

マイクロ波による生体運動のドップラー計測システムにおける観測雑音の影響に関する検討

Study of Observed Noise Effect in Doppler Measurement System of Biological Movement by Microwave

對馬 圭悟[†] 佐藤 宏明[‡] 恒川 佳隆[‡]

Keigo Tsushima Hiroaki Sato Yoshitaka Tsunekawa

1. はじめに

近年、少子高齢化社会の急速な進行によって孤独死や疾患による突然死が増加傾向にある。なかでも心不全や肺炎といった心臓や肺に関連する疾患の早期発見には、定期的な医療診断だけでなく、日頃からの長期的な生体情報の測定が必要となってくる。従来の生体計測法では心拍数や呼吸数などを計測するために、プローブの装着や長時間の拘束をとまうので、患者にとって身体的な抵抗や精神的な負担が考えられる。

このような問題を解決するために、筆者らは図 1 のような電磁マイクロ波（以下マイクロ波）を用いたシステムを用いて、生体活動によって人体の表面に生じる振動をマイクロ波の反射波の振幅や位相の変動により心拍数と呼吸数を観測する、非接触な生体計測について研究を進めている [1]。しかし計測信号には生体の運動情報のほかに周囲の環境や体の動きによる観測雑音が混合して、低 SNR での測定では信頼性は低い。

そこで本論文では、信号の周波数変化からドップラーシフトを検出して生体運動の速度を推定する手法において、雑音混入に対する信号推定の耐性について、疑似的な信号と雑音を用いたシミュレーションによって SNR と周波数範囲の両面から検証及び評価を行った。

2. 計測システム

2.1 SIMO 計測システム

計測システムは、図 1 のように送信アンテナ 1 本と受信アンテナ 2 本から構成される SIMO (Single-Input Multiple-Output) と呼んでいるマイクロ波を用いたシステムとなっている。信号生成器によって送信された信号 $x(t)$ はパワースプリッターを経て送信アンテナと復調回路に伝送される。アンテナから送信された信号 $x(t)$ は周囲の環境や反射した物体の影響を受けるので、片方のアンテナで受信される信号 $r_{11}(t)$ は伝播環境の変化を $h_{11}(t)$ とすると $r_{11}(t) = h_{11}(t)x(t)$ となる。受信された信号 $r_{11}(t)$ は復調処理、ローパスフィルタで高周波域をカットされる。最終的に出力される信号は $IQ1 = h_{11real}(t) + jh_{11imag}(t)$ となる。もう

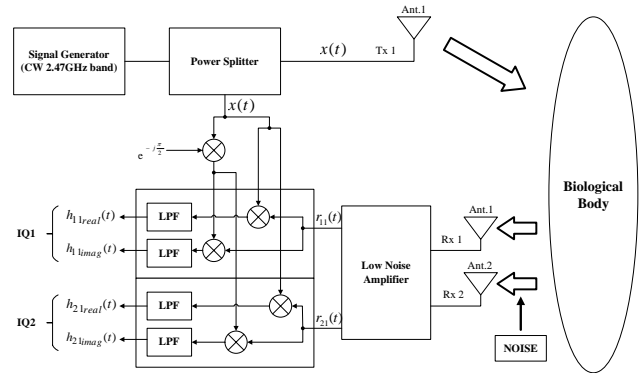


図 1 計測システム

一方のアンテナで受信される信号 $r_{21}(t)$ についても同様となり、最終的に出力される信号は $IQ2 = h_{21real}(t) + jh_{21imag}(t)$ となる。

これらの信号 $IQ1$, $IQ2$ は複素数で表されるので振幅および位相の情報を含んでいるが、そのうちの位相の時間変化に着目したのが次に示すドップラーシフトを検出して生体運動の速度を推定する手法である。

2.2 ドップラーシフトを用いた速度推定

生体運動には呼吸による胸部の変位や心臓壁の微小な振動といった周期的な運動が予想される。そこでこれらを取得するために、システムから送信された信号と、生体に反射して受信された信号の周波数変化からドップラーシフトを検出して、生体運動の速度を推定することが可能であると考えられる。

図 1 のシステムにおいて、信号発生器から角周波数 $\omega_0 (= 2\pi f_0)$ の信号がアンテナから送信される。受信した信号 $[r_{11}(t), r_{21}(t)]$ は、ドップラーシフトの影響を受けて角周波数の偏移 $\Delta\omega_t$ だけ変化している。 $\Delta\omega_t$ は、マイクロ波と生体運動の速度をそれぞれ c , $v(t)$ とすると

$$\Delta\omega_t = \omega_0 \frac{c - v(t)}{c + v(t)} - \omega_0 \quad [\text{rad/s}] \quad (2.1)$$

と表せる。生体運動の速度 $v(t)$ はマイクロ波の速度 c に対して $c \gg v(t)$ なので

$$\Delta\omega_t \cong \omega_0 \frac{2v(t)}{c} \quad [\text{rad/s}] \quad (2.2)$$

[†] 岩手大学大学院工学研究科, Graduate School of Iwate Univ.

[‡] 岩手大学理工学部, Faculty of Science and Engineering Iwate Univ.

と近似される。計測信号を $A\cos\theta_t$ (A は振幅) とすると、偏角 θ_t は角周波数の偏移を時間で積分すればよいので次のようになる。

$$\theta_t = \int \Delta\omega_t dt \quad [\text{rad}] \quad (2.3)$$

(2.3)式に(2.2)式を代入すると

$$\theta_t = \frac{2\omega_0}{c} \int v(t) dt \quad [\text{rad}] \quad (2.4)$$

となり、物体の速度 $v(t)$ は(2.4)式の両辺を t で微分して

$$v(t) = \frac{c}{2\omega_0} \frac{d\theta_t}{dt} \quad [\text{m/s}] \quad (2.5)$$

となる。偏角 θ_t は t によって変化し、計測信号は離散データとなるために、微分は差分として計算される。故に(2.5)式はサンプリング周期 Δt を用いて(2.6)式のようになる。

$$v(n) = c \frac{\theta_{n+1} - \theta_n}{2\omega_0 \Delta t} \quad [\text{m/s}] \quad (2.6)$$

よって生体運動の速度 $\hat{v}(n)$ は送信波の周波数 f_0 を用いて(2.6)式より

$$\hat{v}(n) = c \frac{\theta_{n+1} - \theta_n}{4\pi f_0 \Delta t} \quad [\text{m/s}] \quad (2.7)$$

と推定される。速度 $v(t)$ はアンテナから遠ざかる向きを正と定義している。

ここで、測定の対象とする心臓の拍動と呼吸による胸部の動きは、心拍の振幅は約 1 秒間に 10 mm 前後、胸部の動きは約 3 秒ごとに数 10mm 前後と考えることができるので、各々の運動速度はおよそ同じオーダーとなる。従って、このドップラー計測システムでは、これらの信号は強さがおよそ同じで周波数が異なる信号として分離できると考えられる。

まず、評価の条件を揃えるため観測対象の生体運動をプログラムで疑似的に生成して IQ 信号とする。次にこの得られた IQ 信号を用いて、式(2.1)~(2.7)によって物体の運動速度が推定される。ここで、この速度推定が正しければ、元の生成された信号に一致するはずである。マイクロ波の受信側に混入する観測雑音はこの推定結果を乱す。本論文はこの雑音の影響について調査を行った。以上のシミュレーション実験において、疑似信号として計測システム内の各部における信号変換をしてシステムの入力である IQ 信号を得る。

2.3 チャープ信号

本論文では、2.1 で述べたシステムにおいて雑音の混入が速度推定に影響するが、SNR と周波数帯域の両面から調べる。ここで様々な周波数を含む信号としてチャープ信号(スweep信号)を参照信号に用いた。

チャープ信号とは周波数が時間経過とともに低周波から

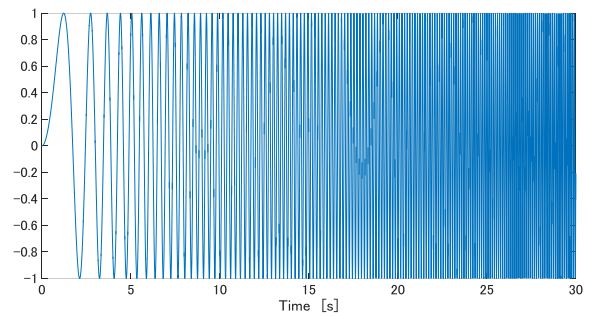


図 2 チャープ信号

高周波へ増加、あるいは減少する信号である。周波数が比例的に増加(減少)する線形チャープ、対数的に増加(減少)する対数チャープ、指数的に増加(減少)する指数チャープなどがある。本論文では計測可能な周波数帯域を調べたいので、どの周波数成分も等しく含む線形チャープを用いる。

線形チャープにおいて、初期時間を t_0 、経過時間を t 、周波数の増加率を k 、初期周波数を f_0 とすると、チャープ信号の瞬時周波数 $f(t)$ は

$$f(t) = f_0 + k(t - t_0) \quad [\text{Hz}] \quad (2.8)$$

となり、周波数の増加率 k は最大周波数 f_1 になるまでにかかる時間を T として

$$k = \frac{f_1 - f_0}{T} \quad (2.9)$$

となる。これらより位相の時間変化 $\varphi(t)$ は、初期位相を φ_0 とすると

$$\begin{aligned} \varphi(t) &= \varphi_0 + 2\pi \int_{t_0}^t f(\tau) d\tau \\ &= \varphi_0 + 2\pi \int_{t_0}^t (f_0 + k\tau) d\tau \\ &= \varphi_0 + 2\pi \left\{ \left(f_0 t + \frac{k}{2} t^2 \right) - \left(f_0 t_0 + \frac{k}{2} t_0^2 \right) \right\} \end{aligned} \quad (2.10)$$

となり、最終的にチャープ信号 $x(t)$ は

$$\begin{aligned} x(t) &= \sin(\varphi(t)) \\ &= \sin \left[\varphi_0 + 2\pi \left\{ \left(f_0 t + \frac{k}{2} t^2 \right) - \left(f_0 t_0 + \frac{k}{2} t_0^2 \right) \right\} \right] \end{aligned} \quad (2.11)$$

のように表すことができる。ここで簡単化のために、初期時間 $t_0 = 0$ s、初期位相 $\varphi_0 = 0$ rad、初期周波数 $f_0 = 0$ Hz とすると $x(t)$ は

$$\begin{aligned}
 x(t) &= \sin \left[\varphi_0 + 2\pi \left\{ \left(f_0 t + \frac{k}{2} t^2 \right) - \left(f_0 t_0 + \frac{k}{2} t_0^2 \right) \right\} \right] \\
 &= \sin 2\pi \left(\frac{k}{2} t^2 \right) \\
 &= \sin k\pi t^2 (= v(t)) \quad (2.12)
 \end{aligned}$$

のようになる。最終的に(2.12)式をこれからのシミュレーションにおける疑似的な生体信号として扱っていく。この信号 $x(t)$ を $v(t)$ として扱うこととする。例として最大周波数 $f_1 = 10$ Hz, 最大周波数になるまでの時間 $T = 30$ sとすると, 周波数増加率 $k = 1/3$ から $v(t) = \sin \frac{1}{3}\pi t^2$ となり図2のようになる。

2.4 積分処理

2.3で導出した疑似生体信号 $v(t)$ は計測システムにおける最終的な出力信号IQではないので, 実際のシステムに対応させていく必要がある。前述のドップラーシフトによる速度推定では(2.4)式のようにIQ信号の偏角 θ_t と速度信号 $v(t)$ の関係をを用いている。この関係から, 本シミュレーションでは疑似的に生体信号を仮定し, (2.12)式を(2.4)式に代入することで逆算的にIQ信号を求めることができる。そうするとIQ信号の偏角 θ_t は

$$\begin{aligned}
 \theta_t &= \frac{2\omega_0}{c} \int v(t) dt \\
 &= \frac{2\omega_0}{c} \int \sin k\pi t^2 dt \quad (2.13)
 \end{aligned}$$

となるが, 積分形が t^2 を含む正弦波が含まれている。これはフレネル積分となっている。フレネル積分は不定積分では導出できないため, 代わりにMathWorks社のMATLABのフレネル関数を用いて再現する。例として図2の条件のときの偏角 θ_t を図3に示す。またこの θ_t からドップラーシフトの関係式(2.4)~(2.7)式を用いて推定された速度信号 $\hat{v}(n)$ が図4となり, 図2と図4が一致することからドップラーシフトによる速度推定が正しく行われていることが確認できる。

2.5 雑音付加

次に実際の計測システムにおける雑音を設定する。実際の計測システムにおいて, ベースバンドは2.47 GHz帯を使用しているため, 周辺に同様の周波数帯の電磁波を使用する機器が存在すると影響を受ける。しかし, 雑音そのものを特定するのは難しく, 発生タイミングも一定ではないため, 厳密に精度よく再現するのは困難である。ここで, シミュレーションの目的は受信される信号強度が雑音に対

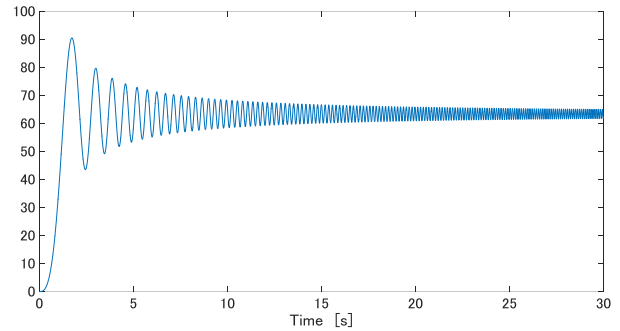


図3 偏角 θ_t

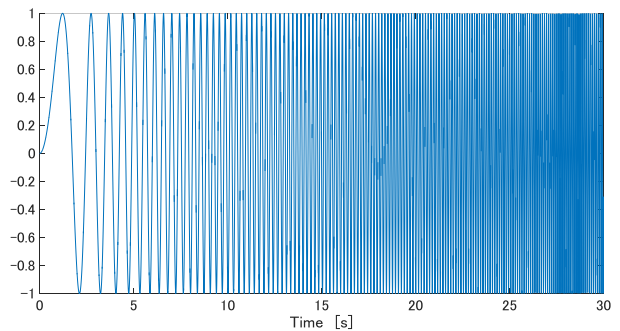


図4 推定速度信号 $\hat{v}(n)$

してSNRが低くなった場合の計測の精度に対する影響の推定なので, 本シミュレーションでは外乱雑音として標準正規分布を使用した。

計測システムにおける出力であるIQ信号は複素数であるため, 実部と虚部の両方に雑音を発生させる必要がある。そのため(2.14)式のIQ信号にこの疑似雑音を可変的に加えていき, 最終的に雑音が含まれた信号 IQ_{noise} を作成する。実部に加える乱数雑音を $N_r(t)$, 虚部に加える乱数雑音を $N_i(t)$, 雑音レベルを決める係数を α とすると以下の式のようになる。

$$IQ = \cos\theta_t + j\sin\theta_t \quad (2.14)$$

$$\begin{aligned}
 IQ_{noise} &= (\cos\theta_t + \alpha N_r(t)) \\
 &\quad + j(\sin\theta_t + \alpha N_i(t)) \quad (2.15)
 \end{aligned}$$

ここで α は $0 \leq \alpha \leq 1$ であり, 信号対雑音比で表すと $SNR = 20 \log_{10} \alpha^{-1}$ となる。

3. シミュレーション

3.1 シミュレーション手順

チャープ信号の作成および復元処理, 雑音付加など今回のシミュレーションは全てMATLAB上で行った。はじめにチャープ信号の最大周波数 f_1 を30 Hz, 40 Hz, 50 Hzとする3種類の信号を作成する。

ここで, 3種類の信号の周波数設定の理由として, 観測対象となる心拍数や呼吸数は周波数では心拍数が約1 Hz, 呼吸数が約0.3 Hzとなっている。よって, 各周波数の高調

波成分を考えた時に今回の 3 種類の信号を調べるのが妥当であると考えた。

その後各々の位相角 θ_t から IQ 信号を求めて雑音を加え、ドップラーシフトより速度信号 $\hat{\theta}(n)$ を復元する。これにより雑音のレベル及び周波数帯域の違いによる影響を検証する。なお周波数解析には高速フーリエ変換 (FFT) を用いた。

3.2 シミュレーション結果

シミュレーション結果を以下に示す。IQ 信号の雑音レベル α は 0.1 から 0.5 まで 0.1 刻みで変化させた。最大周波数 f_1 が 30 Hz のときは図 5 のようになる。このときは図 5 からわかるように雑音レベルが 0.4, SNR でいうと約 8 dB であれば雑音の影響が少ないと言える。ここで雑音レベルをもう少し細かく刻み、雑音レベルが 0.45 (SNR \cong 7 dB) のときは図 6 のようになる。この場合は雑音レベルが 0.5 (SNR \cong 6 dB) のときほどではないが雑音の影響が強くなり、スペクトルの傾向としては 30 Hz 付近でパワーが落ちているように見えるが、明確には確認できない。よって最大周波数が 30 Hz のときは許容できる雑音レベルは 0.4 (SNR \cong 8 dB) 付近までと考えられる。

次に最大周波数 f_1 が 40 Hz のときは図 7 のようになる。最大周波数 f_1 が 30 Hz のときと比べて雑音レベルが 0.4 (SNR \cong 8 dB) のときでは 40 Hz までスペクトルは明確に確認できないが、雑音レベルが 0.3 (SNR \cong 10.5 dB) のときではスペクトルを確認できる。ここで先ほどと同様に雑音レベルをもう少し細かく刻み、雑音レベルが 0.35 (SNR \cong 9 dB) のときは図 8 のようになる。この場合は 40 Hz 付近でパワーが明確に落ち込んでいるのが確認できる。よって最大周波数が 40 Hz のときは、許容できる雑音レベルは 0.35 (SNR \cong 9 dB) 付近であると考えられる。

最後に最大周波数 f_1 が 50 Hz のときは図 9 のようになる。このとき明確にスペクトルを確認できるのは雑音レベルが 0.2 (SNR \cong 14 dB) のときまでで、雑音レベルが 0.3 (SNR \cong 10.5 dB) 以上になると明確にはスペクトルが確認できなくなっている。同様に雑音レベルを細かく刻み、雑音レベルが 0.25 (SNR \cong 12 dB) のときは図 10 のようになる。このときは 50 Hz 付近でパワーの落ち込みが確認できるので、最大周波数が 50 Hz のときは許容できる雑音レベルは 0.25 (SNR \cong 12 dB) 付近であると考えられる。

雑音による影響を比較しやすくするために、雑音レベルごとの平均誤差エネルギーを図 11 に示す。ここで、雑音がない場合のスペクトル $S(n)$ 、雑音を含む場合のスペクトル $S'(n)$ 、全データ数を N として、 $\left\{\frac{1}{N}\sum_{n=1}^N(S(n) - S'(n))^2\right\}$ の値が平均誤差エネルギーである。横軸は 0.05 刻みの雑音レ

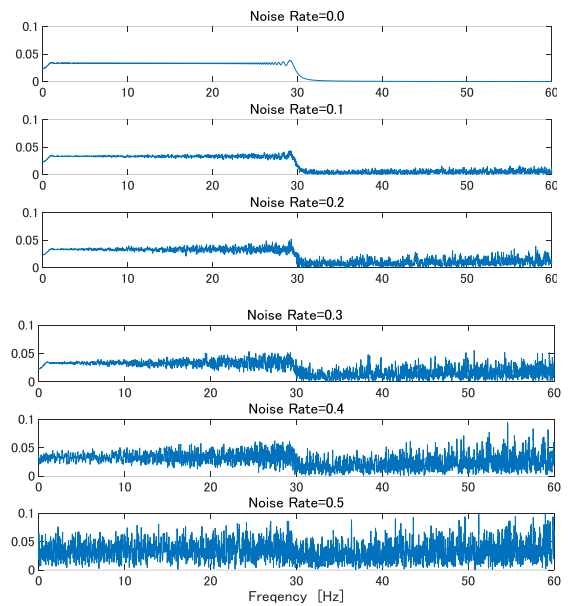


図 5 最大周波数 $f_1=30$ Hz のときのスペクトル

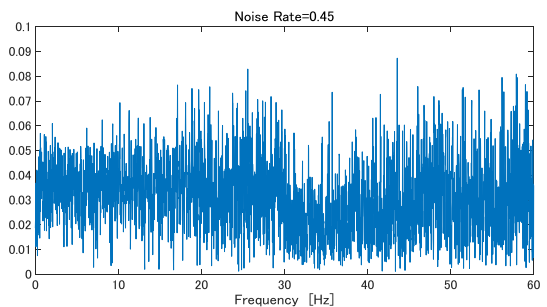


図 6 最大周波数 $f_1=30$ Hz (雑音レベル 0.45) のときのスペクトル

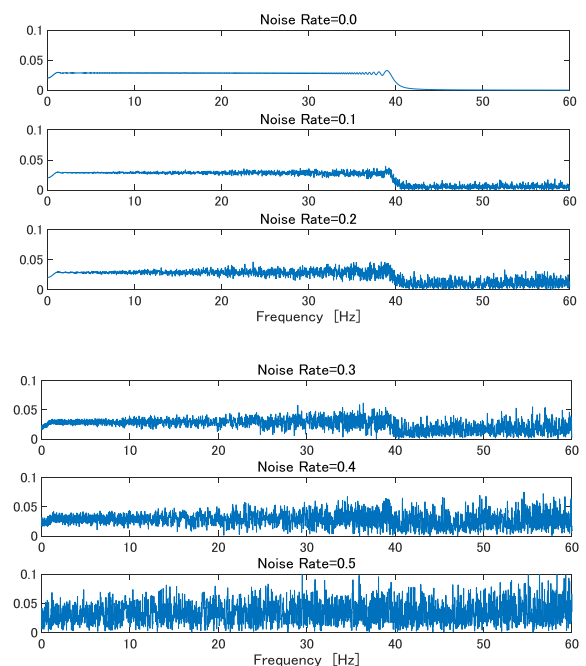


図 7 最大周波数 $f_1=40$ Hz のときのスペクトル

ベル, 縦軸が平均誤差エネルギーである. 図から読み取れるように, 最大周波数 $f_1 = 30$ Hzのときは雑音レベル 0.4 (SNR $\cong 8$ dB) 付近に, 最大周波数 $f_1 = 40$ Hzのときは雑音レベル 0.35 (SNR $\cong 9$ dB) 付近, 最大周波数 $f_1 = 50$ Hzのときは雑音レベル 0.3 (SNR $\cong 10.5$ dB) 付近でそれぞれ変曲点を確認できる. この結果より, 変曲点を閾値として, 雑音の影響を受けた観測信号の信頼性の可否を判断することができると考えられる.

3.3 コヒーレンス関数による評価

次に, 推定可能なスペクトル範囲に関して定量的に評価するために振幅二乗コヒーレンス関数を導入する.

コヒーレンス関数とは, 伝達系における因果性の線形的な評価尺度となる推定手法で, 伝達系の同定, SN比の測定や伝達系の線型性の評価, 時間遅延の推定など様々な領域で有効である[2].

振幅二乗コヒーレンス推定とは各周波数において, ある関数 x と y の一致度合を示す0~1の値を持つ周波数の関数で, 値が1に近いほど二つの関数が一致していることを示す. 振幅二乗コヒーレンス C_{xy} は, x と y のパワースペクトル密度 P_{xx} , P_{yy} および x と y のクロスパワースペクトル密度 P_{xy} から以下のような式で求めることができる.

$$C_{xy} = \frac{|P_{xy}|^2}{P_{xx}P_{yy}} \quad (2.16)$$

ここで調べたい二つの関数は雑音を加えていない場合の $v(n)$ のスペクトルと, 雑音を加えた時のスペクトルである.

図12は最大周波数 f_1 が30 Hzで雑音レベルを0から1まで0.05刻みで変化させたときのコヒーレンスの推移である. 図11(a)は雑音レベル, 周波数, コヒーレンスの3要素の3D表示, 図11(b)は図11(a)の雑音レベル, 周波数を軸としてコヒーレンスをモノクロの濃淡で表したものである. 白色から黒色に推移していくにしたがってコヒーレンスの値は1から0へと減少していく. 図から雑音レベルが0.6 (SNR $\cong 4.5$ dB) 前後のときまで二つの関数が高い相関を持つことがわかる.

図13は最大周波数 f_1 が40 Hzのときの同様のコヒーレンスの推移である. このときは雑音レベルが0.55 (SNR $\cong 5$ dB) 前後まで高い相関を持つことがわかる.

図14は最大周波数 f_1 が50 Hzのときの同様のコヒーレンスの推移である. このときは雑音レベルが0.5前後まで高い相関を持つことがわかる.

以上より3.2で述べたパワースペクトルによる評価よりも, 雑音レベルの上限は高くとれることがわかる. 概ね雑音レベルが0.5 (SNR $\cong 6$ dB) 以下であれば, 計測された信号の信頼性はあると結論できる.

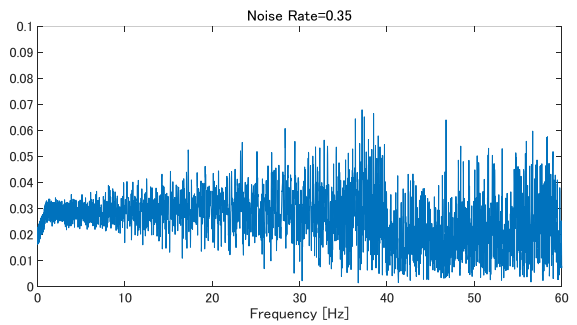


図8 最大周波数 $f_1=40$ Hz (雑音レベル 0.35) のときのスペクトル

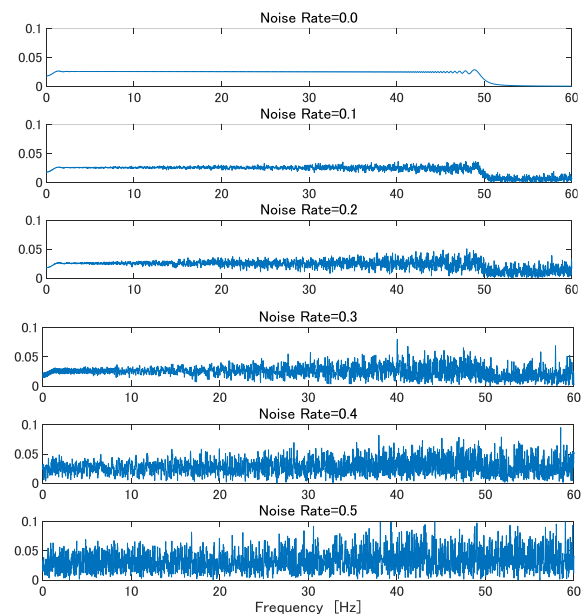


図9 最大周波数 $f_1=50$ Hz のときのスペクトル

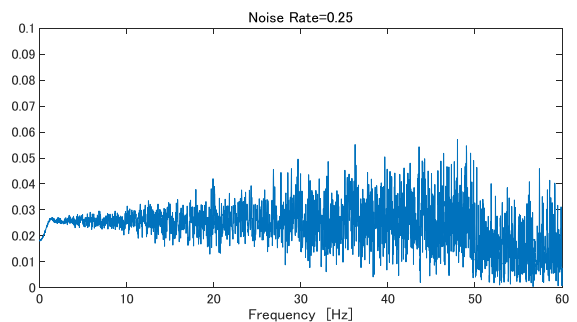


図10 最大周波数 $f_1=50$ Hz (雑音レベル 0.25) のときのスペクトル

4. まとめ

今回のシミュレーション結果より, マイクロ波の送受信による周波数変化からドップラーシフトを算出して生体運動の速度を推定する手法では, 計測システムの出力信号の振幅レベルに対して半分程度の雑音レベル (SNR $\cong 6$ dB) まで許容できることが確認できた.

今回の結果を受けて、実験においてあるレベル以上の雑音が入った場合に信頼性のあるデータが得られないであろう、あるいはこの程度の雑音であれば十分許容範囲であるといった予測をしながらデータ収集の更なる効率化が期待できる。

謝辞

本研究は JSPS 科研費 15K01274 の助成を受けたものです。

参考文献

- [1] 尾形駿一, 佐藤宏明, 恒川佳隆: “マイクロ波計測システムを用いた生体運動速度のドップラー計測”, 電子情報通信学会, B-20-9, (2015)
- [2] 金井浩: “音・振動のスペクトル解析”, コロナ社, pp.256-264, (1999)

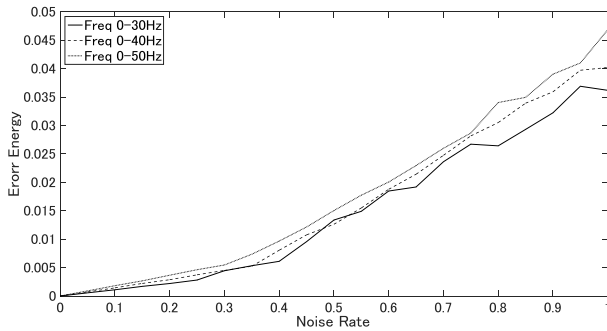
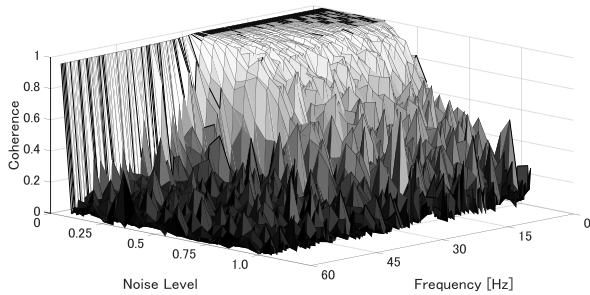
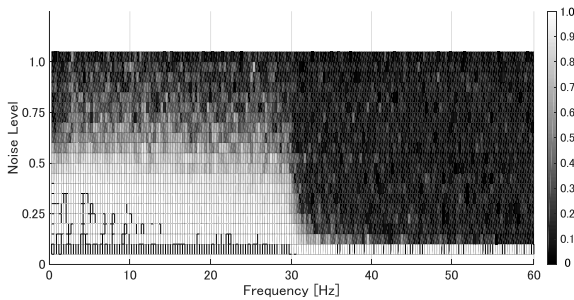


図 11 各雑音レベルごとの誤差エネルギー

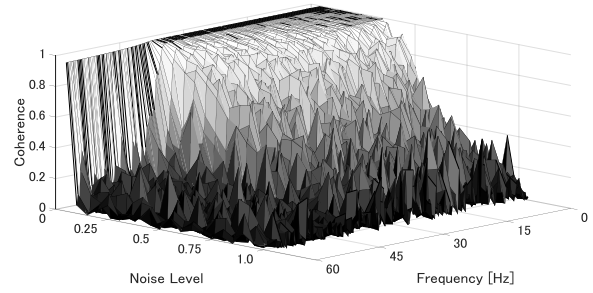


(a) 3D 表示

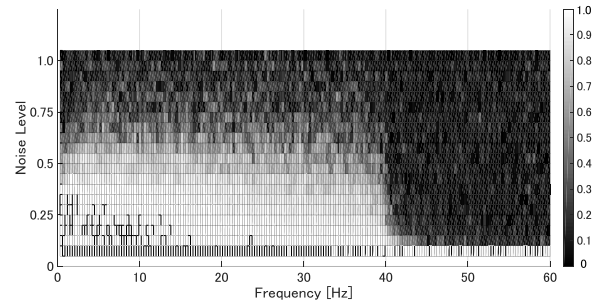


(b) 2D 表示

図 12 雑音レベルとコヒーレンスの関係 (30 Hz)

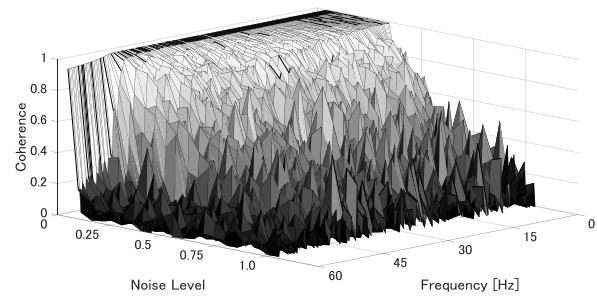


(a) 3D 表示

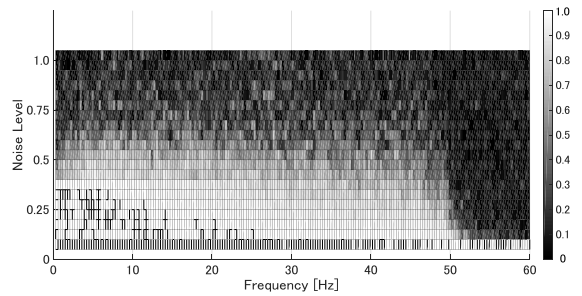


(b) 2D 表示

図 13 雑音レベルとコヒーレンスの関係 (40 Hz)



(a) 3D 表示



(b) 2D 表示

図 14 雑音レベルとコヒーレンスの関係 (50 Hz)