

マイクロ波ドップラーセンサを用いた ウェーブレット変換によるドライバの心拍数, 呼吸数の抽出

朴 昶熙 指導教員：小栗 宏次

1 はじめに

世界保健機構 WHO の ‘Global plan for the Decade of Action for Road Safety 2011-2020’ によると全世界で毎年 130 万人, 毎日 3000 人が交通事故で命を落としている. 今後新たな対策が行われない場合, 交通事故死亡者数は年間 240 万人に達すると予測されているため, 自動車運転時の安全性確保に対する重要度が増すと考えられる.

これまでの自動車安全技術はアラウンドビューモニター, エアバッグ, ブリクラッシュセーフティシステムなど車両搭載システムに着目した開発が進められていた. 最近ではドライバに着目し, 心拍, 脳波, 視線情報など生体信号を用い, ドライバの状態を把握することで, 事故予防および状態フィードバックが可能な能動的な安全システムの開発や研究が進んでいる.

しかし, 多くの先行研究では生体信号を計測するためにドライバに直接機器を装着し, ドライバを拘束するという問題がある. そこで, 本研究ではドライバに直接機器を装着しない方法として, 車両の座席シートに設置したマイクロ波ドップラーセンサを用いたドライバの心拍数および呼吸数を抽出する方法を提案する. これによりドライバは機器を意識せずに運転を行うことができ, 状態推定に必要な計測が可能となる.

2 ウェーブレット変換による心拍呼吸の抽出

マイクロ波ドップラーセンサはマイクロ波を放射して人や物体に当たった時に生じる反射波から位相のズレを検出し, 信号として出力するセンサである. ドップラーモジュールを用い, マイクロ波を被験者の胸部や背中に照射すると, 心拍や呼吸による生体表面の変動を感知することが可能となる.

しかし, Jeong ら[1]によると, ドップラーセンサの信号は周波数帯域および信号の大きさが周囲波形と類似しているため, 一般的な信号処理方法ではピークの検出が不可能だと言われている. そこで, 同じ時間帯に心拍, 呼吸, 体動など様々な成分が混合している波形を分解するウェーブレット変換を用いる. ウェーブレット変換では, 低周波数の部分を Approximation 成分, 高周波数の部分を Detail 成分と呼び, 信号をこれら 2 つの成分に分解し, 分解された低周波数をさらに低周波数, 高周波数と分解していくことで, 混合している成分を分けていく. 本研究の実験では, 有限の長さ, 非対称, 急激な変化の信号に対してに用いられる Daubechies 関数を用いて計算をした[2]. これにより心拍および呼吸と関係の深い波形が抽出できる.

3 検証実験

図 1 および 2 に示す安静着座状態の被験者を計測する. 心臓と水平となる部分にマイクロ波を照射して, 心拍や呼吸情報などの生体表面の変動を感知する. 体表面が動いている対象に対して検出率が最も高い距離を検証した. 被験者は 5 名である. ポリメイトで計った心電図を正解値とする. 心電図と同時にドップラーセンサの信号を計測した. 実験の条件としては正面から 10, 20, 30 [cm], 背面から 10, 20, 30 [cm]離れた位置から計測を 6 つに分類し, 各条件で 1 分間計測を行った.



図 1 検証実験 (正面) 図 2 検証実験 (背面)

3.1 ウェーブレット変換による解析

安静着座下での心電図とウェーブレット変換を用いて分解したドップラーセンサの信号から抽出した心拍の情報を図 3 に示す. これより各信号のピーク間隔が類似の変化を示していることがわかる. 表 1 に各条件のもとでの心拍数および心拍数とドップラーセンサ信号のピーク数の差を示す. これにより, 正面より背面の 10 [cm]離れた位置から計測した時, 精度が一番高いことが確認できた.

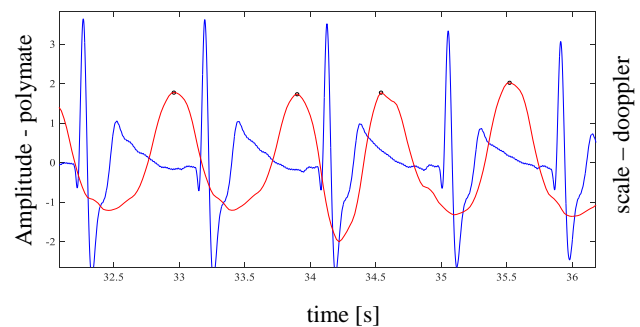


図 3 心電図(青)とドップラーセンサの波形(橙)

表 1 ウェーブレット変換によるピークカウント
(正:正解値, S:センサ, (数字):正解値-ピーク数)

	正面 10cm		正面 20cm		正面 30cm		背面 10cm		背面 20cm		背面 30cm	
	正	S	正	S	正	S	正	S	正	S	正	S
Sub1	69	74	70	71	69	67	69	68	70	67	69	71
		(5)		(1)		(2)		(1)		(3)		(2)
Sub2	96	74	98	73	96	73	93	89	94	89	92	86
		(22)		(25)		(23)		(4)		(5)		(6)
Sub3	92	88	86	82	91	80	85	83	85	75	86	78
		(4)		(4)		(11)		(2)		(10)		(8)
Sub4	90	78	92	80	92	74	89	82	87	82	87	85
		(12)		(12)		(18)		(7)		(5)		(2)
Sub5							78	77	75	76	77	75
							(1)	(1)				(2)

3.2 ドライビングシミュレータでの実験

図 4 に示すようにドライビングシミュレータの環境のもとで座席シートに設置したドップラーセンサの信号からドライバの心拍および呼吸を抽出する実験を行った。被験者は 5 名である。ポリメイトで計った心電図を正解値とする。心電図と同時にドップラーセンサの信号を計測した。計測時の車両の状態は、エンジンをかけてないノイズ無しの状態、エンジンをかけたままアイドリング状態、高速道路の直進走行状態の 3 つとし、各状態で 1 分間計測した。ノイズ無し状態下での心電図および呼吸と、ウェーブレット変換を用いて分解したドップラーセンサの信号から抽出した心拍および呼吸の情報をそれぞれ図 5 および 6 に示す。これより、各信号のピーク間隔が類似していることが分かる。表 2 に各状態のもとでのドップラーセンサ信号のピーク数と心拍および呼吸のピーク数の検出率を示す。心拍に関する検出率 C_H はポリメイトから得られた心拍数 P_H とドップラーセンサから得られた心拍数 D_H より式 (1) で計算される。また呼吸に関する検出率 C_B はポリメイトから得られた呼吸数 P_B とドップラーセンサから得られた呼吸数 D_B より式 (2) で計算される。



図 4 ドライビングシミュレータでの実験環境

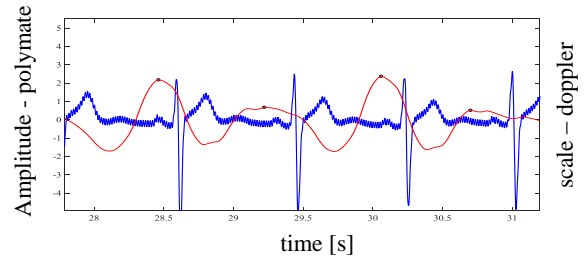


図 5 ノイズ無し, 心拍情報の抽出

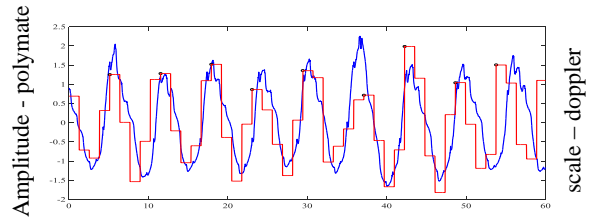


図 6 ノイズ無し, 呼吸情報の抽出

表 2 心拍および呼吸の検出率

	ノイズ無し		アイドリング		高速道路直進	
	心拍	呼吸	心拍	呼吸	心拍	呼吸
Sub1	92	93	96	87	94	78
Sub2	86	100	74	92	77	69
Sub3	85	94	88	94	75	100
Sub4	76	83	77	80	67	87
Sub5	91	90	95	91	87	100
AVR	86	92	86	89	80	87
STDEV	5.69	5.55	9.06	4.96	9.47	12.19

$$C_H = (D_H/P_H) \times 100 \quad (1)$$

$$C_B = (D_B/P_B) \times 100 \quad (2)$$

4 まとめ

本研究ではマイクロ波ドップラーセンサを用いた非接触、無拘束で心拍や呼吸情報を抽出した。しかし、安静着座の環境では検出率が高かった、シートに装着した環境では障害物や振動、揺れがあるため検出率が低下する傾向があったため、精度を高めることが今後の課題である。

本研究ではマイクロ波ドップラーセンサを用いて心拍変動特徴量を算出できる可能性を示唆した。これにより、今後自律神経系の状態を知ることができ、興奮、怒り、不安、疲労、眠気などのドライバの状態推定に用いることが可能となる。

参考文献

[1] D. Jeong, "Development of the Chair-type BCG Measurement and Signal Processing Method for Unconstrained Health Monitoring" 韓国教育科学技術研究報告資料, 2010.
 [2] J. Lee, H. Ji, N. Joo "音響放出(AE)試験の原理と応用," 韓国材料研究所, pp. 156-164, 2009.