

技術論文

予測を伴う場面での 自転車運転時生体機能の変化

Changes in Biodynamic Functions In Situations of Anticipation During Cycling

水野 康文 Yasuhumi Mizuno 守屋 貴於 Takao Moriya 入島 和代 Kazuyo Irishima
木竜 徹 Tohru Kiryu

●研究開発センター コア技術研究室 / 事業開発室 / 新潟大学大学院

Abstract

What we call a Man-Machine System is a way of treating a human being and a machine as one system. In order to develop such a system it is necessary not only to make objective measurements of human action but also to consider subjective indexes of human reaction as well. In this study we found that in operating a moving vehicle (bicycle), the (individual's) riding characteristics have a big effect on changes in biodynamic functions and subjective indexes. In particular, in situations where the rider anticipates an event during riding, the riding characteristics appear to have an especially large effect.

In light of this observation, we measured changes in heartbeat and took surface-muscle electromyograms at points where the incline changed on a riding course and measured the test subjects' subjective indexes at the end of each ride. As a result, we were able to differentiate two distinct groups of subjects (Steeply Decreasing RR interval (SDRR) and Gradually Decreasing RR interval (GDRR)) from their RR interval patterns at the time of anticipation of an event (change in course incline). Also, when Short Time Fourier Transform analysis was conducted on the electromyograms taken at the time of anticipation of an event, changes were identified in the frequency range. Using this kind of analysis in the case of electro-hybrid power assist bicycle riding, we hope to reflect our findings about the changes in biodynamic functions in our vehicle design .

要旨

人間と機械を一つのシステムとして取り扱う考えとしてマンマシンシステムがある。マンマシンシステムの確立には、人間の行動様式を客観的に計測するだけでなく、主観的指標も考慮する必要がある。ここで、移動体の操作では、その制御特性が生体機能の変化、および主観的指標に大きく影響する。特に、運動中のイベントを予測する場面で、制御特性の影響を大きく受けると考えられる。そこで、コースの勾配の変化時における心拍変動、表面筋電図を計測し、走行終了毎に主観的指標を計測した。その結果、イベント予測が発生する場面において、RR 間隔時系列から 2 つのグループに分けることができた。また、イベント予測が発生する場面での表面筋電図を短時間フーリエ解析したところ、周波数帯域に変化が見られた。アシスト付き自転車を例としたこの様な解析によって、人間の生体機能の変化を移動体の設計に反映させたいと考えている。

1 はじめに

ここ数年、人間の機能を反映させた機械制御に関する研究が徐々に増えつつある¹⁾⁻³⁾。しかし、機械に人間本来の行動様式を反映させようとする設計事例は少ない。従来の機械設計は、主に人間の機能を機械で補助する考え方であり、制御は機構的な側面からのモデリングで済まされている。そのため、人間の機能に合わないケースが見受けられる。また、機械による人間の機能の強化は、むしろ人間本来の自由な行動を拘束するようになってきているとも考えられる。このような背景から、ヒトのこころの状態を基軸とした技術開発の重要性が指摘されている。学術的には「人間工学」に分類されるこれら人間中心のモノづくり研究の主体は、平均的なヒトを対象とした問題点解決に向けられている。しかし、多様化した個人の価値や、個人の生体機能の違いなどにきめ細かく対応させるためには、平均的なヒトを対象とするのでなく、個人情報をも積極的に活用することが必要となる。筆者らは、このような考え方を「パーソナルフィット」というコンセプトとして位置付け、生体信号によるヒトの状態センシング技術をベースとしたパーソナルフィット技術の確立を目指している。

筆者らは、主として車両設計に用いられているマンマシンシステム⁴⁾に関するパーソナルフィットを実現するための様々な技術をつくりあげることを目指している。マンマシンシステムとは、人間システムと機械システムとの関係を、一つのまとまったシステムとしてとらえ、その間の最適な関係を実現しようとする考えである⁵⁾。本研究では、マンマシンシステムの観点から、人間本来の自由な行動を損なわず、人間の行動様式をうまく反映させる新たなインタフェースを開発するための独自アーキテクチャーの提案を最終目標としている。そのために、本研究ではパワーアシスト付き自転車を対象として、ライダーの生体信号と自転車の制御信号を同時計測することによって、ライダーの行動戦略である意思の生体信号による解釈を試みた。

一般に、移動体などの予測を伴うマンマシンシステムにおけるヒトと外界とのインタラクションプロセスは、Normanの行為7段階理論に基づき、情報獲得・確認、予測、行動計画の3つのプロセスに分けられるとされている²⁾。筆者らは、これら3つのプロセスに加えて、行動の結果としての「こころの状態の評価」がパーソナルフィット実現のための重要な要素と考えている。また、このようなプロセスにおいては、絶えず変化する外界に対処した行動をとる必要があるため、外界が変化してからそれに対応した行動をとる「受動的なインタラクション」ではなく、運転者自らが外界の変化を予測して行動する「能動的なインタラクション」の考え方の導入が必要である。このような考えに基づき、筆者らは「爽快感評価モデル」と名づけたヒトの気持ちをも含むヒューマンインタフェースモデルを図1のように仮定している。すなわち、ヒトは

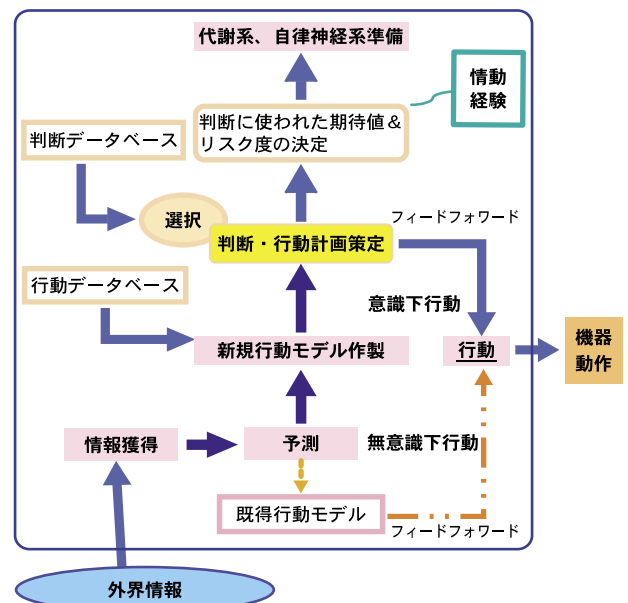


図1 爽快感評価モデル

外界から情報を獲得すると、ここで得られた情報と既に蓄積されている行動データベースに基づいて行動モデルの候補を複数作成する。次に、過去の経験や、体力や個人の能力によって決定される代謝系や自律神経の状態などによって行動モデルが決定される。このシステムの特徴としては、図2に示すように時間スケールが異なる様々な信号が存在していることが挙げられる。すなわち、脳からの指令で筋肉を動かす神経筋系は msec、運動を維持するためのエネルギー代謝系や自律神経系は min、結果としてのモチベーション系は day ~ year の時間スケールで変化する。先行研究の多くは、同一の時間スケールの生体信号のみに着目しているが、「爽快感評価モデル」では時間スケールが異なる信号を同時に評価することが重要であると考えている。

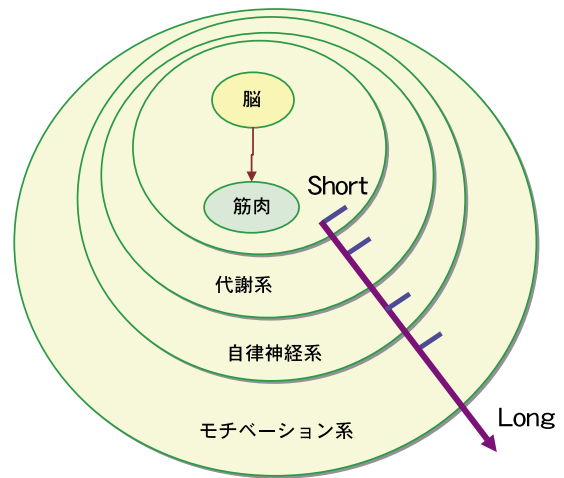


図2 生体制御システムの時間スケール

以上のような考え方にに基づき、生体信号の特徴的变化は、疲労感や爽快感に伴う行動様式の変化を要求するイベント予測が必要な場面において表れやすいと考え、イベント発生時の生体機能の変化を客観的指標と主観的指標から探った。

以上のような考え方にに基づき、生体信号の特徴的变化は、疲労感や爽快感に伴う行動様式の変化を要求するイベント予測が必要な場面において表れやすいと考え、イベント発生時の生体機能の変化を客観的指標と主観的指標から探った。

2 予測を伴う場面における生体機能の評価

従来、運動時の予測に関する研究では、脳内の細胞活動量から予測に関連する指標を定量化する研究⁶⁾やニューラルネットワークを用いて制御モデルを構築する研究⁷⁾などがある。

筆者らは、モチベーションの持続的高揚を維持するためには疲労感や爽快感が重要な要素と考えている。ここで、脳は情報処理の重要なプロセスを担っているため、疲労感や爽快感を議論するには、脳で行われている運動の認知、予測、企画、学習、制御への踏み込みが必要となる。脳では視覚、聴覚、前庭感覚、体性感覚などからの感覚情報を獲得し、脳内モデルに基づいて行動を予測する。実際の行動は筋活動として出現し、移動体に働きかける。筋活動の情報は体性感覚として脳にフィードバックされる。一方、移動体が移動することによって獲得される視覚、聴覚は前庭感覚として脳にフィードバックされる。ここで、コースの勾配の変わり目は疲労感や爽快感に伴う行動様式の変化が現れやすい場面であり、そのような場面では予測プロセスが重要であると考えられる。そこで、ひとつのトライアルにおける生体機能の変化と、トライアル数の増加による生体機能の変化をイベント予測が必要な場面で評価した。

一般に、運動時における生体機能はエネルギー代謝、循環器系、神経筋系から評価されており、そのために呼気ガス分析、心電図、表面筋電図、血圧、呼吸などが計測されている。また、心拍変動や血圧変動に着目した自律神経系からのアプローチも見られる⁸⁾。しかし、これら生体信号だけでは必ずしも全ての生体の状態を捉えることができない。そこで、本研究では、客観的評価方法に加え、官能評価技法を用いた主観的方法による評価も合わせて活用した。

3 セグメンテーションを用いた解析

3.1 評価指標

ワークロード評価のための主観的な指標としてはRPE (Ratings of Perceived Exertion)、SWAT (Subjective Workload Assessment Technique) やNASA-TLX (National Aeronautics and Space Administration Task Load Index) などが用いられている⁹⁾。この中でも広く活用されているNASA-TLXは、6つの指標、すなわち、精神的要求 (MD: mental demand) 身体的要求 (PD: physical demand)、時間的圧迫感 (TD: temporal demand)、作業達成度 (OP: own performance)、努力 (EF: effort)、不満 (FR: frustration) からワークロードを評価するように設計されている。本研究では、NASA-TLXをベースとして、これに三宅ら¹⁰⁾の解釈を参考にして、筆者らが独自に開発した評価票 (図3) を用いた。この評価票を使つての評価は、トライアル終了毎に被験者に口頭で回答させた。

一方、客観的データとしては、心拍変動情報であるRR間隔時系列を、休息中も連続して計測を行い、走行中のイベント前後の変化を比較した。さらに、RR間隔時系列を時間周波数解析し、自律神経評価指標を推定した¹¹⁾。また、筋活動の状態を反映する表面筋電図から振幅情報 (ここでは、ARV: Averaged Rectified Value) と周波数情報 (ここでは、MPF: Mean Power Frequency) に関する指標を求めた。また、車両情報としてトルク、速度、ケイダンス (単位時間あたりの回転数) を計測した。さらに、視点位置をアイマークレコーダで計測した。これらの計測データを勾配の異なるいくつかのセグメントで解析し、比較した。

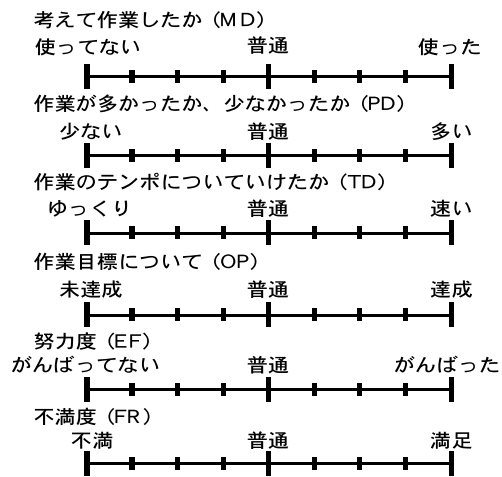


図3 評価票

3.2 セグメンテーション

勾配に伴う生体機能の変化を知るために、勾配毎に走行経路を phase-1 から phase-6 に区切った。コースの勾配図と上から見た俯瞰図を図4に示す。

ここで、運転時における車両と生体の関連性を見るために、車両情報であるトルクと生体情報であるARVとの相関係数 $ARV-trq$ を求めた。また、筋疲労を評価するため、表面筋電図から推定したARVとMPFとの相関係数 $ARV-MPF$ を求めた。筋疲労に伴う変化については phase-4 に着目した。その上で、

走行中に予測が必要な以下の2つのイベントに注目した。

phase-2 から phase-3: 坂を下って左旋回し、登り始める際の最初の2ストローク。

phase-4 から phase-5: 坂を登りきって左旋回し、下り始める直前、直後の2ストローク。

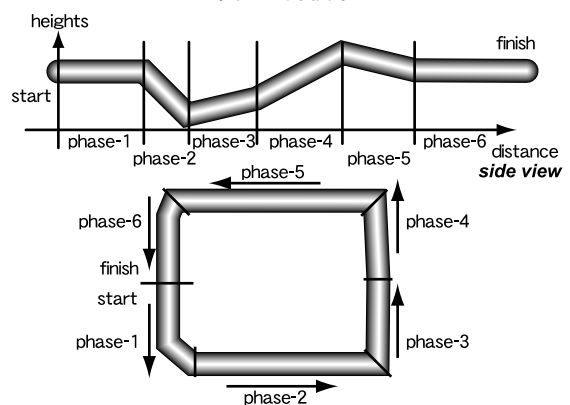


図4 走行経路と各 phase の区切り方 (上から走行経路、俯瞰図)

これらのイベントでは、ペダルを踏み込む動作中の筋活動の変化を詳細に解析するため、短時間フーリエ解析 (STFT: Short Time Fourier Transform) を用いて表面筋電図を解析した。

4 信号処理

ケイダンスと車両速度を測定するために、クランクと車輪にトリガセンサーを取り付け、各々のトリガ時刻 t_n 、 t_{sp_m} を計測した。これから、 n th- frame におけるケイダンス $cds(n)$ を次のように算出した。

$$c ds(n)=60 \frac{1}{t_{n+1}-t_n} \quad (1)$$

また、速度 $spd(m)$ は車輪のトリガ時刻 t_{sp_m} とホイール径 r を用いて、次のように算出した。

$$spd(m)=2 \pi r \frac{1}{t_{sp_{m+1}}-t_{sp_m}} \quad (2)$$

ここで、 t_n と t_{sp_m} は、トリガ部位が異なるため、サンプル時刻やサンプル数が異なることに注意する。 n th- frame におけるトルク $trq(n)$ はトリガ時刻 t_n で生体信号の等間隔サンプル時刻 k で求めた。解析区間長 M でのトルク電圧値 $\{v(k)\}$ に対して平均値を推定し、定数 K を乗じて次のように算出した。

$$trq(n)=K \frac{1}{M+1} \sum_{k=t_n}^{t_n+M} v(k) \quad (3)$$

一方、生体信号では、心拍変動に対して、自律神経系関連の情報を得るために、RR 間隔時系列に対して Gabor 関数をマザーウェーブレットとしたウェーブレット変換を行うことによって、RR 間隔変動の高周波数帯域 (HF: 0.22-0.9Hz) 成分と低周波数帯域 (LF: 0.02-0.18Hz) 成分を推定した。

ここで、イベントに関連づけたトライアル毎の生体機能の変化を知るために、phase-2 から phase-3 への移行期の基準時間を t_{p3} とし、この前後で車両信号との比較を行った。なお、表面筋電図から移行期での筋活動を切り出す基準時間 t_{p3} を次のようにした。すなわち、筋活動が明らかに見られなかった直前の区間 (区間長 0.2sec) での振幅値の標準偏差 に対して

$$if |emg(k)| \geq 2, then t_{p3}=k \quad (4)$$

で求めた最初のサンプル時刻を t_{p3} とした。

表面筋電図に対してはクランクトリガである t_n を用いて、 n th-frame の $ARV(n)$ 、 $MPF(n)$ を次の式から算出した。

$$ARV(n)=\frac{1}{M+1} \sum_{k=t_n}^{t_n+M} |emg(k)| \quad (5)$$

$$MPF(n)=\frac{\int_{f=f_1}^{f_h} f \cdot p(n,f)}{\int_{f=f_1}^{f_h} P(n,f)} \quad (6)$$

ここで $f_h=500\text{Hz}$ 、 $f_1=5\text{Hz}$ とし、パワースペクトル $P(n,f)$ は $ARV(n)$ を求める時と同じサンプル $\{emg(k)\}$ より FFT にて求めた。その後、ARV、MPF、RR 間隔時系列、そしてトルクと速度のサンプル時刻を

あわせるため、クランクからのトリガ時刻 t_n をサンプル時刻とし、これらの時系列をキュービックスプライン補間した後、4Hz の等間隔時系列へとリサンプリングした。その後、筋疲労の指標である $ARV-MPF$ と生体情報と車両情報との関係を表す $ARV-trq$ を解析区間長 10sec、シフト長 1sec で求めた。ここで、 $ARV-MPF$ が負となる区間を筋疲労が発生した区間と定義する¹²⁾。

一方、phase-2 から phase-3 への移行期と phase-4 から phase-5 への移行期で観察された筋活動の各々のストロークに対して、解析区間長 500msec、シフト長 10msec で 10msec のハミング窓をかけた STFT 解析を行った。

5 実験

5.1 計測

実験に用いた車両はタイヤ径 20 インチの電動ハイブリッド自転車 (Yamaha 発動機社製、PX20) である。勾配が最もきつい走行経路におけるトルクのオーバーレンジを防止するため、4 段自動変速機 (SHIMANO 社製、AIS4038) を搭載した。クランク内部にあるトルクセンサから出力されるトルク電圧値からトルク値 $trq(n)$ を算出した。また、後輪とクランク軸に装着した磁石から得られるパルス波から速度 $spd(m)$ とケイダンス $cds(n)$ を算出した。

心電図計測は、直径 5mm の電極面を持つディスプレイ電極を用い、胸部誘導法で計測した。また、表面筋電図は、電極間隔 1cm のバッファアンプを内蔵した 4 線アクティブアレイ電極 (DEM 社製) を、左右外側広筋の皮膚表面に筋線維走行方向に沿って神経支配帯を挟まない位置で貼付し、双極導出法で左右両脚各 1 チャンネル合計 2 チャンネルを連続計測した。使用した計測システムは 6 チャンネルの生体アンプ、車両からの信号 (トルク、速度、ケイダンス) を合流させるためのコネクションボックス、PCMCIA タイプの A/D 変換カード (National Instruments 社製、DAQCard-700)、SubNoteBook PC (TOHSHIBA 社製、Libretto1010) で構成されている。ここで、心電図を利得 42dB、時定数 0.15sec で導出し、表面筋電図を利得 60dB、時定数 0.03sec、5.6Hz- 1000Hz の帯域で導出した。なお、表面筋電図の解析開始時刻はケイダンス計測のためのパルス波のトリガ時刻 t_n を利用した。得られたデータは、サンプリング周波数 5kHz、量子化ビット数 12bit で信号を A/D 変換した後、PC のハードディスクに記録した。

また、走行中の視点を計測するにあたり、視点を動画に含めて計測できるアイマークレコーダ (NAC Image Technology 社製、EMR-8) を用いてアナログビデオカメラ (SONY 社製、CCD-TRV90) に記録した。以上の計測システムを搭載した様子を図 5 に示す。被験者が背負っている計測器が入っているバッグの重さは約 5kg である。



図 5 被験者と計測車両

5.2 実験プロトコル

新潟大学工学部周辺 980m にわたる走行経路で実験を行った。走行経路は1周するのに約 2.5min を要した。トライアル毎に 2min の休憩を挟みながら、斜度変化の激しい走行経路を 6 トライアル連続して走行させた。被験者は健康な成人男性 (22.1 ± 0.7 歳) 11 名と成人女性 (21.7 ± 0.3 歳) 3 名である。被験者には、口頭と地図で事前に走行経路を説明した。評価票を用いて官能評価は、トライアル毎の 2 分間の休憩時に行った。なお、被験者の安全のため被験者の意志により運動を終了できるものとした。

6 結果

男性被験者 11 名のうち、データに欠落が無い 8 名を解析対象とした。

6.1 ひとつのトライアルにおける生体機能の変化

ひとつのトライアルにおける $ARV-MPF$ と $ARV-trq$ の結果を図 6 に示す。なお、下り区間である phase-2 と phase-5 では、筋活動が見られなかったため検討対象から除いた。 $ARV-MPF$ は、phase-3 と phase-4 では、トライアル数に関係なく -0.6 から -0.75 を示した。 $ARV-MPF$ が負に転じた時刻 (58 ~ 80sec) で、 $ARV-trq$ も 1.0 から 0.6 に減少した。ひとつのトライアルにおけるこのような変化は、被験者 8 人中 7 人でみられた。

アイマークレコーダでひとつのトライアルにおける視点変化の特徴を観察した。下り区間である phase-2 と phase-5 では視点が常に左側の縁石を見ており、視点の移動が少なかった。一方、下りから上りに変化する phase-2 から phase-3 では、視点が進行方向の先に移動した。また、勾配が大きい phase-4 においては、被験者の頭部動揺が大きく、視点の移動も大きかった。さらに、上りから下りに変化する phase-4 から phase-5 では、登りきる手前から進行方向の下り坂に視点が移動した。

6.2 各 phase による生体機能の変化

phase-3、phase-4 においては、ひとつのトライアルの生体機能の変化に関連性が認められた。また、勾配が変わる毎に視点が移動した。以上のことから、勾配の変化点、すなわち phase-2 から phase-3 と phase-4 から phase-5 の場面変化に着目した解析を行った。その結果、変化パターンを 2 グループに分けることができた。

ひとつ目のグループは、phase-2 から phase-3 へ変化する際に RR 間隔が大きく減少する特徴が見られた。そこで、このグループを SDRR (Steeply Decreasing in RR interval) と呼ぶことにする (2 名)。

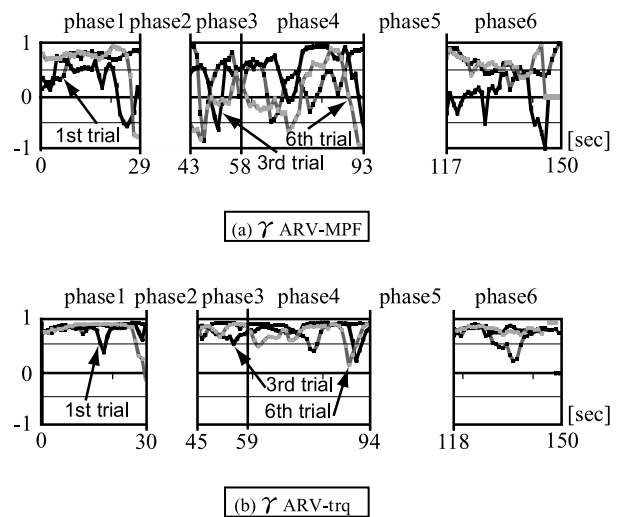


図 6 ひとつのトライアルにおける $ARV-MPF$ と $ARV-trq$

もうひとつのグループは phase-2 から phase-3 へ変化する際に RR 間隔が徐々に減少する特徴が見られた。そこで、これらのグループを GDRR (Gradually Decreasing in RR interval) とする (5 名)。なお、どちらかのタイプが判別できなかった被験者が 1 名いた。ここでは、SDRR、GDRR おおのこのグループにおける代表として、被験者 S.K. (SDRR)、被験者 M.S. (GDRR) のデータを用いて各グループの特徴を検討する。被験者 S.K. (SDRR)、被験者 M.S. (GDRR) の RR 間隔時系列と RR 間隔時系列をウェーブレット解析した結果を図 7 に示す。なお、図 7 では表示区間内での相対時刻として t_{p3} を 0sec として表示する。

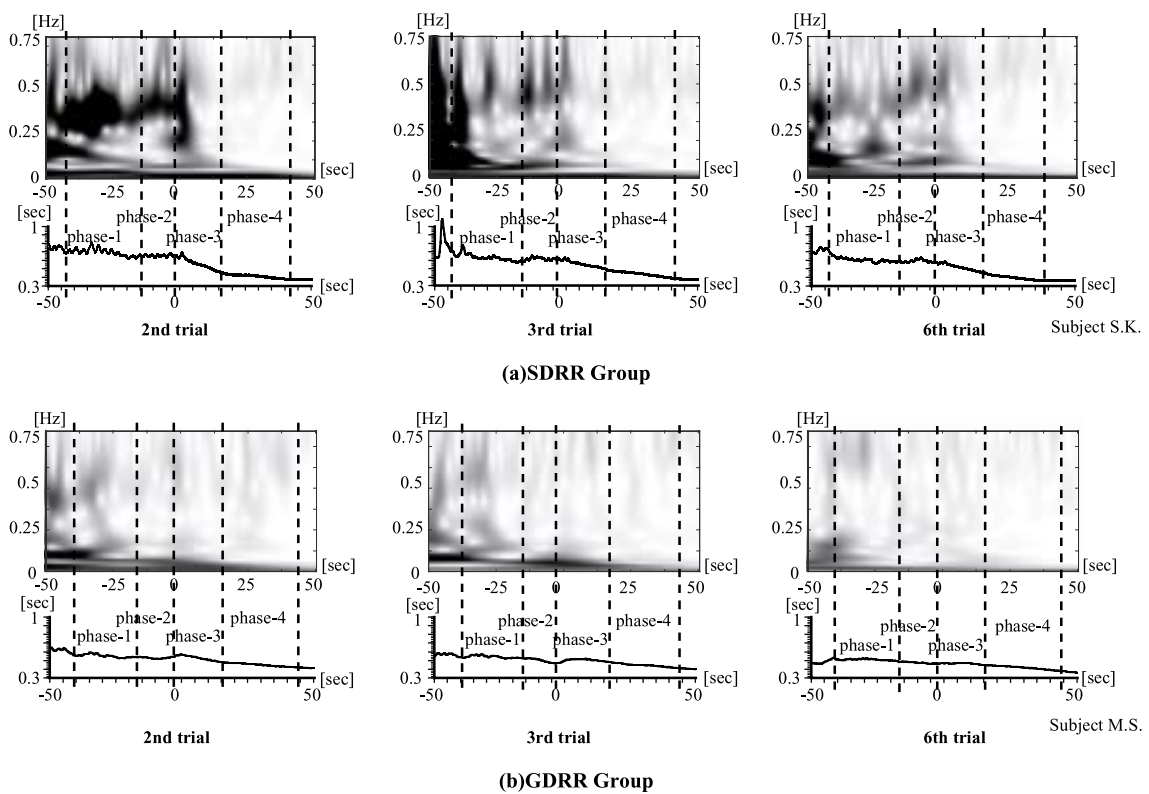


図 7 RR 間隔時系列とウェーブレット変換

6.2.1 SDRR の特徴

SDRR は、コースが phase-2 から phase-3 へ変わる際に RR 間隔が大きく減少したグループである。被験者 S.K. は、3rd trial 以降、急激な RR 間隔の減少が見られなかった。このような現象は SDRR の被験者に共通してみられた。そこで、 t_{p3} 前後の変化を更に詳細に知るために、ウェーブレット解析を用いて周波数帯域の変化を調べた。その際、2nd trial と 3rd trial では、主観的指標の不満項目 (FR) が 5 から 7 に、作業達成度項目 (OP) が 5 から 8 へと大きく変化していることより (図 8)、2nd trial と 3rd trial における心拍変動に着目した (図 7(a))。2nd trial では、 $t_{p3}-5$ sec で周波数帯域の 0.3Hz から 0.5Hz にピークが常に強く出ていた。また、 t_{p3} 以降は、ピークが急激に弱くなった。また、3rd trial では、運転開始直後と phase-2 において、0.4Hz 付近に不連続に強いピークが見られた。

また、phase-2 から phase-3 に移行する場面での筋活動の特徴を見た。図 9 に、phase-2 から phase-3 に移行する場面における漕ぎ始め（登り始め）、すなわち、 t_{p3} から 1sec 後のトルクと表面筋電図とそれぞれの表面筋電図を STFT 解析した結果を示す（STFT 解析は、四角で囲ってある部分の表面筋電図が対象）。

上から順にトルク、左脚表面筋電図、右脚表面筋電図である。トルクは、各トライアルとも約 60N・m から、80N・m の範囲で変化していた。また、不満（FR）、作業達成度（OP）の点数が高い 2nd trial では左脚表面筋電図が 0.6mV から 0.8mV の範囲で変化していた。なお、トルクと表面筋電図振幅の変化のタイミングはほぼ一致していた。一方、3rd trial では、トルク変化が 2nd trial とほぼ同じで、右脚表面筋電図の振幅が 0.5mV 前後であり、表面筋電図の振幅がトルクに先行して増加した。2nd trial と 3rd trial ではトルクの変化パターンが似ているにも関わらず、表面筋電図には振幅の違ったトルクが増加する時刻での位相のずれが見られたため、STFT を用いて表面筋電図を更に詳細に解析した。その結果、2nd trial では表面筋電図の 1 ストローク中、前半部分（46.62sec ~ 46.7sec）に 50 ~ 150Hz で強いピークが見られが、3rd trial ではこのようなピークは観察されなかった。

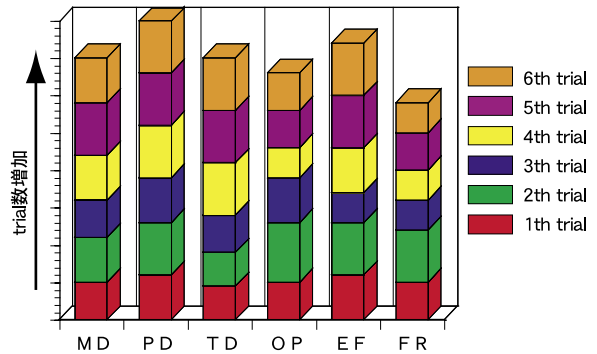


図 8 主観的指標である NASA-TLX の結果 (各項目のラベル名はすでに 2 で定義済み)

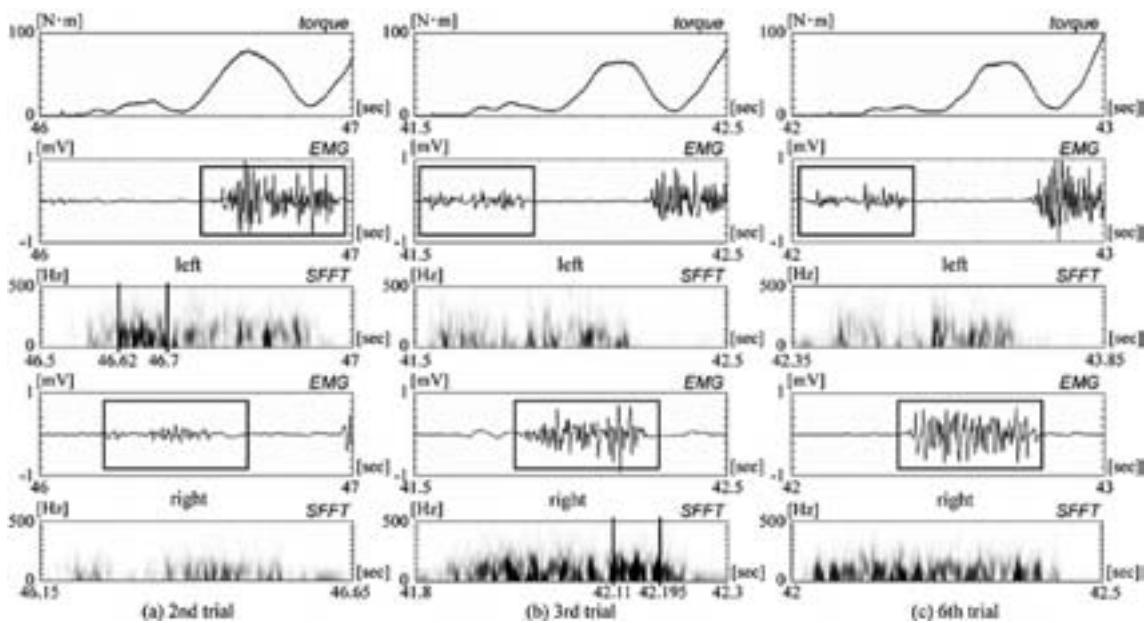


図 9 phase-2 から phase-3 において坂を登り始める時の 1sec 分のトルク、表面筋電図とその周波数解析結果 (上からトルク、左脚表面筋電図、左脚表面筋電図の周波数解析結果、右脚表面筋電図、右脚表面筋電図の周波数解析結果)

6.2.2. GDRR の特徴

GDRR は、phase-2 から phase-3 への変化に対する RR 間隔が、徐々に減少したグループである。基準時刻 t_{p3} を中心に表示した RR 間隔時系列では、1st trial と 2nd trial において全体的に振幅の変化は少ない (図 7(b))。 t_{p3} 付近では、RR 間隔の一時的な上昇が見られた。そこで、 t_{p3} 前後の変化を更に詳細に見るために、SDRR と同様にウェーブレット解析を行った。その結果、2nd trial と 3rd trial では、 t_{p3} -30sec までの間で 0.1Hz 付近に強いピークがみられた。また、2nd trial では、運動開始直前 (t_{p3} -40sec) で 0.5Hz 付近にピークが見られた。

トライアル毎の筋活動では、トルクの増加と共に左脚表面筋電図の振幅が増加していた。しかし、周波数解析したところ、不満 (FR) が 4、作業達成度 (OP) が 4 と示した 2nd trial では、1 ストローク中、前半部分 (40.74sec ~ 40.86sec) で 100Hz に強いピークが見られた。

7 考察

7.1 ひとつのトライアルにおける生体機能の変化

ひとつのトライアルにおいて、 $ARV-MPF$ 、 $ARV-trq$ を算出した (図 6)。その結果、上り区間である phase-3、phase-4 において $ARV-MPF$ が負に転じたことからこの区間で筋疲労が生じていることが客観的に把握できた¹²⁾。また、 $ARV-MPF$ が負に転じたのと同時に $ARV-trq$ が減少した。これは、phase-4 では、回転主体からトルク主体のペダルの漕ぎ方に変化したためだと思われる。ペダルの漕ぎ方が変化することによって、一箇所の筋肉に負荷がかかり筋疲労が起きることによって、人間がペダルを漕ぐ力が小さくなってしまったためだと考えられる¹³⁾。また、アイマークレコーダの結果から、phase-4 では視線移動が大きくなり、画面の揺れから頭部動揺が激しくなっていることがわかる。

7.2 SDRR と GDRR の特徴

イベント予測が発生する場面において、RR 間隔時系列の変化パターンの違いから、SDRR と GDRR の 2 グループにわけることができた。この場面における被験者のコメントの特徴は、「坂を下る際には見通しが良いが、角を曲がる直前は減速、漕ぎ始めの力のだし方などを考える。これは、1st trial、2nd trial のみ」であった。

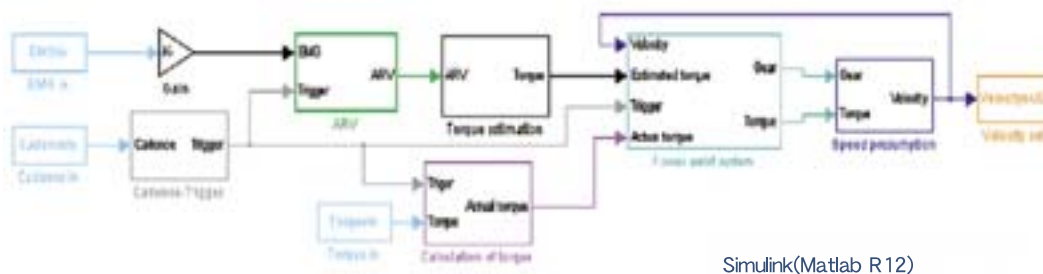
運動開始前から t_{p3} までの区間における RR 間隔の周波数解析の結果、SDRR では 0.3Hz から 0.5Hz にピークが見られたのに対して、GDRR では 0.1Hz にピークが見られた。この結果から、対象区間においては、SDRR は副交感神経優位であったのに対して、GDRR では交感神経優位であったことが分かる¹⁴⁾。2nd trial では、SDRR、GDRR とともに不満 (FR)、作業達成度 (OP) とともに点数が高かった。しかし、それぞれのグループにおける心拍変動の結果からは、イベント予測が発生する場面前後の周波数帯域が SDRR と GDRR とで異なっていた (図 9)。また、2nd trial における SDRR、GDRR による表面筋電図の周波数解析からは、両方とも 1 ストローク中の前半部分に強いピークが出ていた (図 7)。また、ピークが強く出ている時間幅が SDRR では 0.08sec で GDRR では 0.12sec と SDRR の方がピークが長く出ている。以上のように、それぞれのグループでは、個人差が見られた。個人の特徴は各人

各様で全て絶対的な評価はできない。

生体に負荷がかかっていない phase-2（下り）において、SDRR では、RR 間隔変動の HF 成分の亢進がみられるが、GDRR にはみられない。HF 成分は副交感神経活動の度を反映し休息時に亢進する。SDRR は、状態変化に反応して、自律神経系が速やかに応答（休息状態にシフト）しているが、GDRR では外部環境に応じた速やかな自律神経システムの変化がみられない。GDRR がこのような傾向を示す原因としては、図 1 の爽快感モデルで示された情報獲得から行動計画策定までのフローの何れかのプロセスに問題があるものと考えられる。例えば、情報獲得の不具合、代謝系機能不足（循環器系、筋力不足）、自律神経系の制御性不良（スキル不足などによる予測能力不足などによりシステムに矛盾干渉発生）などが考えられる。これらの問題点を解決するためには、ではバイオフィードバックシステムのような適切な情報フィードバックシステムの投入、ではパワーアシストシステムの投入、では、スキルアシストシステムの投入などが挙げられる。このような個人毎に異なる支援を、必要な時に必要な量(大きさ)だけ実行することによって、ヒトを常に活性化した状態に維持することによって、安全で快適なマンマシンシステムを実現することが筆者らの提案する「パーソナルフィット」の目指す姿であり、機械中心の支援システムとの大きな違いである。

8 おわりに

14 名の被験者を対象として、アシスト付自転車を用いて、走行経路を勾配の異なる 6 つの phase に分けた走行実験を行った。ひとつのトライアルでの車両情報と生体情報との関連性、またトライアル数を重ねることによって筋疲労を伴うことによる影響を、勾配の違いやイベント予測が発生する場面で検討した結果、イベント予測が発生する場面において、心拍変動の変化から 2 つのグループに分けることができた。また、これら 2 グループの特徴を、筆者らが提案した「爽快感評価モデル」に基づいて考察した。更に、表面筋電図のストローク毎の時間周波数解析から、個人差の要因のひとつとして、個人の運動に対する戦略の相違を挙げた。以上の結果から、ヒトの意思の基づくヒューマンインターフェー



- | | |
|----------------|------------------------|
| 振幅成分抽出モジュール | : EMGの振幅成分ARVを推定 |
| トリガモジュール | : ペダルパルスをトリガに変換 |
| ペダル踏力モジュール | : 車両信号より実際のペダル踏力を計算 |
| パワーアシスト制御モジュール | : ARVと速度よりアシストトルクを決定 |
| 速度推定モジュール | : ペダル踏力とアシストトルクより速度を推定 |

図 10 開発中のダイナミクスモデルによるマンマシンシステムのシミュレーションモデル



ス技術を開発するためのベースとなる仮説である「爽快感評価モデル」が検証された。

筆者らは、パーソナルフィットを実現するために、ダイナミクスモデルによるマンマシンシミュレーションも本報で述べたフィールド実験によるアプローチと並行して実施している(図10)。このシミュレーションでは、個人の基礎データに基づいたパーソナルフィットを机上で実現することを目指している。さらに、日常生活における個人情報を簡単なシステムで収集することを目的としたウェアラブルな生体情報収集システムの開発も進めている(図11)。今後は、これら技術を高度に融合することによって、パーソナルフィット技術の開発を進めていく。



図11 開発中のウェアラブルタイプの生体情報収集システム

■参考文献

- 1) 小池 康晴, 銅谷 賢治: マルチステップ状態予測を用いた強化学習によるドライバモデル, 信学論 (D- II) ,vol. J84-D II ,no. 7, pp. 1870-1877 (1997)
- 2) 蔦田 広幸: 人間の予期プロセスによる生理反応, 信学論 A,vol. J80-A,no. 5,pp. 838-845
- 3) 呉 景龍, 塚本 一義: 現代人間工学, pp. 155-165, 森北出版 (2001)
- 4) 計測自動制御学会 マンマシンシステム部会,
<http://www.tanaka.is.uec.ac.jp/sice-mms/>
- 5) 豊田中央研究所,
<http://www.tytlabs.co.jp/office/technology/tec.html>
- 6) 丹治 順: 脳と運動 - アクションを実行させる脳、 pp. 80-92、 共立出版 (2000)
- 7) 芝井 桂介, 木竜 徹, 佐々木 績, 齊藤 義明: 自転車エルゴメータ運動時での筋活動と心拍からの自覚的運動強度の推定、 信学技報、 vol. 100、 no. 98、 pp. 85- 91 (2000)
- 8) Ingrid K. M. Brenner, S. Thomas, and R. J. Shephard: Autonomic regulation of the circulation during exercise and heat exposure , Sports Med., pp.85-99 (1998)
- 9) NASA Langley Research Center, <http://chem.larc.nasa.gov/HumanFactors/mworkload>
- 10) 三宅 晋司, 神代 雅晴: メンタルワークロードの主観的評価法, 日本人間工学会, pp.399-408 (1993)
- 11) 木竜 徹, 阿部 岳史, 工藤 誠, 本宮 宣明: スキー運動時運動機能のスナップショット的な計測と評価, 第 13 回生体生理工学シンポジウム論文集, pp.287-290 (1998)
- 12) R. Merletti, L. R Lo Conte, and C. Orizo: Index of muscle fatigue, J. Electromyography and Kinesiology, vol. 1, no. 1, pp. 20-33 (1991)
- 13) 前田 寛, 石橋 健司, 岡内 優明: 自転車と健康, 東京電機大学出版局, pp. 119-125 (1999)
- 14) J. Hayano, J. Andrew, Taylor, S. Mukai, A. Okada, Y. Watanabe, K. Takata, T. Fujimaki: Assessment of frequency shifts in R-R interval variability and respiration with complex demodulation, J. Appl. Physiol. 77(6), pp. 2889-2898 (1994)