

# Physiological responses during racing kart driving

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-03 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	<a href="http://hdl.handle.net/2297/22583">http://hdl.handle.net/2297/22583</a>

# モータースポーツ時の生体情報反応 —レーシングカート走行による基礎的検討—

山越 健弘\*・山越 康弘\*\*・松村 健太\*\*\*・廣瀬 元†

## Physiological Responses During Racing Kart Driving

Takehiro YAMAKOSHI,\* Yasuhiro YAMAKOSHI,\*\* Kenta MATSUMURA,\*\*\* Hajime HIROSE†

**Abstract** Physiological monitoring was carried out during the motor sport of *Racing Kart* driving. In addition to highlighting the importance of physiological measurement during motor sports, this study may have social relevance through its potential to contribute to decreasing automobile accidents in overload situations by using appropriate biosignals. The measurement quantities collected in this study were instantaneous heart rate, HR, vector magnitude of acceleration, G, blood pressure, BP, and core body temperature,  $T_{\text{eardrum}}$ . After giving informed consent 11 healthy male subjects ( $34.4 \pm 7.7$  S.D. yrs) were tested in the racing circuit. We successfully monitored the physiological variables during karting, finding a statistically significant decrease in BP ( $p < 0.01$ ) and a rise in  $T_{\text{eardrum}}$  ( $p < 0.01$ ) immediately after the driving period. In addition, we have confirmed that HR was maintained at approximately 150bpm, which, by means of time-frequency analysis, could be explained by sympathetic acceleration. Furthermore, it is strongly suggested that the rise in HR could be closely related to the G forces to which the drivers were subjected. These results clearly disclose to us one aspect of the possible physiological responses and the importance of physiological monitoring during motor sports.

**Keywords** : blood pressure, core body temperature, heart rate, motor sports, racing kart.

### 1. はじめに

レーシングカート (Racing Kart : Cart ではなくて K ではじまる造語である), それは子供から大人, そして女性までが手軽に楽しむことができる一番身近なモータースポーツである.

1955年(昭和30年), アメリカの自動車技術者アート・インゲルス氏によってカートの原型が作られたが, 現在で

は, その使用目的に応じて様々のタイプのカートが登場してきた. 遊園地などで乗って遊ぶゴーカートから, フォーミュラタイプのレーシングカートまで多種多様なものがある[1]. 競技用に使用されるのはレーシングカートで, いくつかのカテゴリーに分かれている. その見た目は多少の変化はあるものの, 基本的な構造には大差はない. レーシングカーの原型とも言えるその構造は, 図1に示されるようにパイプフレームにむきだしのエンジン, バケットシート, 燃料タンク, スリックタイヤ等の部材で, 走るために最低限必要なパーツのみで構成され, 極めてシンプルな構造の中にも自動車工学が駆使されており, 小さな部品に至るまで洗練された高度な技術と高い性能が秘められている. その為, モータースポーツ最高峰のフォーミュラワン (Formula 1 ; F1) の原点となっており, その走りにはF1に通ずる全ての基本が詰め込まれている. その為, 現役F1ドライバーもトレーニングマシンとしてカート走行を行っている[2]. 図1のように, レーシングカートは全長1,800 mm, 全幅1,400 mm, 全高800 mm, 重量140 kg (ドライバー含む) であり, F1マシンの全長4,800 mm, 全幅1,800 mm, 全高950 mm, 重量605 kg (ドライバー

2008年12月22日受付, 2009年2月18日改訂

Received December 22, 2008; revised February 18, 2009.

\* 金沢大学大学院自然科学研究科

Graduate School of Natural Science & Technology, Kanazawa University

\*\* 千葉大学大学院工学研究科

Graduate School of Science and Technology, Chiba University

\*\*\* 国立精神・神経センター精神保健研究所成人精神保健部

Department of Adult Mental Health, National Institute of Mental Health, National Center of Neurology and Psychiatry

† 金城大学短期大学部ビジネス実務学科

Department of Business Administration, Kinjo College

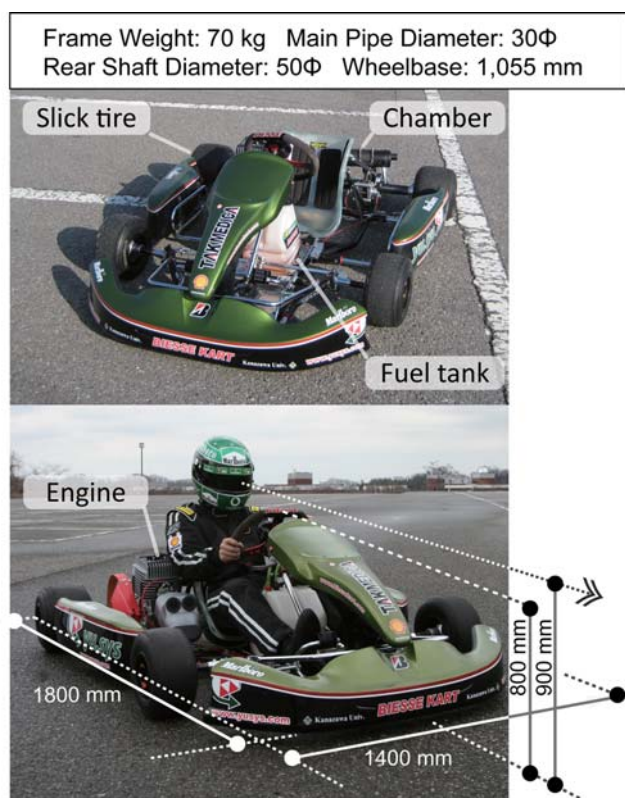


図1 カートの構造

Fig. 1 Basic structure of a racing kart.

含む)と比較してコンパクトであるが、排気量1リッター当りの馬力を計算すると、Honda F1 エンジンが約300馬力(3,000 cc; 900馬力) [3], レーシングカートが約280馬力(100 cc; 28馬力)と大差ないことから明らかなように、軽さの恩恵も相俟って圧倒的なパフォーマンスを発揮するのである。さらに、ステアリングの遊びがなく、切れ角も大きいので、ステアリングのわずかな動きに呼応して車体は向きを変え、ドライバーの意のままに走行ラインを辿る。また、ショックアブソーバ(サスペンション)がなく、路面からの振動がダイレクトであり、最低地上高が3 cmと極めて低く、目線900 mm程度のギリギリまで低いドライビングポジションと、バイクのようにむき出しとなるスタイルから、明確なエビデンスとしては乏しいが、カートの体感最高速度は300 km/h以上(実測最高速度: 130 km/h程度)とも言われている[4]。このような高いパフォーマンスを少ないパワーで実現していることは、アクシデント時のダメージの少なさにもつながっている。

これまで我が国におけるモータースポーツの歴史は浅く、育ちにくい風土の中でスポーツとしての評価確立が立ち遅れてきた。ややもすると、暴走族、事故のイメージと結びつけられてきたきらいがある。しかしながら、このモータースポーツは古代オリンピックの時代からスポーツの世界で競われてきた精神力、技術力、体力に、“操る人の動体視力”、“瞬時の車の状態が判ること(感性)”、“変化する空気・路面状態・車に対応する高速マシンのコント

ロール能力”という新たな要因を加えた最も現代的スポーツとすることができるであろう。さらに、国内外において実証されている安全性とファミリー性、経済性はこのスポーツの魅力を増加している。しかし、このモータースポーツを「真のスポーツ」であると主張しても、世間一般的には、にわかには信じられないのではないだろうか?これは、モータースポーツ自体の競技人口の少なさから来ると考えられるこのスポーツの認知不足と、モータースポーツ中の生体情報反応としての認知・理解度が他のスポーツに比べて著しく乏しいことが原因と考えられる。

そこで本論文では、モータースポーツ中の生体情報反応を解明することを主目的とする。従来からは、ウォータースポーツ、ウィンタースポーツ、球技、そして陸上競技などの一般的なスポーツ中における生体反応は、スポーツ医学の研究分野で盛んに解明されつつある[5-10]が、モータースポーツ中という過酷な状況の中での生体反応の解明は、かなり立ち遅れているのが現状である。これを明らかにすれば、日常的な自動車運転(特に高負荷・興奮状態での運転)による事故防止への貢献という側面、例えば興奮している状態のバイタルサインを検知して危険を未然に運転者へ警告するなど、さらには集中力判断やドライバー状態判定などのモータースポーツ中の生体計測必要可能性探求としての基礎資料の提供にもつながる筈であり、その社会的重要性は極めて高いものと考えられる。本稿においては、これまでに紹介してきたモータースポーツの原点とも言うべき“レーシングカート”に焦点を当て、その走行中における生体情報反応の基礎的な検討を行ったので報告する。

## 2. 装置及び方法

### 2.1 実験システムと装置

図2に実験システムの概要図を示す。実験で利用したサーキットは愛知県豊田市石野町に所在する石野サーキット(参考URL: <http://www.ishino-circuit.com/>)であった。2008年に新設されたばかりの新しいサーキットである。全長800 m、幅員8~10 m、最大直線長140 mであり、コースはストレートと複合コーナーで構成されたメリハリのあるテクニカルなレイアウトである。また、広めのランオフエリアや衝撃吸収バリケードがコース各所に配置されるなど、安全面には徹底した配慮がなされている。

実験システムは、レーシングカート本体(詳細は後述)、生体計測用装置一式(詳細は後述)、データ解析・記録用ノートPC(Vostro1200, (株)デル, 東京)から構成される。実験で使用したレーシングカート車体はビエッセ(BIESSSE B3-30 100, (株)栄光, 愛知)とイントレピッド(INTREPID MT-01, (株)サントレド, 愛知)の2台であった。そのスペックを図3に示す。また、搭載されたエンジン(KT100SD, ヤマハ発動機(株), 静岡)は2サイ

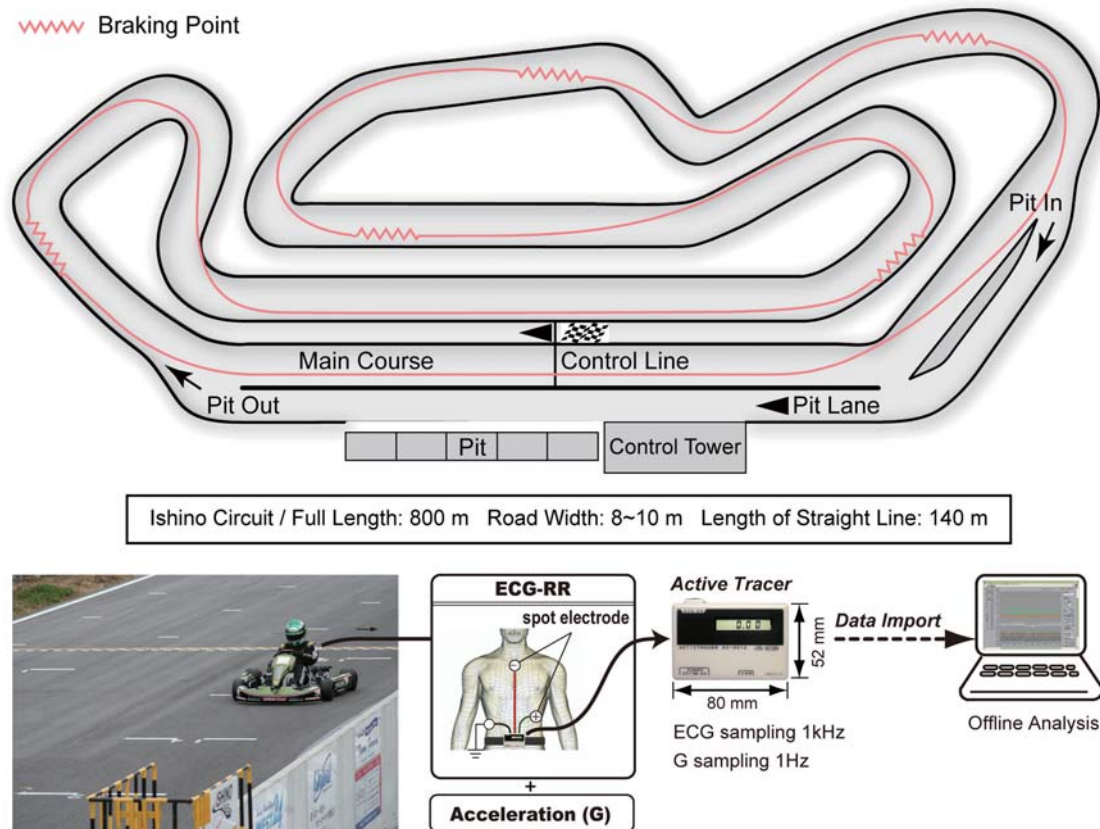


図 2 実験セットアップとレーシングサーキット

Fig. 2 Outline of experimental setup for physiological measurements during racing kart driving.



図 3 レーシングカートの仕様

Fig. 3 Specifications for a racing kart.

クルピストンバルブ形式であり、世界中で最もポピュラーなカートエンジンであった。

心拍計測用の小型アクティブトレーサー (AC-301A, 株ジー・エム・エス, 東京) は、心電図 (ECG) の生体微弱電気信号を増幅する装置であり、モーションアーチファクトの大きい活動下の心拍間隔時間 (RR 間隔) を高精度で記録可能な装置であった。また、3 軸加速度センサを内蔵しており、合成加速度 G の計測も可能であった。なお、本装置は図 2 に示すように被験者の腹部上にベルトで確実に固定された。従って、得られた G は運転者が受けた G と運転者の体動によって生じた G の総和であるが、体と密着したフルバケットシートであること考慮すればカート本体と運転者はほぼ一体とみなすことができるので、本実験で得られた G を運転者が受けた G と解釈できる。サンプリング周波数はそれぞれ、1 kHz および 1 Hz であった。本体にメモリされたデータは、実験後即座に PC に取り込まれた。走行前後の血圧と体内温の計測には、手首式血圧計 (HEM-6371T, オムロンヘルスケア株, 京都) と鼓膜式深部体温計 (MC-510, オムロンヘルスケア株, 京都) を利用した。上述した生体計測用装置のスペックを表 1 に示す。

### 2.2 計測対象量

レーシングカート走行という強烈な振動 (路面, エンジ

表 1 生体計測装置の仕様  
Table 1 Specifications for bioinstrumentation devices.

Measurement Method	Active Tracer (AC-301A, GMS Co. Ltd., Tokyo)		Wrist Type Automatic Sphygmomanometer (HEM-6371T, Omron Corp., Kyoto)		Ear Type Body Thermometer (MC-501, Omron Corp., Kyoto)	
	ECG-RR	Acceleration				
Resolution	1 ms	0.002 G	Cuff Oscillometric 1 mmHg		Radiation Thermometry 0.1 °C	
Accuracy	ECG sampling/ 1 kHz	—	within ± 4 mmHg		± 0.1 °C (36.0 °C to 39.0 °C) ± 0.2 °C (34.0 °C to 35.9 °C) ± 0.2 °C (39.1 °C to 42.2 °C)	
Measurement Range	200 to 4096 ms	0 to 4.0 G	0 to 299 mmHg		34.0 °C to 42.2 °C	
Operation Temperature/ Humidity	—	—	10 °C to 40 °C / 30 to 85% RH		10 °C to 40 °C	
Main Unit Dimensions	80.0(W) × 52.0(H) × 17.0(D) mm <sup>3</sup>		78.0(W) × 65.5(H) × 37.2(D) mm <sup>3</sup> (not including the wrist cuff)		45.0(W) × 94.0(H) × 58.0(D) mm <sup>3</sup>	
Main Unit Weight	72 g (including batteries)		150 g (not including batteries)		50 g (including batteries)	

表 2 被験者毎の基本情報, そして血圧と深部体温の計測結果

Table 2 Results of basic information between individuals including BP and core body temperature ( $T_{\text{eardrum}}$ ).

Subject No.	Age [yrs]	Kart Experience [yrs]	Weather	Mean (S.D.) of Ambient Temp. [°C]	Mean (S.D.) of Relative Humidity [%]	(Systolic BP)/(Diastolic BP) [mmHg]			Core Body Temp. ( $T_{\text{eardrum}}$ ) [°C]			Events
						Baseline <sup>1)</sup>	Immediately after driving	5 min after driving	Baseline <sup>2)</sup>	Immediately after driving	5 min after driving	
01	34	3	Cloudy	13.1 (0.2)	66 (4)	126/75	107/66	122/79	36.0	36.6	36.4	Spinout at 24 min
02	30	3	Cloudy	14.0 (0.5)	62 (1)	119/86	110/85	107/79	35.7	35.8	36.0	Spinout at 20 min
03	26	2	Cloudy	13.9 (0.2)	66 (5)	119/84	97/61	117/73	36.1	36.4	36.0	Spinout at 26 & 31 min
04	31	4	Cloudy	13.7 (0.4)	70 (2)	118/76	114/73	110/70	35.4	36.0	36.0	—
05	34	5	Cloudy	12.1 (0.2)	82 (1)	117/76	115/72	119/70	36.5	36.6	36.2	—
06	30	6	Cloudy	11.5 (0.3)	84 (2)	117/78	112/70	111/73	36.2	36.5	36.2	Machine trouble at 20 min
07	33	4	Fine	18.0 (0.1)	40 (2)	121/77	107/73	109/78	36.2	36.8	36.5	—
08	28	2	Fine	18.8 (0.4)	39 (1)	116/76	105/69	108/64	35.7	36.0	36.0	—
09	34	5	Fine	20.6 (0.2)	33 (2)	119/81	117/66	115/81	36.0	36.8	36.4	—
10	58	18	Fine	21.5 (0.6)	31 (1)	124/78	104/67	107/60	36.0	37.5	36.4	Reach the end of his tether at 26 min
11	30	1	Fine	21.3 (0.3)	34 (1)	116/73	107/75	107/75	35.8	36.0	36.0	—
Mean	33.46	4.82		16.2	49	119/78	109/71	112/73	36.0	36.5	36.2	
S.D.	8.15	4.41		3.9	20	3.2/4.0	5.8/6.3	5.4/6.6	0.3	0.5	0.2	

<sup>1)</sup> average of three times measurement <sup>2)</sup> average of two times measurement

ンからによる) の中, アクセル・ブレーキ・ステアリング操作というせわしない運転操作の連続, そして減加速・旋回 G のかかる過酷な動的状態下における生体計測は極めて困難であることは明らかである. 本研究で扱った生体情報は, 運転前後の血圧, 深部体温, そして特に着目したのは動的状態下での計測が可能な心拍数であった. “血圧”は数ある生体情報の中で最も重要な生理量の一つと言われている [11-13] が, 今回利用した血圧測定の問題 [14, 15] から椅座安静状態での計測が絶対条件であったので, 今回の実験では運転前後の安静時における計測のみとした.

前にも触れたが, 本実験における計測対象量は 2.1. で述べた装置を利用し, 以下の項目とした. カフ振動法を用いた収縮期血圧 (systolic blood pressure; SBP mmHg), 拡張期血圧 (diastolic blood pressure; DBP mmHg). 深部体温の代表として鼓膜温度 (eardrum temperature;  $T_{\text{eardrum}}$  °C). 一心拍毎の RR 間隔 (msec) より得られた瞬時心拍数 =  $60/RR$  (heart rate; HR bpm). また, 温湿度データロガー (おんどとり TR-72 U, (株) エーアンドディー, 東京) を利用し, 気温・湿度も計測された. ラップタイムは, コース数か所に埋め込まれた磁気を感じて計測可能な高精度タイム計測器 (PRO V2 A-105, ALFA-

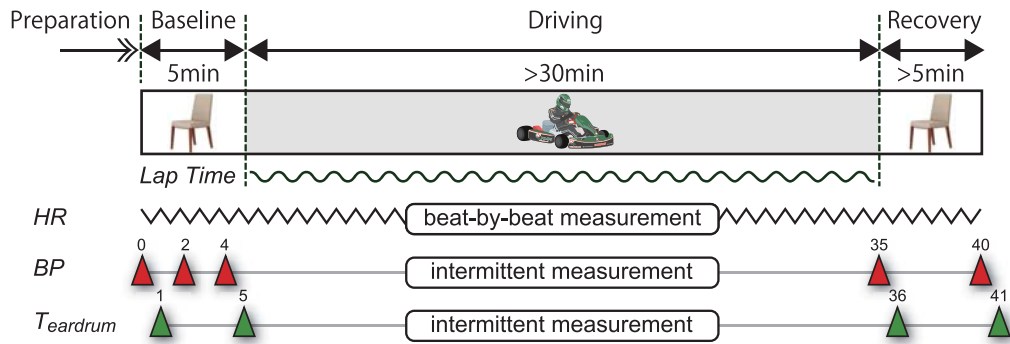


図 4 実験の手順  
 Fig. 4 Outline of experimental procedure.

NO S.A., Italy) で車載計測された。これは、1/100 秒単位で計測される。

2.3 被験者

実験の被験者は、金沢大学医学部倫理委員会の承認を得た後、所定の同意書にサインし、十分な実験主旨説明を受けた健常男性成人 11 名 (34.4 ± 7.7 (S.D.) 歳) であった。また、安全性を考慮して、SL カートライセンス (SL: Sport & Leisure の略) を保有したカート走行暦 1 年以上のレース経験者の協力を得た。走行に際しては、レーシングスーツ、SNELL 規格以上の安全性を有したフルフェイスヘルメット、レーシンググローブ及びレーシングシューズの着用を義務化した。

2.4 実験条件

実験は、天候の良好であった平成 20 年 11 月 11 日~12 日、12 月 5 日~6 日に実施された。走行時間は 30 分間 (チェッカーフラッグで終了サインを受けてからピットに戻る時間を考慮して多少の時間延長あり) とし、マシント

ラブルによる停止、体力の限界となるような特別な事態が発生しない限り、自己最速ラップを目指し常に全力走行して貰うように、事前に被験者に教示した。また、操作ミスによりスピナウトした場合は、可能な限り速やかにコースへ復帰して貰った。なお、実験車両一台のみによる単独サーキット走行とした。

走行マシンは、フレームの剛性を除く基本性能が同等である前述した 2 台の中から 1 台を被験者に選択させた。走行路面はドライコンディションとした。

2.5 実験手順

実験の流れを図 4 に示す。被験者はセンサ類を装着後、一定温度 (約 20℃) に保たれた休憩室に入室して椅子に着座した。5 分間の安静休息ベースライン (baseline session)、30 分間前後の全力カート走行 (driving session)、5 分間の安静回復 (recovery session) が一連の実験の流れであった。このときの各種生体情報を計測した。0, 2, 4, 35 (カート降車直後の着座安静状態にて)、40 (走行 5 分後) 分に血圧測定、1, 5, 36, 41 分に深部体温測定、心拍数は一心拍毎の連続測定であった。また、実験中は 10 分間隔で気温・湿度の環境測定が行われた。また、自動周回ラップ計測も行われた。

2.6 データ解析

一心拍毎の心拍間隔時間 (RR) のデータには、自律神経系 (迷走神経-交感神経) を介した循環調節機能が内含されている。自律神経活動を評価する指標として、これまでにいくつかの方法が提案されているが、本稿では下記の指標を適用して解析を行った。

時間周波数解析

実験で得られた一心拍毎の RR (HR) の時系列データに対して最大エントロピー法 (maximum entropy method; MEM) により時間周波数解析を行った。64 拍分を解析データセット数 (64 拍/1 エポック) として、1/4 エポックずつ移動させながら時間スペクトル解析を行った。RR のパワースペクトル密度のうち、高周波数帯域 (high frequency band; HF: 0.15~0.4 Hz) のパワー値 PHF (RR) は心臓迷走神経活動をよく反映する指標 [16, 17]

表 3 運転中における被験者毎の最高・最低・平均 G の計測結果  
 Table 3 Results of maximum, minimum, and mean Gravity between individuals during driving session.

Subject No.	Max. Gravity [mG]	Min. Gravity [mG]	Mean Gravity [mG]
01	2044	152	647
02	2328	184	642
03	2392	176	668
04	2684	176	614
05	2284	164	654
06	1892	180	552
07	2352	152	732
08	2808	180	778
09	2212	160	757
10	2064	224	746
11	3052	182	703
Mean	2374	175	681
S.D.	349	20	69

として、低周波数帯域 (low frequency band; LF: 0.04~0.12 Hz) と高周波帯域のパワー値の比  $P(LF/HF)$  (RR) は、心臓交感神経活動をよく反映する指標 [18] として、提唱されている。また一方で、LF のパワー値 PLF (RR) については、心臓交感神経活動および迷走活動の双方と関連するという説 [16] と、主として交感活動と関連するという説 [17] があり、解釈は2つに分かれているが、本稿においては PLF (RR) の解析も行った。

### 2.7 統計解析

実験データに対する有意差検定には、対応のある2変数の組について、代表値に差があるか検定する方法である *Wilcoxon* 符号順位和検定を用いた。利用した統計解析ソ

フトは SPSS (SPSS 16.0, SPSS Japan Inc., Japan) であった。

## 3. 結果

表 2 は被験者毎の基本情報、そして血圧と深部体温の計測結果である。また同表には、実験中のイベントも示してある。被験者 01, 02, 03 は途中でスピンをしたが、直ぐにコースへ復帰した。被験者 06 はマシントラブルの為に約 25 分 (走行 15 分) で実験を終了した。被験者 10 は途中で体力の限界を感じたため、約 30 分 (走行 21 分) で実験を終了している。その他のドライバーに関しては問題無く実験が遂行され、カート走行中のデータを得ることに成

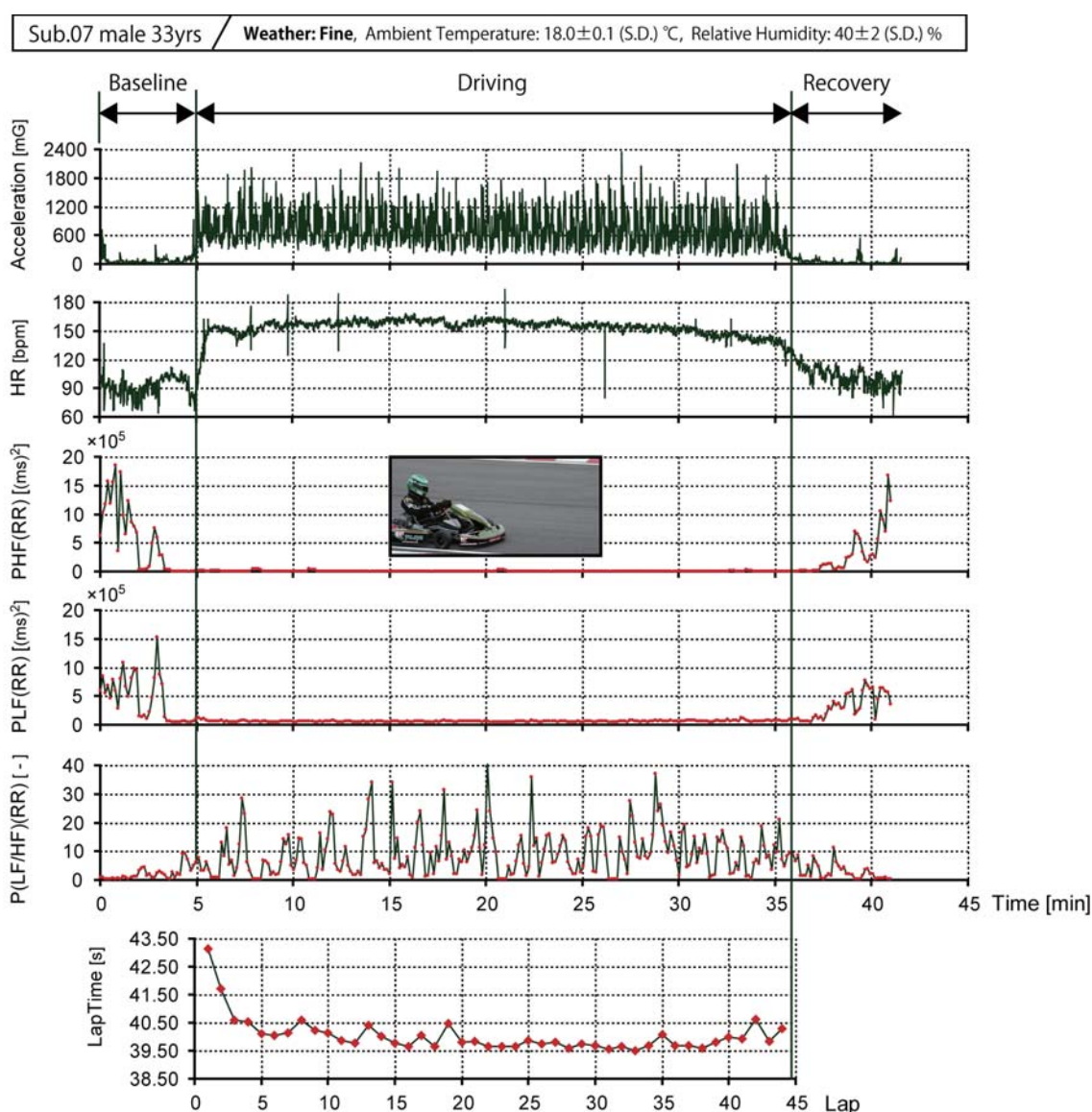


図 5 計測対象の時系列変化、及び解析結果の一例。横軸は時間、縦軸は上から順に合成加速度 G、瞬時心拍数 HR、時間周波数解析から得られた迷走神経活動を推定した RR の高周波帯域のパワー PHF (RR)、同様に自律神経活動/交感神経活動を推定した RR の低周波帯域のパワー PLF (RR)、同様に交感神経活動を推定した RR の高周波帯域と低周波帯域パワーの比  $P(LF/HF)$  (RR)、そしてラップタイムを示す。

Fig. 5 Typical example of 40-min trend-charts of Acceleration, HR, PHF (RR), PLF (RR),  $P(LF/HF)$  (RR) and Lap time obtained in one subject. See text for symbols and explanation.

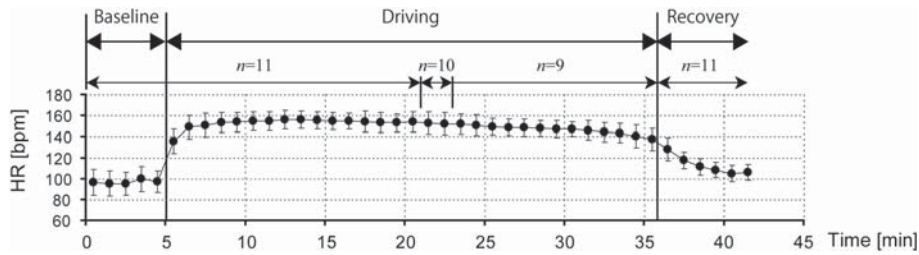


図 6 平均心拍数 ± 標準偏差 (S.D.) の時系列変化  
 Fig. 6 Means ± SDs of time course HR changes.

功した。図 5 に実験の結果例を示す。これらは計測対象の時系列変化、及び解析結果を示したものである。横軸は時間 (min)、縦軸は上から順に合成加速度 G、瞬時心拍数 HR (bpm)、時間周波数解析から得られた迷走神経活動を推定した RR の高周波帯域のパワー P(HF) (RR) [(ms)<sup>2</sup>]、同様に自律神経活動/交感神経活動を推定した

RR の低周波帯域のパワー PLF (RR) [(ms)<sup>2</sup>]、同様に交感神経活動を推定した RR の高周波帯域と低周波帯域パワーの比 P(LF/HF) (RR) (-)、そしてラップタイム (s) である。

図 5 の合成加速度 G からは、コースの特徴に合わせて

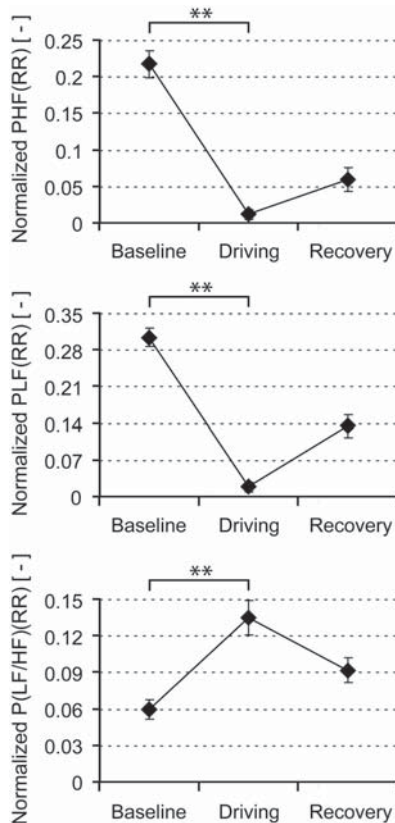


図 7 ベースライン、走行、そして回復期間における推定迷走神経活動 (基準化 PHF (RR)), 推定自律神経活動/交感神経活動 (基準化 PLF (RR)), そして推定交感神経活動 (基準化 P (LF/HF) (RR)) の変化。平均値 ± 標準誤差 (S.E.M.) を表す。

Fig. 7 Means ± SEMs of the sympatho-vagal activity balance during baseline, driving, and recovery session analyzed by the normalized PHF (RR), PLF (RR), and P (LF/HF) (RR) trend-charts. Asterisks indicate significant deviation according to the Wilcoxon test (\**p* < 0.05, \*\**p* < 0.01). See text for details.

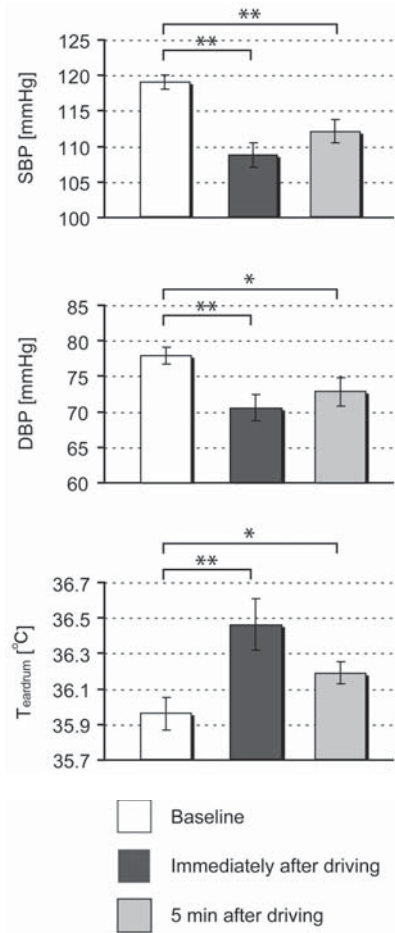


図 8 ベースライン、走行、そして回復期間における収縮期血圧 SBP、拡張期血圧 DBP、そして鼓膜温 T<sub>ear drum</sub> の変化。平均値 ± 標準誤差 (S.E.M.) を表す。

Fig. 8 Means ± SEMs of the SBP, DBP, and T<sub>ear drum</sub> during baseline, driving, and recovery session. Asterisks indicate significant deviation according to the Wilcoxon test (\**p* < 0.05, \*\**p* < 0.01). See text for details.



周期的に変化している様子が判る。表 3 は被験者毎の走行中の最高、最低、平均 G をまとめた結果である。全被験者の平均最高 G は 2374 (mG), 平均最低 G は 175 (mG), 各被験者の走行中平均 G を全被験者で平均した結果は 681 (mG) であった。

図 5 の瞬時心拍数 HR からは、走行を開始すると同時に素早く上昇し、走行中はほぼ一定で推移した。走行中は心拍の揺らぎもほとんど消滅している。走行を中止すると徐々にベースライン付近へ回復している様子が判る。なお、全被験者にみられた傾向であるが、各所に期外収縮または心ブロックあるいはモーションアーチファクト（動作

ノイズ）と思われる突発的な HR の変化がみられた（図 5 - HR グラフの突発的なヒゲの箇所）。今回の実験は、心電図波形の記録を行っていなかったため、それが期外収縮または心ブロックなのか、それともモーションアーチファクトなのかを判定不可能であったため、生データをそのまま表示したので留意されたい。今後の実験では、心電図波形も同時記録し、この点を明らかにしていく必要がある。図 6 に全被験者の HR 変化をまとめたものを示す。各被験者の 1 分間毎の HR を平均化し、全被験者で平均 ± 標準偏差 (S.D.) で整理した。同図中、時系列結果の途中より  $n$  数が減少しているが、実験途中でマシントラブルで終了した

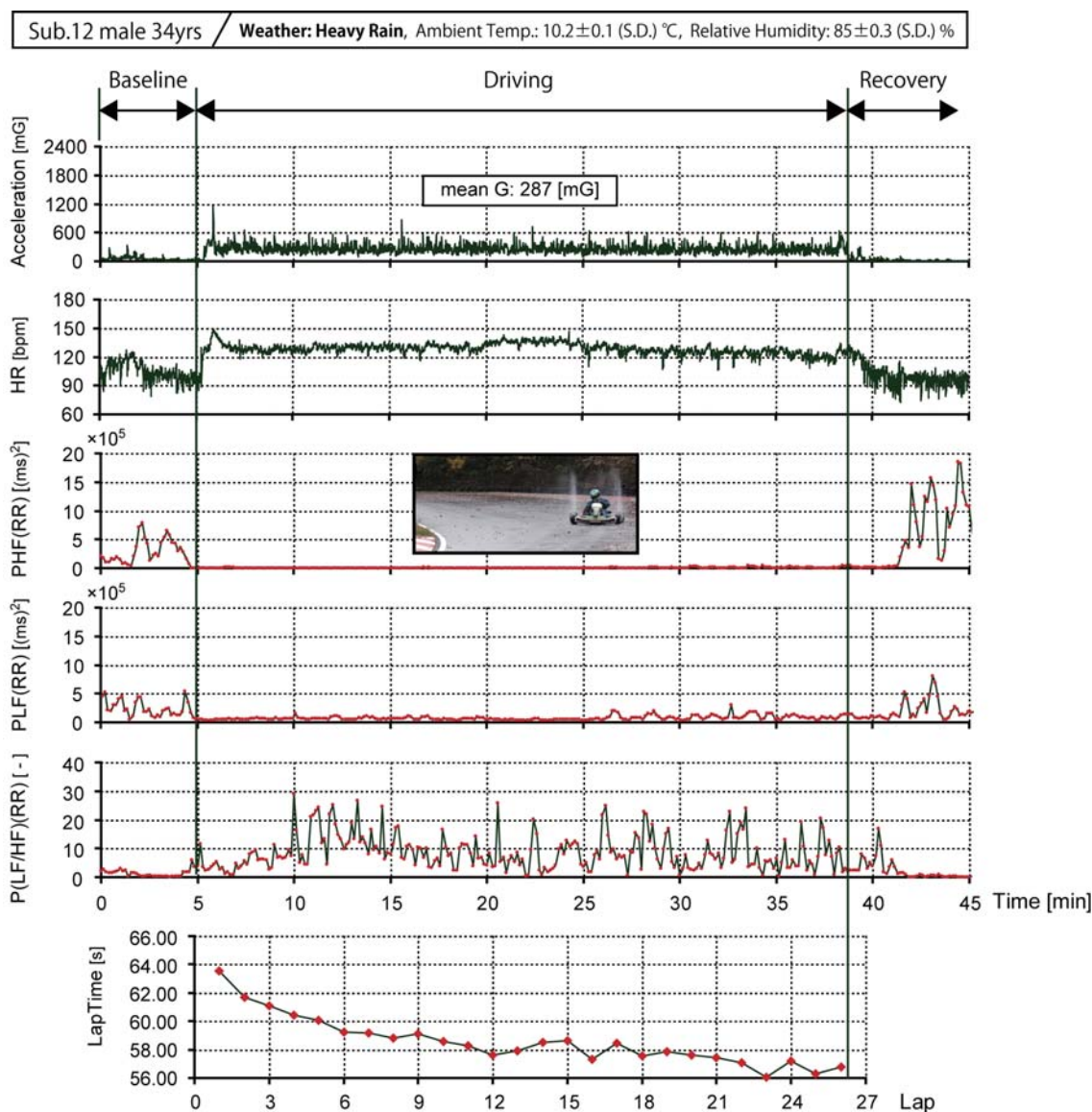


図 9 雨天走行時における計測対象の時系列変化、及び解析結果。横軸は時間、縦軸は上から順に合成加速度 G、瞬時心拍数 HR、時間周波数解析から得られた迷走神経活動を推定した RR の高周波帯域のパワー P(HF/RR)、同様に自律神経活動/交感神経活動を推定した RR の低周波帯域のパワー P(LF/RR)、同様に交感神経活動を推定した RR の高周波帯域と低周波帯域パワーの比 P(LF/HF)(RR)、そしてラップタイムを示す。

Fig. 9 Result of 45-min trend-charts of Acceleration, HR, P(HF/RR), P(LF/RR), P(LF/HF)(RR), and Lap time obtained in the heavy rain condition. See text for symbols and explanation.

被験者, 体力の限界で終了した被験者の為である。レーシングカート走行中は常に心拍数 150 (bpm) 程度で推移していることが判る。また, 被験者間のばらつきも小さかった。

図 5 の PHF(RR)からは, 走行中の明らかな迷走神経活動の抑制が判る。逆に, PLF(RR)と P(LF/HF)(RR)はそのミラーイメージであった。両者から, 走行中は明らかに交感神経活動優位であることが判る。図 7 に全被験者のベースライン期間, 走行期間, 回復期間の平均値±標準誤差 (S.E.M.) で整理した結果を示す。ただし, 各被験者のパワー最大値を 1 として規格化を施した後の結果である。統計有意な走行中の迷走神経活動の抑制 ( $p < 0.01$ ), 交感神経活動の亢進 ( $p < 0.01$ ) であった。

図 8 は全被験者のベースライン (測定回数の平均), 走行直後, 走行 5 分後の収縮期血圧 SBP, 拡張期血圧 DBP, そして鼓膜温  $T_{\text{eardrum}}$  の平均値±標準誤差 (S.E.M.) で整理した結果を示す。走行直後に関しては, 統計有意な SBP と DBP の低下 ( $p < 0.01$ ), そして  $T_{\text{eardrum}}$  の上昇 ( $p < 0.01$ ) が確認された。また, 安静休息した 5 分後も, 統計有意な SBP の低下 ( $p < 0.01$ ), DBP の低下 ( $p < 0.05$ ), そして  $T_{\text{eardrum}}$  の上昇 ( $p < 0.05$ ) が確認された。

#### 4. 考 察

本稿で扱った生体情報は, 心拍, 運転前後の血圧そして体温であった。その他の生体情報としては, 呼吸情報 (最大酸素摂取量や呼吸数), 心拍出量 (1 分間に心臓から拍出される血液量), 末梢循環抵抗 (細動脈の血管収縮・拡張による循環抵抗), 基準化脈波容積 ( $\alpha$  アドレナリン作動性交感神経活動の指標[19]), 血中酸素飽和度, 筋活動, 眼球運動, 生化学量であるストレスホルモン (クロモグラニン A, 唾液アミラーゼなど), カテコールアミン (アドレナリン, ノルアドレナリン, ドーパミン) などが重要な興味対象であるが, これらの計測 (いずれも走行中の計測が困難な物ばかりであるが) による走行中の生体反応の解明は, 今後の課題である。

##### 4.1 G

強烈な減加速・旋回 G と走行中のドライバーは常に平均 0.7 G (体重 65 kg の人で約 46 kg) もの加重を受けていた。フルバケットシートであるために, コーナーにおける圧力集中による脇腹への負担が非常に大きく, 瞬間的には最大約 2.4 G (体重 65 kg の人で約 156 kg) であることを鑑みると走行中は如何に身体に負担がかかっているかが解る。当然, 体液 (血液を含む) もこの G の影響を受けているはずであり, 走行中の血圧変動は非常に興味深い。この点に関しては今後の課題である。

##### 4.2 血圧

前にも触れたように, 強烈な G を受ける走行中の血圧反応は未だ明らかにされておらず, 大変興味深い研究課題

である。この点に関しては, 従来法と計測原理の異なる筆者らが開発している容積補償型の連続血圧計[20-24]を今後改良して, 動的状態下における動作安定性の向上, そして小型化などの課題をクリアしていけば, 将来的にはモータースポーツ中の血圧反応を明らかにできる可能性がある。なお, 上記連続血圧装置を用い, 比較的運転操作の少ない単調運転中における血圧反応は山越ら[25-27]によって既に明らかにされているので参照されたい。さて, 本研究で扱った血圧反応は, 走行直後とその安静休息 5 分後の 2 条件であった。血圧は, ストレスを反映する有効な定量的指標と言われており[11, 25, 26], 推測ではあるが強烈なストレスのかかる走行中の血圧は, かなりの程度上昇していると予想される。だが, 今回利用した市販血圧計の計測原理面において計測値の信憑性という点で疑問は残るが (本来は動脈血管にカテーテルを留置する直接法で血圧真値を測るべきであるが, 実験の制約上困難である)[14, 15], 従来から利用されているこの計測方法を全面的に信頼すると, その直後の血圧は有意に低下 ( $p < 0.01$ ) した。この結果は, 運動後に血圧は上昇するという報告[7, 28, 29]とは相異なっているが, モータースポーツの場合, 強烈な緊張から解き放たれた瞬間に起こる安心感が極めて大きい為であると考えられ, そのリバウンド的反応だと推測される。すなわち, 他のスポーツと比較して恐怖感の強いモータースポーツは, その運動直後の極度の安心感が, オーバーシュートとして血圧低下に反映されているのかもしれない。しかしながら, 後節 4.4 で述べるように心拍変動解析からは, 運転直後の交感神経活動の亢進そして迷走神経活動の抑制が示されており, 上記の考察とは明らかな矛盾が生じる。この点に関しては, 血圧計測手法を見直すなどをして, 別の機会に改めて報告する。

##### 4.3 深部体温

走行直後においては, 有意に深部体温は上昇 ( $p < 0.01$ ) し, その上昇度は約 0.5 °C であった。運動時の深部体温上昇に関しては, 体温調節の立場からその機序は既に明らかにされている[30]。Nielsen の研究によると, ある一定強度の動的運動を実施すると深部体温は運動開始後約 40~50 分でほぼ一定の値を示すという。また, 運動時において定常状態での深部体温は運動強度 (酸素摂取量) に比例して上昇し[30, 31], 同一強度の運動を条件として環境温を変化させると, 深部体温の上昇度は気温 5~36 °C の間では一定であるという。本実験における気温は  $16.2 \pm 3.9$  (S.D.) °C であったので, 深部体温に気温の影響は無かったと言えるが, 36 °C を超える環境 (実際はレーシングスーツに身を包むので, 臨界作用温度はかなり低くなる) においてはその深部体温はさらに上昇すると推測される。しかも, 人体における体温調節において, 気温が体温より高くなる 36 °C (作用温度で) 以上における環境での外界への熱放散はほとんど発汗による蒸発に依存する[32]

が、厚いレーシングスーツ、ヘルメット、そしてグローブに身を包み全く肌を露出しないモータースポーツ選手はその蒸発効率が低下しており、如何に過酷な状況下で運動を行っているかは明らかである。モータースポーツ中の深部体温計測は、ドライバー保護という観点からもきわめて重要な課題であると提言できる。

#### 4.4 自律神経活動

一心拍毎に変動するRRのデータには、自律神経系（迷走神経-交感神経）を介した循環調節機能が内含されている[16-18]。そこで、時間周波数解析によってその活動を推定したところ、統計有意な走行中の迷走神経活動の抑制 ( $p < 0.01$ ) [PHF(RR)より]、交感神経活動の亢進 ( $p < 0.01$ ) [P(LF/HF)(RR)より]が確認された。先にも述べたが、PLF(RR)が心臓交感神経活動に関する情報を含んでいるかどうかは議論の分かれるところである[33, 34]。しかし本実験で得られたデータからは、PHF(RR)の低下(迷走神経活動の抑制)のみによって、P(LF/HF)(RR)の増加(交感神経活動の亢進)は明らかに説明されるので、交感神経活動を反映すると報告されているPLF(RR)は図5より迷走神経活動の動きと相似型であることを鑑みると、PLF(RR)は交感活動というよりも、むしろ自律神経活動のみを反映すると推測される。この興味深い知見に関しては、今後更なる検討課題である。走行中の心拍数の上昇は、この交感神経活動の興奮によるものである。また、古くから報告されているように緊張感・恐怖感・高揚感は大量のアドレナリンが血中に放出される。このアドレナリン( $\beta$ -アドレナリン)は心臓 $\beta$ 受容体に作用し心臓の鼓動を早める。すなわち、走行中は $\beta$ アドレナリン作動性心臓交感神経活動の亢進も同時に作用していると考えられる。このように、走行中は圧倒的な交感神経活動支配下にあると考えられる。

#### 4.5 心拍数

図6に示すように、瞬時心拍数HRは走行を開始すると同時に素早く上昇し、走行中はほぼ一定で推移した。そのHRの推移は平均150bpm程度(安静時の約2倍)であり、実験中盤あたりから徐々に降下してきているものの、そのレベルは途中回復することもなく常に高いレベルで推移した。余談ではあるが、走行中の操作ミスによりスパインアウトした際には、一旦マシンから降りて押しがけエンジン再始動する必要があるが、心臓の高負担状態により息切れが発生しており、直ぐにはコース復帰できない程の生理状態にあるとの感想を被験者から得られている。心拍の揺らぎという視点からも、標準偏差と平均の比である変動係数CV(coefficient of variation)を計算すると、安静時が0.119そして走行時が0.062となり、その差は統計有意( $p < 0.01$ )であり、走行中はその揺らぎが安静時に比べて抑えられていることが同図からも判る。生体側の心予備力(マージン)が走行中は低下していると考えることができ

る。すなわち、心拍の大きな揺らぎは主として迷走神経活動由来であり[16, 17]、この機能が低下しているとも言い換えることができる(4.4の周波数解析より明らかであるが)。しかし、トレーニングを積んだ運動選手はこの迷走神経活動の働きが高まっている[35]との報告があることから、肉体的に鍛え上げられたF1ドライバー達は、この揺らぎが走行中も今回の実験のようなホビードライバーに比べて大きいと推測される。

図9に示されるデータは、実験プロトコル、そしてセットアップは前述と同一とし、天候条件のみが異なる「豪雨」の時に得られた時系列結果と解析結果である。全ての項目に対する傾向は、ドライコンディションの時とほぼ同じであった。雨天スリックタイヤによるグリップダウンより、Gの低下、ラップタイムの低下が図から確認された。同図は筆者自身が被験者となって得られたデータであるが、雨天走行は非常に過酷な状況下でのドライビングであり、いつ何時スピンしてもおかしくない状況であるため、実験終始神経を研ぎ澄ませて走行していた。それにも関わらず、HRは、ドライコンディションの走行期間における平均値(149.9bpm:  $n = 11$ )と雨天走行時(129.3bpm:  $n = 1$ )を比較して統計有意な低下( $p < 0.001$ : 母集団(ドライコンディション)に対する1サンプルの $t$ 検定を実施)が確認された。これは、期待値とは正反対の結果であった。同様にGにおいても、ドライコンディションの走行期間における平均値(681mG:  $n = 11$ )と雨天走行時(287mG:  $n = 1$ )を比較すると、統計有意な低下( $p < 0.001$ )が確認された。すなわち、走行中のHRは、受けるGの大きさ、そしてラップタイムに大きく依存して上昇すると推測することができる。一般的な能動的なアクションを起こすスポーツと比較してモータースポーツは受動的なスポーツとすることができ、受けるGに抗う筋活動が支配的となる。すなわち、受けるGの大きさが運動強度(心拍数の増加)に影響をしていると推測できる。このG、そして走行ラップタイムと心拍数の関係は、コヒーレンス(関連度関数)などを利用してさらに分析し、改めて報告するが、相互関連が示唆される興味深い結果であった。また、HRは体温とも密接な関係があると報告されており[36]、前節4.4で述べたように体温が相当程度上昇するモータースポーツ中は、この影響度も考慮した上で議論すべきと考えられる。

以上の結果は、実験の制約上、趣味の範囲でモータースポーツを興じている被験者に限ったものであったので、それを職業にしている上級フォーミュラカーを運転する肉体的に鍛え上げられたドライバーに対しても同じことが言えるかと聞かれると、現時点では不明である。しかし、現パナソニック・トヨタ・レーシングのチームドクターであるリカルド・チェッカレリ氏がF1走行中に得た心拍データ[37]も同様の傾向であり、今回得られた心拍変動に関して

はモータースポーツ一般的な反応であると考えられる。

このようなモータースポーツ中の心拍数の増加は、ハイスピード走行による緊張感・恐怖感によりアドレナリンが大量に血中へ放出されること、そして交感神経興奮による影響が大きいことはこれまでに述べてきた通りであるが、一般的なスポーツにおける骨格筋に酸素を供給するという合目的な心拍出量の増加（心拍数の増加）とは多少意味合いが異なると考えられる。だが、これまで述べてきたように、モータースポーツ中も非常に高い運動状態であり、そこに認知・判断という頭脳を使うという作業が加わり、脳血流もある一定量を確保しなければならないため、この心拍数の増加は合目的であるかもしれない。この点はさらに深く検討していく必要がある。

走行中は休む暇無く平均 150bpm という高い心拍数が維持された。これは陸上中長距離選手の心拍数変化とほぼ同じである [7]。カートレースは 30 分程であるが、F1 にもなると約 2 時間その状態で戦い続ける。しかも、強烈な G の中、呼吸もままならない状態で、他の車と競り合いながら知性を保って冷静に、である。まさにレーシングドライバーは“スーパーアスリート”とすることができる。

## 5. 結 論

厚いレーシングスーツと、コーティングされたシールドの付いたヘルメットに身を包むモータースポーツは、陸上選手のような筋肉の躍動も見られなければ、サッカーやラグビーのような激しい肉体のぶつかり合いもない。しかし、その見えざる殻の中では想像を絶する肉体運動・精神活動が行われていることが、レーシングカート走行中の生体情報計測実験を通して確認された。以下に得られた知見をまとめる。

- 1) カート走行中の平均合成加速度は、約 0.7 G であった。また、平均最大値は約 2.4 G であり、カート走行中の G による肉体負荷の程度が明らかにされた。
- 2) 血圧は、収縮期・拡張期血圧ともカート走行直後に有意に低下（約 10 mmHg）し、その後回復傾向であった。これは極度の交感神経優位からのリバウンド現象だと考えられた。
- 3) 深部体温（鼓膜温）はカート走行直後に有意に上昇（約 0.5℃）した。暑熱環境では更なる上昇が予想され、モータースポーツ中の深部体温計測の重要性が示唆された。
- 4) カート走行中の心拍数は平均 150bpm で常に維持された。その心拍数上昇機序は、統計有意な交感神経活動の亢進と迷走神経活動の抑制から説明された。

本稿では、日常的な自動車運転（興奮状態）における事故防止への貢献、そしてモータースポーツ中の生体計測必要性への提言を目指して、レーシングカート走行中の生体反応の解明を試みた。本基礎研究を通して、幸いにも様々

な追求すべき課題・問題点が浮き彫りであるので、今後さらに解明していく予定である。

謝辞 本研究の一部は株式会社ユーシスの研究支援によって遂行された。ここに記して謝意を表する。

## 文 献

1. 海野巖: ザ・カート. (株)山海堂, 東京, 2002, pp. 16-21.
2. 海野巖: ザ・カート. (株)山海堂, 東京, 2002, pp. 50-51.
3. 本田技研工業(株): Honda F1 マシンカタログ. <http://www.honda.co.jp/F1/spcontents2005/flcatalogue/> (URL)
4. ヤマハモーターパワープロダクツ(株): レーシングカートとは. <http://www.ympc.co.jp/kart/what/index.html> (URL)
5. 加藤弘, 亀井恭子, 松岡勇二, 中俊博, 原通範, 矢野勝, 田中秀一: スキートレーニングにおける心拍数の変化. 日本スキー学会誌. **2**(1): 83-89, 1992.
6. Chamari K, Moussa-Chamari I, Gary O, Chaouachi M, Koubaa D, Hassen C, Hue O: Correlation between heart rate and performance during Olympic windsurfing competition. *Eur J Appl Physiol.* **89**: 387-392, 2003.
7. Du N, Bai S, Oguri K, Kato Y, Matsumoto I, Kawase H, Matsuoka T: Heart rate recovery after exercise and neural regulation of heart rate variability in 30-40 year old female marathon runners. *J Sports Sci Med.* **4**: 9-17, 2005.
8. 柳川和優: 心拍数から見た中長距離走の運動強度. 広島経済大学研究論集. **23**(1): 33-52, 2006.
9. Bird S, George M, Balmer J, Davison RCR: Heart rate responses of women aged 23-67 years during competitive orienteering. *Br J Sports Med.* **37**: 254-257, 2009.
10. Neumayr G, Pfister R, Mitterbauer G, Gaenzler H, Sturm W, Hoertnagl H: Heart rate response to ultraendurance cycling. *Br J Sports Med.* **37**: 89-90, 2003.
11. 澤田幸展: 一過性ストレス-心臓血管系血行動態を強調した視点-. 心理学評論. **44**: 328-348, 2001.
12. 澤田幸展: 血圧反応性再訪. 生理心理学と精神生理学. **24**(3): 257-271, 2006.
13. 山越健弘, 野川雅道, 山越憲一: ストレスの物理的評価. BIO INDUSTRY. CMC 出版, 東京, 2008, **25**(6), pp. 7-17
14. Yamakoshi K: Non-invasive techniques for ambulatory blood pressure monitoring and simultaneous cardiovascular measurements. *J Ambul Monit.* **4**: 123-14, 1991.
15. 山越憲一, 戸川達男: “2 生体内圧の計測” 生体用センサと計測装置, (株)コロナ社, 東京, 2000, pp. 17-57.
16. Berger RD, Saul JP, Cohen RJ: Transfer function analysis of autonomic regulation. I. Canine atrial rate response. *Am J Physiol.* **256**: 142-152, 1989.
17. Pomeranz B, Macaulay RJB, Caudill M, Kutz I, Adam D, Gordon D, Kilborn KM, Barger AC, Shannon DC, Cohren RJ, Benson H: Assessment of autonomic functions in human by heart rate spectral analysis. *Am J Physiol.* **248**: 151-153, 1985.
18. Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S, Rimoldi O, Furlan R, Pizzinelli P, Sandrone G, Malfatto G, Dell'Orto S, Piccaluga E, Turiel M, Baselli G, Cerutti S, Malliani A: Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circulation Res.* **59**: 178-193, 1986.

19. Sawada Y, Tanaka G, Yamakoshi K: Normalized pulse volume (NPV) derived photo-plethysmographically as a more valid measure of the finger vascular tone. *Int J Psychophysiol.* **41**: 1-10, 2001.
20. Yamakoshi K, Shimazu H, Togawa T: Indirect measurement of instantaneous arterial blood pressure in the human finger by the vascular unloading technique. *IEEE Trans Biomed Eng.* **BME-27**: 150-155, 1980.
21. Nakagawara M, Yamakoshi K: A portable instrument for non-invasive monitoring of beat-by-beat cardiovascular haemodynamic parameters based on the volume-compensation and electrical-admittance method. *Med Biol Eng Comput.* **38**: 17-25, 2000.
22. Yamakoshi K, Nakagawara M, Tanaka S: Current development in beat-by-beat cardiovascular monitoring with non-invasive and ambulatory techniques. *In*: Singh M, Radhakrishnan S, Ratil KM, Reddy MRS ed, *Medical Diagnostic Techniques and Procedures*. Narosa Publishing House, New Delhi, India, 2000, pp. 132-141.
23. Yamakoshi K: Non-invasive cardiovascular haemodynamic measurements. *In*: Oberg PA, Togawa T, Spelman F ed, *Sensors in Medicine and Health Care (Sensors Applications. 3)*, Wiley-VCH Verlag, Weinheim, 2003, pp. 107-160.
24. Tanaka S, Nogawa M, Yamakoshi T, Yamakoshi K: Accuracy assessment of a non-invasive device for monitoring beat-by-beat blood pressure in the radial artery using the volume-compensation method. *IEEE Trans Biomed Eng.* **54**(10): 1892-1895, 2007.
25. 山越健弘, 山越憲一, 日下部正宏: 単調運転時の生体反応計測と生理活性度指標の基礎的検討. *自動車技術会論文集.* **36**(6): 205-212, 2005.
26. Yamakoshi T, Rolfe P, Yamakoshi Y, Hirose H: A novel physiological index for driver's activation state derived from simulated monotonous driving studies. *Transp Res C.* **17**(1): 69-80, 2009.
27. Yamakoshi T, Park SB, Jang WC, Kim K, Yamakoshi Y, Hirose H: Relationship between salivary chromogranin-A and stress induced by simulated monotonous driving. *Med Biol Eng Comput.* **47**(4): 449-456, 2009.
28. Molina L, Elosua R, Marrugat J, Pons S: Relation of maximum blood pressure during exercise and regular physical activity in normotensive men with left ventricular mass and hypertrophy. *Am J Cardiol.* **84**: 890-893, 1999.
29. Laukkanen JA, Kurl S, Salonen R, Lakka TA, Rauramaa R, Salonen JT: Systolic blood pressure during recovery from exercise and the risk of acute myocardial infarction in middleaged men. *Hypertension.* **44**: 820-825, 2004.
30. Nielsen M: Die Regulation der Korpertemperatur bei Muskularbeit. *Scand Arch Physiol.* **79**: 193-230, 1938.
31. Saltin B, Hermansen L: Esophageal, rectal, and muscle temperature during exercise in humans. *J Appl Physiol.* **21**: 1757-1762, 1966.
32. 窪田英樹, 山越健弘, 鎌田紀彦, 朝比奈亮, 浜田博之, 若松伸司: 暑熱環境における無効発汗を考慮した人体平均皮膚表面温度の予測. *建築学会環境系論文集.* **575**: 127-136, 2004.
33. Parati G, Mancia G, Di Rienzo M, Castiglioni P: Point: cardiovascular variability is/is not an index of autonomic control of circulation. *J Appl Physiol.* **101**: 676-678, 2006.
34. Taylor JA, Studinger P. Counterpoint: cardiovascular variability is not an index of autonomic control of circulation. *J Appl Physiol.* **101**: 678-681, 2006.
35. Levy WC, Cerqueira MD, Abrass IB, Schwartz RS,

- Stratton JR: Endurance exercise training augments diastolic filling at rest and during exercise in healthy young and older men. *Circulation.* **88**: 116-126, 1993.
36. Kamon E, Belding HS: Heart rate and rectal temperature relationships during work in hot humid environments. *J Appl Physiol.* **31**: 472-477, 1971.
37. ピーター・ナイガード: F1 ドライバーその肉体の秘密に迫る!!! *fl. panasonic. com.* (<http://fl.panasonic.com/features/2006/vol01/index.html>) (URL)

#### 山越 健弘 (ヤマコシ タケヒロ)

1998年室蘭工業大学建設システム工学科卒業, 2000年同大学院修士課程修了. 2006年福井大学大学院博士課程修了. 博士(工学). 2006年金沢大学大学院自然科学研究科 システム創成科学専攻 信頼性システム工学講座(寄附講座)特任准教授に就任, 現在に至る. 生体計測と解析, 生体情報の無侵襲・無拘束計測法, 健康・福祉工学などの研究開発に従事.



日本生体医工学会, 計測自動制御学会, 日本自動車技術会, IEEE Engineering in Medicine & Biology Societyなどに所属.

#### 山越 康弘 (ヤマコシ ヤスヒロ)

2000年北海道東海大学工学部卒業. 2004年TYT技研株式会社に研究員として入社, 2007年株式会社ユーシス代表取締役. 同年, 千葉大学大学院工学研究科博士後期課程入学, 現在に至る. 無侵襲生体計測, 健康・福祉工学などの研究に従事.



日本生体医工学会, IEEE Engineering in Medicine & Biology Societyなどに所属.

#### 松村 健太 (マツムラ ケンタ)

2007年北海道大学大学院文学研究科博士後期課程修了. 博士(文学). 2006年日本学術振興会特別研究員DC2, 2007年同PD, 2008年国立精神・神経センター精神保健研究所流動研究員, 現在に至る. ストレス負荷時およびPTSD患者の心理生理的反応に関する研究に従事.



日本心理学会, 日本生理心理学会, 日本健康心理学会, 日本トラウマティック・ストレス学会などに所属.

#### 廣瀬 元 (ヒロセ ハジメ)

1994年青山学院大学理工学部機械工学科卒業, 1997年米国オハイオ州立大学大学院工学研究科機械工学専攻修士課程修了, 2003年東北大学博士課程修了. 工学博士. 1998年金城短期大学秘書学科専任講師, 2006年金城大学短期大学部ビジネス実務学科准教授, 現在に至る. X線材料強度学に関する研究に従事.



日本機会学会, 日本材料学会などに所属.