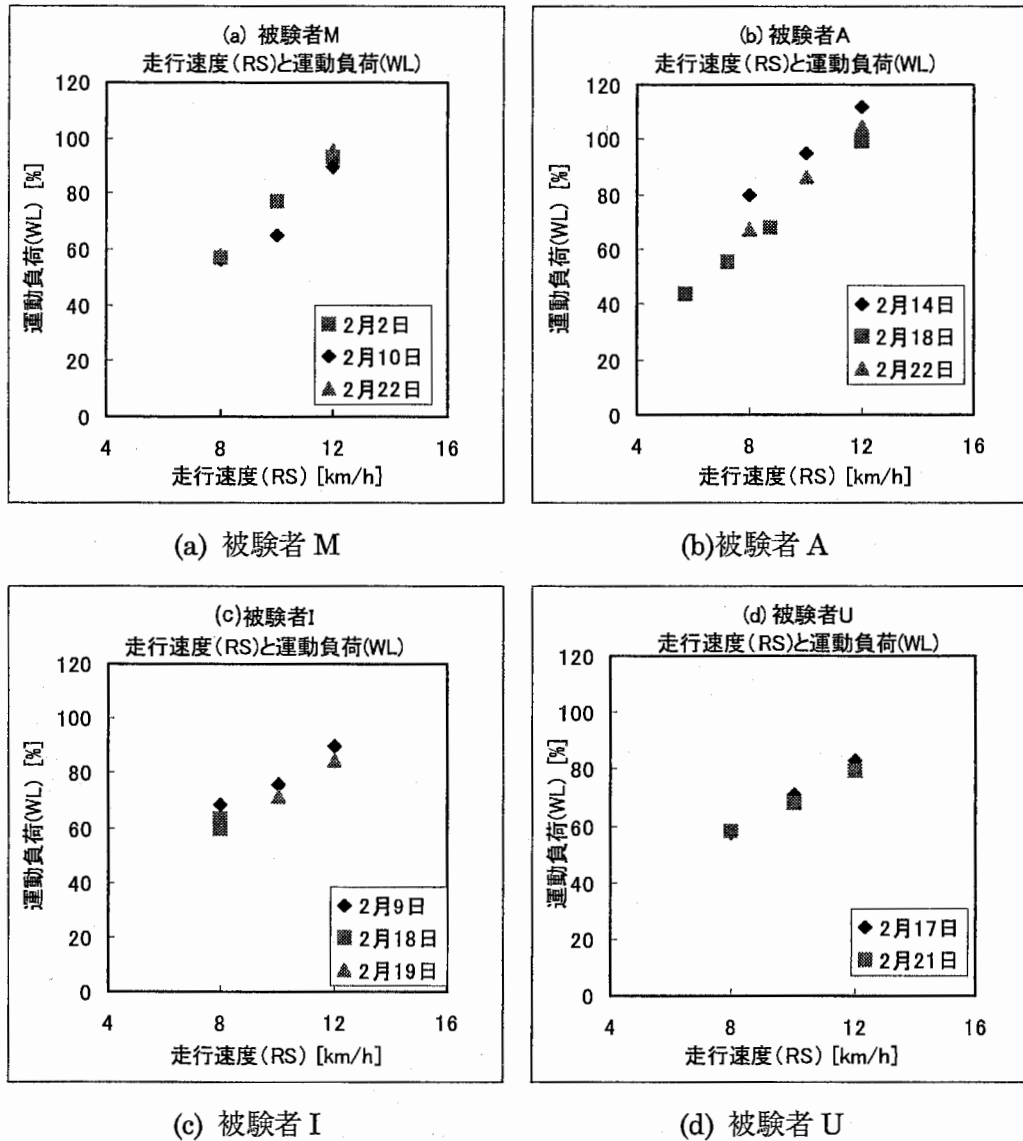


図6 被験者毎の走行速度と運動負荷の変化

図6は4名の被験者(M,A,I,U)による、走行速度と運動負荷の変化の計測結果である。横軸には走行速度をとり、縦軸には運動負荷をとった。(a),(b),(c),(d)はそれぞれ被験者(M,A,I,U)の計測結果である。マークは横軸に走行速度をとり、縦軸には一定走行速度で6分間走行した時の終了まぎわ最後の1分間の脈拍数平均からWLを計算したものである。

結果より被験者(A)を除き、3名(M,I,U)はいつ計測を行っても、走行速度が同じなら運動負荷もほぼ一意に定まることがわかる。なお被験者(A)の初日に測定した2月14日の結果が2回目、3回目に測定した結果より同速度においてWLが10%以上高

く測定されたが、被験者 (A) のコメントより、体調不良による影響と考えられる。

得られた走行速度と運動負荷特性の結果より、運動能力係数は、個人内の体調差による微小な変化に比べ、他者との運動能力による差のほうが大きいことが分かった。したがってこの方法により得られる運動能力係数は、個人の能力をあらわす指標として用いることが可能であると考えられる。

6.2.運動能力係数の測定

7章で行う提案手法の検討を行うために、被験者数を増やす必要があるため、追加試験を行った。

目的：

7章で行う走行速度変換による運動負荷一致試験を行うために被験者のサンプル数を増やす必要がある。6.1.と同手順により試験を行い、運動能力係数を得る。ただし、先の実験結果から個人内での運動能力係数の安定性が確かめられたので1回の実験で求めた。

被検者：

日常適度に運動を取り入れている39歳の健勝な成人男性2名と、日常特別運動を取り入れていない健勝な22歳から39歳の男性4名の計6名を追加した。

実験方法：

6.1.と同手順により試験を行い、運動能力係数を得る。

結果と考察：

図7に6.1.で測定した被験者4名を加えた合計10名の走行速度と運動負荷特性を記す。横軸に走行速度をとり、縦軸に運動負荷をとってある。マークは各被験者を示す。直線は各被験者ごとの走行速度と運動負荷の結果から最小二乗法により直線回帰したものである。被験者名は頭文字で表記し凡例中の括弧内は年齢である。

走行速度と運動負荷特性から被験者の運動能力係数を最小二乗法により求めた。被験者の中には時速8km/hの走行により推定最高心拍数(220-年齢)に達するものが3名(S,U,I,K)おり、8km/h以下の速度では歩行になってしまうため、この3名は7章での実験では試験の続行が不可能と判断し除外した。

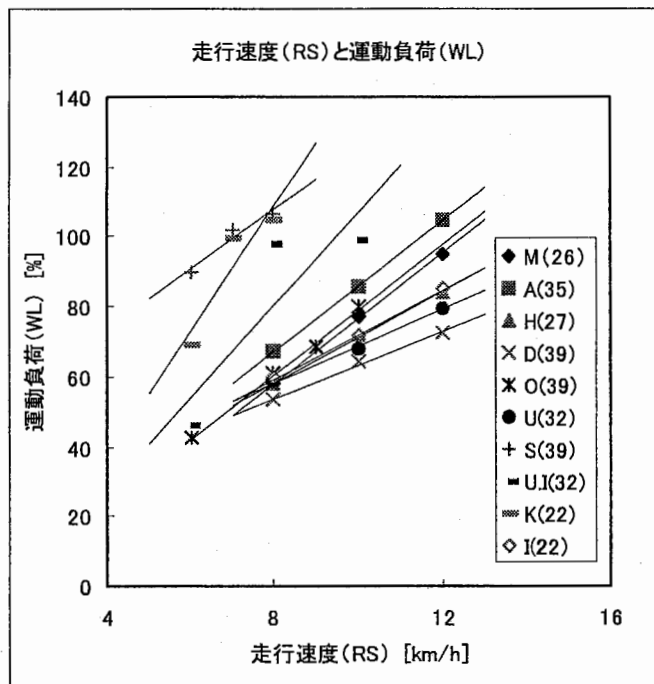


図7 10名の被験者の運動能力特性

7. 走行速度変換による Player と Replayer の運動負荷一致試験

本章では 4 章で提案した Player と Replayer の運動負荷を一致させるのための速度変換手法を、6 章により求めた運動能力係数を用いた実験によって検証する。7.1 節では被験者の中から Player と Replayer を仮に設定し速度変換手法の検証を行った。7.2 節では脈拍推定による運動負荷と主観的運動負荷の相関を調べることで、我々の提案した脈拍による運動負荷推定値を二者間で一致させることにより、運動中の主観的な辛さの一致につながるかを検証する。

7.1. Player 仮想速度での Player と Replayer の運動負荷比較

目的：

6 章により求めた運動能力係数を用い、4.2 節で提案した手法により Replayer と Player の運動負荷が一致するかを検証する。そのために 6 章の中で実験に参加した被験者から仮の Player を設定し、被験者の運動能力係数と、Player の仮想走行速度 RS_p を 4.2 節(5)式に代入し Replayer の実走行速度 RS_R を得る。この方式を用いた環境で走行させ、Replayer の運動負荷が、変換をしなかったときの運動負荷よりも Player の運動負荷に近づくなれば、提案手法の有効性が確かめられたといえる。

被験者：

運動能力係数測定試験で走行を快適に行えた 5 名 (D,U,H,M,A) を対象に実験を行った。

測定法：

12km/h で走行した時の運動負荷が低い順から 3 名 (被験者 D,U,H) のグループ 1 と、運動負荷が高かった 2 名 (被験者 M,A) のグループ 2 の 2 つのグループに分け、それぞれ異なる条件で測定した。条件 1 として運動負荷の低かったグループ 1 は、運動負荷の最も高かった被験者 A を Player に見たて、提案手法により Player と Replayer の運動負荷を一致させる仮想速度の検証試験を行った。つまり被験者 (Replayer) は Player の実際の速度 (Replayer にとっての仮想速度) よりも速い速度 (Replayer にとっての実速度) で走行することになる。条件 2 として運動負荷の高かったグループ 2 は、運動負荷の最も低かった被験者 D を Player に見たて、条件 1 と同様に、提案手法により運動負荷を一致させる仮想速度の検証試験を行った。つまり条件 1 とは逆に被験者 (Replayer) は Player の実際の速度 (Replayer にとっての仮想速度) よりも遅い速度 (Replayer にとっての実速度) で走行することになる。

測定は水平なトレッドミル上で行い、運動中の脈拍の測定を行う。試験の前には被験者には十分なウォーミングアップのため、6 分程度の練習走行を課した。運動負荷である走行速度は、Player と Replayer の能力の関係から 4.2 節で提案した(5)式より算出する。グループ 1 では Player の $RS_p=8,9,10\text{km/h}$ 定速度で走った場合から Replayer の

RS_R を算出し、グループ 2 には Player の RS_P=8,10,12km/h 定速度で走った場合から Replayer の RS_R を算出する。その結果を表 3 に示す。なおグループ 1 では Player よりも Replayer が走行する速度が上がるためトレッドミルのベルト回転速度の性能制限から RS_P の選択を行った。それぞれの速度で 6 分間走行を課し、次の試験までの休憩時間は脈拍の下降を見ながら 5 分前後とし、計測した脈拍は走行終了前より 1 分間の平均値より算出した。

表 3 実験 7.1 と 7.2 で使用した Replayer の実速度と仮想速度

(a) グループ 1 の仮想速度と実速度

被験者 \ 仮想速度 [km/h]	8.00	9.00	10.00
D	10.23	12.20	14.18
U	9.11	10.74	12.37
H	8.95	10.40	11.85

(b) グループ 2 の仮想速度と実速度

被験者 \ 仮想速度 [km/h]	8.00	10.00	12.00
M	7.50	8.53	9.56
A	6.87	7.88	8.90

6 章の実験より求めた運動能力係数と 4.2 節で定義した (5) 式による Replayer の実速度を求めた。

結果と考察：

まず条件 1 の結果としてグループ 1 の Player である被験者 A が実際に 8,9,10km/h で走行した運動負荷と一致するように、Replayer の速度を表 3(a) に示したものを課した結果を図 8(a) に示す。条件 2 の結果としてグループ 2 の Player である被験者 D が実際に 8,10,12km/h で走行した運動負荷と一致するように Replayer の速度を表 3(b) に示したものを課した結果を図 8(b) に示す。図 8(a) と図 8(b) のマークは各被験者を表す。縦軸は運動負荷であり、横軸は走行速度をとってある。灰太線は Player の特性直線で、破線は各 Replayer の運動能力係数により表した特性直線である。実線は Replayer が提案手法によって変換された速度で走った時の運動負荷を仮想速度を横軸として表示した。

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 Player 仮想速度変換なしに相当する破線の特性直線に比べ、速度変換を行うことで細実線で表される Replayer の運動負荷が Player の運動負荷に近づいたことが確認できる。しかし、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。

今回の被験者 (U) のコメントから、これは 6.1 節で行った実験で被験者 (A) の 1 回目の運動負荷の測定が体調不良により 2 回目、3 回目よりも高い値を示した状況と同様

に、体調が優良であった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は被験者の体調などにより変化する等の理由により、目標とした運動負荷に完全には一致しなかった。しかし、5名中4名が **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ことが確認できた。

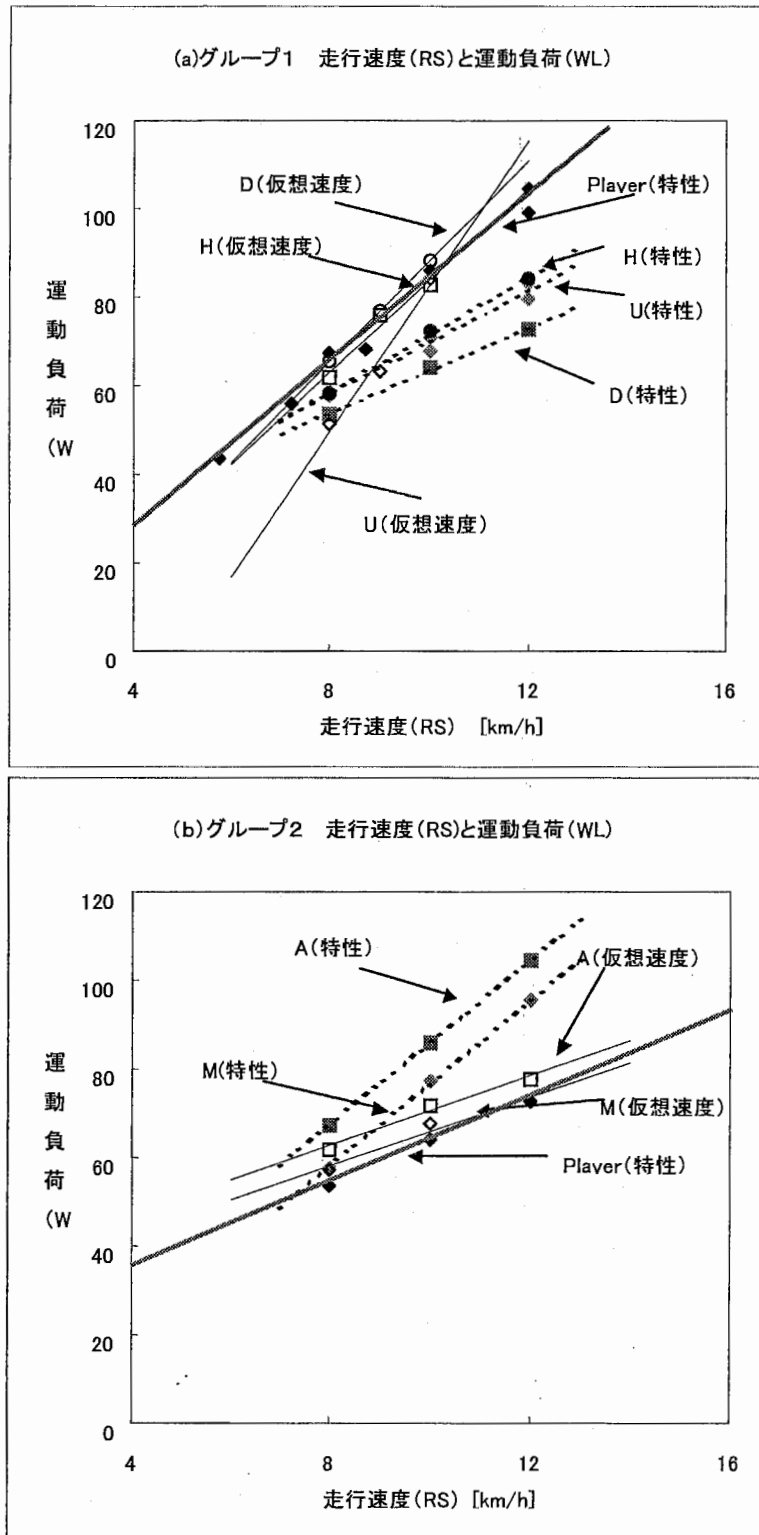


図8 Player 運動能力に合わせて Replayer の走行速度を
変換した走行速度と運動負荷

7.2.主観的負荷強度による負荷強度との一致性検証

目的：

7.1 の結果により客観的手法により運動負荷 (WL) の一致はできることがわかった。さらに運動負荷が主観的な辛さと一致しているかを検証するため、3.2 節で説明した主観的運動負荷 (RPE) と運動負荷との関係を調べる。運動負荷と主観的負荷強度の相関性が確かめられれば、3.3 節により提案した脈拍による運動負荷推定が主観的な側面からの負荷推定としても効果があることが確認できる。

被験者：

7.1.と同一被験者の5名 (D,U,H,M,A)

手法：

測定は 7.1 の実験終了時に小野寺らが作成した RPE の日本語レーティング表(表 2)に従い数字で RPE を回答してもらった。

結果と考察

図 9 に 5 名の被験者の運動負荷と主観的運動負荷の評価を示す。前述のように運動負荷は、走行終了前 1 分間の平均値である。相関係数は 0.869 となり、強い相関が現れているので脈拍による運動負荷推定は主観的な辛さに対応していることが確認できた。これにより Player と Replayer の脈拍による運動負荷推定値は主観的な評価と比例関係があるために、提案手法によって走行速度を調整し両者の運動負荷を一致させれば、Player と Replayer の主観的な辛さの感覚も一致させる事が可能であることがわかる。

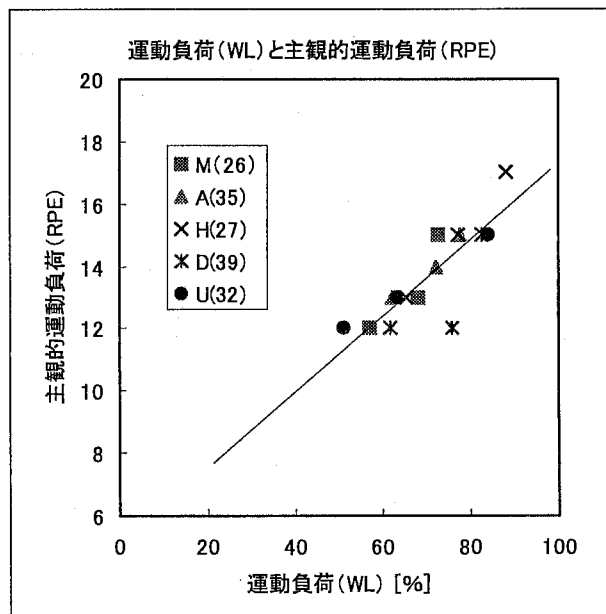


図 9 運動負荷と RPE の対応性

8. まとめ

体感型マラソン中継における Player と Replayer の運動の感覚を一致させる事を目指し、脈拍計測による運動負荷推定結果を用いて Replayer と Player の運動負荷が一致するように Replayer の走行速度を変換し、両者の疲労や辛さの感覚を一致させる事を目指した手法を提案した。実験結果から、提案した速度変換法により Replayer の運動負荷が運動能力の異なる Player の運動負荷に近づくことが確認された。さらに、主観的な辛さの感覚がここで採用した運動負荷と比例関係にあることを確認した。これらより提案手法によって走行速度を調整し両者の運動負荷を一致させれば、Player と Replayer の主観的な辛さの感覚も一致させる事が可能であることがわかった。

なお、実験の結果では目標とした運動負荷に完全には一致せず、大きく外れる被験者が1名存在した。これは、事前に測定した運動能力係数が被験者の体調変化などにより変化し、好不調の差が大きい場合には必ずしも運動負荷が一致するように速度の変換が行えなかったことが原因であると思われる。したがって今後の課題として、運動能力係数の測定を更に簡略化し、その日の体調に合わせた測定を出来るようにせねばならない。運動能力係数の測定を簡略化する方法として、本実験では運動開始時の動きによる脈拍計測定誤差が大きく1回の測定に6分の測定時間を要したため、脈拍計の改良によって事前計測に要する時間を短縮することも考えられる。または Conconi テストのような連続運動中での漸増負荷を加えることで運動能力係数を求めることなども考えられる。

また、今回は運動負荷を求めるために必要な最高脈拍数を(220-年齢)という計算により求めた。この手法は、ある年齢における推定最高脈拍であるため、同年齢の人に比べ最高脈拍数の高い人は、計測により算出した運動負荷が本来の運動負荷よりも高くなり、同様に最高脈拍数の低い人は、計測結果が本来の運動負荷よりも低く算出される。したがって最高脈拍数を正確かつ簡易的に求めることができれば、運動負荷と主観的運動負荷の相関性がより高まることが期待できる。

参考文献

- [1]小菅拓、野間春生、宮里勉：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「人工現実感」，1999
- [2]小野寺孝一，宮下充正：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 卷 4 号，pp.191-203，1976
- [3]山地啓司：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
- [4]渡部俊男：疲労はどう捉えるか，疲労と休養の科学，Vol. 13，No. 1，pp.49-57，1998
- [5]Peter Schürch：スポーツ能力診断－理論と実際－，pp.5-32，オーム社，1991
- [6]森谷敏夫：スポーツ心理学，pp.12-45 pp.264-278，壮光社印刷，1994
- [7]大道等：動きを測る，pp.10-17 pp. 134-138，厚徳社，1991
- [8]山地啓司：心拍数から見たエネルギー消費量の推定，富山大学教育学部紀要 B，No. 39，pp.11-22，1990
- [9]山地啓司：心拍性作業閾値 (Heart Rate Threshold) の意義と実際，日本運動生理学雑誌，Vol5，No2，pp.127-136，1998
- [10]田中昭憲：運動強度の指標としての主観的心拍数の検討，北海学園大学学園論集，No.94・95，pp.35-44，1998
- [11]熊谷もりえ：個人情報と主観的運動強度を導入した全身持久性の簡易推定法，体力科学，No. 46，pp.179-188，1997
- [12]坂口正雄：携帯型適性運動量計の試作，電子情報通信学会技報，MBE92-56，pp.37-41，1992
- [13]大須賀美恵子：精神緊張度モニタの開発，計測自動学会論文集，Vol.28，No.8，pp.910-915，1992
- [14]剣持聡久：生体情報を利用した人工現実感システム，第9回 Human Interface シンポジウム，pp.117-120，1993
- [15]西江弘，合原一幸：応用カオス，サイエンス社，pp.327-354，1994
- [16]Borg G.:Perceived exertion as an indicator of somatic stress. Scnad. J. Rehab. Med. pp.2-3 pp.92-98，1970
- [17]Borg G.:Perceived exertion: a note on "history" and methods. Med. Sci. Sports. 5: pp.90-93，1973
- [18]Borg G. , A.V.:Psychophysical bases of perceived exertion. Med. Sci. Sports Exerc. 14: pp.377-381，1982
- [19]山地啓司，田中佐和子，北川鉄人：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
- [20]Shaver, L.G.:Essentials of Exercise Physiology, Burgess Publishing Company, Minneapolis, Minnesota, pp. 242-252, 1988

- [21] Conconi F, Ballarin E, Borsetto C, Cellini M, Casoni I, Vitiello P: Use of heart rate deflection point to assess the anaerobic threshold. Letter to the Editor. *J Appl Physiol* 64: pp.1758-1760, 1988
- [22] Conconi F, Ferrari H, Ziglio PG, Droghetti P, Codeca L: Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *J Appl Physiol: Respirat Environ Exercise Physiol* 2: pp.869-873, 1982
- [23] Conconi F, Grazi G, Casoni I, Guglielmini C, Borsetto C, Ballarin E, Mazzoni G, Patrachini M, Manfredini F: The Conconi Test, Methodology after 12 years of application. *Int J Sports Med* 17, pp.509-519, 1983

[付録 1.] ECG(electrocardiogram)による心拍計測

ECG による心拍計測を行う手順と手法、及び運動中での測定の限界を解説する。

○計測準備

準備するもの：

テレメーター、心電用電極、脱脂綿、消毒用アルコール、サージカルテープ

電極の装着部位：

電極は NASA 誘導による胸部の 2 点接地により心電位(ECG)を計測する。装着位置は矢状面上の胸骨上に 2 極の電極を装着する。電極は身体上のどの部位に装着しても ECG の計測は可能であるが、骨の上に電極を装着することで筋肉の動きによる電極の遊離の影響を少なくすることができる。1 極はみぞおちから胸骨に至る場所（矢状面上の胸骨の最下部）より 4 cm ほど上の胸骨上に装着する。別の 1 極は鎖骨の高さより下に 2~3 cm の位置の胸骨上に装着する。2 極の距離は 4~10 cm ほどにする。2 極の距離が短いと ECG は小さく計測され、離れると ECG は大きく計測できる。また、距離が離れると筋肉の伸縮による筋電位の影響を受け計測が難しくなるようであるため、これらを考慮し、装着位置を検討する（図 10）。

電極の装着方法：

電極装着前にアルコールを含ませた脱脂綿により、電極装着部の皮膚を強くこすり消毒を行う。体に装着した電極の上から更にサージカルテープを貼り付け、密着を強める。電極線は、配線をまとめサージカルテープにより体に貼り付け、運動などにより電極が引っ張られないよう配慮する。装着後、テレメータの WAVE モードにて ECG が測定できているかを確認する。正常に装着できていれば、画面には心拍動に呼応し鋭い R 波が現れる。運動中の心拍を測定するので、左右の腕の回転運動や屈伸運動を行いテレメーター画面に現れる波形が運動により乱れないかを確認する。詳しくは説明できなかったが、足を強く地面に踏みつけるとノイズが波形にのる場合でも、電極の装着部位を微妙に調整することであるていどは解決できる。

NASA 誘導による 電極貼り付け位置

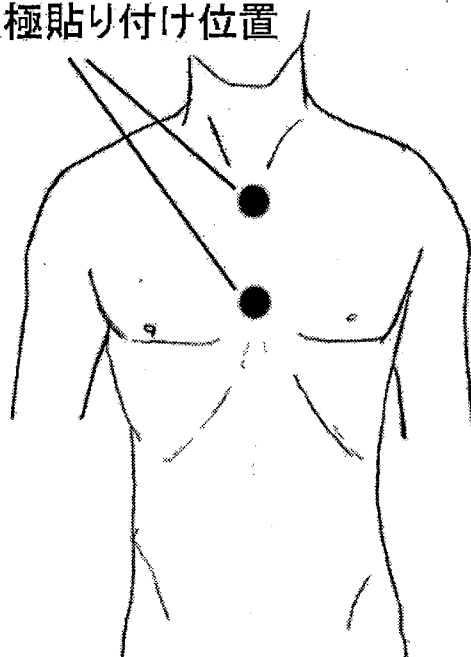


図 10 ECG 検出のための電極貼り付け位置 (NASA 誘導)

○ECG からの心拍換算法

心拍計測は ECG で特徴的な R 波を検出し、次の R 波まで間隔を 1 拍として 1 分間の拍数を計測したものである。安静時に計測した ECG を図 11 に示す。ECG はテレメータにより計測し、テレメータ出力を A/D ボードによりサンプリング周波数 160Hz によって取り込んだ。横軸は時間、縦軸には ECG の電位をとってある、R 波の検出が目的であるため ECG のレンジは特に配慮していない。

R 波の計測処理を行う場合、R 波は際だって振幅ピークが高いのでスレッシュホールドを設定して基準以上の心電位を心拍と判断し計測することも可能であるが、運動に伴い ECG の振幅が変化すると、基準となるスレッシュホールドも変化する欠点がある。そこで過去 5 秒程度の心電位の自己相関を取ることで心拍の判定を行うことにした。これにより ECG から心拍に換算することが可能になった。

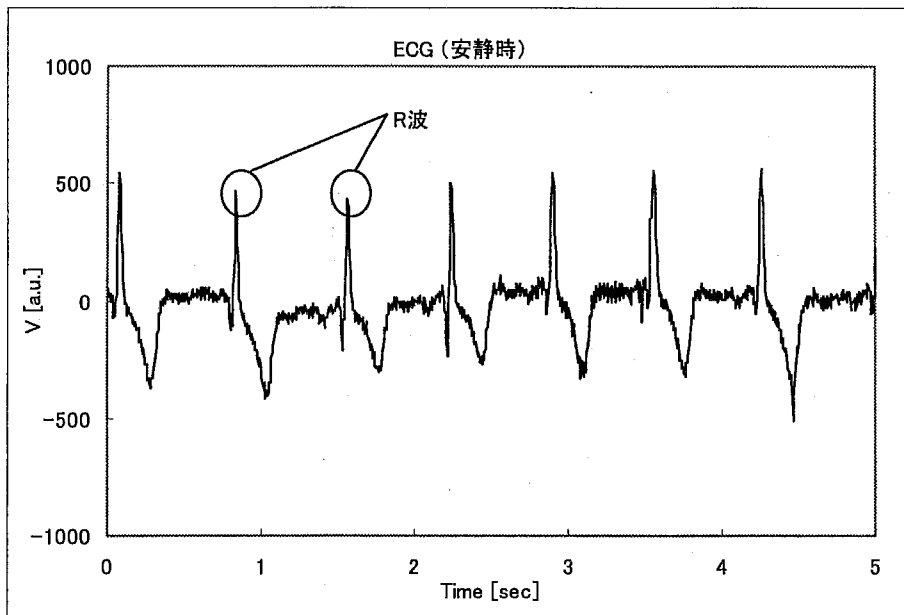


図 11 安静時の ECG 波形

○心拍計測の問題点

トレッドミル上を 8km/h で走行中に測定した ECG 波形を図 12 に、15km/h で走行中に計測した結果を図 13 に示す。図 11 と同様にサンプリング周波数は 160Hz で横軸は時間を、縦軸には ECG の電位をとってある。図 12 の 8km/h で走行した ECG はかなりノイズを拾っているが、かろうじて R 波らしいものを確認することが出来る。図 13 の 15km/h では 8km/h で走行したときよりも周期性が現れ細かいノイズが減ったように見える。しかし計測された ECG のレンジ V に注目すると安静時の振幅が ±500[a.u.]程度であることに対して、15km/h で走行中は ±1500[a.u.]程度まで振幅が大きくなっており、R 波の特徴も無くなってしまっている。したがってこれが心筋の収縮を計測した ECG では無く、走行によるノイズを拾っているものと考えられる。

自己相関を取ることで心電位から心拍に換算する事は可能になった。しかし、根本的な問題として、運動中には R 波の振幅以上に、走行によると思われるノイズを拾い、R 波がノイズに埋もれるという事である。結局走行中では埋もれた R 波を検出することが出来ず、実験で必要とされる運動中の心拍測定を行うことができなかった。

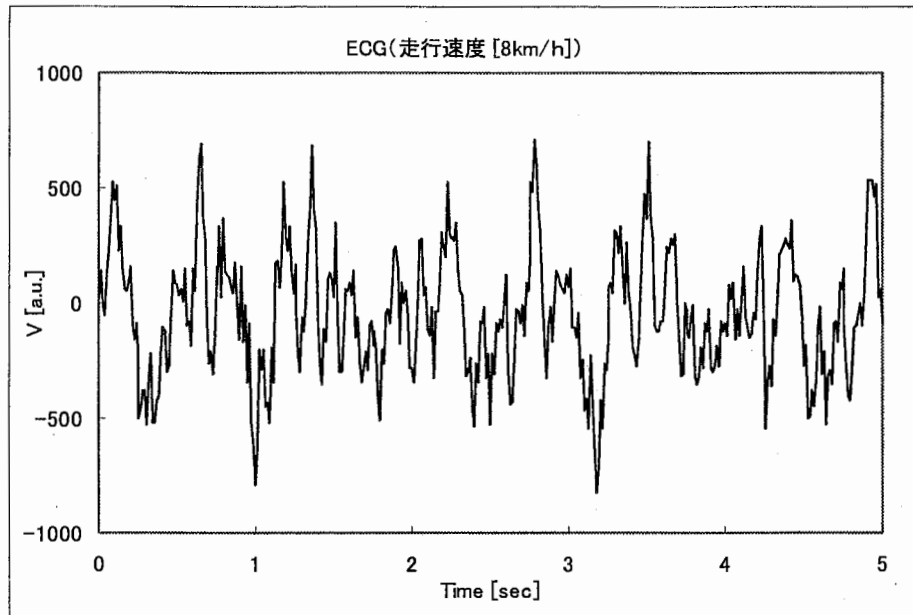


図 12 トレッドミル上を 8km/h で走行中の ECG

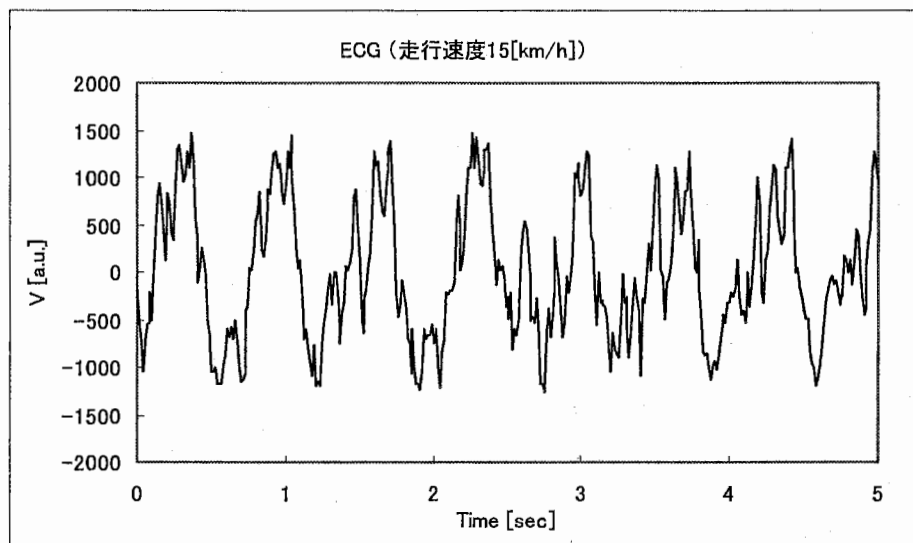


図 13 トレッドミル上を 15km/h で走行中の ECG