

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 30 年 6 月 20 日現在

機関番号：11201

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2015～2017

課題番号：15K01274

研究課題名(和文) MIMOアレーアンテナ空間信号処理を用いたヒトの心臓活動の非接触計測

研究課題名(英文) Contactless Measurement of Human Cardiac Activity Using MIMO Array Antennas Spatial Signal Processing

研究代表者

佐藤 宏明 (Sato, Hiroaki)

岩手大学・理工学部・助教

研究者番号：90359498

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,800,000円

研究成果の概要(和文)：心筋梗塞や動脈硬化といった循環器系疾患は日本人の病気による死亡原因の第2位をしめる重大な疾病である。そのため循環器系疾患の早期診断や予防診断のために、患者の負担が少なく、精度の高い診断法が以前より求められている。この実現を目指して、本研究課題では心臓組織の運動を計測し、診断のための情報を捉えることを目指した。

本研究課題では、アレーアンテナと空間信号処理によってマイクロ波(電磁マイクロ波)を用いてヒトの心臓活動の非接触・非侵襲計測を行い、ヒト心臓疾患の診断に役立てることを目的として“MIMO(Multi Input Multi Output)アレーアンテナ空間信号処理の実験装置”の開発を行った。

研究成果の概要(英文)：Circulatory diseases, such as arteriosclerosis and myocardial infarction is a serious disease, which account for the second leading cause of death by disease of Japanese. For the prevention and diagnosis early diagnosis of cardiovascular disease, the burden of patients is small and therefore, diagnostic method with high accuracy is required than before. The attempt has been aimed at the realization, and to measure the human cardiac activity in the present study object, and extracts the information for diagnosis.

For the purposes of this study challenge, we aim to use non-contact and noninvasive measurement of human heart activity by using microwave (electromagnetic microwave) by array antenna and spatial signal processing and to use it for diagnosis of human heart disease "Experimental equipment of spatial signal processing for microwave MIMO (Multi Input Multi Output) array antenna" was developed.

As a result, we succeeded in capturing heart beat motions and its signals.

研究分野：複合領域

キーワード：ドップラー計測 生体運動速度 電磁マイクロ波 MIMO 独立成分分析 デジタル適応信号処理 心臓疾患 非侵襲診断

1. 研究開始当初の背景

(1) 心筋梗塞や動脈硬化といった循環器系疾患は日本人の病気による死亡原因の第2位をしめる重大な疾病である。そのため循環器系疾患の早期診断や予防診断のために、患者の負担が少なく、精度の高い診断法が以前より求められている。

これに対する先行する研究として超音波ドプラを用いた診断[1]がある。この研究結果では、心筋梗塞に起因する生体組織の弾性率の変化をその振動特性の違いとして検出し、振動解析を行うことで診断情報を得ている。超音波ドプラを用いることで非侵襲的に“心臓壁微小振動”を計測している。この先行研究の結果は、心臓や動脈などの循環器組織の振動特性を捉えることにより循環器系疾患の診断の可能性を示している。

(2) 従来、このような体内のリアルタイム計測には超音波、CT、MRI などによる計測法が用いられてきた。CT、MRI では検査費用が高額になるため、超音波がより多く用いられている。超音波診断の場合でも有資格の超音波検査技師（医師が兼ねることもある）がプローブを操作して患者の体に密着させる必要があり、患者は一定時間、拘束を受けることになる。また、病院施設での診断が基本となる。もし、日常で非接触、非侵襲で先の超音波ドプラによる先行研究と同様な循環器系組織の振動や運動が計測できれば、循環器系疾患の早期診断や予防診断に大きな寄与となると考えられる。

<引用文献>

[1] 佐藤宏明, 金井浩, 中鉢憲賢, 小岩喜郎, “心臓疾患の非侵襲的診断を目指した超音波ドプラによる心臓壁微小振動の解析”, 日本超音波医学会誌, Vol.22, No.2, 1995.

2. 研究の目的

(1) アレーアンテナと空間信号処理によってマイクロ波（電磁マイクロ波）を用いてヒト循環器の運動の非接触、非侵襲な計測を行う。ヒト循環器系疾患の診断に役立つ情報として、生体組織の運動や弾性率の変化をマイクロ波によって計測し診断情報の抽出を目指す。計測は、これまではこの種の計測に使われてこなかったマイクロ波を用いた方法により非接触、非侵襲で行う。これにより無線の空間信号処理技術と医療の波形解析技術の融合して、これまでにないワイヤレスモニタリング技術を確立する。

(2) 本研究を推進することで、循環器系のモニタリングに適した検出アルゴリズムの確立、検出精度の明確化、“医療診断におけるマイクロ波センシング技術” という新しい究分野を切り開くといった結果を目指す。マイクロ波による非接触な循環器組織の診断が実現できれば、循環器系疾患の早期診断

や予防診断に対して新しい診断情報を提供し大きな寄与となると期待できる。また、1つのシステムで心拍異常、呼吸異常、行動検出が可能で、室内における人（入院患者、被介護者など）の24時間モニタに適したシステムを実現することができる。

3. 研究の方法

(1) マイクロ波 MIMO アレーアンテナによる計測と心臓活動の相関性を調べる。送受信を MIMO に対応するように変更するためには単に送信側のアンテナを追加するだけではだめで、受信側で送信アンテナを識別する信号処理が必要となる。そのためには AD 変換のメモリーが単位記録時間につきこれまでの20倍必要となる。RF 信号を周波数変換器でベースバンド信号変換してロングメモリーデジタルレコーダにより AD 変換して記録する。信号データをホストコンピュータに転送して、ホストコンピュータ上で空間信号処理の演算を行う。また、デジタルレコーダには心電計より心電信号（ECG）を入力し同時計測を行いこれもホストコンピュータ上に転送して抽出した心臓拍動の信号との比較を行う。図1に実験装置の構成を示す。

(2) 構築した実験装置により計測実験を行う。本測定系では、受信側においてサンプリングされたデータをもとに伝達関数を推定する。推定した伝達関数を比較することによって、人体に由来する環境変動量を抽出する。そのため次のような実験手順を取る。

- I. まず無人環境における測定を行う。
- II. 次に有人環境における測定を行う。
- III. その後コンピュータによってサンプリングデータより伝達関数を推定する。

ここで I の結果より装置や環境に由来するチャンネル変動成分の解析を行い、II の結果よりそれらを除く。それによって微小な人体由来の変動成分（信号）を抽出する。

(3) 以上のマイクロ波によって計測された人体由来の信号と心電図（ECG）等の生体信号との比較により特徴抽出と診断につながる情報の抽出を検討する。

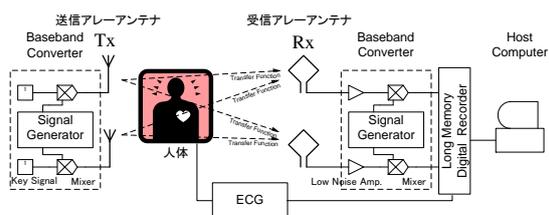


図1：マイクロ波 MIMO アレーアンテナ空間信号処理の実験装置の構成

4. 研究成果

(1) 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、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。

そこで本研究では、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。

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（スイープ信号）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。

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、発生の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。この 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 とすると以下の式ようになる。

$$IQ_{noise} = (\cos\theta_t + \alpha N_r(t)) + j(\sin\theta_t + \alpha N_i(t))$$

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。

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。最大周波数 f_1 が 50 Hz のときは図 2 のようになる。このとき明確にスペクトルが確認できるのは雑音レベルが 0.2 (SNR≒14 dB) のときまでで、雑音レベルが 0.3 (SNR≒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。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≒12 dB) 付近であると考えられる。

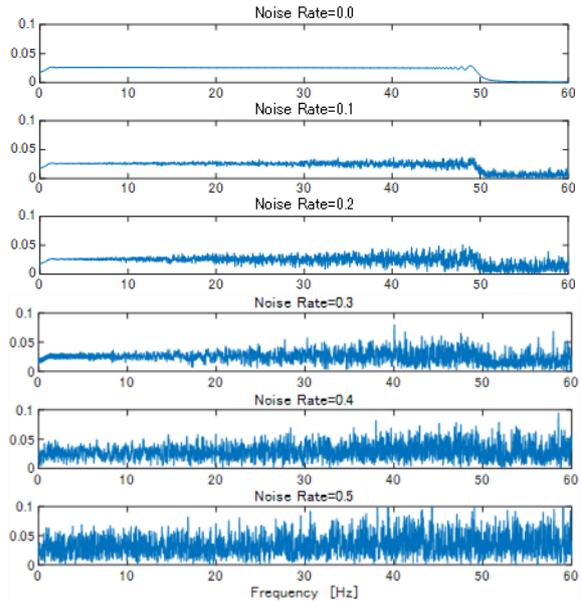


図 2 : 最大周波数 $f_1=50$ Hz のときのスペクトル

雑音レベルごとの平均誤差エネルギーを図 3 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、 $\{1/N \sum_{n=1}^N (S(n) - S'(n))^2\}$ 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=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=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=10.5 dB) 付近でそれぞれ変曲点が確認できる。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。

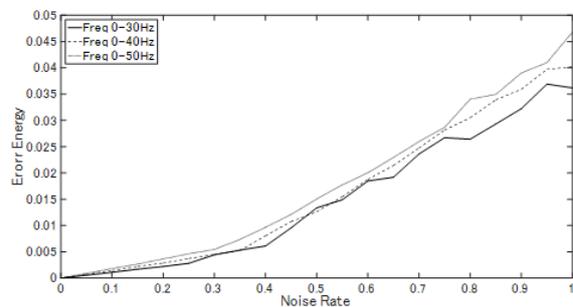


図 3 : 各雑音レベルごとの誤差エネルギー

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型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。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。

$$C_{xy} = \frac{|P_{xy}|^2}{P_{xx}P_{yy}}$$

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 4 は最大周波数 f_1 が 50 Hz のとき雑音レベルを 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。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き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。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。このことから雑音レベルの上限はより高くとれ、概ね雑音レベルが 0.5 (SNR≒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した。

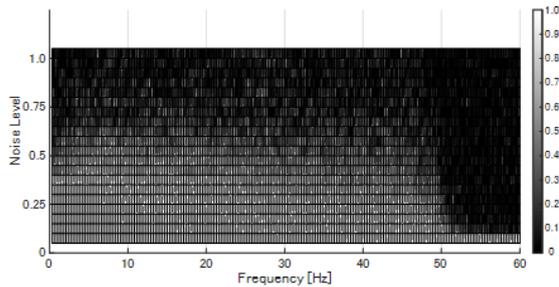


図 4 : 雑音レベルとコヒーレンスの関係

(2) 生体からの反射波の周波数変化からドップラーシフトを検出、並びに生体運動の速度を算出し、マイクロ波計測による呼吸・心拍成分の検出に関して検討を行う。いま、反射波におけるドップラーシフトの計算式により、真空の電磁波の速度を c 、生体運動の速度の推定値を \hat{v} とすると次の式で表すことができる。

$$\hat{v}(n) = c \frac{\theta_{n-1} - \theta_n}{2\omega_0 \Delta t} = c \frac{\theta_{n+1} - \theta_n}{4\pi f_0 \Delta t}$$

ここで、 θ は信号の位相、 f_0 は送信波の周波数、 Δt はサンプリング周期である。呼吸時は 5Hz の低域通過フィルタ、無呼吸時は 0.5~12Hz の帯域通過フィルタを適用した。

計測信号から算出した速度信号と振幅スペクトルを図 5 に示す。約 0.2Hz の呼吸成分と約 1.4Hz の心拍成分と考えられる変動が確認された。速度信号の変位は実際の呼吸や心拍による速度と近似し、生体からの反射波から生体運動が検出されたと考えられる。無呼吸の周波数成分では心拍の基本周波数と別に 5~10Hz に渡って信号が観測された。

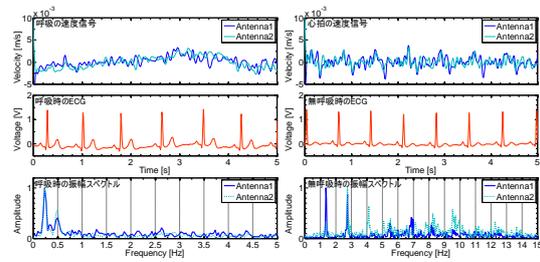


図 5 速度信号と振幅スペクトル
(a) with breathing (b) with non-breathing
(1. Velocity signal 2. ECG
3. Amplitude spectrum)

マイクロ波計測システムにより得られた計測信号よりドップラーシフトを計算することで、生体の速度を算出し、生体情報の検出を検討した。生体からの反射波には呼吸や心拍含め、生体運動の情報が含まれていると考えられる。本報告では呼吸成分と心拍成分以外の成分も検出された。

(3) 本研究では、信号の効果的な雑音除去手法として ICA に基づく方法を検討した。図 6 に計測信号と周波数スペクトルを示す。呼吸時は約 0.3Hz、無呼吸時は約 1.4Hz の成分に加え、高調波を確認できるが、低周波の雑音も多く含まれている。

マイクロ波を用いて計測された信号へ ICA を適用し、2 つの独立成分を推定した。適用結果を図 7 に示す。成分の分離が良好な順で第一、第二独立成分とした。呼吸時の第一独立成分からは呼吸に起因すると考えられる約 1.3Hz のピークが確認され、適用前よりも広い帯域で雑音が低減された。また、無呼吸

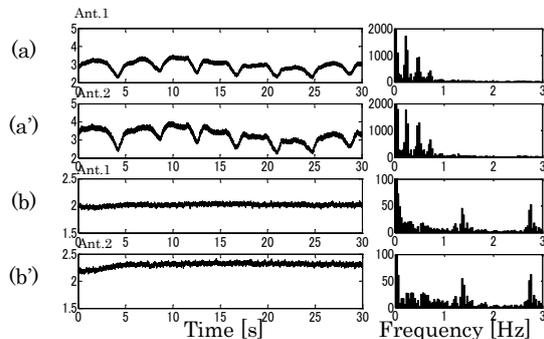


図 6 マイクロ波による計測信号
(a), (a')呼吸時 (b), (b')無呼吸時

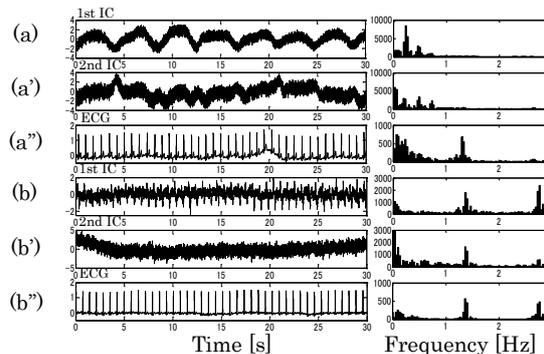


図 7 呼吸時及び無呼吸時の独立成分と心電図
(a), (a'), (a'')呼吸時 (b), (b'), (b'')無呼吸時

時では同時計測を行った心電図と同様な振幅変動を確認できる．心電図とスペクトル分布が一致し，心拍に起因すると考えられる約 1.4Hz のピークが明確に現れた．適用前と比較して低周波における雑音を取り除かれた．第二成分は両者とも第一成分と比べて雑音を多く含んでおり，周波数の分離でも劣っていた．

(4) 本研究では，マイクロ波計測システムにより得られた測定信号に RLS アルゴリズムを用いた適応フィルタを使用してフィルタ係数を求めデジタルフィルタを作成し，心拍以外の雑音の除去処理をすることで心拍検出を示す．

RLS 適応処理とは再帰的最小二乗法 (Recursive Least Squares, RLS) に基づいた適応処理であり，フィルタ係数が可変の適応フィルタを用いて，信号の性質の変化に応じてフィルタ係数を調節することで，その変化に対応するフィルタである (図 8)．二乗誤差の期待値を最小化するフィルタを最小二乗法によって求めると次式のようなウィナーフィルタとなる．

$$\mathbf{W}_1 = \mathbf{R}^{-1}\mathbf{r}_{yx}$$

ここで \mathbf{R} は x の相関行列， \mathbf{r}_{yx} は x と y の間の相互相関ベクトルである．この \mathbf{W}_1 を再帰的に求める方法が RLS 適応処理である．フィルタ更新のアルゴリズムを以下の式に表す．

$$\mathbf{k}(n) = \frac{\lambda^{-1}\mathbf{P}(n-1)\mathbf{u}(n)}{1 + \lambda^{-1}\mathbf{u}^H(n)\mathbf{P}(n-1)\mathbf{u}(n)}$$

$$\mathbf{y}(n) = \mathbf{w}^T(n-1)\mathbf{u}(n)$$

$$e(n) = d(n) - \mathbf{y}(n)$$

$$\mathbf{w}(n) = \mathbf{w}(n-1) + \mathbf{k}(n)e(n)$$

$$\mathbf{P}(n) = \lambda^{-1}\mathbf{P}(n-1) - \lambda^{-1}\mathbf{k}(n)\mathbf{u}^H(n)\mathbf{P}(n-1)$$

ここで $\mathbf{k}(n)$ はゲインベクトル， $\mathbf{y}(n)$ はフィルタ出力， $e(n)$ は誤差信号， $\mathbf{w}(n)$ は時刻 n の係数ベクトル， $\mathbf{u}(n)$ はフィルタ入力ベクトル， $d(n)$ は所望信号，忘却係数 λ は $0 \leq \lambda < 1$ を満たす定数であり， $\mathbf{P}(n)$ は自己相関行列 \mathbf{R} の逆行列である．RLS アルゴリズムは $n=1$ としゲインベクトルを計算し真の誤差信号を求め，係数ベクトルの推定値を更新する．次に誤差更新行列を更新し， $n=n+1$ としこれを繰り返すことで所望信号を得ることができる．

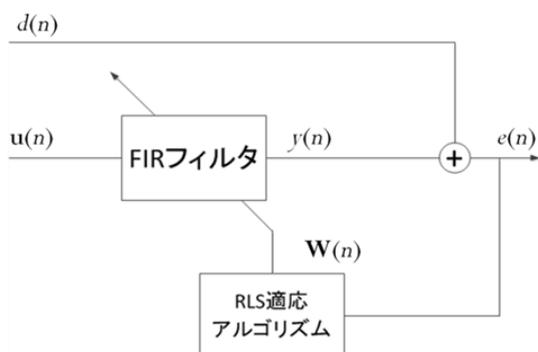


図 8 RLS 適応処理のブロック図

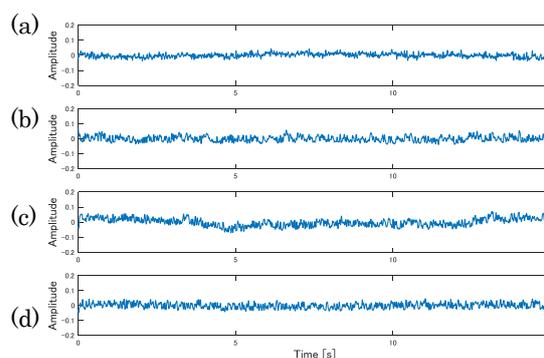


図 9 計測波形 ((a)被験者 A,(b)被験者 B,(c)被験者 C,(d)被験者 D)

今回の実験で用いた計測波形を図 9 に示す．

RLS 適応処理により心拍信号に対応した 64 次のフィルタ係数を算出した．このフィルタ係数を用いた 1 次元デジタルフィルタを作成し，計測波形にフィルタ処理を行い，心拍成分の検出を行った．また，被験者ごとに RLS 適応処理を行い，それぞれのフィルタ係数を算出し，フィルタの作成を行った．

計測波形に RLS 適応処理より求められたフィルタを用いた結果を図 10 に示す．いずれの被験者でも心拍に起因すると考えられる振幅変動が確認でき，雑音成分が軽減されていることがわかる．しかし，被験者 B は前処理した後より心拍に起因している心拍変動をより明確に確認できるが，信号が増幅されていることがわかる．これは適応処理により算出したフィルタ係数により心拍による信号を強調するように働いたためと考えられる．また振幅スペクトルでは，いずれの被験者でも雑音成分である高調波を取り除くことができ，心拍成分の基本周波数である 1.2Hz 付近の信号を保持することができた．

次に被験者 A の計測波形と，フィルタ処理後の計測波形，ECG を比較した結果を図 11 に示す．(i) と (ii) を比較すると雑音成分が取り除かれ，ECG の振幅の周期と同様なため，心拍に成分と思われる振幅をより明確にすることができた．またスペクトルより心拍の

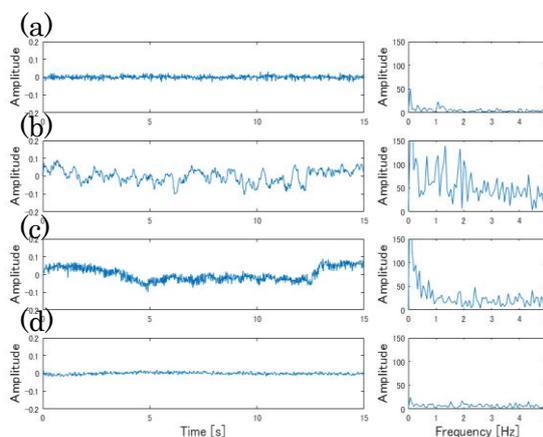


図 10 被験者 4 名のフィルタ処理後の計測波形

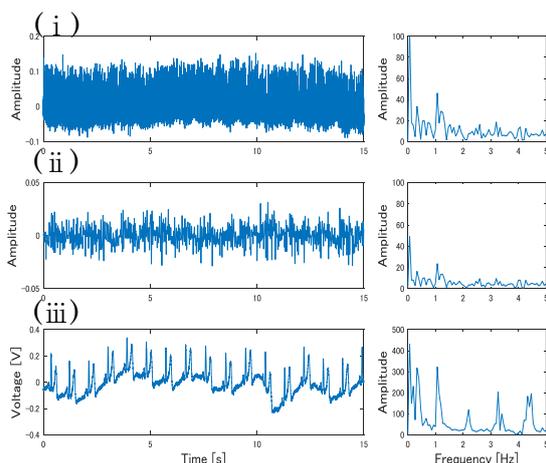


図 1 1 被験者 A の結果とスペクトルの比較
(i)マイクロ波計測波形
(ii)フィルタ処理後の計測波形 (iii)ECG

基本周波数である 1.2Hz 付近にピークを確認することができ、ECG で確認できるピークと一致する。そのため 1.2Hz のピークが心拍成分によるものであると確認できる。SNR で比較を行うと、(i)では 5.91dB, (ii)では 17.7dB となり、SNR が 11.8dB 以上改善されているため、雑音成分が取り除かれていることがわかる。これにより、時間波形から心拍信号の振幅の変化をより明確にすることができた。

本研究では、マイクロ波計測システムによる生体計測法を示し、無呼吸時の計測波形から RLS 適応処理によりフィルタ係数を算出し、フィルタを作成することで雑音除去を行い、心拍信号の検出を検討した。結果より 4 人の被験者のいずれのフィルタ処理後の波形より、雑音成分が除去されていることがわかる。そして、無呼吸時の計測波形より心拍に対応したフィルタ係数を学習することで、心拍成分を保持したまま心拍信号の検出ができた。これにより非接触な生体計測法の雑音除去手法として有効性を示すことができた。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計 5 件)

- [1] 大塚皓喜, 佐藤宏明, 恒川佳隆, “マイクロ波計測システムを用いた心拍検出のための適応フィルタの設計評価”, 第 32 回信号処理シンポジウム講演論文集, 査読無, C6-2, 2017
- [2] 大塚皓喜, 佐藤宏明, 恒川佳隆, “マイクロ波計測システムへ適応信号処理を用いた心拍検出”, 電子情報通信学会ソサイエティ大会講演論文集, 査読無, B-20-9, 2017
- [3] 對馬圭悟, 佐藤宏明, 恒川佳隆, “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”, FIT2016 第 15 回情報科学技術フォーラム講演論文集, 査読有, 第 1 分冊, pp. 27-32, 2016

[4] 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”, 電子情報通信学会ソサイエティ大会講演論文集, 査読無, B-20-9, 2015

[5] 尾形駿一, 佐藤宏明, 恒川佳隆, 本間尚樹, “独立成分分析によるマイクロ波信号からの呼吸・心拍成分検出に関する検討”, 電気関係学会東北支部連合大会講演論文集, 査読無, 1F03, 2015

〔学会発表〕(計 5 件)

[1] 大塚皓喜, 佐藤宏明, 恒川佳隆, “マイクロ波計測システムを用いた心拍検出のための適応フィルタの設計評価”, 第 32 回信号処理シンポジウム, C6-2, 2017

[2] 大塚皓喜, 佐藤宏明, 恒川佳隆, “マイクロ波計測システムへ適応信号処理を用いた心拍検出”, 電子情報通信学会ソサイエティ大会, B-20-9, 2017

[3] 對馬圭悟, 佐藤宏明, 恒川佳隆, “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”, FIT2016 第 15 回情報科学技術フォーラム, 2016

[4] 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”, 電子情報通信学会ソサイエティ大会, B-20-9, 2015

[5] 尾形駿一, 佐藤宏明, 恒川佳隆, 本間尚樹, “独立成分分析によるマイクロ波信号からの呼吸・心拍成分検出に関する検討”, 電気関係学会東北支部連合大会, 1F03, 2015

6. 研究組織

(1) 研究代表者

佐藤 宏明 (SATO, Hiroaki)
岩手大学・理工学部・助教
研究者番号：90359498

(2) 連携研究者

本間 尚樹 (HONMA, Naoki)
岩手大学・理工学部・教授
研究者番号：70500718

(3) 研究協力者

千葉 寿 (CHIBA, Hisashi)
多田 静香 (TADA, Shizuka)