

# 生理計測に基づくカーレーサーのストレス推定

○山川博司（東京大学） Le Quoc Dung（フジタ） 山下 淳（東京大学） 浅間 一（東京大学）

**概要** レース中のカーレーサーのストレスを推定する手法について検討した。生理指標には、咀嚼筋の筋電（EMG）、発汗（GSR）、心拍間隔（RRI）を用いた。フリー走行における計測データを解析したところ、走行状況によって生理指標の反応に特徴があることがわかった。これをもとにストレスの大きさを推定する式を考案し評価を行ったところ、ストレス推定が可能であることが確認できた。

**キーワード:** 生理計測、咀嚼筋、発汗、心拍間隔、ストレス推定、レーサー

## 1 序論

自動車のスピードと運転技術を競うカーレースは、レーサーにとって常に危険で過酷な状態にあり、精神的にも肉体的にも極限的な状況に置かれるため、レース中の生理状態をモニタリングするなど安全管理が重要である。生理状態の変化からレーサーのストレス状態を推定することができればレーサーの安全管理に役立てることができる。

ストレスと生理反応に関する研究はこれまで多くなされており、ストレスに反応する生理指標として、唾液中のアミラーゼ、心拍数、発汗、眼球運動などが有効であることが報告されている<sup>1)~8)</sup>。また、ストレスと関係する他の生理指標として、咀嚼筋の筋電図がある。菅原ら<sup>9)</sup>は情動と顔面筋の筋電図の関係を調べた実験で、咀嚼筋の活動がネガティブな情動と関連があることを報告しており、沖野ら<sup>10)</sup>は光刺激によりストレス負荷を与えた実験で、咀嚼筋の筋活動が増加したと報告している。成ら<sup>11)</sup>の研究では、心拍間隔、咀嚼筋の筋電図、眼球運動、発汗（皮膚電気反射）を生理指標に用い、ディスプレイの表示に応じた動作をさせる際、不満（不快感情）を喚起する課題を含めた実験を行った結果、心拍間隔、発汗とともに咀嚼筋の筋電図がストレスに反応しやすいと報告している。

レースに関する山越ら<sup>12)</sup>の研究では、レーシングカートにおいてレーサーの心拍、血圧、深部体温及び加速度を計測しているが、血圧と深部体温はレースの前後のみの測定であり、レース中は心拍と加速度のみ測定されている。測定の結果、外見から想像する以上の肉体運動と精神的状態に起因する生体活動が行われていることが確認されたことから、カート走行中の生体反応を詳しく解明することの必要性を主張している。

レース中のレーサーを計測することを考慮した場合、唾液中のアミラーゼや眼球運動の計測は、レーサーへの負担が大きく安全面で問題がある。一方、咀嚼筋の筋活動の計測はレーサーへの負担が少ない上、レース中の瞬間的な状況に対しても反応が得られることが期待できる。また、心拍数（HR）の計測や発汗（皮膚電気反射：GSR）の計測もレーサーへの負担が小さく有用である。複数の生理指標を用いることで、ストレス状態と生理指標の変化に関するより詳細な情報が得られることが期待できる。

以上のことから、本研究では生理指標として、咀嚼筋の筋電（EMG）、発汗（GSR）および心拍数間隔（RRI）

を用いてレーサーの身体の生理状態をウェアラブルなシステムで計測し、ストレスを推定する方法について検討したので報告する。なお本研究での計測は、東京大学工学系研究科倫理委員会の承認を得て実施した。

## 2 計測システム

### 2.1 計測機器の概要

計測器本体（データロガー）には、携帯型計測器であるS&MEで製DL-3100を使用した。A/D変換の分解能は16bit、本体に搭載されているメモリ（1GB）に計測データを記録することができる。大きさはD34×H67×W117mm、質量は約270gである。筋電計測においては、通常の電極を使用するとセンサと計測器本体を接続するリード線に車内の電磁ノイズが乗ると考えられたため、ノイズの影響を低減することを考慮し、筋電（EMG）センサには二つの電極がアンプと共に一体となったアクティブ型の筋電センサ（DL-141）を選定し使用した。大きさはD12×H7×W23mm、質量は約2gである。左右それぞれの咀嚼筋に1個ずつ、計2個のセンサを用いた。発汗（GSR）センサには、S&ME製DL-340を用いた。センサからの信号はフィルタアンプで増幅された後、計測器本体に記録される。フィルタの周波数特性が0.16~5Hzであり、高周波成分がカットされるため、車内の電磁ノイズの影響はほとんどないと考えられる。フィルタアンプ部の大きさはD35×H20×W50mm、重量は約30gである。心電心拍センサには、S&ME製DL-310を用いた。センサからの信号はフィルタアンプ部で増幅され、心電信号のR波が検出され、パルスが出力される。計測器には、心電信号とパルス信号が記録される。心電信号のR波は振幅が大きくノイズの影響を受けにくいいため、車内の電磁ノイズの影響はほとんどないと考えられる。フィルタアンプ部の大きさはD40×H20×W80mm、重量は約48gである。計測器本体および筋電センサ、発汗センサ、心電（心拍）センサをFig. 1に示す。

実験室での予備実験において咀嚼筋の筋活動が強くみられた部位をアルコールティッシュで拭き、筋電センサを医療用テープで固定した。なお、本研究における咀嚼筋とは咬筋のことである。発汗については、一般に指や額部に反応が出やすいが、ドライバの安全を考慮して左右の耳たぶの後方にセンサを貼り付けた。筋電、発汗、心電・心拍センサの電極の貼り付け位置と計測器本体の固定位置をFig. 2に示す。

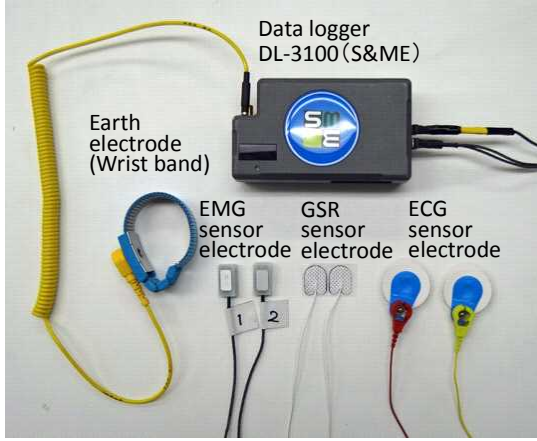


Fig.1: Data logger and sensors using measurement.

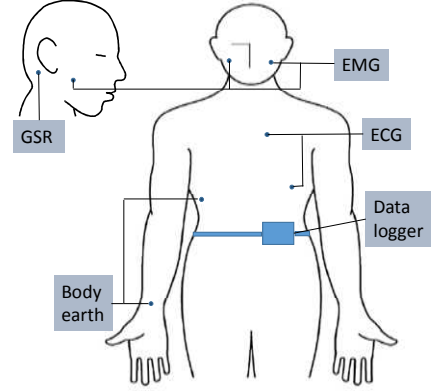


Fig.2: Attachment positions of sensor electrode and data logger.

## 2.2 信号処理

計測された筋電 (EMG) 信号, 発汗 (GSR) 信号, 心拍間隔 (RRI) 信号はサンプリング周波数1kHz, 精度16bitでA/D変換され生体計測機器に記録される. 記録された各生理信号について以下の信号処理を行った.

(1) 咀嚼筋の筋電 (EMG)

本研究では, 筋電信号を解析する方法として, 積分と同様によく使用されている自乗平均平方根 (Root Mean Square - RMS) を用いた. これまでの研究における筋電の周波数帯域を考慮して, 本研究ではフィルタのカットオフ周波数を低域側20Hz, 高域側400Hzに設定した. 人間が咀嚼する際には, 通常0.1秒程度から数秒間噛み締めるとされていることから, レース中の瞬間的な咀嚼筋活動を計測することを考慮し, 本研究では解析するフレーム長を100ms, フレームをずらす間隔を1msとして解析を行った. 信号処理の手順を以下に示す.

① フレーム内の筋電信号 $e(n)$ について自乗平均平方根 (Root Mean Square - RMS) を求める.

サンプル点 $n$ におけるRMSの値を $S_1(n)$ とすると次式で求めることができる.

$$S_1(n) = \sqrt{\frac{1}{N+1} \sum_{i=0}^N e^2 \left( n - \frac{N}{2} + i \right)} \quad (1)$$

$$N = 100, \quad \frac{N}{2} \leq n \leq n_{end} - \frac{N}{2}$$

$n_{end}$  : 最後のサンプル点

② 解析時間を1ms (1サンプル点) ずらして, ①の処理を繰り返す.

$S_1(n)$ を咀嚼筋活動に関するストレス推定のための関数とする.

(2) 発汗 (皮膚電気抵抗 : GSR)

発汗センサで得られた信号には, 5Hzのローパスフィルタがセンサ用のアンプ部で掛けられた後, 生体情報機器に記録される. 筋電信号と同様に, 発汗センサか

らの信号を $g(n)$ とすると式(2)よりサンプル点におけるRMSの値を求める.

$$S_2(n) = \sqrt{\frac{1}{N+1} \sum_{i=0}^N g^2 \left( n - \frac{N}{2} + i \right)} \quad (2)$$

$$N = 2000, \quad \frac{N}{2} \leq n \leq n_{end} - \frac{N}{2}$$

$n_{end}$  : 最後のサンプル点

$S_2(n)$ を発汗に関するストレス推定のための関数とする.

(3) 心拍数 (心拍間隔 : RRI)

心電信号には0.16~500Hzのバンドパスフィルタがアンプ部で掛けられた後, 生体情報機器に記録される. 同時に心電波形のR波に同期したパルス波形がアンプ部で生成され, 心電信号と同時に生体情報機器に記録される.R波の時間位置で同期パルスが立ち上がるため, パルスの立ち上がる時間位置より, R-R間隔を求め, その逆数から心拍数を求めた. なお, 心拍数を記録する際はR-R間の中間点の時間を用いた.

心拍の変動状態より自律神経系の活動状態を知ることができる. 本研究では, 短時間区間における自律神経系の活動状態を知りたいので, 時間領域での解析法として知られている, SD (解析区間における心拍間隔の標準偏差) およびRMSSD (解析区間における隣接心拍間隔の差の二乗平均平方根) を用いた. SDは交感神経系と副交感神経系の両方を含む自律神経系の活動状態を表わす指標であり, RMSSDは副交感神経系の活動状態を表わす指標であるとされている. したがって, SDとRMSSDの比を指標とすることで, 交感神経系と副交感神経系の活動状態の変化を知ることができる. つまり, SD/RMSSDの値が大きいほど交感神経系の活動が活発であることになる. 一般にストレスを受けると交感神経系が活発になるため, SD/RMSSDの値が上昇するところ

ではストレスを受けていると推定することができる。  
 なお、以降RMSSDをRMと記すことにする。

サンプル点  $n$  における心拍間隔を  $I(n)$ 、解析区間における心拍間隔の平均値を  $\bar{I}$  とすると、解析区間におけるSD, RMの値を式(3)および式(4)を用いて求める。

$$SD(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (I(n-N+i) - \bar{I})^2} \quad (3)$$

$$RM(n) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=2}^N (I(n-N+i) - I(n-N+i-1))^2} \quad (4)$$

$$N = 20, 20 \leq n \leq n_{end}$$

$n_{end}$  : 最後のサンプル点

$SD(n)$  と  $RM(n)$  の比を  $S_3(n)$  とし、これを心拍変動に関するストレス推定のための関数とする。

$$S_3(n) = SD(n) / RM(n) \quad (5)$$

### 3 計測

#### 3.1 予備実験

走行中の車内の電磁ノイズが生理計測信号に影響を及ぼさないかを知るために予備実験を行った。筋電信号では、走行中の無筋活動時の信号振幅が全てノイズによるものと仮定して、ノイズの振幅に対する筋活動時の信号振幅の比を求めた。その結果、弱い筋活動時で約 15、中程度の筋活動時で約 150、強い筋活動時で約 340 であった。このことから、走行中の車内の電磁ノイズが筋電計測に影響を及ぼすことは無く、アクティブ型筋電センサとバンドパスフィルタがノイズ除去に効果的に働いていることが確認できた。

発汗 (GSR) センサについては、信号の周波数帯域が一般に数 Hz 以下であることから、5Hz のローパスフィルタがかけられている。走行中のセンサ信号には車内の電磁ノイズの影響がみられなかったことから、発汗 (GSR) の計測に問題ないことが確認できた。

心電心拍信号については、信号振幅の大きい R 波が検出できればよいため、車内の電磁ノイズの影響はほとんど受けずに検出可能であることが確認できた。

#### 3.2 計測実験

SUPER GT 公式レースにおけるレース前のフリー走行にて計測実験を行った。計測を行ったオートポリス SUGO のサーキットコースの概略を Fig. 3 に示す。2箇所長いストレートと 12 箇所のコーナーがある。1 コーナーから 4 コーナーにかけては下り坂になっており、4 コーナーから 6 コーナーにかけて上り坂になっている上、4 コーナーは最も曲率が小さいコーナーである

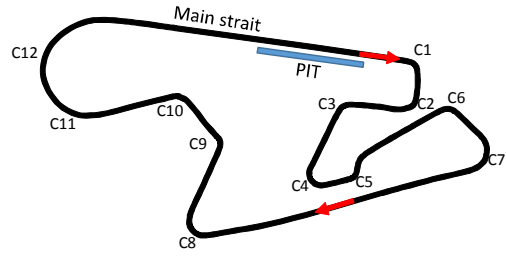


Fig.3: Schematic view of the SUGO racing circuit.

ため、減速と加速のタイミングが重要になるポイントである。レーサーによると 6 コーナーまではコース幅が狭いのでなかなか追い越せず、6 コーナーから 7 コーナーで追い越しを仕掛けることが多いとのことである。7 コーナーから 8 コーナーにかけてはストレートコースで、8 コーナー前では急減速が必要になるとともに、追い越しを仕掛けることが多いため、気を使うポイントである。11 コーナーと 12 コーナーは高速で 180 度ターンをするため、レーサーによるとスピンをしないように気を使いながら走行しているとのことである。

フリー走行 5 周目の時間に対する筋電、発汗、心拍間隔変動に関するストレス推定関数値のグラフを Fig. 4 に示す。時間軸 0 秒の地点は、Fig. 5 のメインストレートコース上の水色マーカー ( $t=0$ ) の位置であり、時間軸 70 秒の地点は、10 コーナーを過ぎた水色マーカー ( $t=70$ ) の位置である。Fig. 4 の時間軸にはコース位置と車内に設置されたビデオカメラの映像より確認したレース状況が示されている。

Fig. 4 より、走行状況によって生理指標に特徴的な変化が見られることが確認できた。筋電 (EMG) は信号振幅の大小はあるものの状況の変化によく反応しており、コーナー前の急減速や他車と接近して減速している場合などに大きく反応する傾向が見られた。発汗 (GSR) はコーナー前の急減速や他車と接近している場合に反応しやすく、得に他車に追い越しを仕掛ける状況で大きく反応する傾向にあると言える。心拍間隔変動 (SD/RM) については、コーナー前の急減速のみでは反応が小さいが、他車と接近している場合や他車を追い越そうとしている場合に大きく反応する傾向が見られた。このように走行状況により生理指標に特徴が見られたため、さらに詳しく調べた。3 周目から 6 周目までの走行について、車内カメラの映像をもとに走行状況を記録し、その時の生理指標の値を抽出した。1 周目、2 周目を除いたのは、レーサーへのインタビューの際、1, 2 周目はウォーミングアップの状態であるため、レース時とは異なる身体状態にあるというコメントが得られたからである。

走行状況を主なシーンに分類すると以下ようになった。

- (1) ストレート走行 (加速時, 高速走行時)
- (2) コーナー直前, 急減速 (接近なし)
- (3) コーナー直前, 急減速 (他車と接近)
- (4) 他車に追い越される (接近)
- (5) 追い越しを仕掛ける
- (6) 追い越したいが追い越せない

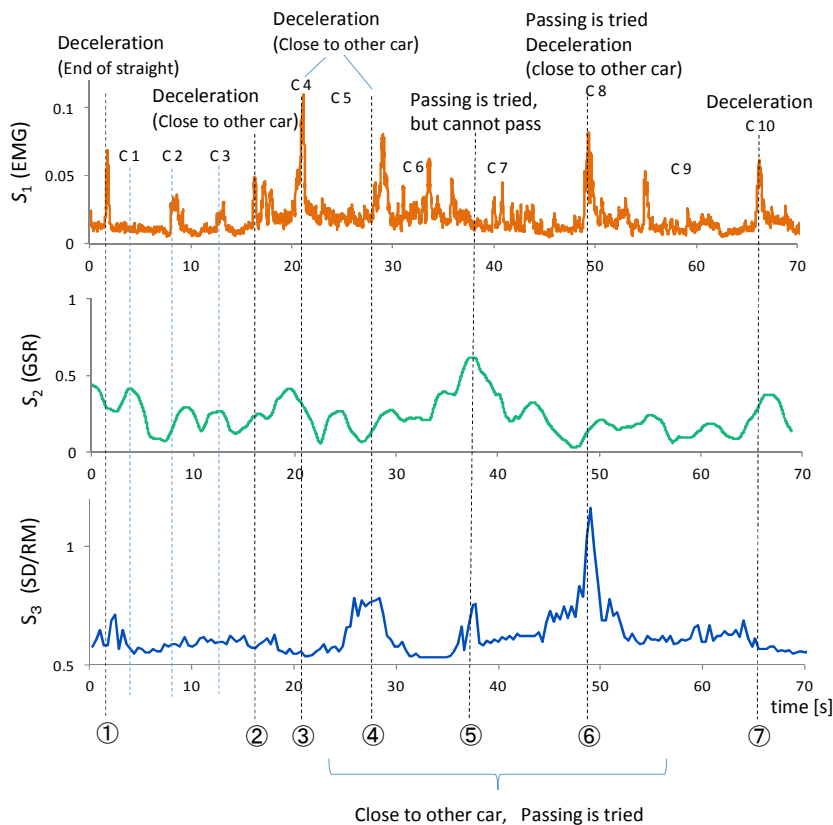


Fig.4: The course position of a measurement car and the relations of the race situation and the physiological signals.

- (7) 追いながら接近
- (8) アクシデント
- (9) 回避行動
- (10) コーナーで加速
- (11) ピット道に入る

ここでアクシデントとは、前方を走行する車がスピンし他車に接触して停止したシーンのことであり、回避行動とは停止した車を避けて通過するシーンのことである。これらのシーンと各生理指標のストレス推定関数値の関係を Table 1 に示す。表中の値は各指標について 3~6 周間のデータ内における最大値で正規化した値である。シーン毎に各指標の平均値を求め、数値の大きさが 0.6 以上なら赤, 0.4 以上 0.6 未満なら黄, 0.2 以上 0.4 未満なら緑, 0.2 未満なら無色で表わしている。これより、咀嚼筋の筋活動が多く、シーンで見られることから、カーレースのように短時間で状況が変化する環境におけるストレスを推定する指標として、咀嚼筋の筋電 (EMG) が有効であると言える。また Fig. 4 を見てもわかるように、咀嚼筋の筋電 (EMG) をトリガとして利用することで、走行状況の変化を効率よく把握することが可能であると言える。発汗 (GSR) は、コーナー前の減速で他車との接近がある場合、無い場合の両方に反応していることや、接近して追い越しを仕掛けているときに反応していることから、加速度などの物理的な要因による身体への負荷がある場合や緊張、不満などの心理的な要因の負荷がある場合の両方に反応しやすいと言える。心拍変動から交感神経

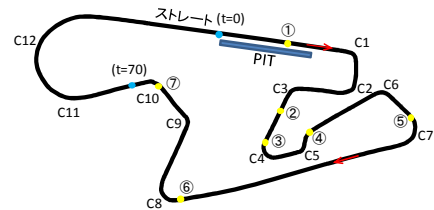


Fig.5: Relations of point number and course position

の活動状態を表わす指標 (SD/RM) では、コーナー前の減速で他車と接近していない場合は反応が小さく、接近している場合は反応が大きくなっていることや他車を追い越す場合、追い越そうとする場合など気を使っている場合や周囲の状況を気にしているときに反応が大きくなりやすいことから、加速度などの物理的な要因よりも精神的な要因に反応しやすいと言える。シーンによって生理指標の反応が異なっているため、反応の大きさと生理指標の組み合わせを考慮することで、シーンの予測や全体のストレスレベルの推定が可能と考えられ、複数の生理指標を用いることがストレスの推定に有効であることが示された。

#### 4 ストレス推定と評価

走行中のストレス状態を推定するため、各指標のストレス推定関数である式(1)、式(2)、式(5)を用いて全体のストレスの大きさを推定する関数として式(6)に示す関数を考えた。

$$S(n) = a \cdot S_1(n) + b \cdot S_2(n) + c \cdot S_3(n) + d \quad (6)$$

ここで、 $a, b, c, d$  は係数であり、 $S_1(n), S_2(n), S_3(n)$  の値は、3~6 周間のデータ内における各指標の最大値で正規化した値である。

計測された生理指標の値を用いて式(6)の係数を求

Table 1: Classification of the physiological signals by race scene. Stress level is shown in the right row.

Scene	$S_1$ (EMG)	$S_2$ (GSR)	$S_3$ (SD/RM)	Stress level
Straight (High speed)	0.66	0.38	0.24	(1)
Just before corner				
Deceleration (Not close to other car)	0.48	0.76	0.19	(3)
Deceleration (Close to other car)	0.47	0.71	0.42	(4)
Passed by other car	0.56	0.59	0.51	(3)
Passing is tried	0.38	0.61	0.63	(5)
Passing is tried, but cannot passed	0.22	0.61	0.36	(5)
Chase other car (Close to)	0.60	0.63	0.51	(4)
Accident	0.44	0.53	0.32	(2)
Evasive action	0.25	0.36	0.86	(3)
Accelerate at corner	0.46	0.49	0.31	(2)
Go into pit road	0.85	0.10	0.16	(1)

めるには、 $S(n)$ の値を与える必要がある。そこでレーサーに走行状況によって感じたストレスの大きさについて質問してみたところ、レース中は潜在意識の状態にあるため、ストレスを感じることはほとんど無いためレベル付けをすることは難しいとの回答を得た。したがって、本研究では著者らの判断により、Table 1に示すシーンについて、ストレスの大きさの順位を予想しレベル付けを行った。5段階でレベル付けを行った結果をTable 1の最右列に示す。数値が大きいほどストレスが大きいことを表す。“ストレート”シーンについて、設定したストレスレベルが小さいのは、レーサーへのインタビューで、ストレートの始めや途中では気持ちをリセットしており、ここで咀嚼筋活動が見られるのはリセットのためであり、ストレスとはあまり関係がないとのコメントを得たためである。“ピット道に入る”についても同様の理由によりストレスレベルを小さい値であるレベル1に設定した。また、コーナーでの加速も他車との接近が無い場合はストレスよりも気合に近い反応と考えたのでレベル2とした。一方、追い越しを仕掛ける場合や追い越したいが追い越せない場合は加速・減速の身体的負荷に加えて接近する他車の動きに気を使い緊張するなど精神的な負荷がかかると考えられるので、ストレスレベルを最も高いレベル5に設定した。接近して追う場合はこれよりも低いレベル4とした。コーナー前の減速については、他車との接近がない場合よりも他車と接近している場合の方がストレスレベルは高いと考えられるので、それぞれレベル3、レベル4に設定した。他車に追い越される場合については、他車が接近して来るのをミラーで確認しているのが車内ビデオ映像から判断できたため、競り合いをせずに追い越される場合のストレスは弱いと考えたのでレベル3とした。走行中に発生したアクシデントについては、車内ビデオ映像から4コーナー前で減速し終えたときに発生していることや事前にスピンを起こすことが予測できる状況だったことからストレスレベルはレベル2に設定した。スピンした車両を回避する際、車内ビデオ映像からは後続の車両に注意しながら回避しているように判断できたため回避動作のストレスレベルはレベル3とした。

先に抽出した生理指標のデータとTable 1のレベル

Table 2: Estimated stress value using equation (6) and (7).

Sample	Estimated stress value by calculation	Situation checked by video	Estimated stress level by video
1	3.66	Passed by other car	3
2	3.92	Chase other car (Close to)	4
3	4.04	Passing is tried	5
4	4.52	Passing is tried	5
5	3.81	Passed by other car	3
6	4.46	Chase other car (Close to)	4
7	4.43	Deceleration (Close to other car)	4
8	3.95	Deceleration (Close to other car)	4
9	4.31	Passing is tried	5
10	2.68	Straight (High speed)	2
11	4.12	Deceleration (Not close to other car)	3
12	4.12	Deceleration (Close to other car)	4
13	1.78	Accelerate at corner	2
14	2.31	Straight (High speed)	1
15	3.38	Deceleration (Not close to other car)	3
16	3.65	Deceleration (Close to other car)	4
17	1.61	Accelerate at corner	2
18	4.52	Deceleration (Not close to other car)	3
19	3.42	Straight (High speed)	1
20	4.68	Deceleration (Not close to other car)	4
21	3.87	Deceleration (Close to other car)	4
22	1.85	Accelerate at corner	2
23	3.22	Accelerate at corner	2
24	3.85	Deceleration (Close to other car)	4
25	4.22	Deceleration (Close to other car)	4
26	4.81	Deceleration (Close to other car)	4
27	3.51	Chase other car (Close to)	4
28	1.45	Go into pit road	1

値を用いて式(6)における二乗誤差が最小となる係数を求めたところ、以下の値が得られた。

$$a = -2.67, b = 1.32, c = 2.08, d = 3.14 \quad (7)$$

以上より、式(6)および式(7)に示す係数を用いてレース中のストレス状態を推定することができる。

ストレス推定方法を考案するために使用したデータは、1回目のフリー走行のデータである。接触事故のアクシデントにより6周目で走行が中断されたが、数分後にフリー走行が再開されている。その間レーサーは車内で待機しており、センサや計測機器は動作した状態になっていた。そこで中断後の2回目のフリー走行の生理指標データを用いて、ストレス推定法の評価を行った。車内ビデオ映像をもとに、Table 1のシーンに該当する時点の生理データを抽出し、信号処理を施した後、式(6)と求めた係数を用いてストレスの大きさを推定した。その結果をTable 2に示す。推定したサンプル時点は28箇所であり、計算で求めたストレスの推定値とビデオで確認した状況、およびその状況からTable 1より判断したストレスレベルが示されている。これより、ストレスの推定値とレベル値に若干誤差が見られるものの大きくずれた推定値が少ないことやシ

ーンによるストレス推定値の大小関係に間違いが少ないことが確認できた。

以上のことから、考案したストレス推定法により、走行中のレーサーのストレス状況を定量的に推定することが可能であることが確認できた。

## 5 結論

複数の生理指標を用いて走行中のカーレーサーのストレスを推定する手法を検討した。計測データを解析した結果、走行状況によって各生理指標の反応に特徴がみられることが確認できた。また、走行状況を幾つかのシーンに分類し、シーン毎に設定したストレスレベルと生理計測データを用いて、ストレスを推定する式を考案した。さらに未解析の生理計測データを用いて、考案したストレス推定式の評価を行ったところ、良好な推定結果を得ることができた。以上のことから、複数の生理指標を用いてレース中のレーサーのストレス状態を推定することが可能であることが確認できた。

## 謝辞

本研究の一部は、科学技術振興機構 研究成果最適展開支援プログラム（課題番号：AS2421733H）、JSPS 科研費新学術領域研究（課題番号 26120005）の助成を受けて行われたものです。研究を進めるにあたり協力して頂いた Igor Sushko 氏、株式会社ジースポートの黒田篤氏、株式会社エー・アンド・ディの古川宏嗣氏、フリースケール・セミコンダクター・ジャパン株式会社の関係者各位に深謝いたします。

## 参考文献

- 1) 中野敦行, 山口昌樹: 唾液アミラーゼによるストレスの評価, バイオフィードバック研究 38(1), pp.3-9 (2011)
- 2) J. Taelman, S. Vandeput, A. Spaepen and S. Van Huffel: Influence of Mental Stress on Heart rate and Heart Rate variability, IFMBE Proceedings, 22, pp.1366-1369 (2008)
- 3) M. Nater, Nicolas Rohleder, Jens Gaab, Simona Berger, Andreas Jud, Clemens Kirschbaum, Ulrike Ehler: Human salivary alpha-amylase reactivity in a psychosocial stress paradigm, International Journal of Psychophysiology, 55, PP.333-342 (2005)
- 4) 南谷晴之, 林佐千男, 永田隆信: ストレス・疲労にともなう心拍変動-ニューラルネットワークによる自律神経活動の評価-, 信学技報 MBE, 98(672), pp.115-122 (1999)
- 5) D. Linnarsson, C. J. Sundberg, B. Tedner, Y. Haruna, J. M. Karemaker, G. Antonutto and P. E. Di Prampero: Blood pressure and heart rate responses to sudden changes of gravity during exercise, American Journal of Physiology, 270, H2132-H2142 (1996)
- 6) Shizue Kurimori and Toshio Kakizaki: Evaluation of Work Stress Using Psychological and Physiological Measures of Mental Activity in a Paced Calculating task, Industrial Health, 33, pp7-22 (1995)
- 7) 梅野克身, 浜出絵理子, 横井秀輔, 堀悦郎, 小野武年, 西条寿夫: 精神ストレス負荷時の自律神経反応と手掌からの皮膚喪失水分量(TEWL)との相関性, The Autonomic nervous system 43(5), pp.416-423 (2006)
- 8) 水科晴樹, 阪本清美, 金子寛彦: 課題遂行時の作業負荷により誘発された心理的ストレスとサッカーボール運動の動特性との関係, 電子情報通信学会論文誌 D, J94-D(10), pp.1640-1651 (2011)
- 9) 菅原徹, 佐渡山亜兵, 上條正義, 岡本宜久: 顔面筋の筋電図による情動の計測, 信学技報 102(341), pp.41-44 (2002)
- 10) 沖野憲司, 三善潤, 川田毅, 松田葉, 藤澤政紀, 土門宏樹, 石橋寛二, 菖蒲澤実: ストレス負荷時の自律反応および咬筋筋活動, 下顎運動機能と EMG 論文集, 8, pp.236-240 (2003)
- 11) 成アンナ, 田村雄介, 浅間一: 生理指標を用いたサービスに対する不満状態の評価, 第32回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.233-236 (2011)
- 12) 山越健弘, 山越康弘, 松村健太, 廣瀬元: モータースポーツ時の生体情報反応: カート走行による基礎的検討, 生体医工学 47(2), pp.154-165 (2009)