

マイクロ波による自動車乗員心拍の非接触測定

The non-contact heartbeat measurement of car occupant by microwave

○武田優大*, 西本哲也*

○Yudai Takeda*, Tetsuya Nishimoto*

*日本大学大学院 工学研究科

*Graduate School of Engineering, Nihon University

キーワード : Heart rate, ECG, Doppler module

連絡先 : 〒963-8642 郡山市田村町徳定字中河原 1 番地 日本大学工学部機械工学科

バイオメカニクス研究室 西本哲也, Tel.: (024)956-8777, Fax.: (024)956-8642

E-mail: tnishi@mech.ce.nihon-u.ac.jp

1. はじめに

自動車事故の安全技術には、事故発生時の被害を最小限に抑える衝突安全がある。衝突安全装置としては、シートベルト、エアバック等があり怪我の減少に寄与している。現在のこれらの安全装置は乗員の年齢や性別を考慮せずに作動している。しかし、ヒトの衝撃耐性は年齢や性別ごとに違っており、乗員の年齢・性別を識別し、それに合わせて安全装置を制御することが出来れば交通事故時の乗員の傷害発生を減少できると考えられる。本研究では、自動車乗員の年齢・性別を識別する方法として生体情報に着目し、マイクロ波ドップラモジュールを用いて自動車乗員の心拍を接触、非接触で収集、年齢を推定する方法について検討している。

2. 心電図

本実験の心拍測定には心電図計測とマイクロ波心拍計測を用いている。心電図とは心臓の収縮に伴って発生する微小電位変化を計測した波形のことをいい、体表面に装着した2つの電極間の電位差を差動増幅することによって得られる。本実験では三点誘導法(陽極、陰極、ground)を用い

ており、Fig.1 に心電図計測方法を示す。

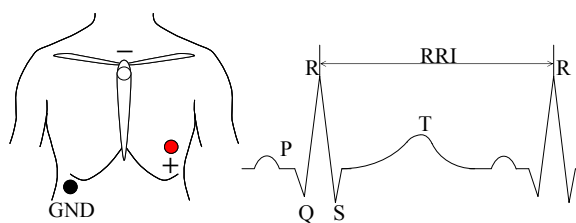


Fig.1 Electrocardiogram(ECG)

心電図は主に P 波, QRS 波, T 波の三種類の波形から構成されており、心臓の動きを表している。心拍を評価する場合、RR 間隔を指標とするか、RR 間隔を 1 分あたりの心拍数に換算(式(1))し、1 拍ごとの瞬時心拍率を得て指標とする。

$$HR = \frac{60}{RRI \times 1000} \quad (1)$$

HR : heart rate 心拍数(bpm)

RRI : RR interval RR間隔(ms)

心拍は心臓交感神経や心臓副交感神経の影響下にあり、時間的にゆらいでいる。このゆらぎのことをRR間隔変動や心拍数変動と呼んでいる。

RR間隔変動の大きさは、過去の研究⁽¹⁾⁽²⁾から年齢ごとに変化していることが確認されている。

3. 実験方法

心電図計測は Fig.1 に示した方法で行う。また、ドップラモジュールによる胸部・背中の心拍計測は、Fig.2 に示すように被験者にマイクロ波を当てて体表面の変位計測を行う。

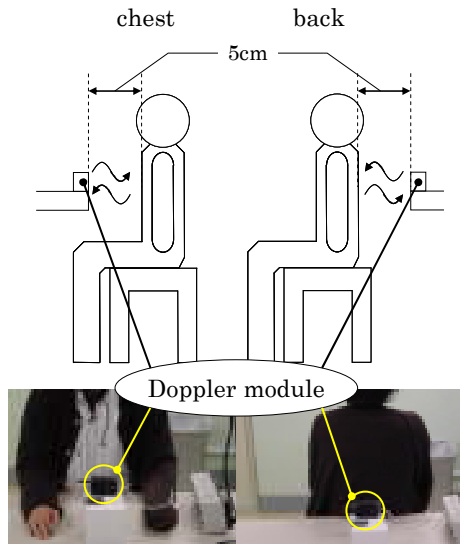


Fig.2 heartbeat measurement by microwave

ドップラモジュールは、身体の動きに敏感なのでノイズを少なくするために被験者の姿勢は着座・静止状態とする。

胸部と背中でドップラモジュール距離を 5cm、サンプリング周波数を 200Hz として 5 分間の収集実験を行った。

実験には 20 代の男性 5 人が参加した。

4. 実験結果

4.1. ドップラモジュール出力

マイクロ波ドップラモジュールの出力波形を Fig.3 に示す。

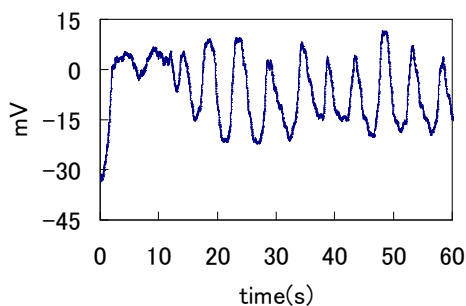


Fig.3 Doppler output

被験者の呼吸に合わせて上下する波形が出力され、被験者の呼吸状態が確認できる。

4.2. 出力波形のスペクトル解析

心電図、ドップラ出力波形に含まれる周波数成分を観察するためにスペクトル解析を行った。

Fig.4~6 心電図、ドップラ出力波形をスペクトル解析した結果の一例を示す。

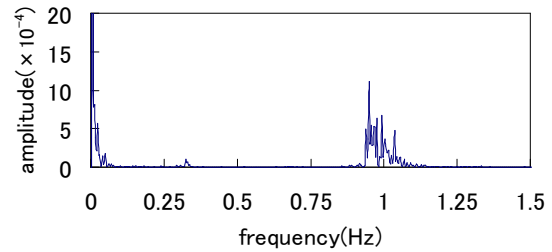


Fig.4 ECG power spectrum

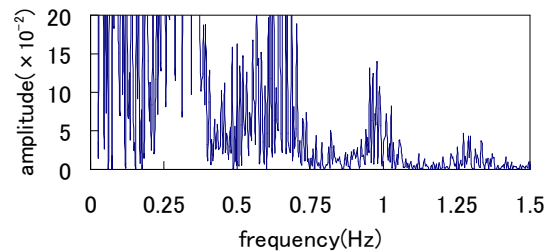


Fig.5 Doppler output power spectrum(chest)

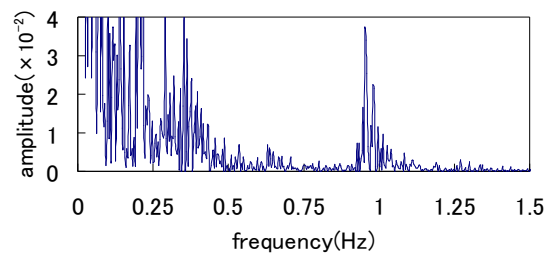


Fig.6 Doppler output power spectrum(back)

Fig.4~6 のように心電図と胸部、背中ドップラ出力波形の全てで、約 1.0Hz の周波数帯域に心拍と考えられるスペクトルピークがみられる。他の被験者でも同様に心拍スペクトルピークがおおよそ 0.8~2.0Hz の周波数帯域で確認できた。

ドップラ出力波形には 1Hz 以下の周波数帯域に呼吸のスペクトルピークが確認できる。また、呼吸成分は、胸部よりも背中の方が少ない。よって、背中は胸部よりもノイズが混入しにくいと考えられる。

5. 考察

5.1. 心拍数の算出

スペクトル解析から得られた結果からフィルタの遮断周波数を決定してフィルタ処理を行う。フィルタによって得られた心拍波形のピークから RR 間隔を検出し、心拍数を算出する。Table.1 に心電心拍数と胸部、背中ドップラ心拍数を被験者別に示す。

Table.1 Heart rate

Volunteer (age)	ECG (contact)	Doppler	
		chest	back
A(23)	59.3	59.6	59.0
B(22)	74.9	69.6	81.6
C(22)	80.7	81.8	79.2
D(22)	69.0	67.5	70.6
E(21)	67.3	67.9	66.8

実験で得られたドップラ出力、心電図心拍数の平均を求めて比較すると大きく違う値になることはほとんどなかった。このことから、フィルタを用いれば胸部と背中からドップラモジュールで平均心拍数を求めることが出来る。

5.2. RR 間隔変動の評価

心拍変動成分の一つに呼吸に由来する呼吸性変動が存在する。Byrne⁽¹⁾らはこの呼吸性変動を評価し年齢別の違いを示した。

本研究では Byrne らの方法を参考に Table.2 で示した 2 つのフィルタを用いて呼吸性変動 (respiratory sinus arrhythmia : RSA) を抽出し、式(2)から心電図とドップラ出力の呼吸性変動値を求め評価する。

$$y = \ln(x^{-2}) \quad (2)$$

x: フィルタによって抽出した呼吸性変動

Table.2 Filter condition

type		FIR
tap		21
high pass cut off		0.09
band pass cut off	low	0.12
	high	0.40

Table.3 に心電図とドップラ出力の呼吸性変動値を被験者別に示す。

Table.3 RSA

subject	ECG	Doppler	
		chest	back
A(23)	11.58	11.61	11.59
B(22)	11.11	11.27	10.92
C(22)	10.96	10.94	10.98
D(22)	11.28	11.32	11.23
E(21)	11.33	11.31	11.34
AVERAGE	11.25	11.29	11.21

今回の実験では 20 代の男性の呼吸性変動値は心電図、ドップラ共に 11 程度の値になった。

6. おわりに

フィルタ処理を行うことによって、胸部と背中両方のドップラモジュール出力から心拍波形を抽出することができた。

年齢推定を行うために呼吸性変動値を算出したところ 20 代男性は 11 前後の数値を示した。

今後は、より高精度を実現するためのノイズ対策と自動車への搭載について研究を行う。また、多くの被験者に対して実験を行い、心拍による年齢・性別の推定について検討して予定である。

参考文献

- (1) EVAN A. BYRNE / JEROME L. FLEG / PETER V. VAITKEVICIUS / JEANETTE WRIGHT /STEPHEN W. PORGES : Role of aerobic capacity and body mass index in the age-associated decline in heart rate variability, Journal of Applied Physiology, Vol81, p.743-750(1996).
- (2) 藤本順子/弘田明成/畑美智子/近藤まみ子/島健二 : 心電図 R-R 間隔の変動を用いた自律神経機能検査の正常参考値および標準予測式, 糖尿病, 30 巻, 2 号, p.167-173(1987)
- (3) 後藤由夫/松尾裕/佐藤昭夫 : 自律神経の基礎と臨床, 医学ジャーナル社, p124-130(1987)
- (4) 木村和磨/荒井郁男 : 24GHz マイクロ波心拍モニタの開発, 医用電子と生体工学, Vol.35, No.3, Page265-271(1997)