信学技報 IEICE Technical Report EMT2020-21,MW2020-30,OPE2020-16, EST2020-21,MWP2020-21(2020-07)

2.4GHz帯9素子アレイレーダによる生体信号イメージング

香田 隆斗† 阪本 卓也^{†,††}

† 京都大学 大学院 工学研究科 電気工学専攻 〒615-8510 京都市西京区京都大学桂
 †† 科学技術振興機構, さきがけ 〒332-0012 埼玉県川口市本町 4-1-8
 E-mail: †kouda.takato.28v@st.kyoto-u.ac.jp

あらまし 本論文は非接触で呼吸運動をモニタリングすることを可能とするマイクロ波アレイレーダシステムと信号 処理法の開発を述べる.我々はベッドに横たわった被験者の呼吸数と呼吸運動部位のモニタリングを可能にする,2.4 GHz帯9素子2次元アレイレーダを開発した.呼吸部位推定には,呼吸の周波数を強調するバンドパスフィルタを用 いるビームフォーマ法を適用した.実験検証により,呼吸部位推定誤差は平均14.4 cm,呼吸数推定誤差が0.65 % と いう高精度の結果が得られた.また,バンドパスフィルタの導入によりイメージング精度が向上する結果を示した. これらの結果より,我々の開発したレーダシステムが睡眠時無呼吸症候群のような呼吸器疾患を持つ患者のモニタリ ングに効果的であるという可能性が示された.

キーワード アレイレーダ,マイクロ波,呼吸,レーダイメージング

Radar Imaging of Vital Signs Using a 2.4-GHz Nine-Element Array Radar System

Takato KODA[†] and Takuya SAKAMOTO^{†,††}

† Graduate School of Engineering, Kyoto University Kyotodaigaku-Katsura, Nishikyo-ku,, Kyoto, 615–8510, Japan

†† PRESTO, Japan Science and Technology Agency 4–1–8, Honcho, Kawaguchi, Saitama, 332–0012, Japan E-mail: †kouda.takato.28v@st.kyoto-u.ac.jp

Abstract This paper presents a microwave array radar system for monitoring and imaging human respiratory motion. We developed a 2.4-GHz nine-element array radar system and introduced a respiration-sensitive radar imaging algorithm that locates the body part undergoing respiratory motion and measures the respiratory rate. We adopted a beamformer-based radar imaging method using a bandpass filter matched to the respiratory frequency. The proposed system located the body part undergoing respiratory motion with an average error of 14.4 cm and measured the respiratory period with an average error of 0.65%. These results indicate that our array radar system is effective at monitoring sleeping people for respiratory disorders such as sleep apnea syndrome.

Key words array radar, microwave, respiration, radar imaging

1. まえがき

ヘルスケア分野において呼吸数や心拍数といったバイタル情報を測定することは重要である.こうした情報を測定する方法 としては,呼吸計や心電計といった接触型の測定器が一般に挙 げられるが,これらは測定中に常に装着しておく必要があるた め,不快感や皮膚のかぶれ等の原因になりうる.レーダを用い た非接触測定は,このような不快感や皮膚のかぶれが生じるこ とはない[1].特に 2.4 GHz 帯のマイクロ波レーダは,衣服を 容易に透過するため,人体表面の変位を正確に測定することが できるという利点もあり,睡眠時の呼吸運動のモニタリングと いった長時間の測定において非常に有用である.

レーダを用いてバイタル情報を測定する研究は既に数多く報告 されている. Hsu ら [2] と Mostafanezhad ら [3] によって, 2.4 GHz の 4 素子アレイレーダを用いた呼吸数測定の研究が報告さ れており, また Boothby ら [4] によって 2.4 GHz の 3 素子アレ イレーダを用いた例が報告されている. また, Walterscheid [5] らと Muragaki ら [6] によって, 複数人の被験者を同時に非接 触で測定した研究が報告されており, Peng [7] らと Wang ら [8] によって, レーダを用いた人体位置の追跡の研究が報告されて

Copyright ©2020 by IEICE



- 図 1 本研究で設計・試作したアレイアンテナの外観
- Fig. 1 Photograph of the array radar designed and fabricated for this study.





いる.

このように非接触でバイタル情報を測定する研究が数多く報告されているが、胸部や腹部といった呼吸運動による人体の特定の部位の動きに着目した研究は報告されていない.呼吸の周波数から呼吸運動によってどの部位が変動しているかを特定することは、睡眠時無呼吸症候群といった睡眠障害を検出する際に非常に重要となる.本研究では、呼吸運動によって人体のどの部位が変動しているかを特定し、呼吸運動をイメージングすることを可能にする 2.4 GHz の 9 素子 2 次元アレイレーダシステムを開発することを目的とし、その性能評価を行う.

関連する文献 [9] ではアレイレーダシステムの制御法や信号 処理技術について述べられていないが、本稿ではそれらについ ても詳細に述べる.また,他の関連する文献 [10], [11] では 1 名 の被験者の測定例のみで検討していたが、本稿では 2 名の被験 者の 5 例の測定データを用いて性能をより詳細に評価する.

2. 十字型アレイレーダシステムの開発

2.1 8 チャネルアレイレーダの開発

設計・試作したアレイアンテナの外観を図1に示す。本研究 で設計したアレイアンテナは1送信8受信の,二次元アレイで ある。各素子間の間隔は0.07 m であり,これは2.45 GHz に対 応する波長 λ に対し0.56 λ である。送信アンテナの座標を原点 として*i*番目の受信アンテナの座標を($x_i, y_i, 0$) ($i = 1 \cdots N$) と定義する。ただしN = 8である。

図2は、開発したアレイレーダシステムのブロック線図であ る. ケーブルは全て 50 Ω の同軸ケーブルを使用し, SMA コ ネクタにより接続している.マイクロ波信号発生器 2.45 GHz の無変調信号を発生させ、電力増幅器による増幅を経て送信ア ンテナから送信する.アンテナ素子はほとんど無指向性であ り、ピークゲイン 0.36 dB, 平均ゲイン-3.64 dB, 2.4 GHz~2.5 GHz の帯域を有する. 受信側の8素子のアンテナは GaAsPIN ダイオードスイッチに接続されており, 3 bit の入力でスイッチ を制御することにより受信信号を選択する. 受信波はスプリッ ターを経て二分割され, それぞれミキサーにて送信波の同相成 分·直交成分を乗算されることで,受信信号(実部と虚部)と なる. 受信信号の電圧を低雑音増幅器で増幅後, A/D 変換器を 用いて 2.4 kSps で A/D 変換し,ディジタルデータとして取得 する. 各受信アンテナにおいて受信信号を 30 点平均すること により, サンプリング周波数を 100 Hz としている. このよう にアレイアンテナを構成することにより、受信信号を複素信号 として取得する.

2.2 チャネル切替のためのスイッチング制御技術

2.1 節で述べたとおり,受信側はスイッチングの制御が必要と なる. 半導体スイッチへのディジタル信号の入力には National Instrument 社の DAQ(USB-6009)を用いた.また,DAQの制 御には MATLAB(C)の Data Aqcuisition Toolbox を用いた. MATLAB からの命令により DAQ から出力されるディジタル 信号を,半導体スイッチに入力することで,チャネルの切り替 えを可能にしている.ただし,この手法によるスイッチング速 度は使用する計算機や MATLAB の処理速度に依存する.

所望の切り替え時間でスイッチを切り替えるための制御法を 開発した.切り替えには時間 t_p だけ MATLAB の動作を停止 する関数 pause(t_p)を用いた. t_p と,ディジタル出力命令にか かる時間の合計をスイッチ切り替え時間とした.スイッチの切 り替え時間が所望の値となるよう,pause()への入力 t_p を逐次 更新する. t_p の更新自体にも処理時間が必要であることを考慮 して,更新回数が過多とならないよう,N個の全受信アンテナ への切り替えを一通り終えたところで t_p の更新を行う.2.1節 で述べた通り,本研究では受信アンテナをN = 8素子とした ため,8回のスイッチング毎に t_p を更新する. t_p の更新方法は 次の通りである.

スイッチの切り替えにより,第1素子,第2素子,…,第N 素子の順に受信素子を選択する. この N 回のスイッチ切り替 えをまとめて1周と呼ぶ. n周目にかかった時間 (N 切り替え にかかった時間)を T_n , pause()入力を t_n ,指定したスイッチ ング間隔を t_{sw} とすると,n+1回目の pause()入力 t_{n+1} は, 次式で与える.

$$t_{n+1} = t_n + A_n \left(t_{\rm sw} - \frac{T_n}{N} \right) \tag{1}$$

A_n は振動を抑制させるために第二項目に乗じたものであり, 次式で与える.

$$A_n = 1 - \exp\left(-\frac{|t_{\rm sw}N - T_n|}{\tau}\right) \tag{2}$$

 τ は時定数であるが、 $\tau = 3t_{sw}$ とする.また、所望のスイッチ



図3 複素受信信号の実部と虚部

Fig. 3 Real and imaginary parts of a complex-valued received signal.



図 4 周期性受信信号の 1 周期より得られるテンプレート波形

Fig. 4 Template waveform obtained from a single cycle of a received periodic signal.



図 5 テンプレート信号と受信信号の相互相関関数

Fig. 5 Cross-correlation function between the template and received signals.

ング間隔 t_{sw} は呼吸間隔に対して十分小さい値にする必要があり、本研究では $t_{sw} = 1.25$ ms とする.

2.3 アレイアンテナの複数チャネル信号分離技術

本研究で設計したアレイレーダシステムでは、スイッチの切 り替えにより受信アンテナの各々と復調回路を順次接続してい る.そのため、スイッチ切り替えにより不連続な時系列になっ ており、8チャネルの信号が時分割で混在している.そのため、 適切な処理により複数チャネルの信号を分離しなければならな い.信号は各チャネル毎に異なる直流成分を有する.この変化 パターンは、チャネル数 N = 8、スイッチ切り替え時間を t_{sw} としたとき、Nt_{sw}を周期とする周期関数となる.この周期性 を利用して分離を行う手法を以下の通り提案する.

2.3.1 チャネル切替周期の検出法

図3は、受信信号の一例である. 直流成分が各チャネルで異 なるため、8 チャネルの切り替えに対応する周期性が確認でき る. この周期性を利用するにあたり、まずは一周期分のテンプ レート信号を用意する. 図4は、図3に示した受信信号に対す る一周期分の実部テンプレート信号 $s_t(t)$ である. 測定が短時 間であれば直流成分が大きく変化しないという前提のもと、受 信信号の一周期を手動で抽出して、テンプレート信号とした. 次に、このテンプレート信号 $s_t(t)$ と受信信号 $s_{sw}(t)$ の相互相 関関数 $P_{sw}(t) = s_t(t) * s_{sw}(t)$ を計算する. 図5は、図4に示 したテンプレート信号と図3に示した受信信号の実部との相互 相関関数である. $P_{sw}(t)$ の極大点の時刻を用いて受信信号を周 期毎に分離する.

2.3.2 周期内のチャネルタイミング検出法

次に,一周期分に分離された信号を8 チャネルに分離する 手法を述べる.前節で検出した j 周目の区間の長さ(時間)を ν_j とすると,1 チャネルの時間の長さは $\rho_j = \nu_j/N$ で与え られる.ただし N = 8 である.j (j = 1, 2, ..., M) 周日の i (i = 1, 2, ..., N) チャネルの信号の実部 I_{ij} は以下で与える.

$$I_{ij} = \frac{1}{\rho_j} \int_{\xi_j + (i-1)\rho_j}^{\xi_j + i\rho_j} \operatorname{Re}\left[s_{sw}(t)\right] dt$$
(3)

 $s_{sw}(t)$ は受信信号, ξ_j は,

$$\xi_j = \sum_{k=1}^{j-1} \nu_k \tag{4}$$

である. 信号の虚部 Q_{ij} においても同様の処理を行う.

3. レーダイメージング信号処理

3.1 バンドパスフィルタを用いたレーダイメージング

レーダイメージングにはビームフォーマー (Beamformer) 法 を用いる.ビームフォーマー法は、アレイアンテナに入射する 到来波の到来方向推定法の最も基本的なものである.ビーム フォーマー法では、アレイアンテナのメインローブを全方向に わたって走査し探索するという手法をとる.

受信信号を $s(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_N(t)]^T$ とする. ただし $s_i(t)$ は i ($i = 1, 2, \dots, N$) 番目のアンテナで受信される信号 である.以下に示すウェイト w(x, y) を適用することで $z = z_0$ の平面でイメージングを行う.

$$w_{k}(x,y) = e^{j\frac{2\pi}{\lambda}\sqrt{(x_{k}-x)^{2}+(y_{k}-y)^{2}+z_{0}^{2}}} (k = 1, 2, ..., N)$$

$$w(x,y) = [w_{1}(x,y), \cdots, w_{N}(x,y)]^{\mathrm{T}}$$
(5)

レーダ画像 $I_0(x, y)$ を以下の式で与える.

$$I_0(x,y) = \int_0^T \left| \boldsymbol{w}(x,y)^{\mathrm{T}} \boldsymbol{s} \right|^2 \mathrm{d}t$$
(6)

ただし T は測定時間で T = 60 s である.

本論文では以下に示す,バンドパスフィルタを導入したレー ダ画像 *I*(*x*, *y*)を提案する.

$$I(x,y) = \int_0^T \left| \int_0^T h(t-\tau) \boldsymbol{w}(x,y)^{\mathrm{T}} \boldsymbol{s}(\tau) \,\mathrm{d}\tau \right|^2 \,\mathrm{d}t \qquad (7)$$

h(t)は次節で述べるバンドパスフィルタ $H(\omega)$ のインパルス応答である. $H(\omega)$ を適用することにより呼吸運動によって変動する特定の身体の部位をイメージングする.

次に,以下の式によって呼吸部位 (x_p, y_p) を得る.

$$(x_{\mathrm{p}}, y_{\mathrm{p}}) = \arg\max_{(x,y)} I(x, y) \tag{8}$$

 $(x_{\rm p}, y_{\rm p})$ を用いて,複素信号 $s_{\rm resp}(t)$ を以下の式で与える.

$$s_{\text{resp}}(t) = \boldsymbol{w}(x_{\text{p}}, y_{\text{p}})^{\text{H}} \boldsymbol{s}(t)$$
(9)

sresp(t)によって被験者の呼吸数の推定を行う. sresp(t)は全ア ンテナの受信信号を合成して生成されるため,アレイではない 単チャネルレーダよりも正確に呼吸数を推定することが可能で あると考える.

3.2 バンドパスフィルタの設計

受信信号 $\mathbf{s}(t) = [s_1(t), s_2(t), \cdots, s_N(t)]^T$ より、スペクトル $S(\omega)$ を以下の式で得る.

$$S(\omega) = \mathbf{1}^{\mathrm{T}} \left| \int_{-\infty}^{\infty} w_{\mathrm{hann}}(t) \mathbf{s}(t) \mathrm{e}^{-\mathrm{j}\omega t} \, \mathrm{d}t \right|^{2}$$
(10)

 $\mathbf{1} = [1, 1, \dots, 1]^{\mathrm{T}}$ は全ての要素が1である N 次元ベクトルであり、 $w_{\mathrm{hann}}(t)$ は窓関数(ハン窓)である.次に、以下の式で ω_{peak} を得る.

$$\omega_{\text{peak}} = \arg\max_{\omega \ge 0} S(\omega) \tag{11}$$

また,以下の式を満たす ω を ωL,ωH と定義する.

$$\omega_{\rm L} < \omega_{\rm peak} < \omega_{\rm H}$$

$$S(\omega_{\rm H}) = S(\omega_{\rm L}) = \frac{S(\omega_{\rm peak})}{2}$$
(12)

 $\omega_{\rm L}, \omega_{\rm H}$ を用いてバンドパスフィルタ $H(\omega)$ を以下の通りに定義する.

$$H(\omega) = \begin{cases} 1, & \omega_{\rm L} < \omega_{\rm peak} < \omega_{\rm H} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$
(13)

これは、呼吸の周波数を中心周波数として帯域幅をスペクトル 半値幅としたバンドパスフィルタである.また $H(\omega)$ は式(7) 中の h(t) のフーリエ変換となっている.

4. 呼吸運動イメージング及び呼吸数推定の実験 検証

4.1 呼吸運動イメージングの実験検証

設計したアレイレーダを用いて被験者を測定し、呼吸の測定 を行う. 被験者は 20 代男性 2 人で、いずれも健康である. 被 験者は平面 z = -1.25 m に位置する反射係数の小さい発泡ス チロール製のベッドに横たわる. 図 6 は、被験者 A を対象とし た実験の様子である. 測定は被験者それぞれについて 4 種類の 体勢で行う. 以降、4 種類の体勢を順に Case1~4 と称す. 図



図 6 ベッドに横たわる被験者に対する実験検証の様子

Fig. 6 Photograph of the experimental setup with a participant lying on a bed.





図 7 アレイアンテナの下部に横たわる被験者 A (左図, Case4) およ び被験者 B (右図, Case3)

Fig. 7 Subjects A (left, Case 4) and B (right, Case 3) lying below the array antennas.



図 8 被験者 A (Case4)の深度画像(左図)およびレーダ画像(右図) Fig. 8 Depth image (left) and radar image (right) of subject A (Case 4).

7は、アレイ中央鉛直下部より下に位置する被験者 A (Case4) (左図)およびアレイ中央鉛直下部より右に位置する被験者 B (Case3)(右図)を対象にした実験の様子である.レーダ画像 によるイメージングの精度評価には深度カメラを用いた.被験 者が凹凸の少ない衣服を身につけているのは深度カメラによる 精度評価のためであることに注意されたい.

図8はアレイ中央鉛直下部より下に位置(Case4)する被験者 Aの位置精度検証用の深度画像(左図)およびレーダ画像(右 図)であり,図9はアレイ中央鉛直下部より右に位置(Case3) する被験者 Bの深度画像(左図)およびレーダ画像(右図)で





Fig. 9 Depth image (left) and radar image (right) of subject B (Case 3).

表1 アレイレーダシステムで測定した呼吸部位の推定誤差

Table 1Estimation error of the positioning of the body part with
the maximum respiratory motion using the array radar
system.

Subject	Case	Image	Difference (cm)	
	Case1	$I_0(x,y)$	19.4	
		I(x,y)	18.9	
А	Case2	$I_0(x,y)$	N/A	
		I(x,y)	N/A	
	Case3	$I_0(x,y)$	24.6	
		I(x,y)	22.0	
	Case4	$I_0(x,y)$	12.0	
		I(x,y)	11.1	
	Case1	$I_0(x,y)$	17.3	
		I(x,y)	15.0	
В	Case2	$I_0(x,y)$	N/A	
		I(x,y)	N/A	
	Case3	$I_0(x,y)$	6.3	
		I(x,y)	5.2	
	Case4	$I_0(x,y)$	N/A	
		I(x,y)	N/A	

ある.人体形状を模した白線は深度カメラ画像から取得した被 験者の輪郭である.いずれのレーダ画像も本研究で設計したア レイレーダおよびバンドパスフィルタを用いた式(7)により生 成されたレーダ画像である.前者のレーダ画像の生成に用いた バンドパスフィルタの中心周波数は 0.16 Hz,後者は 0.18 Hz である.両レーダ画像共に呼吸部位が選択的に表示されており, 左図の深度画像との誤差は前者が 11.1 cm,後者が 5.2 cm で ある.

表1はレーダ画像によるイメージング誤差を示す.各 Case において上部が全周波数を使用した式(6)によるもの,下部が バンドパスフィルタを使用した式(7)によるものである.ただ し,被験者の位置にレーダ画像に明らかなピークが見られた場 合のみ計算を行っている.バンドパスフィルタを用いた推定誤 差は最良の場合で 5.2 cm,最悪の場合でも 18.9 cm と,肩幅 (約 0.45 m)の半分以下の差であり,十分な精度が得られた. また, $I_0(x,y)$ による推定誤差は平均 15.9 cm,I(x,y)による 推定誤差が平均 14.4 cm と精度が 1.1 倍の改善であり,いずれ の Case において精度の劣化がないため,提案手法は呼吸変位 のイメージングに有効であるとわかる.また,被験者の位置に



図 10 被験者 A (Case4)の呼吸の変位(左図)および呼吸数(呼吸 間隔)(右図)(レーダによる測定(青実線)と接触型の呼吸計 による測定(赤破線)の比較)

Fig. 10 Reparatory displacement (left) and respiratory period (right) of subject A (Case 4). The data obtained using the array radar (blue) and a contact respirometer (red) are compared.



- 図 11 被験者 B (Case3)の呼吸の変位(左図)および呼吸数(呼吸 間隔)(右図)(レーダによる測定(青実線)と接触型の呼吸計 による測定(赤破線)の比較)
- Fig. 11 Reparatory displacement (left) and respiratory period (right) of subject B (Case 3). The data obtained using the array radar (blue) and a contact respirometer (red) are compared.

レーダ画像に強い応答が見られなかった3ケースについては, 位相校正が不十分であった可能性がある.

4.2 呼吸数推定の実験検証

呼吸運動イメージングの性能検証を目的として,式(9)の $s_{resp}(t)$ より呼吸数推定を行う.推定呼吸数の精度評価を行うため,図7のように被験者の胸部と腹部の間にバンド状の接触型の 呼吸数測定器を装着する.この測定器で得られる信号から計算される呼吸数を真値とする.また,アレイレーダとして用いない場 合の単チャネルレーダから得られる信号 $s_1(t), s_2(t), \cdots, s_8(t)$ から計算される呼吸数との比較を行う.なお,呼吸数と等価な 呼吸間隔を計算し呼吸数と定義している.

図 10, 11 はレーダおよび接触型呼吸計で測定した被験者 A (Case4) および B (Case3) の呼吸の変位 (左図) と呼吸数 (右 図) である.これらはそれぞれレーダ画像の図 8,9 に対応し ている.いずれの図も青実線がレーダによる測定結果,赤破線 が接触型呼吸計による測定結果である.いずれの図においても レーダによる測定結果が接触型の呼吸計による測定結果とよく 一致していることがわかる.

表 2 にレーダで測定した呼吸数の RMSE と誤差を示す. 各 Case において上部が単チャネルによる呼吸数,下部が式(9) に示した合成信号による呼吸数である.単チャネル信号による 推定呼吸数の RMSE と誤差は,各 Case で8 チャネルを平均し たものとしている. $s_1(t), s_2(t), \cdots, s_8(t)$ による呼吸数は,平 均して RMSE が 89 ms, 誤差が 1.56 % である. 一方, $s_{resp}(t)$ による呼吸数は,平均して RMSE が 37 ms, 誤差が 0.65 % で

表 2 アレイレーダシステムで測定した推定呼吸数の平均二乗誤差 Table 2 Root-mean-square error of the estimated respiratory period using the array radar system.

Subject	Case	Signal	RMSE (ms)	Error (%)
	Case1	Single	83	1.47
		Proposed	38	0.68
А	Case2	Single	N/A	N/A
		Proposed	N/A	N/A
	Case3	Single	91	1.46
		Proposed	29	0.46
	Case4	Single	56	0.90
		Proposed	49	0.78
В	Case1	Single	79	1.61
		Proposed	39	0.79
	Case2	Single	N/A	N/A
		Proposed	N/A	N/A
	Case3	Single	135	2.36
		Proposed	31	0.54
	Case4	Single	N/A	N/A
		Proposed	N/A	N/A

あることから 2.40 倍優れているとわかる.

5. 結 論

本論文では呼吸運動イメージングのための 2.45 GHz 帯 9 素 子アレイレーダシステムの開発と,バンドパスフィルタを用い た呼吸運動イメージングの有効性について述べた.

アレイアンテナ鉛直下部のベッドに横たわった 2 人の被験者 を対象とした複数の体勢の測定では,バンドパスフィルタを用 いた提案手法により平均誤差 14.4 cm でイメージングを実現で きた.これはバンドパスフィルタを用いない従来の手法に対し て精度が 1.1 倍の改善度であった.

また呼吸数(呼吸間隔)は、呼吸運動イメージングにより特定した人体部位に着目し、ビームフォーマー法による多チャネル合成を適用することで、平均 RMSE が 37 ms,推定誤差 0.65%の精度で推定することができた.これは単チャネル信号で得られた推定呼吸数に対して精度 2.40 倍の改善度であった.

以上より本研究で開発したアレイレーダシステムは,呼吸運動による人体の変動位置と呼吸数の非接触推定に有効であるという結果が得られた.今後,このシステムが睡眠時無呼吸症候群等の呼吸器疾患の非接触検出等のヘルスケアに貢献できることを期待する.

謝 辞

本研究の一部は日本学術振興会科研費 19H02155, JST さき がけ JPMJPR1873, JST COI JPMJCE1307 の助成により実 施された.

献

文

 K. Oishi, S. Okumura, T. Sakamoto, T. Sato, K. Mizutani, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, "Non-contact interbeat interval measurement using higher harmonic components of body surface displacement with ultra-wideband doppler radar", *IEICE Transactions Japanese Edition*, vol.J101-C, pp. 412-420, 2018.

- [2] C. Hsu, C. Chuang, F. Wang, T. Horng, and L. Hwang, "Detection of vital signs for multiple subjects by using selfinjection-locked radar and mutually injection-locked beam scanning array", 2017 IEEE MTT-S International Microwave Symposium (IMS), pp.991-994, 2017.
- [3] I. Mostafanezhad, E. Yavari, and O. Boric-Lubecke, "A low cost simple rf front end using time-domain multiplexing for direction of arrival estimation of physiological signals", 2013 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest (MTT), pp.1-4, 2013.
- [4] A. Boothby, V. Das, J. Lopez, J. Tsay, T. Nguyen, R. E. Banister, and D. Y. C. Lie, "Accurate and continuous noncontact vital signs monitoring using phased array antennas in a clutter-free anechoic chamber", 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp.2862-2865, 2013.
- [5] I. Walterscheid, O. Biallawons, and P. Berens, "Contactless respiration and heartbeat monitoring of multiple people using a 2-D imaging radar", 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp.3720-3725, 2019.
- [6] M. Muragaki, S. Okumura, K. Maehara, T. Sakamoto, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, H. Sakai, and T. Sato, "Noncontact respiration monitoring of multiple closely positioned patients using ultra-wideband array radar with adaptive beamforming technique", 2017 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), pp.1118–1122, 2017.
- [7] Z. Peng, J.M. Muñoz-Ferreras, Y. Tang, C. Liu, R. Gómez-García, L. Ran and C. Li, "A portable fmcw interferometry radar with programmable low-if architecture for localization, isar imaging, and vital sign tracking", *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol.65, no.4, pp.1334-1344, 2016.
- [8] G. Wang, C. Gu, T. Inoue, and C. Li, "A hybrid fmcwinterferometry radar for indoor precise positioning and versatile life activity monitoring", *IEEE Transactions on Mi*crowave Theory and Techniques, vol.62, no.11, pp.2812-2822, 2014.
- [9] 香田隆斗,阪本卓也,"十字型9素子アレイレーダによる人体計 測と呼吸部位イメージング技術",第64回システム制御情報学 会研究発表講演会,GS01-3, May 2020.
- [10] 香田隆斗,阪本卓也,"マイクロ波アレイレーダによる非接触生体計測と胸部位置推定",電子情報通信学会総合大会,B-1-151, March 2020.
- [11] T. Sakamoto and T. Koda, "Respiratory motion imaging using 2.4-GHz nine-element-array continuous-wave radar", *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 2020.