

## 運転状態推定技術の開発

### 心拍解析による眠気状態の検出

Development of a Driver's Condition Monitor

柳平 雅俊, 安土 光男

Masatoshi Yanagidaira, Mitsuo Yasushi

**要 旨** 居眠り運転の予測と予防に観点をおき、「眠気の兆候」から「眠気の発生」状態を検知する心拍センサを開発した。心拍数の低下量により運転者がまだ自覚していない眠気の兆候を検出し、さらに心拍ゆらぎの高周波成分であるHFの上昇により眠気が発生したことを検出する。センサの精度を検証するため、高速道路運転中の被験者の眠気とセンサ出力を比較した結果、良好な検出性能が得られた。

**Summary** To predict and prevent drivers from falling asleep at the wheel, we have developed a heartbeat sensor to detect how sleepy a driver is. Sleepiness, which a driver might be unaware of, is accompanied by a decreasing heart rate. Then, as the driver begins to feel sleepy, high frequency (HF) harmonic component of the variability of the heart rate rises. To evaluate the sensor performance, we compared its output to the subjective sleepiness felt by subjects driving on a highway. Our results indicate that practical use of the sensor should be feasible.

**キーワード** : 安全, 予防安全, ヒューマンインタフェース, 眠気, 運転状態, 心拍, 心拍数, HF, 心拍ゆらぎ, ITS

#### 1. まえがき

近年、生体情報のセンシング技術が注目されている。特に民生用途としては、これまでは健康管理向けのものが多かったが、最近では個人情報保護のための生体認証技術が携帯電話やパソコンなどにも搭載されるようになってきた。

一方、交通面では運転者の眠気、緊張、疲労具合などの状態を推定する技術が注目されてきている。ITS(高度道路交通システム)の技術分野のひとつである「安全運転支援」技術では、車間維持や車線維持を支援するものなどが実用化され、運転者の肉体的・精神的疲労の軽減に役

立っている<sup>(1)・(2)・(3)</sup>。また居眠り運転防止技術もさかんに研究されており、危険警告により事故回避に役立てられようとしている<sup>(4)・(5)・(6)</sup>。このような背景のなかで、我々は居眠りの予測と予防という観点から、眠気の兆候を検知する心拍センサを研究している<sup>(7)・(8)・(9)</sup>。心拍は姿勢や気温、精神状態などによって変わるが<sup>(10)</sup>、運転時は姿勢や周囲温度が変わることが少ないので、眠気などの精神状態が心拍を変える主な要因となる。そして運転中の心拍数と心拍ゆらぎの高周波成分(High Frequency;HF)<sup>(注)</sup>の変化を調べることにより、次のような傾向が得られ

ると考える。

(a) 眠気のない状態

交感神経活動が亢進し、副交感神経活動が抑制している状態である。

(b) 眠気の兆候がある状態

単調な運転や疲労などにより、心理的には眠気の自覚は少ないが、生理的にその兆候が現れる。交感神経活動が亢進状態から抑制状態へ変わるので、心拍数が下がる。

(c) 眠気が生じる状態

交感神経活動は抑制したままであるが、副交感神経活動が亢進状態へ変わるので、心拍数が下がり、HF が上がる。

(d) 眠気に抗した葛藤状態

危険を感じ、眠気に抗するために、緊張状態を生ずる。ヒヤッとしたときなどに、交感神経活動が断続的に亢進し、心拍数が上がる。

(e) 眠気に抗しきれない状態

緊張が消失し、居眠りが起こる。交感神経活動が抑制するので心拍数が再び下がる。

以上のうち、センサの検出対象を(b)と(c)とした。すなわち心拍数の低下量により眠気の兆候を検出し、眠気の進行をモニタする。そしてHFの上昇により、眠気の兆候が眠気の発生になることを推定する。

これらの検証のため、高速道路における走行実験を行い、眠気検出精度について検討したところ、良好な結果が得られたので報告する。

(注)HF(= High Frequency:心拍ゆらぎの高周波成分)

心臓は自律神経系の調整バランスによって拍動する。拍動の時間間隔の変動成分が‘心拍ゆらぎ’である。さらに、このゆらぎの特定の周波数成分(=0.15 ~ 0.4Hz)をHFという。HFは自律神経系のうち副交感神経活動を反映している<sup>(11),(12),(13)</sup>。

## 2. 実験方法

健康者12名(25 ~ 45歳 / 男性)を対象に、そ

れぞれ午後1時より、オートマチックタイプの乗用車を用いて実験を行った。実験者が後部席に同乗し、関越自動車道の鶴ヶ島IC ~ 本庄児玉ICの間(約40km)を走行した(図1)。1名の被験者について往路と復路あわせて2回の実験を行ない、実験時間は約2時間であった。被験者には、カーオーディオを切り、必要外の私語をせず左側車線を自然の流れに従って運転をするよう指示した。また被験者の心拍を前報<sup>(7)</sup>で報告したハンドルセンサによって10秒毎に計測した(図2)。さらに被験者の眠気を記録するため、眠気の入力を指示する音声メッセージをPCより60秒毎に出力し、その後被験者に眠気入力装置(写真1)上の選択ボタンを押すよう指示した。選択ボタンは、実験開始時(=高速道路進入時)と比べた眠気について、「眠気は同程度です」、「眠気が多少増えました」、「眠気がかなり増えました」のいずれかとした。

## 3. 分析方法

### 3.1 被験者の眠気の数値化

「眠気は同程度です」と回答された場合に1、「眠気が多少増えました」の場合を2、「眠気がかなり増えました」の場合を3とする。

### 3.2 フィルタ処理

心電図は250Hzでサンプリングし、これらより心拍数、HFおよび呼吸数を算出する(図3:算出例)。これらのトレンド変化を抽出するため、心拍数に対して11次のFIRフィルタ処理、およびHFと呼吸数に対して21次のFIRフィルタ処理を行う。フィルタ処理後の結果例を図3にそれぞれを実線で示す。これらのうち、心拍数とHFの処理結果を以降の分析に用いる。

### 3.3 心拍数の低下量の算出

心拍数の低下量算出のため、基準心拍数を求める。この基準心拍数は、運転者の覚醒水準が常時変動することを考え、あらかじめ設けられた条件により随時変更されるものとする。例えば、心拍数の変化が低下傾向であることを判別した場合、このときの心拍数を始めの基準心拍

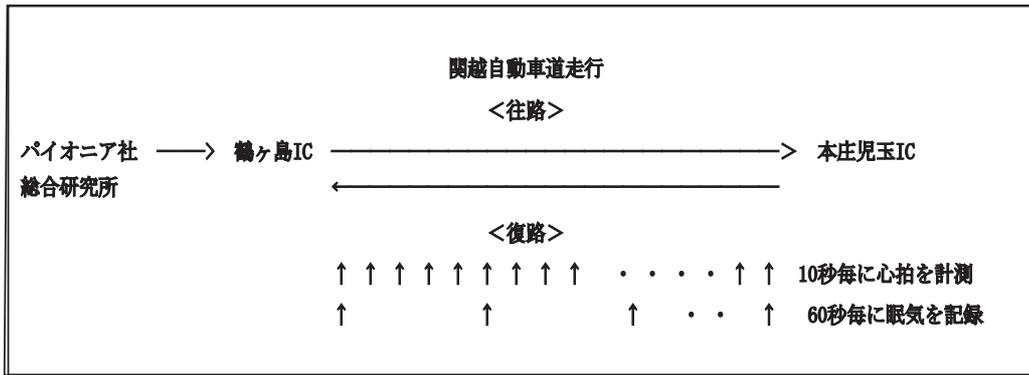
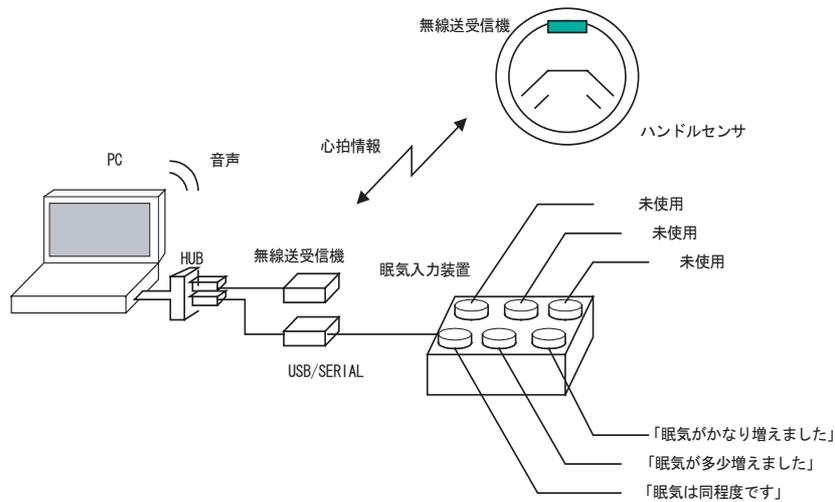


Fig.1 Experiment Protocol



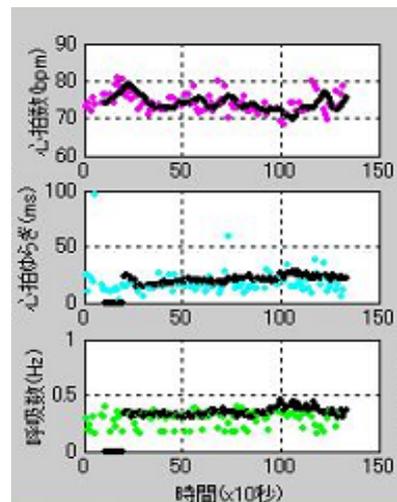
This system includes a steering wheel sensor to detect heartbeat and buttons for the input of the subjective sleepiness.

Fig.2 Experimental System



Three buttons that allowed the driver to input 'no change', 'weak', or 'strong' sleepiness were on the top panel of a recording device.

Picture.1 Appearance of the Buttons



(top) heart rate, (middle) HF component, (bottom) respiration frequency

Fig.3 Example of the heartbeat analysis

数1とする(図4)。この低下傾向の判別は、そのつど最後に計測された6個の心拍数データの分布領域を楕円にあてはめ、時間軸に対して楕円の長径の傾きが負であり、かつ短径の長さが一定値以下であるときに低下傾向ありとする。同様に、上昇傾向の判別は長径の傾きが正であることを条件とする。これにより次に上昇傾向が判別されるまでの間について心拍数の低下量を求め、以外の場合は低下量=0とする。この低下量については、60秒毎に記録した眠気の結果と比較するため、10秒毎に記録したフィルタ処理後の心拍数から60秒間毎の平均値を求め、これを計測心拍数として次式より求める。

心拍数の低下量 = 計測心拍数 - 基準心拍数

そして、以降再び低下傾向と判別された場合は、新たな基準心拍数2を設けて同様に低下量を求める。

なお、心拍数の低下だけみるのでは誤った結果を出してしまうことがある。たとえば追い越しなどにより一時的な緊張が起こると心拍数上がるが、元の平静状態に戻るときの心拍数の低下を眠気と判定してしまうおそれがある。このため、これらの誤判定を防ぐためしきい値を設ける。この値は実験開始後の心拍数に10拍増分したものとし、しきい値以下の心拍数変化を眠気の判定に用いることとする。

### 3.4 HFの上昇の判別

フィルタ処理後のHFの値について、そのつど過去400秒間における増加率が1.7倍以上で

あることを判別する。さらに過去100秒間の変化が、上昇傾向であるかどうか調べる。このため、この間のデータに一次回帰式をあてはめ、その傾きが正である場合に、HFの上昇ありとする。なお時間幅と増加率の設定をこのようにしたのは、前報<sup>(7)</sup>の実験結果をふまえたものである。

### 3.5 分析対象区間

前述のように運転者の覚醒度は常時変動しており、一時的に軽い眠気を訴えても、運転操作や今回の実験で行った眠気の入力などともない、すぐにまた元の状態に戻ることがある。このため、このような一過性の眠気は除外し、持続的な眠気に至る変化について調べることとする。よって、前述した「3. 分析方法・3.1 被験者の眠気の数値化」で求めた眠気2もしくは眠気3が5分以上連続して申告された区間、すなわち眠気1がこの間に申告されなかった区間を分析の対象区間(=眠気区間)とする。

### 3.6 分析方法

分析対象区間について、眠気2が申告されたときを「眠気の兆候がある」状態とみなす。また眠気3が申告されたときを「眠気が発生した」状態とみなす。ここで眠気2は「眠気が多少増えました」という申告であって、眠気を感じているようにも思われる。しかし実際は、PCの指示に従ってあえてなされたものであることを考慮し、眠気の自覚は少ないものとする。

つぎに眠気2が申告されたときに心拍数が低

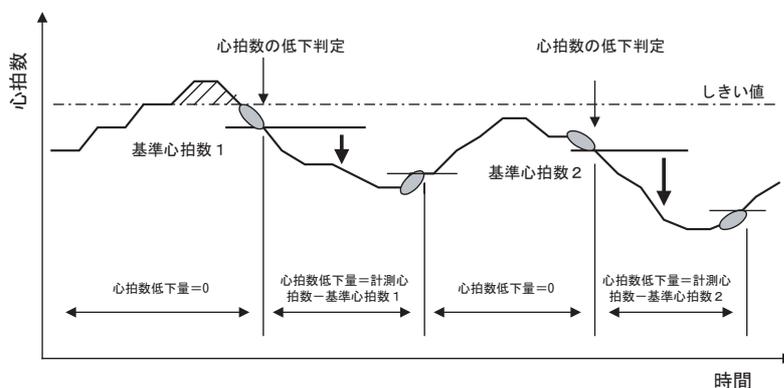


Fig.4 Calculation of heart rate decreases

下した割合を求め、「眠気の兆候」の検出率とする。また眠気3が申告されたときにHFが上昇した割合を求め、「眠気の発生」の検出率とする。

さらに各被験者に対して、分析対象区間における心拍数の低下量と、「眠気の兆候」から「眠気の発生」までの推移時間を求める。

#### 4. 結果

往路と復路をあわせて24回行なった実験のうち、前述した「3. 分析方法: 3.5 分析対象区間」で述べた分析対象区間に相当する眠気が申

告された被験者について、以下の結果を得た。

##### 4.1 「眠気の兆候」の検出率

「眠気の兆候」の検出率を図5に示す。この図は被験者毎に眠気の主観結果を四角形で、心拍数の低下とHFの上昇をそれぞれの円で示している。分析対象区間をAとし、このうち眠気2の申告時(図5のBに相当)に、心拍数が低下(図5のIに相当する。ただしHF上昇時の心拍数低下は除外する)した割合を被験者毎に算出し、その平均を求めたところ70.7%となった。図6に被験者毎の眠気2の申告回数と、そのときに

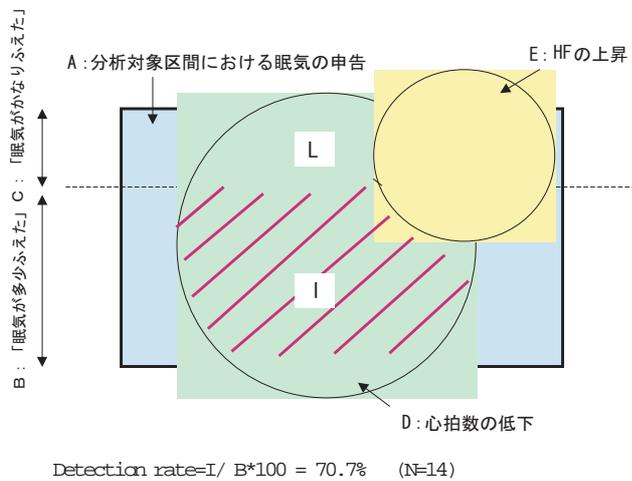
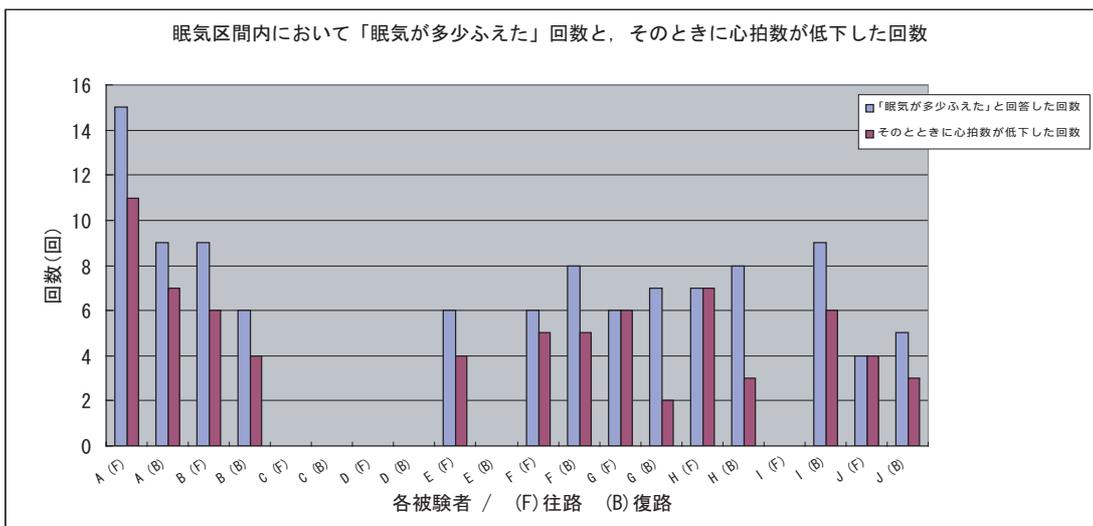


Fig.5 Detection rate of weak sleepiness as a symptom of sleepiness



Number of times weak sleepiness was input and times the heart rate was decreasing at that time

Fig.6 Results for each subject (1)

Table.1 Results for each subject(1)

Detection rate of weak sleepiness as a symptom of sleepiness

Average = 70.7%, SD = 21.3 (N=14)

被験者	行路	「眠気が多少ふえた」と回答した回数	そのとき心拍数が低下した回数	眠気の兆候の検出率 (%)
A	往路	15	11	73.33
	復路	9	7	77.78
B	往路	9	6	66.67
	復路	6	4	66.67
C	往路	0	0	-
	復路	0	0	-
D	往路	0	0	-
	復路	0	0	-
E	往路	6	4	66.67
	復路	0	0	-
F	往路	6	5	83.33
	復路	8	5	62.50
G	往路	6	6	100.00
	復路	7	2	28.57
H	往路	7	7	100.00
	復路	8	3	37.50
I	往路	0	0	-
	復路	9	6	66.67
J	往路	4	4	100.00
	復路	5	3	60.00

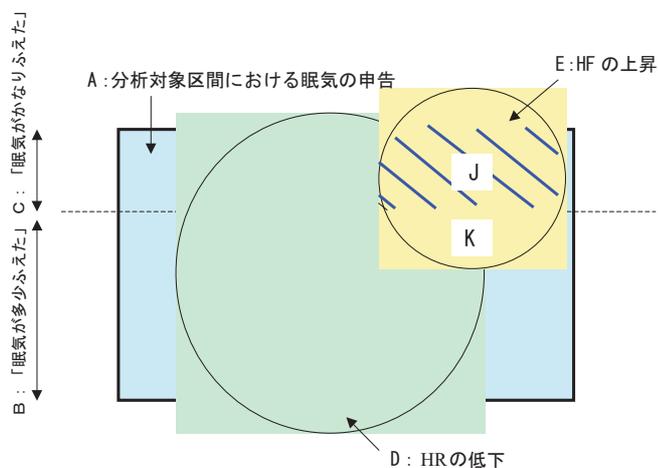
心拍数が低下した回数を示す。また表1に、この比率を被験者毎の「眠気の兆候」の検出率として示す。

4.2 「眠気の発生」の検出率

眠気3の申告時(図7のCに相当)に、HFが上

昇(図7のJに相当する。ただし心拍数低下時のHF上昇も含む)した割合を被験者毎に算出し、その平均を求めたところ54.8%となった。

図8に被験者毎の眠気3の申告回数と、そのときにHFが上昇した回数を示す。また表2に、こ



Detection rate =  $J/C * 100 = 54.8\%$  (N=13)

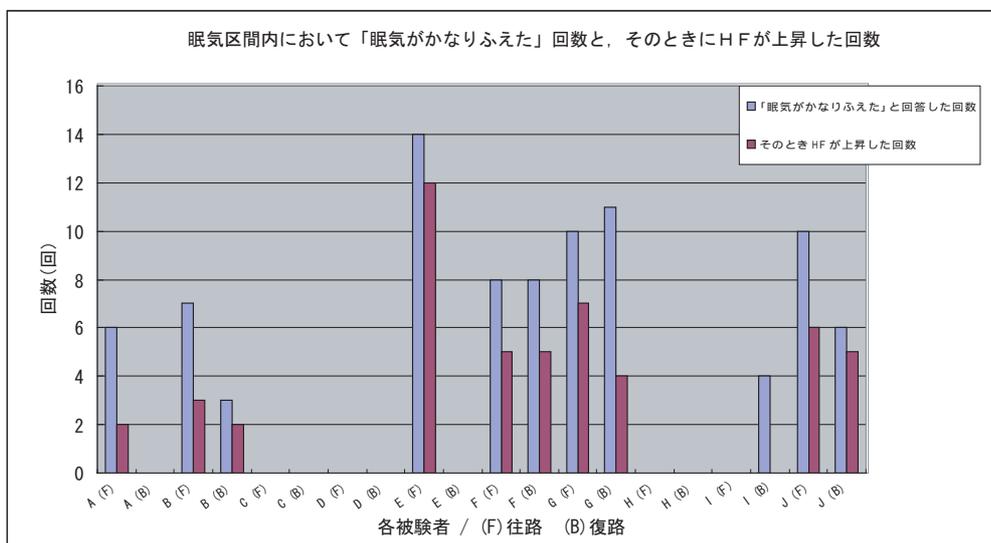
Fig.7 Detection rate of strong sleepiness as awareness of Sleepiness

の比率を被験者毎の「眠気の発生」の検出率として示す。なお HF の上昇判定は，前述した「3. 分析方法:3.4HF の上昇の判別」で求めた 400 秒間すべてのデータに対して行うのではなく，400

秒間のうち，始めの 100 秒程度は変動域と考え，過去 300 秒間のデータに対して行った。

#### 4.3 心拍数の低下量

分析対象区間における心拍数の低下量は，平



Number of times strong sleepiness was input and times the HF component was increasing at that time

Fig.8 Results for each subject(2)

Table.2 Results for each subject(2)

Detection rate of strong sleepiness as awareness of sleepiness

Average = 54.8%, SD = 25.0•(N=13)

被験者	行路	「眠気がかなりふえた」と回答した回数	そのときHFが上昇した回数	眠気の発生の検出率 (%)
A	往路	6	2	33.33
	復路	0	0	-
B	往路	7	3	42.86
	復路	3	2	66.67
C	往路	0	0	-
	復路	0	0	-
D	往路	0	0	-
	復路	0	0	-
E	往路	14	12	85.71
	復路	0	0	-
F	往路	8	5	62.50
	復路	8	5	62.50
G	往路	10	7	70.00
	復路	11	4	36.36
H	往路	0	0	-
	復路	0	0	-
I	往路	0	0	-
	復路	4	0	0.00
J	往路	10	6	60.00
	復路	6	5	83.33

均 2.09bpm (標準偏差 = 0.17)であった。なお、分析対象区間が2ヶ所得られた被験者に対しては、後者を2回目の分析対象区間のデータとして示した(図9)。

#### 4.4 「眠気の兆候」から「眠気の発生」までの推移時間

分析対象区間中、眠気2の申告後に眠気3が最初に申告されたまでの推移時間を被験者毎に

示す。平均して230.9秒(標準偏差121.2)の推移時間がみられた(図10)。

### 5. 考察

「眠気の兆候」の検出率については、居眠りの予測と予防という目的において許容値が得られ、また「眠気の発生」の検出率については低めの結果となった。これは眠気の主観に対して検

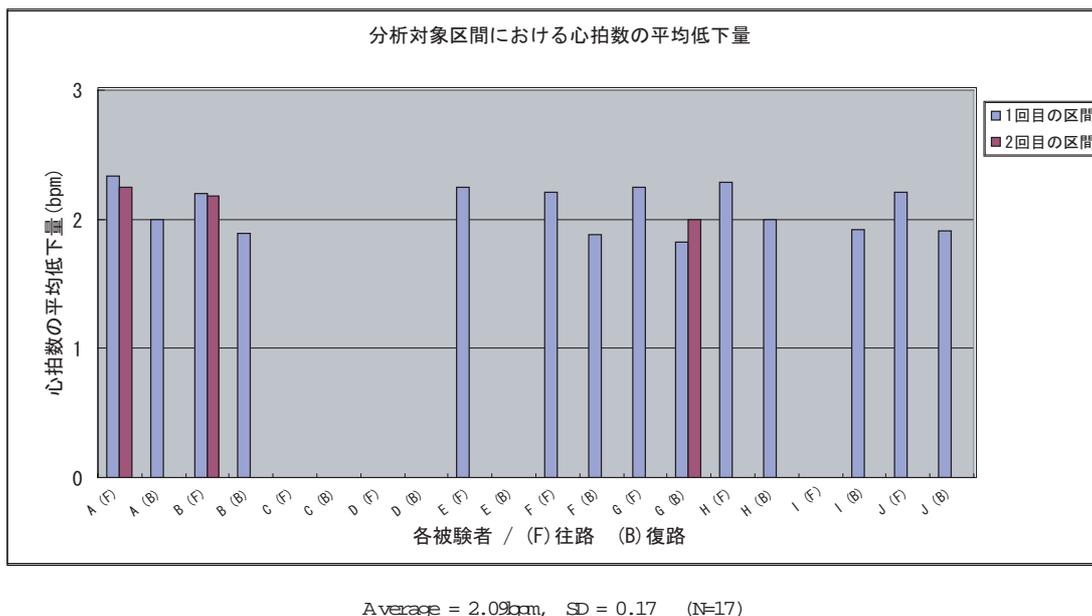


Fig.9 Average heart rate decreases for each subject

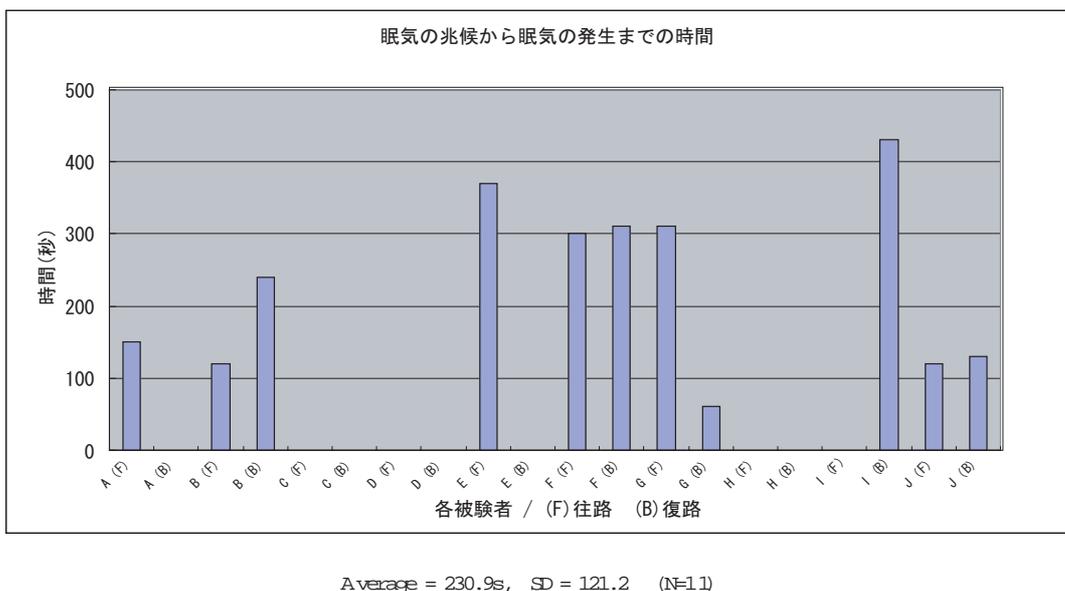


Fig.10 Changing time from symptom to awareness of Sleepiness for each subject

出結果をあてはめたことが一因である。この点については、眠気の影響に用いた3つの主観値のうち、眠気3の「眠気がかなり増えました」という回答に対する主観の確かさについて、変動幅があったためと考えられる。この点をふまえ、反対に検出結果に対して眠気の主観をあてはめた結果を示す。図11はHFが上昇したときの眠気を被験者毎に示したものであり、図12は被験者全体の結果を示したものである。これらより、HFの上昇時には65%について眠気3の

回答が得られたことから、検出結果に対する主観としてみた場合には、このずれが少なくなることが分かった。

また「眠気の兆候」から「眠気の発生」までの推移時間については、だいたい1～7分程度であった。ただし、この結果はあえて眠気が生じやすい条件を設けたときの結果である。そのためカーステレオを聴いたり、会話をしたりするような実際の運転環境下では、この結果よりも長くなると思われる。

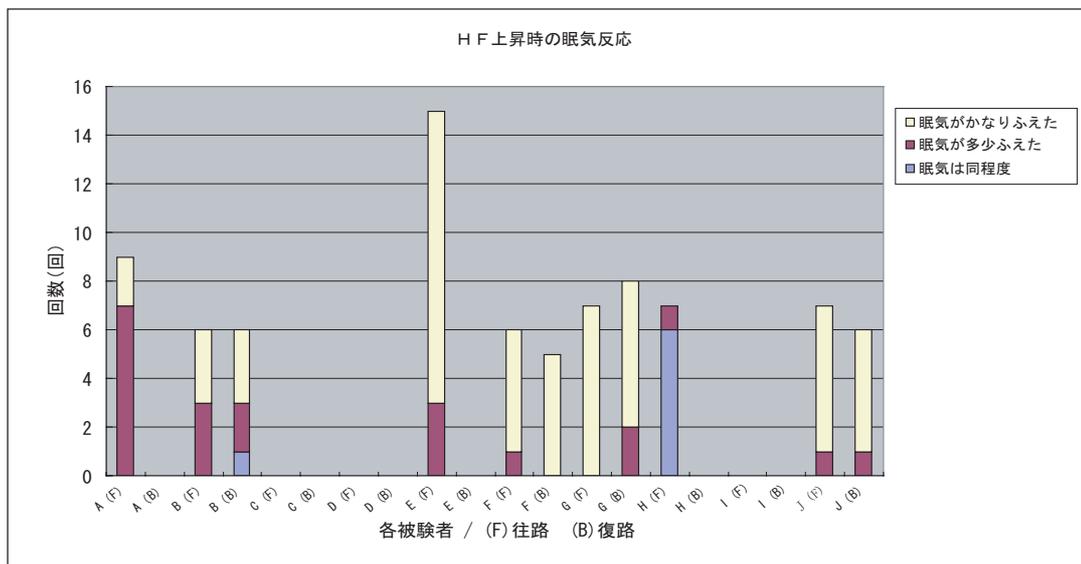


Fig.11 Sleepiness when HF component is increasing for each subject

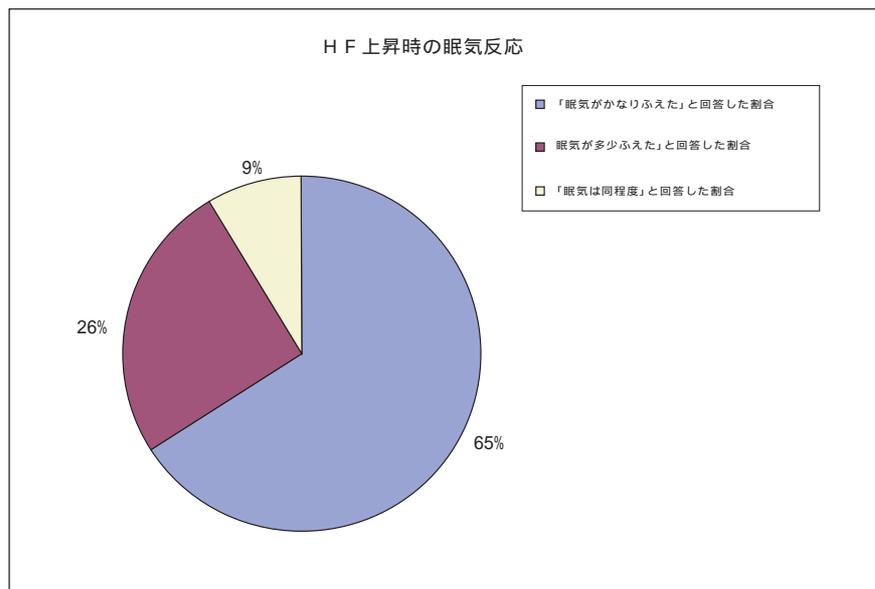


Fig.12 Sleepiness when HF component is increasing for all subjects (N=82)

## 6. まとめ

居眠りの予測と予防という観点から、眠気の兆候を検知する心拍センサを開発した。このセンサのしくみは、

- (a) 心拍数の低下量により眠気の兆候を検出し、眠気の進行をモニタする。
- (b) HFの上昇により、眠気の兆候が眠気の発生になることを検出する。
- (c) ただし心拍数の低下については、一時的な緊張後に心拍数が下がるときのような他の状態との混同を避けるため、心拍数のしきい値を設け、この値以下の心拍数変化を扱う。

というものである。

本センサの検出精度について検証するため、高速道路における走行実験を行ったところ、(a)の「眠気の兆候」の検出率は70.7%、(b)の「眠気の発生」の検出率は54.8%であった。ただし(b)は「HFの上昇の検出結果に対する主観」の割合とすることにより、この数値よりも高くなると考えられる。

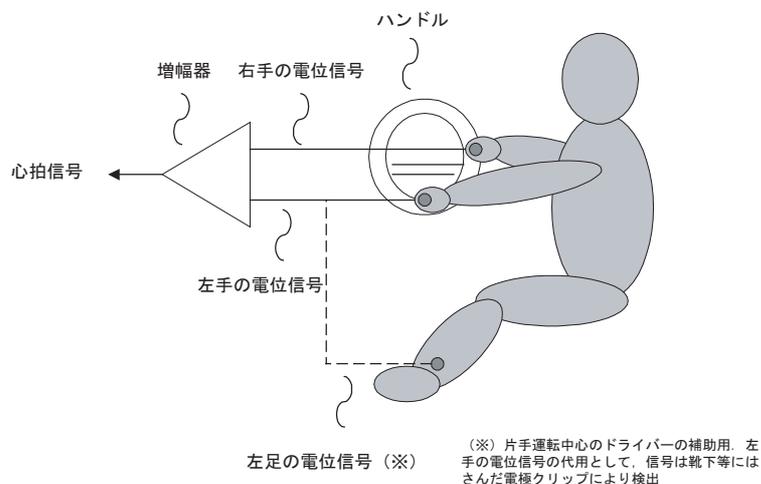
## 7. 今後の可能性について

センサの検出精度の向上をさらに図りたい。このためには、眠気以外の状態と区別するために用いた心拍数のしきい値をより適正化する必

要がある。これは個人毎に最適化することと、同じ個人でも心拍が日内変動することを考えると、時間帯毎に設定することが望ましい。また今回は心拍数とHFについて、それぞれ変化の有無と方向に着目したが、さらに変化量について調べることにより、眠気変化をより細かく推定できると思われる。前述のまえがきに示した(d)、(e)の眠気状態についても、心拍数とHFの変化過程を調べることによって、ある程度まで検出できる可能性がある。

推移時間については、「眠気の兆候」から「眠気の発生」までの時間を考察した。しかし実際は、居眠りをするほど強烈な眠気がおこるまでの変化時間が重要であり、現場ではこの予測時間が役立つと考えられる。これらについてはドライビングシミュレータを用いた評価などの検討が必要である。

またセンサの構造に関して、従来のハンドルセンサ方式では運転者の片手運転時の心拍がとれず、この対応が必要であった。一例として、左手の電位信号の代用として左足首部の電位信号を検出する電極クリップなどを検討している(図13)。また今後は運転者の身体を全く拘束せず、心拍計測を意識させないセンサとして、たとえば運転シートから心拍の微小な圧力変動を検出できるような構造のデバイスの開発が望



With an extra electrode, detection is feasible even when a driver steers with one hand.

Fig.13 Steering wheel sensor

まれる。

さらに眠気検出後に、居眠りを予防するためのコンテンツが重要である。たとえば、眠気の進行をグラフなどでモニタし、運転者に眠気の進行をデータとして示してやることは、眠気の自覚を促すうえで意味があると思われる。また必要に応じて休憩を促すメッセージを出すことなどは容易に実現できる。一方、眠気を積極的に解消する方法として、音楽や映像その他の情報の加工提示などが工夫によって効果をもたらす可能性もある。

最後に、これら生体情報を利用した運転者の状態推定技術について、将来は眠気の検出や予防だけでなく、人と車の新たなインタフェースとして、また音楽やカーナビゲーション機能とも融合を図りながら、安全で快適な運転を支援できる技術に高めていきたい。

#### 参 考 文 献

- (1) 石田真之助, 田中潤, 近藤聡, 新行内誠仁: 知能化システムにおける人間中心システム, 自動車技術会 ヒューマトロニクスフォーラム「ヒューマン・コミュニティをかたちづくる自動車電子技術」, 自動車技術会, p.6-11, 2003-5
- (2) 矢作悟, 谷内陽子: 車間自動制御システムの市場反響, 自動車技術, 自動車技術会, Vol.57, No.12, p.81-84, 2003
- (3) 増田奨, 見市善紀, 磯村有宏, 太田貴志: レントレースアシストによる運転負荷軽減効果の検討, 自動車技術, 自動車技術会, Vol.57, No.12, p.91-95, 2003
- (4) 三田真司, 乗松有, 伊東相一, 小塚一宏, 中野倫明, 山本新: ドライバの状態モニター(第1報), 自動車技術会 学術講演会前刷集No.57-02, 自動車技術会, p.1-6, 2002-5
- (5) 水野博光, 安田真乙, 井東道昌, 山本新, 森恵: ドライバの状態モニター(第2報), 自動車技術会, 学術講演会前刷集No.57-02, 自動車技術会, p.7-10, 2002-5
- (6) 井東道昌, 稲垣文治, 乗松有, 山本新, 森恵: ドライバモニタの開発, 自動車技術会, 学術講演会前刷集No.57-03, 自動車技術会, p.11-14, 2003-5
- (7) 柳平雅俊, 安土光男: 運転状態推定技術の開発(第1報), 自動車技術会, 学術講演会前刷集No.56-03, 自動車技術会, p.11-16, 2003-5
- (8) 安土光男, 柳平雅俊: 運転状態推定技術の開発(第2報), 自動車技術会 学術講演会前刷集No.56-03, 自動車技術会, p.5-10, 2003-5
- (9) 柳平雅俊, 安土光男: 運転状態推定技術の開発(第3報), 自動車技術会 学術講演会前刷集No.51-04, 自動車技術会, p.11-16, 2004-5
- (10) 宮田洋: 新生理学, 京都, 北大路書房, 1998, p.328
- (11) 早野順一郎: 心拍変動による自律神経機能解析, 循環器疾患と自律神経機能, 東京, 医学書院, 1996, p.58-88
- (12) Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology: Heart Rate Variability, Circulation, Vol.93, No.5 p.1043-1065 (1996)
- (13) 早野順一郎: 心拍変動による生体ストレスの状態評価と未来予測, ドライバ評価手法の現状と将来, 東京, 自動車技術会, p.1-11, 2001,

#### 筆 者

柳 平 雅 俊 (やなぎだいら まさとし)

所属: 研究開発本部 モービルシステム開発センター

入社年月: 1987年4月

主な経歴: 現在, 生体情報技術の研究に従事

安 土 光 男 (やすし みつお)

所属: 研究開発本部 モービルシステム開発センター

入社年月: 1981年4月

主な経歴: 現在, 生体情報技術の研究に従事