

脈拍センサを用いた眠気警報システムの開発

佐野聡^{†1} 富森英樹^{†1} 増田祐太^{†1}
小田切淳一^{†1} 加藤秀雄^{†1} 中野泰彦^{†1}

交通事故の低減を目指し、ドライバの眠気発生を検知するシステムを開発した。眠気を推定する指標として心拍変動に注目し、ドライバに固有のスペクトルのピーク値の変化から眠気レベルを算出する。今回、トラックドライバ運行管理向けの眠気検知システムとして、心電計に比較して負荷の少ないイヤクリップ型の脈拍センサを開発した。運転環境下の外乱の影響を低減し、センサの装着不良やデータ異常値を判別除去することで、脈拍計測の信頼性を高めた。心電計と比較して、ピーク間隔において誤差率±3%以内で、99.7%の一致率を確認した。開発したセンサを用いて心拍変動を利用した眠気推定の実験を行い、顔面表情からの眠気正解値と比較した結果、従来、心電計を利用していった方法と同等の正解率 78.2%が得られ、眠気検知システムに適用できることを確認した。

Development of Drowsiness Detection System Using Ear Clip-type Sensor

SATOSHI SANO^{†1} HIDEKI TOMIMORI^{†1} YUTA MASUDA^{†1}
JUNNICHIO ODAGIRI^{†1} HIDEO KATO^{†1} YASUHIKO NAKANO^{†1}

1. はじめに

交通事故の原因の一つとして、眠気運転があげられる。眠気の発生は長時間運転による疲労の蓄積や睡眠不足などの生活習慣とも密接に関わっていると考えられる。国土交通省では、事業用運転自動車の安全対策として、運転者に対する指導監督の指導を行っている[1]。ドライバの健康管理や連続運転時の休憩取得の徹底など長距離ドライバの適切な運行管理により、安全な運行管理が行えるようにガイドラインを策定している。また、運行管理を支援するデジタルタコメータや疲労状況などの検知装置の導入には補助金を出すなど、事業者への支援充実も図られている[2]。一般ドライバへの普及には、ドライバへの負担の少ないセンシング手法の導入や、スマートフォンをはじめとしたサービスなど既に普及済みの ITC の活用により、運転支援技術をより身近に実現することが、安心安全な社会実現に必要と考えられる。

事故低減のために、眠気を推定する指標として心拍変動を用いた方法が幾つか研究されている[3][4]が、まだ実用化されたものはない。我々は、心拍変動の中でドライバに固有のスペクトルのピーク値の変化に着目し、そのピーク値の変動から眠気レベルを算出する手法を開発した[5][6]。ピーク値を用いて算出した眠気指標の変化傾向は、顔面表情からの眠気推定手法[7]をリファレンスに用いて数値化した眠気度と比較した結果、72~78%の一致率を確認した[5]。

従来はセンサーとして胸に電極を貼る心電計を用いていたが、トラックドライバ向けの眠気検知システムとして、心電計に比較して負荷の少ないイヤクリップ脈拍センサを開発した。イヤクリップ脈拍センサの装着不良やデータ異常値を判別除去し、運転環境下の外乱の影響を除去することで脈拍計測の信頼性を高めた。また開発した脈拍センサを用いて、心拍変動を利用した眠気推定の実験を行い、眠気推定の精度を確認した。本システムを図1のような運行管理に利用することを検討している。

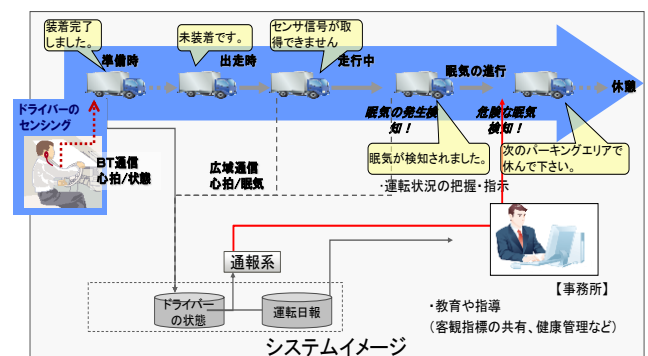


図1. 運行管理向け眠気検知システム

2. 眠気と心拍変動

2.1 運転中のドライバ状態

ドライバが運転を正しく行うには、外界を認知し、状況を判断し、適切に操作するという、3つの要素が相互に連携して成り立つことが知られている。運転状態では、認知、

^{†1} 株式会社 富士通研究所 メディア処理システム研究所

判断, 操作を適切に行うための, 心身とも一定の活性度や, 適度な緊張を保つ必要がある. しかし, 高速道路などの長距離移動では, 心身の疲労などから眠気が生じ, 意識的に眠気に抵抗した状態が続くと考えられる. 特に, 眠気が抵抗意識を上回らないよう維持するため, 様々な副次行動が現れることが分かっている. また, 顔面表情による眠気推定の指標にも, これらの特徴を基準にすることが示されている.

眠気は, 脳を休息させようとする生理的な反応の結果, 生じるものと考えられる. 特に, 長距離運転では, 運転を続ける意識と脳自体を休ませようとする性質が拮抗した状況になりやすい. その後, 強い眠気の到来により, 意識が低下し居眠り運転へと状態が変わると考えられる. 運転意識が完全に低下した状態では, 心拍や呼吸なども減少して単調化した状態となっていることが予想される.

2.2 心拍センシング

我々はドライバ状態を推定するための生理指標として心拍変動に着目している. ドライバへの負担が少なく, 心拍を毎拍ごとに連続測定するセンサが必要となる. 心拍変動を正しく計測するためには, 胸部に電極を貼り長時間の心拍計測を可能とするホルタ心電計が一般的である. 心拍変動を解析することで運転中の自律神経活動を評価できる. 一方, 簡便に脈拍を計測できるイヤクリップ脈拍センサがあり, 心拍で生じた血管の脈動を耳たぶクリップで光学的に検知し脈拍を計測する. 運動中の脈拍数を測る目的でトレーニングセンサ等で既に普及している.

2.3 心拍変動と眠気の関係

心身の状態は脳幹の中樞神経から自律神経を介して調整されることが分かっている. 自律神経はアクセル役の交感神経とブレーキ役の副交感神経に分類され, 各臓器は2つの神経活動により拮抗動作をしている.

心拍間隔を周波数解析して得られるスペクトルには2つのピーク(2峰性)の構造があり, 交感神経の働きとしては0.05 - 0.15 Hz, 副交感神経は0.15 - 0.45 Hzの範囲のパワーを比較することで自律神経の活動レベルを相対的に評価できるとされている. また, 0.05 - 0.15 Hzにある構造は血圧性変動成分(MWSA: Myer Wave Sinus Arrhythmia), 0.15 - 0.45 Hzにある構造は呼吸性変動成分(RSA: Respiratory Sinus Arrhythmia)と呼ばれ, センサで計測した心拍ゆらぎのスペクトルから, 呼吸に関する情報や, 血圧変化に関する情報が得られる.

我々は, 呼吸動作と心拍による血液の供給速度とが協調動作する効率化のメカニズムによりリズムが生じている[8]とされるRSA成分に注目している. 通常, 心拍や血圧を意識的に調整することはできないが, 呼吸動作については摂食や発声など意図的な行為として無呼吸状態を維持す

ることができる. 呼吸リズムに意識活動が介入した状況においても, 自律神経は心拍数や呼吸数, 血圧などの増減を絶えず調節している. したがってRSAは, 眠気に伴う動的な変化の状況を反映している指標と考えている.

3. 課題

3.1 イヤクリップ脈拍センサの測定原理

生体には700nm-1000nmの波長の透過率が高い範囲が存在し, 生体の窓と呼ばれている. 血中のヘモグロビンにはこの範囲内に吸収帯があり, 心拍に伴う血管の容積(血液量)変化を透過光量の変化として観測することができる. 体を透過した受光信号を観察すると, 脈動に伴い透過光量の1/50から1/100程度の変化として脈波が観測される. この心拍由来の信号波形を増幅して脈波信号として測定する. 測定した脈波信号はデジタル変換して時系列信号とし, 脈波の周期を計測し, 脈拍間隔をゆらぎ解析に利用する.

今回, 心拍変動解析に利用する脈拍センサとして, 中心波長950nmの近赤外LEDと, 受光面に近赤外領域を含む860nm以下の可視光成分をカットするフィルタを配置したシリコンPDを対向配置する透過型の光電脈拍センサを開発した.

3.2 性能目標

心電波形に対して, 脈拍波形はピークがなだらかで確定しにくい上に圧波であることからノイズの影響を受けやすい. 心電の同等の性能を得るために, イヤクリップ脈拍センサの検知性能の目標として, ホルタ心電計と同程度の心拍間隔検知性能として, 以下の通り定義した. 一般的なホルタ心電計は125 Hzでサンプリングされる. これは8 ms間隔でDATAが収集されることを示す. 心電波の最大値であるR波は30 - 50 ms程のピーク波形であることから, 前後のR波の頂点の間隔を算出する場合, 最大ずれを考慮すると4倍の32 msの誤差が生じる可能性がある. これは脈拍数が60拍の場合で約3%の誤差に相当する. 想定する運転環境や運転状況において, 心電による心拍間隔と脈拍間隔との差を誤差率として定義し, 誤差率3%以内の脈拍間隔の数を有効データ数とした. 同等の基準には, 対象データ中の有効データの含有率を取得率と定義し, 取得率99.7%以上(3σ)を目標とした. 但し, 対象データからは異常な波形の混入を除去し, 全体の80%以上が有効データとなることを条件とした.

3.3 イヤクリップ脈拍センサの課題

運転状態の環境は, 様々な外光や振動が加わる中で, ドライバの運転動作や副次行動下での計測が必要となる. ノイズを原因から下記の3つに分類した. ノイズの例を図2に示す.

(1) 環境ノイズ

光電変換を利用した脈拍計測では、強烈な太陽光の影響は無視できない要素となる。また、外部機器からの電磁放射ノイズ及び、車両から伝わる振動ノイズも計測に影響する。これらのノイズはドライバの行動によらず混入するノイズであり、場合によっては定常的に混入すると考えられ十分な S/N の確保が重要となる。太陽光などのノイズ対策には不要な近赤外の影響を削減し、計測に必要な LED の発光強度を増強し S/N を確保することが有効となる。また、脈波波形の歪みを伴うノイズには、フィルタリングが有効と考えられる。

(2) 人為的ノイズ

ドライバの運転行動や副次的な行動によって発生するノイズがある。センサの装着不備や接触などのセンサ部に加わる物理的な突発性のノイズや、動作に伴い身体を伝播して伝わる脈動成分などがある。これらの人為的ノイズは、不可抗力的な要素で発生するため根本対策が難しい。ドライバの行動による物理的なノイズについては、装着不備や過剰なノイズ状態であることをドライバに提示し改善を促すことが有効である。

(3) 生理的ノイズ

ドライバの生体反応などにより発生するノイズが該当する。このノイズについては、生理的に発生したノイズであり、シャククリ、くしゃみ、咳などは大きな体動を伴う。また、血圧が大きく変化するため、信号ベースラインの変化や、通常とは異なる脈拍リズム（不整脈）が発生しノイズの原因となる。生理現象自体の発生を完全に止めることは難しい。これらのノイズに対しては、信号変化の特徴などから「正常と異常」とを判別除去する。

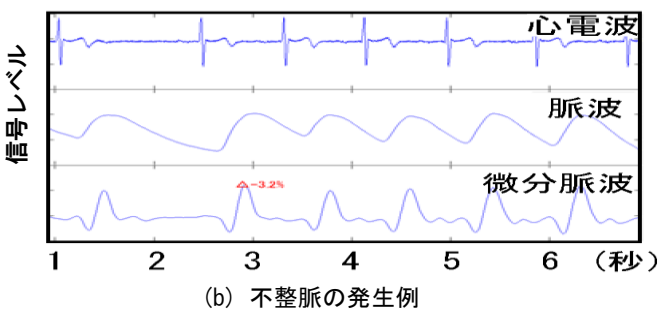
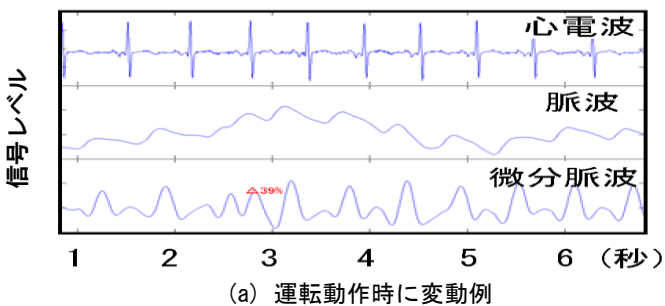


図 2. ノイズによる波形歪の例

4. 開発方式

イヤクリップ脈拍センサの性能改善するため、以下の 4 つの対策を検討した。

- ① パルス駆動方式；光対策として、パルス駆動による高 S/N 化と低消費電力化の技術を開発した。
- ② 装着判定ガイダンス；センサ信号を活用した、装着状態判定ガイダンスによる運用手法を検討した。
- ③ 耐ノイズ性能に優れた脈拍間隔取得；脈波品質改善にフィルタを検討する
- ④ 異常値判定；異常値の判定方法の検討

4.1 パルス駆動方式の開発

光電脈波方式が利用する近赤外線の光は、太陽光だけでなく白熱電灯にも大量に含まれている。一般に発光強度を高めると発熱の影響や消費電力の増加が課題となる。脈波を計測に利用する LED をパルス化し、発光 duty を下げることで低消費電力化を実現する。今回、単発ごとのパルスに対応するためパルス信号の最大点を同期してサンプルホールドする構成とした。特に、受光信号に重畳する外光信号の影響を、パルス幅の通過帯に合わせて低周波成分をカットするハイパスフィルタ (HPF) と、パルスに同期して段状にホールドされた信号は高周波をカットするローパスフィルタ (LPF) と、0.5 - 5.0 Hz の脈波帯域を増幅して脈波信号を出力するアンプから構成する。センサ回路の LPF 出力は透過光量に関連した値 (DC レベル) を示し、アンプの後の出力は変動成分 (AC レベル) で脈波信号を示す。AC レベルは 300.0 Hz、16 ビット解像度デジタルサンプリングして脈拍間隔などのデータ解析を行う。外光環境の明暗変化に対して 40 dB 以上の S/N が確保されることを確認している。また、発光パルス間隔を duty 1/40 程度に拡大することで、1 mA/s 以下の低消費電力化を実現している。

4.2 センサ信号を活用した装着判定ガイダンスの開発

耳たぶでの脈波計測は、個人差が大きいことが分かっている。クリップの開閉やクリップしたものの性質は DC レベルから情報が得られる。下記の①②③の装着状態を作りだし DC レベル値を比較評価することで、判定基準値を決定した (被験者数 19)。

① 正常装着 (適切)

正常装着は、イヤクリップセンサ設置面を耳たぶに確実に当てる状態と定義した。耳たぶを引きのばしながらクリップすることで、耳たぶにセンサを確実に装着することが可能となる。

② 浅い装着状態 (あまがみ)

耳たぶ端部などに浅くクリップした状態。この状況はクリップが外れやすく、不安定振動の影響を受けやすい。また、開口部が十分ふさがれていないため、外光の影響

を受けやすい。

③ 深い装着状態 (かみこみ)

耳たぶが大きいなどの理由から、深くクリップした状態。また厚い耳たぶが折れ曲がった状態。安定性が低く、また受光信号強度が十分でなく S/N 低下の懸念がある。また、強くクリップされることで耳たぶの違和感につながる可能性もある。

④ 未装着

クリップが完全に閉じたままの状態。



図 3 正常装着と異常装着状態の例

実験の結果、DC レベル値で 1500~1222 mV をかみこみ領域、1222~517 mV を正常装着領域、62~517 mV をあまがみ領域、62 mV 以下を未装着領域と決定した。

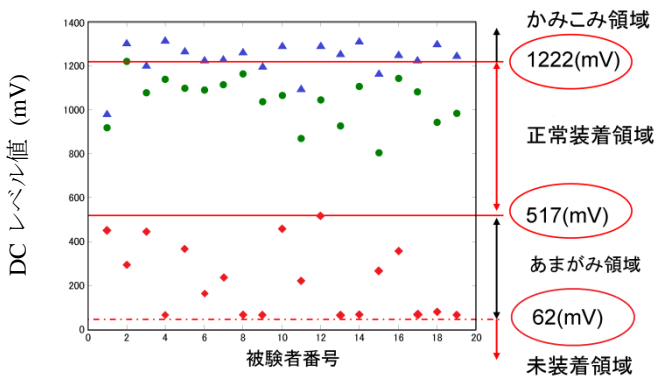


図 4 装着状態による DC レベル

4.3. 耐ノイズ性能に優れた脈拍間隔取得

耐ノイズ性能に優れた脈拍センサを実現するために、脈拍計測は、①フィルタ処理、②微分化処理を経て、③脈波周期及び振幅算出、④振動ノイズの影響削減を行う。下記にそれぞれ説明する。

① フィルタ処理

センサデータには環境ノイズが重畳することがある。電灯ノイズの影響が重畳した場合を想定し、データは商用電源に合わせて移動平均処理を行っている。また、血圧変動などをともなう状況では、脈波波形に基線変動が重畳することから、より脈波の帯域を限定するため 0.5 - 5.0 Hz のバンドパスフィルタを採用した。

② 微分化処理

300 Hz で取得されフィルタ後のデータ間の差分を計算することにより微分化脈波波形を算出する。

③ 脈波周期及び振幅算出

微分最大値は脈波の立ち上がりで最も急峻な部分に相当する。この最大点を脈拍の基準として採用する。脈拍基準点の間隔を計測することで毎拍ごとの脈拍間隔を算出する。また、その区間でのデータの最大値と最小値から振幅情報を算出する。

④ 振動ノイズの影響削減

振動ノイズの対策では、可能な限りセンサに振動を伝えないことが重要となる。図 5 に、襟元のサブクリップの有無による誤差率と発生頻度の関係を示す。イヤクリップにつながるケーブルも原因となり、襟元のサブクリップの導入が有効であることがわかる。

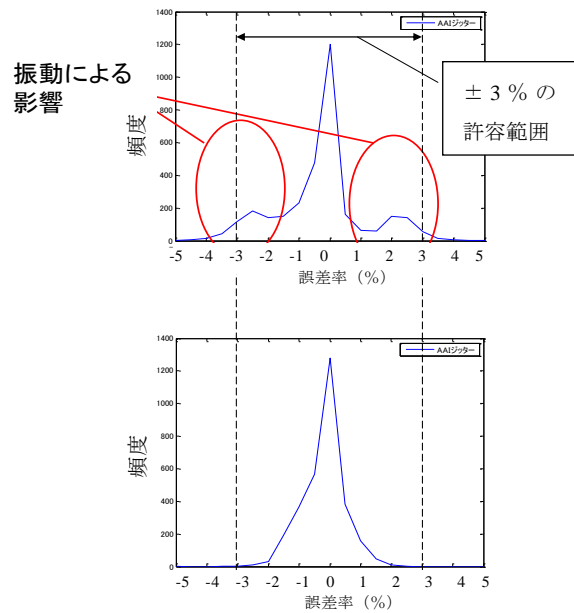


図 5 振動ノイズ対策による性能向上

4.4. 異常値判定

脈拍センシングにおいて、様々な状況で脈波にひずみが生じ、算出した脈拍間隔が大きくずれる場合がある。脈波の異常振幅は重要な指標となると考え、脈拍間隔を常時監視し異常判定を行うことを検討した。

異常値の混入は、スペクトルの算出結果に影響を与える場合がある。また、通常呼吸以外の生理反応、たとえば、眠気の兆候として「あくび」や「溜息/深呼吸」、唾液を飲み込む「嚥下」などは比較的大きな心拍変化を伴うことが分かっている。図 6 に 30 秒ごとの「唾液嚥下」(13 分から 17.5 分)と「安静状態」(17.5 分から 22.5 分)の心拍間隔の変化の例を示す。嚥下によって心拍間隔が減少し、すぐにもとの間隔に戻る様子が分かる。今回、30 秒おきに唾液を飲

み込む動作を繰り返した時の心拍間隔を計測し、過去 10 拍平均との比の変動率として算出した。その結果、安静状態では平均変動率 6.2%、平均偏差 2.1%の変動が観測された。また、唾液を嚥下することで平均変動率 13.3%、偏差平均で 6.6%の変動が観測された。嚥下の動作によって安静時と 2 倍以上の変動が生じる可能性を確認した。

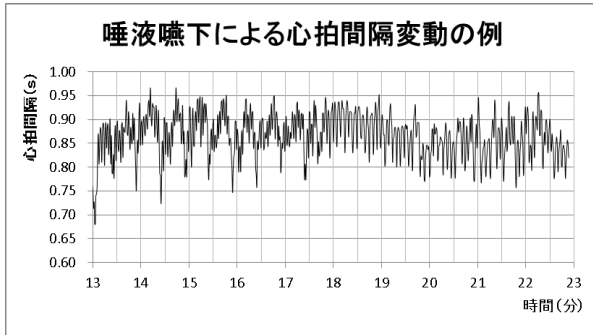


図 6 嚥下による心拍間隔変動の例

実験の結果より、生体反応以外の心拍変動の異常値を判定するため、10 拍平均から±20%以上の脈拍を「明らかな異常値」として選別除去することとした。

5. 評価

今回開発したイヤクリップ脈拍センサを用い、トラック運転環境での取得条件を想定して、心電センサとの誤差率による検知性能の評価を行った。また、眠気判定の結果によるセンサの適用性を確認した。

5.1 大型車の走行振動の影響確認

45 人乗り大型バスの運転席後方に乗車して、走行振動の影響下での脈拍検知性能を誤差率で評価した。

方法：

イヤクリップ脈拍センサによる脈波計測と心電計による心拍計測を同時に行い、移動中の動作の制限（体動・会話）は行わず計測した。所定回数、耳たぶを十分にマッサージしたうえでセンサを装着し、ケーブルの振れを押えるため襟元にサブクリップを固定して実験した。

移動ルート（計 60 分）：

武蔵中原駅周辺 ⇒ 一般道（10 分）⇒ 京浜川崎 IC ⇒ 第三京浜高速道路（10 分）⇒ 港北 IC ⇒ 新横浜駅前周辺（20 分）⇒ 港北 IC ⇒ 第三京浜高速道路（10 分）⇒ 京浜川崎 IC ⇒ 一般道（10 分）⇒ 武蔵中原駅周辺

結果を表 1 に示す。3 人の被験者全てで目標とする 99.7% を上回る取得率を確認した。合計で 10128 拍のうち 19 拍の異常にとどまる結果となった。バスの客席の振動程度では、ほとんど脈拍計測に影響しない性能を確認した。

表 1 バス乗車実験の結果

被験者	全心拍(拍)	異常脈拍数	取得率(%)
1	3468	10	99.7
2	3140	5	99.8
3	3520	4	99.9
計	10128	19	99.8

5.2 運転動作による影響確認

15 名の被験者による模擬レース走行中の運転動作の影響を確認した。装着手順の指示に従って各自で耳たぶにクリップして計測を行った。走行前の 5 分と終了後の 1 分間は安静待機とした。

- ・装置： PlayStation2 グランツーリスモ 4
東京 246 コースによるタイムトライアル
Nissan マーチ(AT仕様)
ロジクール製ステアリングおよびシート
- ※VTR カメラによる顔画像および運転状況を記録
- ・被験者数： 15 人(男性 12 人 女性 3 人)
- ・シナリオ：
 - ① 20 分間レース走行（アクティブ走行）
 - ② 20 分間低速走行(30 km/h 以下)
(単調走行/眠気誘発)
 - ③ 10 分間レース走行（アクティブ走行）

結果一覧を表 2 に示す。合計 95771 拍中 509 拍が異常拍となり、取得率は 99.5% の一致となった。異常値判定後の結果では、312 拍が 3% 以上の異常拍となり、取得率 99.7% が確認された。

表 2 運転状況下の検知性能

被験者	全心拍(拍)	全走行区間	
		3%以上脈拍	取得率(%)
Sub_1	7097	20	99.7
Sub_2	5810	32	99.4
Sub_3	6818	9	99.9
Sub_4	5635	64	98.9
Sub_5	6801	8	99.9
Sub_6	6491	5	99.9
Sub_7	6127	16	99.7
Sub_8	5791	0	100
Sub_9	6028	24	99.6
Sub_10	5668	173	96.9
Sub_11	6795	55	99.2
Sub_12	6310	11	99.8
Sub_13	6940	42	99.4
Sub_14	7225	39	99.5
Sub_15	6485	20	99.7
合計	95771	509	99.5
異常判定後	95771	312	99.7

5.3 眠気検知性能の比較

今回開発したイヤクリップ脈拍センサを用い、模擬走行実験による眠気アルゴリズムの総合評価を行った。ゆらぎピーク値の算出結果から、眠気値を算出し、顔面表情評定による眠気推定に従った眠気リファレンスと比較を行った。被験者は男性4人各4回(16走行)で正解率の差を比較した。

シナリオ：

- ① 20分間のレース走行(高覚醒運転状態)
- ② 40分間の低速走行(低覚醒運転状態/眠気誘発)
- ③ 20分間のレース走行(高覚醒運転状態)

※日を変えて各4回実施する(計16走行)

評価実験の結果を表3、表4に示す。心電からの眠気正解率は77.4~82.2%(平均79.7%)脈波からの正解率は75.8~79.3%(平均78.2%)となり、脈波から眠気推定で同等の性能が得られことがわかった。但し、被験者Sub_S実験2については心電と脈波ともに不整脈と思われる異常値が多く正解率の評価自体から除外した。

表3 眠気正解率(全体)

Sub_M	正解率(%)	実験1	実験2	実験3	実験4	被験者平均
20代	心電	74.3	73.1	82	80.1	77.4
男性	脈波	72.8	73.7	86.9	81.6	78.8
Sub_O	正解率(%)	実験1	実験2	実験3	実験4	被験者平均
30代	心電	76.3	83.6	81.3	83.9	81.3
男性	脈波	72.2	71.9	74.4	84.7	75.8
Sub_S	正解率(%)	実験1	実験2	実験3	実験4	被験者平均
40代	心電	84.4	異常	85.3	76.8	82.2
男性	脈波	83.2	異常	79.2	75.4	79.3
Sub_T	正解率(%)	実験1	実験2	実験3	実験4	被験者平均
20代	心電	86.1	76.1	75.5	74.1	78.0
男性	脈波	86.2	76	78.1	74.9	78.8

表4 眠気正解率(平均)

正解率(%)	Sub_M	Sub_O	Sub_S	Sub_T	全平均
心電	77.4	81.3	82.2	78.0	79.7
脈波	78.8	75.8	79.3	78.8	78.2

6. まとめ

長距離トラックドライバの運行管理向けのイヤクリップ型の脈拍センサを開発した。実環境での使用を前提として、新たにパルス駆動方式による duty 1/40 の低消費電力化方式を開発し、さらにフィルタリング技術により高 S/N 化を両立させた。また、受光量レベルをもとに不正な装着状態を推定し、ドライバにガイダンス可能とする仕組みを実現した。

開発したイヤクリップ脈拍センサを用い、模擬運転によ

るセンサの取得性能を評価した結果、心電計と同等の検知性能として、誤差率3%以内、取得率99.7%以上の取得性能を確認した。また、眠気アルゴリズムの正解率においても、心電計利用の眠気正解率は77.4~82.2%(平均79.7%)、開発したイヤクリップ脈拍センサを利用した脈波からの正解率は75.8~79.3%(平均78.2%)となり、脈波から眠気推定でも同等の性能が得られことがわかった。

以上の結果から、今回開発したイヤクリップ脈拍センサは、眠気検知システムとして十分に利用できることが確認できた。

今後、既存の運行管理システムへの適用を目指し、実運用時の課題抽出やリアルタイム警報による覚醒維持効果の確認など本システムの導入効果の確認を行う。また、眠気警報によるドライバ状態データの蓄積や他の生活情報などと連携することで、眠気が発生しないようにする根本的改善案など運行管理向け新サービスへ発展させていきたいと考えている。

参考文献

- 1) 自動車運送事業者が事業用自動車の運転者に対して行う一般的な指導及び監督の実施マニュアル《第1編 基礎編》, http://www.mlit.go.jp/jidosha/anzen/03safety/resource/da/ta/truck_kiso.pdf
- 2) 国土交通省, 事故防止対策支援推進事業, <http://www.mlit.go.jp/jidosha/anzen/subcontents/jikoboushi.html>
- 3) 柳平雅俊ほか, 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—, PIONEER R&D Vol.14 No.3, pp.17-27, 2004
- 4) 大須賀美恵子ほか, ドライバの覚醒状態推定技術, 自動車技術, 自動車技術 62(12), 46-52, 2008-12-01
- 5) 増田ほか, 眠気抑制動作識別による眠気検知精度改善, 電子情報通信学会ソサイエティ大会講演論文集 2009年_基礎・境界, 168, 2009-09-01
- 6) Yasuhiko Nakano et.al, Driver Sleepiness Level Detection Based on the Heart Rate Variability, 15th World Congress on Intelligent Transport Systems and ITS America's 2008 Annual Meeting
- 7) 社団法人 人間生活工学研究センター, 産業科学技術研究プロジェクト「人間感覚計測応用技術」, 人間感覚計測マニュアル 第一編(人間感覚評価指標・ガイドライン), 1999
- 8) 日常生活下の生体情報モニタリング:ホルター心電図から見える未来像 早野順一郎 Nagoya Med.J(2009)50, 93-99