

K6-3

交通事故時の呼吸計測を用いた車内トリアージシステムの開発

Development of automatic triage system possible in the car by using the measurement of respiration

○遠西晃彦¹, 野田翔太², 坂本拓司², 富永茂³, 岡野道治³

Akihiko Tonishi¹, Shota Noda², Takuji Sakamoto², Shigeru Tominaga³, Michiharu Okano³

Abstract: The purpose of this study is to develop the driving recorder with injury prediction and automatic collision notification for reducing vehicle accident victims. Serious injury risk of injured occupant is estimated by injury prediction algorithm based on crash acceleration, direction of impact and the age of occupant using driving recorder data on real time calculation. To improve the injury prediction algorithm, respiration rate as index of vital sign which used emergency medical field is combined into the driving recorder systems. The respiration rate measuring device was developed by using a microwave Doppler sensor. It is possible to improve the respiration measurement accuracy by determining the body movement. The effectiveness of the recorder system is tested through the case study simulation.

1. はじめに

本研究では交通事故時の自動車乗員の傷害度を予測し、最適な医療機関への自動通報が可能なシステムを搭載したドライブレコーダを開発し、救命率を向上させることを目的としている。平成 23 年度から傷害予測精度向上のため、呼吸数計測を用いた傷害予測手法について検討してきたが、呼吸数が少ない条件下で呼吸回数の測定誤差が多くなること^[1]が問題となっていた。本稿では呼吸数計測誤差低減のために体動検知システムを新たに作成し、実験から有用性を検証する。

2. 呼吸計測について

2. 1. 呼吸数異常の定義

受傷した患者のバイタルサインに一番顕著に現れる変化が呼吸数であり、救急医療では呼吸数を計測し重症判定を行っている。この重症判定の基準である呼吸数の指標^[2]（毎分 30 回以上または 10 回未満）を本研究の傷害予測で用いる呼吸数の閾値とした。

2. 2. 呼吸計測原理

Fig.1 に示すように対象物(肺)にマイクロ波を送信し、反射してきたマイクロ波を受信することで、送信波と受信波との周波数の比較時に肺の移動速度に比例して受信波の周波数の変化する現象(ドップラー効果)を利用して測定を行う。

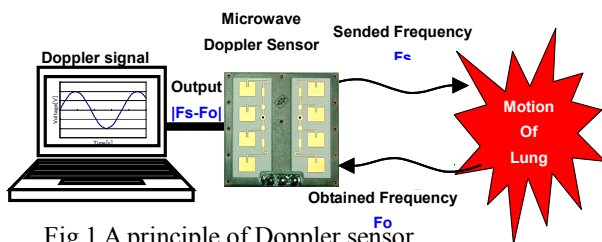


Fig.1 A principle of Doppler sensor

2. 3. 呼吸計測の現状の問題点と改良案

現在までの呼吸計測に際して Fig.2 に見られる様な呼吸計測波形にノイズが混ざる事例があった。図中の高周波成分は心拍、破線で囲った波形の乱れが体動成分である。

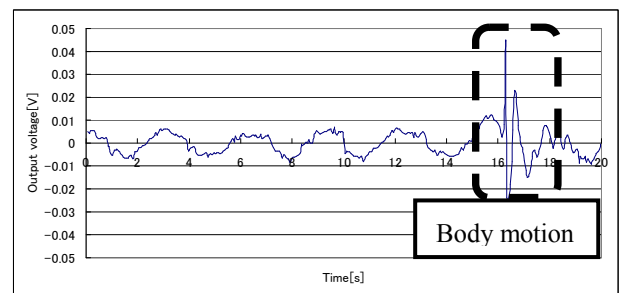


Fig.2 Example of respiration waveform.

現状の波形処理手法(次数 5 カットオフ周波数 0.7Hz のローパスフィルタ)では Fig.3 の様に心拍成分は取り除けるが、体動成分(破線中)が呼吸周波数帯域と同等の周波数帯、特に呼吸成分の出力値が低い呼吸状態(9/min 以下)であると取り除くことができない。

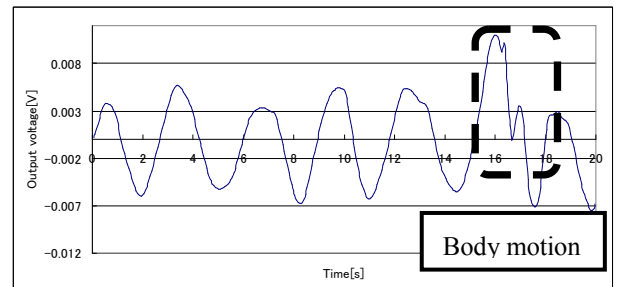


Fig.3. Example of respiratory wave filtered by Low-pass

そこで圧力センサを用いて圧力変化から体動回数そのものを推定可能ではないかと考え実証実験を行った。

1 : 日大理工・院(前)・機械 2 : 日大理工・学部・機械 3 : 日大理工・教員・機械

3. 実験

3. 1. 計測座席

計測は Fig.4 のように各センサを座席に搭載した. 呼吸を計測するためのマイクロ波ドップラーセンサをシートベルトの胸部に設置した. また, 体動を計測するための圧力センサはテープ状のセンサを用意し, シート表面の腰部に貼り付けた.

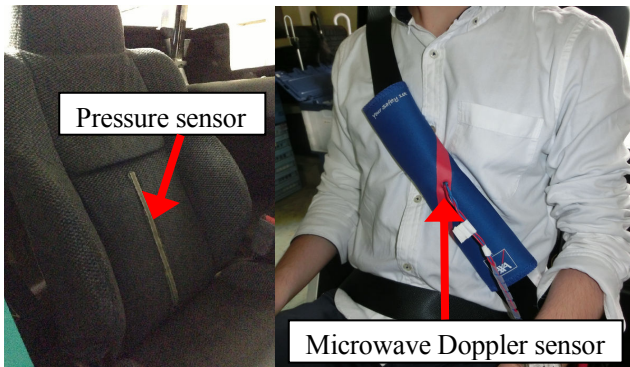


Fig.4 Sensor setting point.

3. 2. 実験手順

- ① 試行 30 秒間の呼吸計測を行う. 呼吸数条件は 16/min に設定したメトロノームの音に合わせて行う.
- ② 計測開始から 10 秒, 20 秒時に 1 度体を動かす.
- ③ 以上の計測を計 8 試行行う.
- ④呼吸波形から呼吸数推定のプログラムを用いてピーク点を自動計測し, 条件値との誤差を算出する.
- ⑤圧力センサ波形から閾値以上の圧力変化のピーク点を自動計測し④で求めた呼吸数計測誤差と比較する.

3. 3. 実験結果

実験で得た呼吸波形例と圧力波形例を Fig.5,6 に示す.

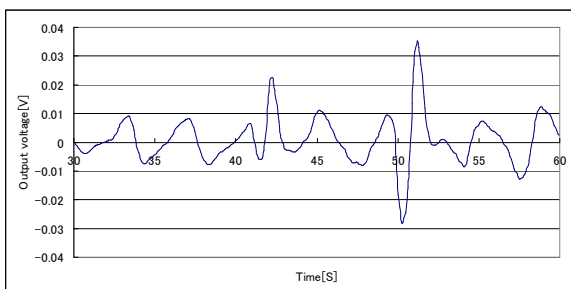


Fig.5 Example of respiratory waveform.

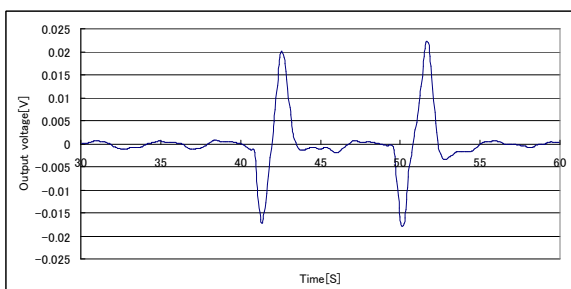


Fig.6 Example of pressure waveform

Fig.5 より規則的な呼吸波形の中に 40 秒, 50 秒付近で波形に乱れが生じている. Fig.6 の圧力センサ出力波形にも同じ時間帯に 2 点のピークが確認できることから Fig.5 の呼吸波形のノイズは体動によるものだとわかる.

全ての呼吸計測誤差数から検出体動数を減算し誤差数を補正した値を Table 1 に示す.

Table 1 Result of boy motion and error rate of respiration

	Genuine respiration rate (1/30sec)	Detected respiratory rate (1/30sec)	measurment error rate (1/30sec)	measurment body motion rate (1/30sec)	Correction measurment error rate (1/30sec)
	①	②	①-②	③	①-②-③
Case.1	8	10	2	3	-1
Case.2	8	10	2	2	0
Case.3	8	10	2	2	0
Case.4	8	10	2	2	0
Case.5	8	12	4	3	1
Case.6	8	11	3	2	1
Case.7	8	10	2	2	0
Case.8	8	12	4	2	2

Table 1 から呼吸計測誤差は 2~4 回検出され体動は 2~3 回検出されていることから 2 つを減算した補正誤差はどの Case でも減少が認められた.

4. 考察

表 1 の結果を式(1)と(2)の体動数補正前後の誤差率の平均値で比較すると補正前誤差率は 32.8%, 補正後誤差率は 7.82%となり, 誤差率で比べると 1/4 以下に抑えることが出来た. このことからこの体動検出を加えた呼吸計測システムの有用性が実証できたといえる.

$$\text{誤差率} = \text{呼吸計測誤差数} / \text{条件呼吸数} * 100 [\%] \quad (1)$$

$$\text{補正誤差率} = (\text{呼吸計測誤差数} - \text{体動検出数}) / \text{条件呼吸数} * 100 [\%] \quad (2)$$

5. まとめ

呼吸計測時に発生した体動数を座面上の圧力センサの出力変化から判別し, 呼吸計測値から減算することで呼吸計測の誤差を低減させることができた.

6. 参考文献

- [1] 遠西 晃彦, 「Measurement of Vital-Signs for Improvement in Predictive Accuracy of Occupant's Serious Injury Risk」, 5th PACIFIC-ASIA CONFERENCE ON MECHANICAL ENGINEERING (5th PACME 2012), 2012
- [2] 日本外傷学会・日本救急医学会: 改訂第 3 版 外傷初期治療ガイドライン JATEC, へるす出版, pp.256, 2010