

自動車運転中の心拍周期計測の信号処理に関する研究

076805 富森 英樹

指導教員 佐々木 健 教授

R-R interval measurement system for car drivers that allows measurement while the driver is driving with one hand has been developed. This system is intended for analysis of R-R interval fluctuation which is related to drowsiness and stress. Our goal is to detect changes in R-R interval fluctuation and alert the driver to prevent drowsy driving. ECG was measured with a contact electrode on the steering wheel and a capacitive coupling electrode on the driver's seat. Baseline fluctuation can be as large as hundred times of the R-wave. In order to utilize differential amplification to reduce the fluctuation, an additional seat electrode was placed on top of the seat electrode with a paper insulator in between the two electrodes. Baseline fluctuation was reduced by taking the difference between the two signals. The proposed measurement method was evaluated in a real car.

Key words : Drowsy driving; ECG; R-R interval; Capacitive coupling; Signal processing;

1 緒言

近年、依然として多くの交通事故が報告されている。その中でも漫然運転による事故が最も多く、その原因のひとつに居眠り運転が挙げられる。居眠り運転は、ドライバーの意識改善だけでは防止できないため、居眠り運転を自動で検出し、事故を未然に防ぐことは有効である。現在、眼球運動や脳波の解析、心拍周期の揺らぎから眠気を検出する方法¹⁾が研究されている。本研究では、眠気に応じて変動するドライバーの心拍間隔の揺らぎに着目した。

心拍間隔の揺らぎのスペクトルは LF 成分(0.04Hz ~ 0.15Hz)と HF 成分(0.04Hz ~ 0.15Hz)において、活動時には HF 成分が低く、リラックス時には HF 成分が高まることが知られており、LF 成分と HF 成分を指標として眠気を推定する方法が知られおり、個人差の精度のばらつきを個人に特徴的な固有周波数を追跡する方法で精度を高める研究が行われている²⁾。

心電図において、R 波はおおよそ 1 mV の振幅を持つインパルス状の波形で、心電図の他の波形に比べて認識しやすい。心拍間隔は、心電図や脈波を計測し、繰り返される心筋活動の R 波の間隔から計測することができる。これらの計測は電極や光学センサを直接ドライバーに接触させる必要がある。しかし、自動車運転中のドライバーの心拍を計測するには、無拘束で計測を行う必要がある。

2 無拘束での心電計測

2.1 自動車運転中の心電計測

ドライバーの心電図を無拘束で計測する場合、ハンドルに 2 つの電極を設置すれば R 波を得ることが知られているが²⁾、ドライバーが運転中ずっと両手でハンドルを握っていることが前提となるため、実用的な条件で問題がある。無拘束で心電図を計測する方法として、非接触電極を用いた計測方法が知られている⁴⁾。非接触電極は、絶縁物を挟んで電極と人体表面と静電結合を形成し、生体側の電荷変動に応じた電位を計測する。電極面積と絶縁物の厚さ、比誘電率に依存する。しかし、衣服を絶縁物とするため、そ

の容量は数百 pF 以下のオーダーであり⁵⁾、インピーダンスが大きくなるため、2 電極とも非接触電極を使用すると安定に計測することは難しい。また、非接触電極は体動に敏感なため、大きく基線が変動する欠点がある。そこで本研究では、1 つの接触電極と 1 つの非接触電極を用いてドライバーが片手運転状態でも心拍間隔を計測できるシステムを提案する。

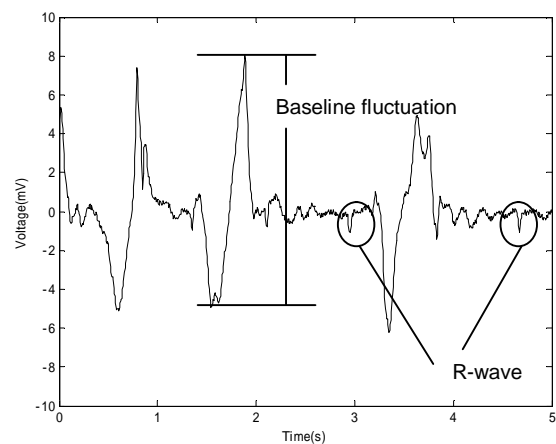


Fig.1 Degraded ECG signal by body motion

2.2 接触電極と容量結合型電極を用いた計測

Fig.1 に製作した 1 つの非接触電極と 1 つの接触電極を併用した計測装置を用いて計測した波形を示した。ドライバーがアクセルペダルとブレーキペダルを踏み変えた動作と同じように、床の上で足を上下させる体動を繰り返し与えた。床から足を上げた瞬間、剥離帯電によって静電気が床と足の間で発生し、電荷が人体と非接触電極を通るループで床に逃げ、そのとき流れる電荷が、数十 mV のオーダーで基線変動として計測され、これは R 波の数十倍であるため、この測定系では心拍間隔の計測が難しいことがわかる。

3 基線変動抑制方法の検討

3.1 計測と基線変動低減方法の検討

心拍間隔計測装置をまず室内の実験室で評価した。ゲーム用のハンドル・ペダル・シートを用い、ハンドルに接触電極として、銀メッキされた長さ 15cm の布テープを設置した。プリアンプは入力インピーダンスを 10M Ω 、ゲイン 30dB とし、通過域 0.2~30Hz の帯域通過フィルタを使用した。従来のディスコ電極での心電図と比較するため、リファレンスは測定系と電気的に絶縁された別回路を使用した。また、実際の自動車内の環境と近づけるため、商用電源の電磁ノイズ等の影響を避けるために、装置の下に厚さ 30mm の木片と厚さ 500mm の発泡スチロールを敷き、周囲を高さ 180cm のステンレス金網で覆った。基線変動の原因となる電荷の移動を検出するために、シート座面にはフィルム紙でそれぞれ絶縁された面積 600cm² のカーボクロス を 2 枚設置し、その上に衣服を着用して座位にて計測を行った(Fig.2)。

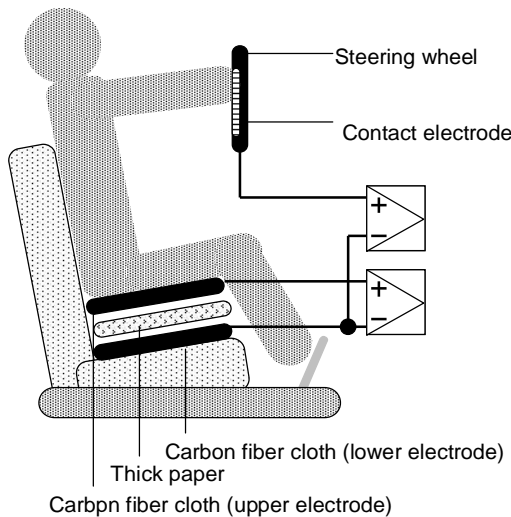


Fig.2 Measurement system

Fig.3 に測定系の等価回路を示す。ハンドル電極と下側座面電極間の電位で基線変動が含まれた心電信号が計測される。上側座面電極と下側座面間の電極の電位で、電荷の移動による基線変動が計測される。

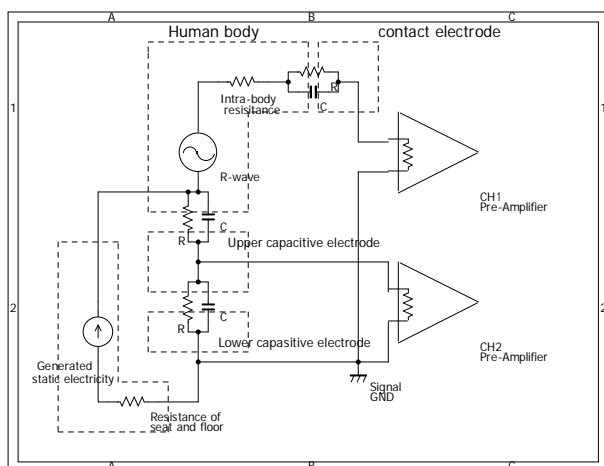


Fig.3 equivalent circuit of dual seat electrodes

Fig.3 に実験室において、綿のスポンを着用してペダル操作を行った場合の計測波形について示す。計測された基線変動の振幅は、接触電極 上側座面電極で計測された波形と上側座面電極 下側座面電極で計測された波形は形状がほぼ一致していることが確認できる。しかしながら、接触電極 上側座面電極での基線変動は約 12mVp-p であるのに対し、上側座面電極 下側座面電極での基線変動は約 8mVp-p と各電極で基線変動の振幅が異なる結果を得た。基線変動を抑制するために、RMS 値を用いて基線変動の大きさを評価し、基線変動の RMS 値が一致するようなそれぞれの信号のゲインを調整した。

Fig.4 に示すように、ゲインを調整した波形の差をとることで基線変動が約 2mV 程度まで抑制された結果となった。

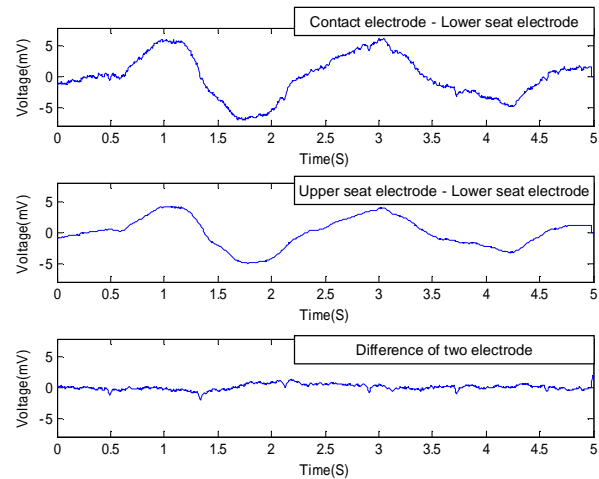


Fig.3 Comparison of signals from steering wheel electrode and upper seat electrode

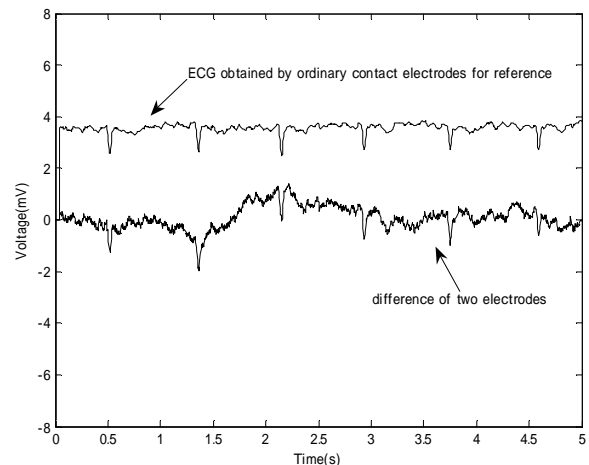


Fig.4 Output compared with reference ECG

3.2 実車での評価

実際の自動車内での環境と、自動車走行時の影響を評価するため、同様の実験装置を自動車内に持ち込み、大学構内の道路及び、高速道路を走行しながら、ドライバーの心

拍間隔を計測した。高速道路は安全上の観点から、助手席に装置を設置し計測を行った。

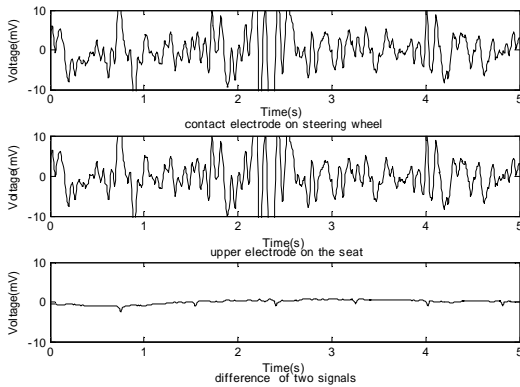


Fig.5 Measurement of R-wave while driving on highway

Fig.6 に Fig.2 で示した計測装置を用いて高速道路で計測した結果を示す。約 10mVp-p 以上ある基線変動が約 3mV 程度まで抑制されており、走行中の自動車内環境であっても計測の基線変動を抑制できたことを確認した。

3.3 運転動作で発生する電荷の抑制

体動時に発生する電荷の移動を検出し、基線変動を含む計測波形から差分することで、基線変動を抑制することができたが、体動時に発生する電荷の発生を抑制するために、Fig.2 に示す計測装置において接触電極とペダルに貼り付けた銀メッキされた導電テープを接続する計測回路を新たに作成した。Fig.7 に等価回路を示す。

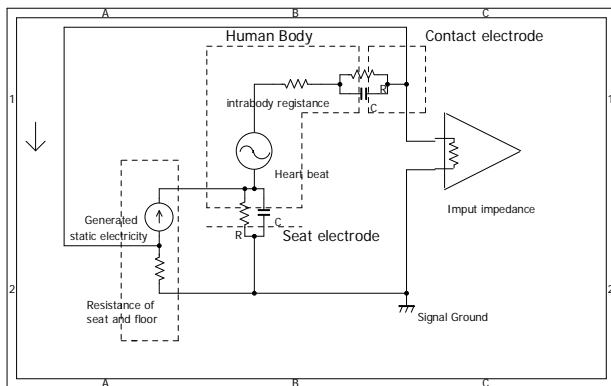


Fig.7 equivalent circuit of reduce generated static electricity

ペダル操作で発生する剥離帯電は、足の裏とペダル表面にそれぞれ電荷が発生する。人体の抵抗値は静電気を通す導電性領域であるため、ペダル操作を行うことで変化する人体の電位が、基線変動として観測される。ここを短絡して同電位とすることにより、ペダル操作を行って電荷が発生しても打ち消すことができた(Fig.9)。Fig.8 に従来の計測法により、ペダル操作により基線変動が発生した波形を示す。

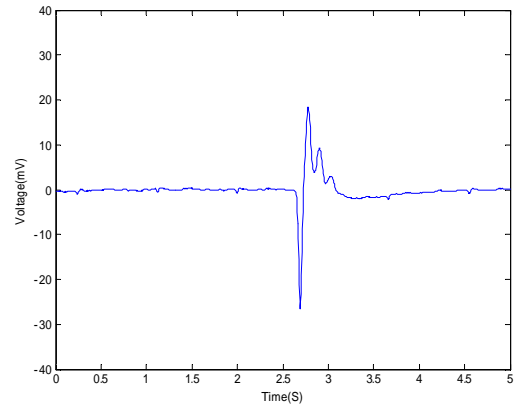


Fig.8 Baseline fluctuation on pedals operation

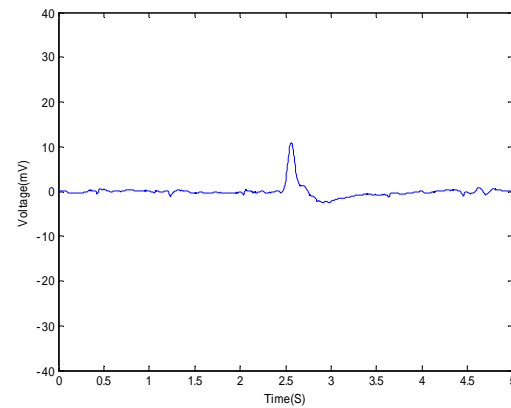


Fig.9 Baseline fluctuation of reduce static electricity path

Fig.8 では、ペダル操作により発生した電荷の影響で下向きに約 40mVp-p のパルス状の基線変動が発生しているが、Fig.9 で下向きのパルス状の波形が消えていることが確認できる。しかしながら、基線変動は完全には消えておらず、体動による電荷の発生を完全に抑えることはできていない。

4 心拍間隔計測方法

4.1 基線変動を含む波形からの心拍間隔計測方法

周波数領域での帯域通過フィルタにより、数 Hz 以下といった R 波の主要周波数以外の基線変動を抑制した。運転操作で発生する電荷の抑制及び、座面電極の二重化による電荷の検出と基線変動波形からの差分により、パルス状の基線変動を抑制した。しかし、ウールのようなインピーダンスの大きい材質のズボンを着用した場合、基線変動が完全に除去できないため、パターン抽出処理により基線変動を含む波形から心拍間隔を計測する方法について検討する。

4.2 パターン抽出処理

Fig.10 に示すように発生した基線変動のうち、数 Hz 以

下といった R 波よりも低い周波数の信号であれば周波数領域でのフィルタ処理によって基線変動を抑制することができる。しかしながら、ペダル操作時のような基線変動波形は R 波の十数倍のパルス状の波形であるゆえ R 波と同じ帯域の周波数を含んでいるためこの方法では抑制することができない。そのため、正しい心拍間隔が計測できないパルス状の基線変動の中から心拍間隔を検出するために、R 波が振幅約 1 mV 程度のパルス状の波形であることに着目し、パターン抽出処理を行うことで心拍間隔を抽出する。あらかじめ、R 波を正解パターンとして登録しておき、基線変動を含む心電計測波形から正解パターンとの差をとることで相関処理を行い、R 波を検出する。

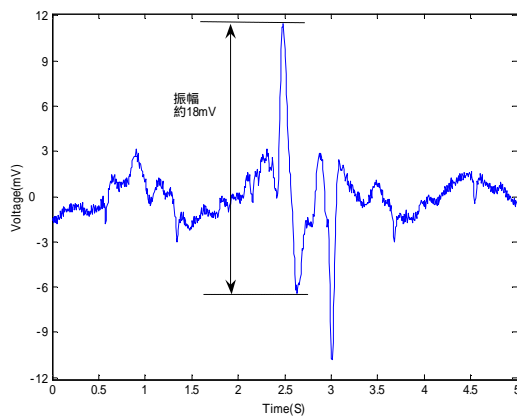


Fig.11 Baseline fluctuation on pedals operation

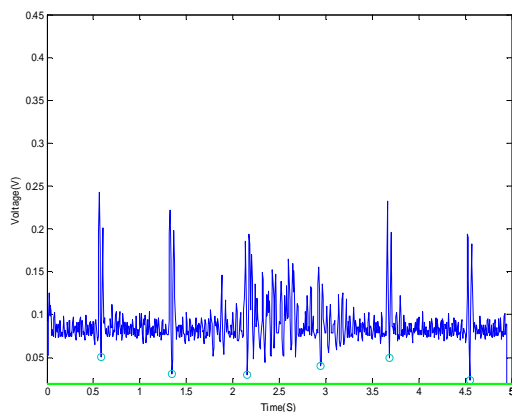


Fig.12 Correlation output of R-wave

Fig.11 にペダル操作を行いパルス状の約 18mV の基線変動が計測された波形で約 3 秒の部分にみられる下方向の大きな基線変動の中に R 波が含まれているデータである。Fig.12 に示した相関出力波形は、パルス状の基線変動が正解パターンの R 波と相関が近いので、ノイズレベルが上がる結果ではあるが、R 波のピークがあらわれ、心拍感覚が抽出できることを確認した。また、計測波形が正解パターンに近づく（類似する）ほど、相関出力は 0 に近づく。

5 結論と今後の展望

接触型電極をハンドルに、非接触型電極を座面に設置した心拍間隔計測装置を製作し、屋内の実験装置および、停車した自動車車内、キャンパス構内の直線道路を走行中のドライバーの心電波形から心拍間隔を計測した。材質が綿およびウールのズボンであれば、静止状態で安定した心電を計測することができた。しかし、運転動作の体動によって容易に基線変動が発生した。周波数領域での帯域通過フィルタ処理を行うことで、ハンドル操作の体動で発生する周波数が数 Hz 以下の R 波の約 5 倍程度の基線変動波形において、基線変動を除去した。しかし、周波数領域での処理では、ペダル操作といった基線変動が R 波の十数倍といった大きなパルス状の基線変動は除去できない結果となった。あらかじめ、被験者の R 波の形状を登録しておき、パターン抽出処理を行い、相関出力波形から R 波検出処理をすることで、R 波の約 20 倍程度の基線変動の中に含まれる計測波形から心拍間隔を計測することができた。ペダルと接触電極を接続することで、運転動作で発生する静電気による電荷を抑制した。材質がウールのズボンを着用した被験者の、ペダル操作の体動で発生した約 50mVp-p のパルス状の基線変動をパルス状の波形を取り除き、約 10mVp-p 程度まで抑制した。

座面電極を絶縁物であるフィルム紙をはさみ二層化することで、体動によって発生する電荷の移動を心電とは別に座面電極で検出した。それぞれの基線変動波形の RMS 値を一致させるようにゲインを自動的に調整し、基線変動を含む波形から差分することで、約 20mVp-p 程度のパルス状の基線変動波形から基線変動を約 2mVp-p 程度まで抑制した。また、体動によって発生する静電気の電荷の移動がペダル - 人体間のみでなく、シート - 人体間等の場所でも発生することを確認し、複数の場所で発生することを結論付けた。特に、材質がウールといったインピーダンスの高いズボンの場合、この影響が大きくなり計測が難しくなることを確認した。今後は、着用する衣服にかかわらず R 波の検出率をさらに上げる方法や、相関出力のノイズを減らすために計測毎に被験者の R 波を自動で学習する方法が求められる。

<参考文献>

- 1) 福田敏夫, 湧田雄基, “心拍変動のカオス解析に基づく睡眠状態推定手法”, IEEJ Trans. EIS, VOL.125, NO.1,
- 2) 中野康彦, 宮川あゆ, 佐野聡, “ドライバの覚醒度検知技術”, FUJITSU, VOL.59, NO.4, pp416-420, 2008
- 3) 柳平雅俊, 安土光男, 杉浦康司, 南野政明, 望月正人 “ドライバー状態検出装置の開発” PIONEER R&D VOL.11 NO.2
- 4) 樋口正高, 矢崎博之, 京相雅樹, 石島正之, “非接触型電極を用いた無意識心電図計測”, 電気学会医用・生体工学研究会 MBE-06-42
- 5) 植野彰槻, 古沢洋一, 星野洋, 石山陽事, “布を介した電極からの容量性結合に基づく心電図導出”, IEEJ Trans. EIS, Vol 124, No.9,