



TITLE:

# 超広帯域レーダとワイヤレス人体 センシング技術

AUTHOR(S):

阪本, 卓也

---

CITATION:

阪本, 卓也. 超広帯域レーダとワイヤレス人体センシング技術. 電子情報通信学会論文誌B 2020, J103-B(11): 505-514

ISSUE DATE:

2020-11-01

URL:

<http://hdl.handle.net/2433/259167>

RIGHT:

© 一般社団法人電子情報通信学会 2020

## 超広帯域レーダとワイヤレス人体センシング技術

阪本 卓也<sup>†,††a)</sup>

## Ultra-Wideband Radar and Wireless Human Sensing

Takuya SAKAMOTO<sup>†,††a)</sup>

あらまし 本論文では、著者が近年開発してきたワイヤレス人体計測技術を紹介する。超広帯域レーダを用いた人体イメージング技術では、空港等の保安検査場で用いられるボディスキャナ装置への応用を想定し、高速イメージングを実現するアルゴリズムを開発してきた。人体のマイクロドップラ計測技術では、乳幼児や高齢者の見守りサービスを想定し、高速化と高分解能化を実現する信号処理技術を開発してきた。ワイヤレス非接触バイタル計測技術では、ヘルスケアや疾患のスクリーニングへの応用を想定し、呼吸や心拍による皮膚の微小な変位をレーダにより計測するための高精度な非接触バイタル測定技術を開発してきた。これらの研究に共通するのは、測定対象である人体についての事前知識を用いて電波センシングの性能を改善してきたという点である。こうした取り組みが今後の電波工学と生体医工学の融合への一助となることを期待する。

キーワード レーダ、人体、イメージング、ドップラ、生体信号

## 1. まえがき

内閣府の戦略目標に掲げられる Society5.0 は、「必要なモノやサービスを、必要な人に、必要なときに、必要なだけ提供」できる社会だとされている [1]。これを実現するには、情報通信技術や機械学習技術の応用が重要であると同時に、人体の状態を常に正確に、しかも目立たずに計測し続けることのできる次世代センシング技術の開発も必要不可欠である。例えば、米国 Apple 社 (Cupertino, CA, USA) の Apple Watch は 2015 年に登場して以来、心拍・加速度センサなどの人体センシング機能 [2] を有するウェアラブルデバイスとして、注目を集めてきた。また、米国 Microsoft 社 (Redmond, WA, USA) の Kinect [3] や Intel 社 (Santa Clara, CA, USA) の RealSense [4], [5] などの距離カメラは、人体の位置・姿勢・運動を高精度に測定することができ、多くの分野への応用が期待されている。近

年、米国 Google 社 (Mountain View, CA, USA) は超広帯域レーダによる人体のジェスチャー認識技術開発プロジェクトである Project Soli [6] を推進しており、原稿執筆時点で発売予定のスマートフォン Google Pixel 4 には Soli で開発されたレーダが搭載される予定である。こうした多様な人体計測技術の発展と社会応用の拡大に伴い、人体センシングの重要性は急速に高まっている。

ウェアラブルデバイスの接触型センサや距離カメラ等の光学センサを用いた人体計測技術は普及が進んでいるが、欠点や懸念も無視し得ない。例えば接触型デバイスは、装着の煩わしさ・使用時の不快感・皮膚アレルギーやかぶれなどの問題により、睡眠時や長時間の使用には向かない。更に、皮膚の敏感なユーザや高齢者・乳幼児の使用にも注意が必要である。光学センサはオフラインシステムでない限り、ネットワーク経由での個人情報の流出などのプライバシーの懸念が払拭できず、特に家庭等での使用には懸念がある。

これらの欠点を補う技術として、電波を用いた人体センシングに注目が集まっている。レーダ等の電波計測は、非接触であるため装着の不快感や皮膚アレルギーの心配がなく、プライバシーに関する懸念も少ない。その上、マイクロ波やミリ波は衣服や布団などを容易に透過するため、就寝時や着衣時でも人体の皮膚

<sup>†</sup> 京都大学大学院工学研究科電気工学専攻システム創成論分野, 京都市

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

<sup>††</sup> 科学技術振興機構, さきがけ, 川口市

PRESTO, Japan Science and Technology Agency, 4-1-8 Honcho, Kawaguchi-shi, 332-0012 Japan

a) E-mail: sakamoto.takuya.8n@kyoto-u.ac.jp

DOI:10.14923/transcomj.2020AP10001

表面を直接測定できる。そのため、電波を用いた人体計測への期待が高まっている。上記の Google Soli は電波を用いた人体センシングの一例であり、今後の発展が期待されるものの、現状では近距離の単純なジェスチャーのみが対象であり、性能は十分でない。本論文では著者がこれまでに進めてきた超広帯域レーダによる計測技術やワイヤレス人体センシングに関する研究の一部を紹介する。なお、本論文は 2019 年 5 月に神戸市で開催された電子情報通信学会 アンテナ・伝播研究会の技術研究報告 [7] を加筆修正したものである。

## 2. ワイヤレス人体イメージング技術

### 2.1 ミリ波レーダとボディスキャナ装置

近年、犯罪やテロの防止を目的とした空港等での安全確保の重要性が広く認識されている。従来の金属探知機のみでは、乗客の隠匿した非金属のセラミックナイフや違法薬物などが検出できない。そのため、レーダによる人体イメージング技術の重要性が認識されており、既に国内外の空港・鉄道駅の保安検査場ではミリ波レーダによるボディスキャナ装置が運用されている [8]。広く普及しているボディスキャナ装置である米国・L3 Technologies 社 (New York, NY, USA) の ProVision 2 では、準ミリ波帯の超広帯域信号 (24-30GHz) を用いたアレーレーダにより高分解能のレーダイメージングが実現され、隠しもった物体の形状を画像化できる。この周波数帯では衣服への透過性が高く、皮膚表面や隠匿物からの反射波が支配的となる。

人体形状の 3 次元イメージングを実現するには、高い空間分解能が必要となる。そのため、人体イメージングには超広帯域アンテナを 2 次元的に配置した超広帯域アンテナアレーが用いられることが一般的である。遠方界では、レーダの距離分解能は周波数帯域幅で決まり、角度分解能は波長で正規化したアレーサイズで決まる。一方、ボディスキャナ等での人体イメージングではアレー長・アレーから目標までの距離・目標の大きさはいずれも同程度であるため、遠方界の条件を満たさず、単純な距離分解能と角度分解能のみからイメージングの空間分解能を見積ることは容易でない。

### 2.2 F-K マイグレーション法によるレーダイメージング

以降では簡単のために平面アレーを想定するが、円筒形状などの曲面アレーであっても同様の議論が成り立つ。更に、送受信素子の位置が同一のモノスタティック

レーダを想定する。電波イメージングの基本は、アンテナ各素子と電波反射点の間の伝播による位相回転を補償して加算するディフラクションスタックマイグレーションであるが、時間領域での計算は実時間アプリケーションには不適である。一方、広く普及しているミリ波レーダボディスキャナ装置では、この位相補償を周波数-波数領域 (F-K; frequency-wavenumber) で計算することで高速化を図る F-K マイグレーションが用いられている [9]。2 次元アレー面 ( $x$ - $y$  面) 上に配置されたアンテナ位置  $(x, y)$  に対して得られる時間領域の受信信号  $s(x, y, t)$  に 3 次元フーリエ変換を適用し、F-K 領域信号  $S_{FK}(k_x, k_y, \omega)$  を得る。ここで  $k_x, k_y, \omega$  はそれぞれ  $x$  方向の波数、 $y$  方向の波数、及び角周波数である。自由空間での関係式  $\omega^2/c^2 = k_x^2 + k_y^2 + k_z^2$  により F-K 領域信号を波数のみで表現し、 $S_K(k_x, k_y, k_z)$  を得る。最後に 3 次元逆フーリエ変換により 3 次元物体像  $S_S(x, y, z) = \mathcal{F}^{-1}\{JS_K(k_x, k_y, k_z)\}$  が生成され、3 次元イメージングが実現される。ただし、 $c$  は光速であり、逆フーリエ変換を行う際には変数変換に伴うヤコビアン  $J$  を考慮する必要がある。フーリエ変換及び逆フーリエ変換に高速フーリエ変換アルゴリズム (FFT) を用いることで、イメージングが短時間で実現される。例えば、広く普及している ProVision 2 システムでは測定からイメージング及び画像処理までが約 6 秒と短時間で完了する。

### 2.3 可逆変換アルゴリズムによるレーダイメージング

こうした従来のレーダイメージングの処理時間は FFT の速度に依存するが、本質的に FFT よりも高速なフーリエ変換アルゴリズムが知られていないため、その限界は明らかである。そのため、レーダイメージングの更なる高速化には、ハードウェアの改良を待たねばならず、ソフトウェア (信号処理) による高速化の余地はほとんど存在しないと考えられていた。著者は、こうした従来のレーダイメージングの枠組みと根本的に異なるアプローチにより FFT に依らない高速イメージング手法を開発してきた。これらの手法は 2004 年に開発された SEABED (Shape Estimation Algorithm based on BST and Extraction of Directly scattered waves) 法 [10] に端を発し、いずれも目標形状と信号の特徴点の間に成り立つ可逆変換に基づくため、可逆変換アルゴリズムと呼ぶ。SEABED 法はその後、反射波の位相補償による高精度化 [11]、実験データへの適用 [12]、3 次元化 [13]、バイスタティックレーダへの拡張 [14] を

を経て発展を続けてきた [15].

3次元 SEABED 法 [13] の原理を紹介する. 3次元 SEABED 法はアレーアンテナの素子位置  $(X, Y, 0)$  で受信された信号  $s(X, Y, t)$  の等位相面  $Z(X, Y)$  を用いてイメージングを行う. ただし,  $Z$  は伝播遅延  $\tau$  により  $Z = c\tau/2$  と表現され, 自由空間での伝播距離に換算された遅延時間である. 関数  $Z(X, Y)$  は, 目標の構造スケールよりも高い距離分解能, すなわち広い帯域幅を有するレーダにより直接測定できる. 目標の形状を  $z(x, y)$  で表現すれば, 以下の関係式が成り立つ [13].

$$\begin{cases} X &= x + z\partial z/\partial x \\ Y &= y + z\partial z/\partial y \\ Z &= z\sqrt{1 + (\partial z/\partial x)^2 + (\partial z/\partial y)^2} \end{cases} \quad (1)$$

この変換は3次元境界散乱変換と呼ばれる. 3次元境界散乱変換の逆変換である3次元逆境界散乱変換は次式で与えられる.

$$\begin{cases} x &= X - Z\partial Z/\partial X \\ y &= Y - Z\partial Z/\partial Y \\ z &= Z\sqrt{1 - (\partial Z/\partial X)^2 - (\partial Z/\partial Y)^2} \end{cases} \quad (2)$$

この変換は電波散乱の幾何光学的な高周波近似に相当する. レーダで測定された反射波の伝播距離  $Z(X, Y)$  さえ得られれば, 式 (2) の右辺に代入するだけで目標形状が極めて短時間に得られる. この可逆変換が適用できるのは, (a) ミリ波領域において人体表面の反射率が高いこと, 及び (b) 背景媒質と人体との境界が明瞭であること, といった先験情報による. そのため, 非破壊検査レーダ・地中レーダ・乳がんレーダによる画像化のように測定対象の電気定数が不均一に分布している場合には可逆変換によるイメージングはできないことに注意が必要である.

#### 2.4 高速アルゴリズムの人体イメージングへの応用

開発されてきた可逆変換アルゴリズムの多くは, 信号空間と実空間の間の一対一対応を前提としているため, 複数波の干渉に対してはその前提が崩れ, 性能が低下するという問題があった. 複数波が干渉すると, 複数の反射点 (実空間の複数の点) が信号空間の同一点と対応するためである. 信号の帯域幅を広げ, 距離分解能を上げれば干渉の影響は低減できるものの本質的な解決とはならない. 著者が開発した RPM(Range Point Migration) 法 [16] や RRPM(Revised Range Point Migration) 法 [17] では, 逆境界散乱変換に用いる微係数の計算に複数の信号点の勾配を重み付け平均するこ

とで干渉の影響を抑え, 人体のように複雑な形状に対しても高精度でイメージングが実現できる. 図 1 に, RRPM 法の性能検証を目的として実施したレーダ実験に用いた人体模型を示す. また, 提案 RRPM 法により得られたレーダ画像を図 2 に示す [17]. 胸部の拳銃を



図 1 レーダイメージング実験に用いた人体模型 [17]  
Fig. 1 Mannequin and handgun used in the radar imaging experiment [17].

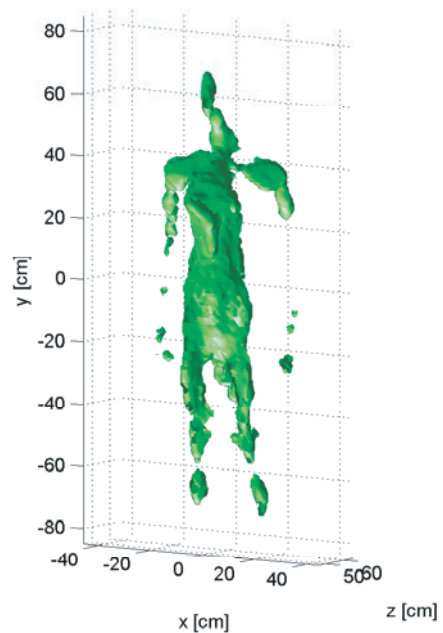


図 2 著者が提案する RRPM 法により得られたレーダ画像 [17]  
Fig. 2 Radar image generated using the proposed RRPM algorithm [17].



含めて高精度な推定が実現できていることがわかる。計算速度に関しては、従来の F-K マイグレーションと比べても数十倍を超える高速な処理が実現できた。その後、人体イメージングへの応用を想定し、F-K マイグレーション、キルヒホッフマイグレーションと可逆変換アルゴリズムの3手法の融合により、高速性と高精度を両立する手法を開発した [18]。

以上ではレーダイメージング信号処理の計算速度を議論したが、システム全体の高速化のためには、レーダ測定の速度も重要である。測定の高速化を目的と



図3 アレーアンテナと多モードキャビティによる測定システムと目標（スプレー缶とペットボトル） [19]

Fig. 3 Multi-mode cavity with array antennas for simultaneous transmission and reception. The spray can and water bottle were used as targets [19].

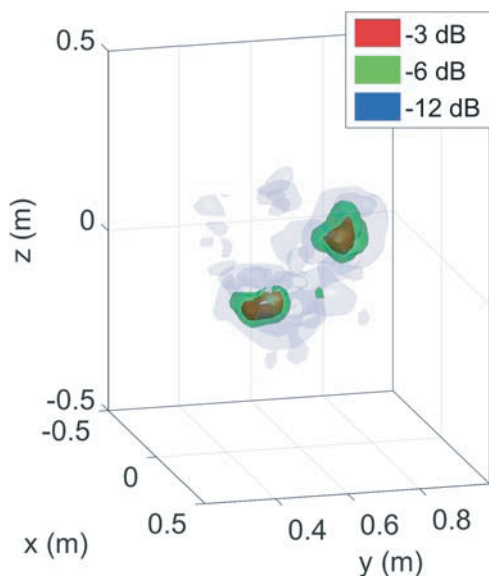


図4 多モードキャビティによるイメージング例（スプレー缶とペットボトル） [19]

Fig. 4 Radar image obtained using the multi-mode cavity, where the spray can and water bottle were used as targets [19].

して、[19]では多入力多出力ポートを有する多モードキャビティの時間領域応答がポート対ごとに無相関になることを利用し、2次元アンテナアレーによる計測において機械走査やスイッチ切替を用いずに実現するレーダイメージングシステムを開発した。測定システムのアレーアンテナ部の写真を図3に示す。キャビティ内の応答波形を事前に計測しておくことにより、受信信号と該当するポート対の応答波形の相関をとることで全チャンネルの計測データを一度に取得することが可能となり、図4に示すレーダ画像が短時間で得られるようになった。このように、測定と信号処理の双方の高速化を進めることで、電波による人体イメージングの新たな応用への展開が期待される。

### 3. 人体とマイクロドップラ計測

#### 3.1 レーダとマイクロドップラ

レーダ計測において、航空機・船舶・車両などの剛体目標の視線方向速度を計測するには、受信信号のドップラ偏移が用いられてきた。一方、ドローンや人体のように複数の可動部をもつ対象を測定する場合には、対象の代表速度以外の各部位の運動により生じるドップラ偏移も重要な情報となる。こうした各部位の周波数偏移はマイクロドップラと呼ばれ、対象の識別や検出に極めて重要な情報であることが知られている。特に、人体は胴体・四肢・頭部が結合された構造であり、これらの各部位は一定の制約はあるものの極めて複雑な動きを見せる。そのため、人体各部位のマイクロドップラを計測することで、カメラ等の光学測定では得られない詳細な運動についての情報を得ることができ、人体の運動モニタリングを実現する上で極めて強力なツールとなる。

一般に、時間により変動する周波数偏移を測定するためには、位相安定度の高い狭帯域レーダにより得られる受信信号の時間周波数解析が広く用いられている。一方、比較的近距离での人体の測定においては胴体速度やマイクロドップラだけでなく、位置や姿勢もやはり重要である。そのため、多くの人体計測応用では高い距離分解能を有する超広帯域信号が用いられる。超広帯域レーダの場合、上記の時間周波数解析により得られる時間と周波数の2次元に加え、距離の次元が導入されるため、計3次元での処理が求められる。しかし、人体の電波計測に適したレーダ計測手法は確立していなかった。



図5 歩行中の人体のドップラレーダ測定実験 [22]

Fig. 5 Measurement of a walking person using an ultra-wideband radar system [22].

### 3.2 超広帯域レーダとテクスチャドップラ解析

著者は人体の運動の特徴を調べるのに適した時間・周波数・距離の3次元領域での解析手法を提案した [20]. この手法は、マイクロドップラを生じる両腕や両脚の速度が周期的に変化していること、及び四肢と胴体の速度が一致するときには四肢と胴体の距離が最も大きくなること、といった人体に関する事前情報を利用している。人体の運動に伴い時間-距離領域で見られる縞状の構造に着目し、画像処理分野で用いられるテクスチャの概念を導入して人体運動の解析手法であるテクスチャ法を開発した [21]. 更に、このテクスチャ法を拡張することで、時間周波数解析を経ずに複数の運動速度を推定するための閉形式の解析的表現を導出し、歩行人体のレーダ信号に対して有効性を示した [22]. 歩行中の人体のレーダ計測実験の様子を図5に、そのデータに提案手法を適用した結果を図6に示す。提案手法では、フーリエ変換や周波数解析を経ずに2体の歩行人体の速度が正しく推定できている。特に、2人体からの反射波が干渉する時間帯・距離においても人体の速度が高い時間分解能で表示されている。

更にテクスチャ法を応用し、超広帯域レーダによるサブナイキスト速度推定法を開発した。開発手法により、ナイキスト条件を満たさない高速目標の速度をエリアジングなしで高精度推定することに成功した [23]. また、ドップラ速度の違いを利用して周波数領域で複数の反射波を分離する周波数領域分離干渉計イメージング法を拡張し、更にアダプティブアレー信号処理を併用することにより高分解能レーダ人体イメージングを実現した [24]. また、近距離の人体イメージングを想定し、2次元超広帯域アレードップラレーダを用いて空間2次元・時間1次元・周波数1次元の4次元デー

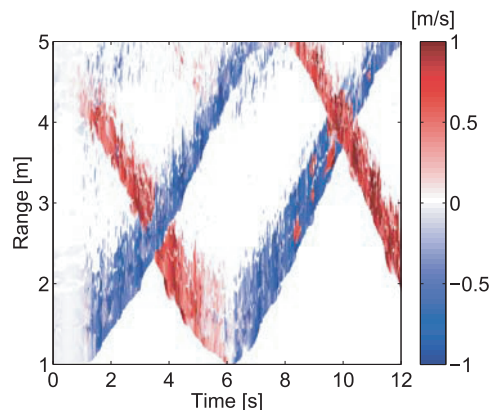


図6 著者が提案する周波数解析に依らないドップラ速度推定法を2名の歩行人体のレーダ測定データに適用した結果 [22]

Fig. 6 Echoes from two walking people are displayed with their times, ranges and Doppler velocities [22].

タに4次元 ESPRIT (Estimation of Signal Parameters via Rotational Invariance Techniques) 法を適用して超高分解能の超広帯域レーダ画像化を実現した [25]. 今後、人体のドップラ偏移・位置・姿勢を高精度かつ高分解能で測定するための信号処理手法の更なる発展が期待される。

## 4. 電波による非接触生体計測技術

### 4.1 皮膚変位と生体情報計測

呼吸や心拍に伴い、人体の皮膚表面には数ミクロンから数ミリ程度の微小な変位が見られる。電波による生体センシングでは、こうした微小な皮膚変位を検知するため、反射波のドップラ偏移や位相回転を検出し、対象者の呼吸や心拍等の生体情報を得ることができる。測定対象者が安静にしており、人体の電波反射点が1点のみとなる理想的な場合を想定すると、アンテナから人体反射点までの距離は  $d(t) = d_0 + d_T(t) + d_R(t) + d_H(t)$  と表すことができる。ただし、 $d_0$  は反射点までの平均距離、 $d_T(t)$  は無意識の体動とし、 $d_R(t)$  及び  $d_H(t)$  はそれぞれ呼吸と心拍に対応した準周期性をもつ時間の関数となる。通常、呼吸及び心拍の周期は約5秒及び1秒程度であるが、個人差は大きい。更に、同一個人であってもこれらの生体信号の性質は時間とともに大きく変動することに注意が必要である。

このようなモデルを想定した場合、直交検波により得られた複素受信信号は  $s(t) = Ae^{j2kd(t)} + s_{DC}$  と書ける。ただし、 $A$  は複素振幅、 $k$  は波数、 $s_{DC}$  は送信波

の漏れこみや静止目標からの反射波に相当する直流成分であり静止クラッタと呼ばれる。静止クラッタ除去アルゴリズム [26] により  $s_{DC}$  を抑圧してから位相を計算することにより距離  $d(t)$  を得る。その後、上記 4 成分に分離し、心拍成分  $d_H(t)$  が得られる。

#### 4.2 高精度非接触心拍計測アルゴリズム

従来、多くの研究グループでは  $d_H(t)$  を単にフーリエ変換することで (平均) 心拍数を計算していたが、心拍推定精度は概して低く、実用にならなかった。人体モニタリングでは一分程度の平均心拍数ではなく、瞬時心拍数を推定することが重要であることも知られている。心臓の機械的活動の原理として、洞房結節で発生したトリガとなる電気信号が房室結節へ伝わり、心房の収縮が始まることが知られている。一方、弛緩 (拡張) にはトリガとなる電気信号は見られず、収縮と比べて緩慢である。このように、心臓の収縮と弛緩は非対称であるため、レーダ信号位相の反映する収縮と弛緩それぞれに同じ処理を適用することは最適でない。そこで、著者は心臓の収縮と弛緩の非対称性に注目し、皮膚変位の正負非対称性のトポロジー特徴点を使った心拍計測アルゴリズムを開発した [27]。この手法はトポロジー法と呼ばれ、中心周波数 26.4 GHz、10dB 帯域幅 726 MHz の超広帯域レーダによる非接触心拍計測実験により有効性が示された。その結果、トポロジー法は瞬時心拍数を約 1% の誤差精度で非接触計測できることが示され [28]、ワイヤレス心拍計測の実用性を飛躍的に高めることができた。図 7 に測定風景を、図 8 に接触型心電計 (赤線) とレーダ信号の位相 (上記の  $2kd(t)$  に相当) (黒線) をそれぞれ示す。アンテナから胸部までの距離は約 60cm であった。心電計 (黒線) の信号には R 波と呼ばれる鋭いピークが存在するため高い精度で心拍数が推定できるが、レーダ信号 (赤線) には鋭いピークは見られず、瞬時心拍の推定を困難にしている。図 9 に著者が開発した手法で測定された瞬時心拍間隔を示す。両者がよく一致しており、提案手法の有効性が見て取れる。両者の RMS 誤差は 7.9 ms と高精度な推定が実現できている。その後、呼吸成分  $d_R(t)$  を効率的に抑圧する手法を開発し、実用化へ向けた研究が進展している [29]。

ワイヤレス非接触心拍計測に関しては、多くの研究グループが胸部の計測に注目していたが、著者は中心周波数 60.5 GHz、帯域幅 1.25GHz の超広帯域ミリ波レーダを導入して人体の足底 (足の裏) [30] での心拍計測を初めて実現した。足底のレーダ測定風景を図 10



図 7 非接触心拍計測のためのレーダ測定風景 [27]  
Fig. 7 Noncontact radar measurement of the human heartbeat [27].

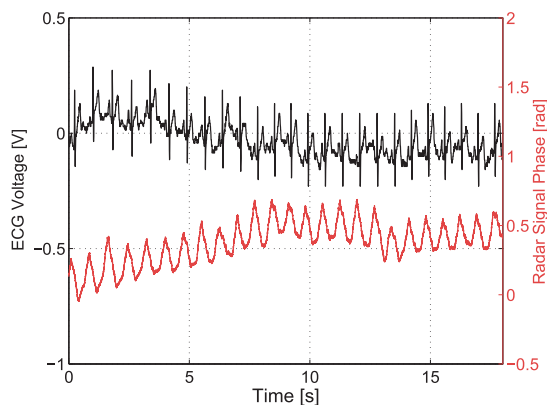


図 8 測定された心電計 (黒線) 及びレーダ信号の位相 (赤線) の比較 [27]  
Fig. 8 Electrocardiogram (black) and the phase sequence of radar signal (red) of a human heartbeat [27].

に示す。続いて中心周波数 79.0 GHz、帯域幅 2.0 GHz の超広帯域ミリ波レーダにより人体の頭頂部 [31] での非接触心拍計測を実現した。いずれも 4 送信 4 受信の MIMO (Multiple-Input Multiple-Output) アレーレーダであり、相関行列の最大固有値に対応する固有ベクトルを用いた最大比合成による S/N 改善技術を用いている。人体頭部が心拍に同期して振動していること自体は、ビデオ映像の解析による報告があったが [32]、著者はその現象をミリ波レーダにより初めて計測した。足底及び頭頂で計測した心拍間隔 (IBI; Interbeat Interval) の平均誤差はそれぞれ 14.0 ms 及び 16.3 ms といずれも高く、今後の研究の発展が期待される。

更に、著者は 4 素子アレーアンテナとアダプティブアレー技術を用いて複数人体の非接触心拍計測を



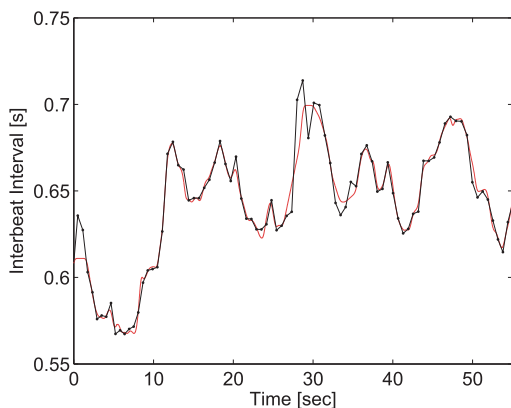


図9 信号のトポロジーの性質を用いた非接触心拍間隔推定結果 [27]。心電計（黒線）とレーダ（赤線）による隣接心拍間の時間差を示している。

Fig.9 Noncontact heart interbeat interval estimated using the topology algorithm [27]. The black and red lines indicate the interbeat interval estimated using the electrocardiogram and radar, respectively.



図10 足底のミリ波超広帯域 MIMO アレーレーダ計測の様子 [30]. Copyright(C)IEICE 2015

Fig.10 Measurement of human soles using a millimeter-wave ultra-wideband MIMO array radar system [30]. Copyright(C)IEICE 2015.

実現した [33]。複数部位・複数人体からの生体信号を含む反射波が干渉するため、アダプティブアレー処理により不用波源の方向に適応的にヌルを形成する。著者は Capon 法及び DCMP(Directionally Constrained Minimization of Power) 法を導入し、複数人体の中から特定個人のみを生体信号を取り出し、瞬時心拍数を高精度に計測できることを実験的に示した。複数人体の測定の様子を図 11 に、得られたレーダ画像を図 12 に示す。

ところで、心拍数変動を用いて自律神経の活動を計測できることが知られている [34]~[36]。この手法で

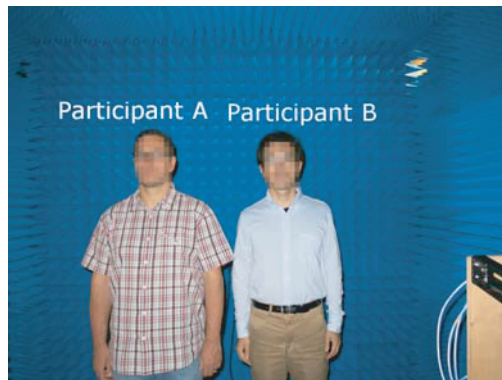


図11 複数人体の X 帯アレーレーダによる計測 [33]  
Fig.11 Measurement of multiple people using an X-band array radar system [33].

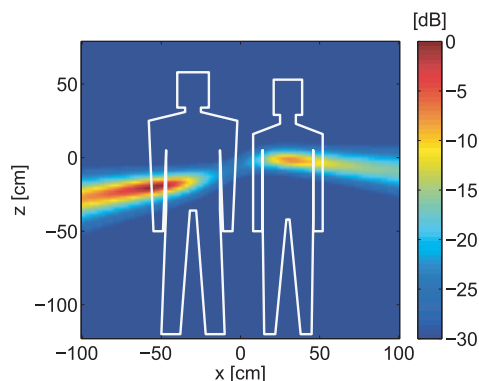


図12 複数人体の X 帯アレーレーダによるイメージング [33]

Fig.12 Imaging of multiple people using an X-band array radar system [33].

は、心拍数変動を低周波 (0.04-0.15 Hz) 成分及び高周波 (0.15-0.4 Hz) 成分に分離し、両者の強度比により精神的ストレスを見積もることができる。これまで、接触型の心電計や脈波計による測定データにこの手法が適用され、その有効性が確立されている。ところが、この手法を非接触計測に適用するには、低周波成分の低域カットオフ周波数 0.04 Hz の逆数である 25 秒を超える時間長にわたり心拍数変動を連続かつ高精度に計測する必要がある。しかし、レーダによる非接触生体計測では対象者の運動・姿勢・位置によっては精度が急激に低下する場合があります。自律神経計測の実用化を阻んでいた。著者は、非接触計測により推定された瞬時心拍数の周波数領域での性質を用いて信頼度を算出し、レーダ信号のみを用いて精神的ストレス指標を高精度に非接触計測することに成功した [37]。この技



術を用いることで、自律神経の活動を非接触かつ高精度で計測できることが実験的に示され、今後の実用化に期待が集まっている。

### 4.3 ワイヤレス生体計測技術の更なる展開

スマート社会では IoT(Internet of Things) 技術により、多くのセンサが常にユーザをモニタリングすることで、無駄のない快適なサービスを提供できると期待されている。そのためには、前節で述べた生体信号の計測だけではなく、測定対象者の個人識別も非常に重要となる。プライバシーに配慮し、カメラやマイクロホンを用いず、電波のみで個人識別を実現する技術が望ましい。著者は、2.4 GHz 帯の CW レーダを用いて複数被験者の呼吸  $d_R(t)$  を計測し、ニューラルネットワークによる個人識別技術を開発した [38]。更に、対象者の歩行及び着座運動をレーダで計測することで、これらの運動に伴うマイクロドップラを取得し、マイクロドップラ画像と畳み込みニューラルネットワークを用いた個人識別を実現した。この手法では 6 人の被験者全員を約 93.3% の精度で識別することに成功している [39]。

また、まえがきで述べた Google Soli の実用化を契機に、レーダ等によるジェスチャー識別の研究が盛んになっている。こうした研究の多くは、受信信号に時間周波数解析を適用し、スペクトログラム等の時間周波数分布を使って識別を行っている。ところが、ジェスチャー識別技術は端末の入力デバイスの機能であるため、完全なリアルタイム性が求められる。そこで著者は、時間周波数解析を一切介さず、受信した時間領域信号のみを使って抽出した複素信号軌跡 (IQ プロッ

ト) に 2 層畳込みニューラルネットワークを適用し、被験者の行うジェスチャーを自動識別する技術を開発した [40]。図 13 にジェスチャー識別実験の様子を示す。開発技術により、時間周波数解析を用いない時間領域信号のみで 6 種類のジェスチャーを 91.3% の精度で識別することに成功した。

以上で述べたように、人体の運動を非接触で計測することで様々な情報を遠隔からモニタリングできる。ワイヤレス人体センシングのアプリケーションはここで述べたものに留まらず、スマートフォン等との連携により、生活のあらゆる場面での広がりを見せる可能性があり、関連技術の研究はますます重要となっている。

## 5. む す び

本論文では、電波センシングの人体計測応用に関し、著者の研究をトピックごとに分類して紹介した。人体イメージング手法については、人体表面の境界曲面に着目し、処理の高速化や分解能・精度改善のための信号処理法を紹介した。マイクロドップラ計測においては、人体の構造と波長・距離分解能を考慮し、人体の運動に特化した信号処理技術を紹介した。更に、電波による心拍や呼吸の非接触センシングにおいては、生体信号に特有の性質を用いた高精度信号処理法及びアンテナを用いた複数人体の同時測定について紹介した。人体の測定はヘルスケアや医療、セキュリティやマンマシンインタフェースなど、多くのアプリケーションを有し、スマートフォンとの連携により市場規模が拡大し続けている。電波センシング技術は、プライバシーの懸念が少なく、遠隔から人体に関する様々な情報を得ることができるため、今後の大きな発展が期待される。紹介した研究は、それぞれ応用は異なるものの、いずれも電波を使って人体を計測する技術と関係しており、電波の性質だけでなく人体の性質も有効に使い、信号処理の高速化や高精度化を達成している。今後、こうしたワイヤレス人体センシングについての取り組みが電波工学と生体医学の融合領域への発展の一助となることを期待している。

**謝辞** 本論文で紹介した一連の研究を実施するに当たって長年にわたってご指導賜りました京都大学名誉教授・国際高等教育院教授・副院長 佐藤 亨先生に心より感謝申し上げます。また、研究に関してご協力賜りましたオランダ王国デルフト工科大学教授 Alexander G. Yarovoy 先生、米国ハワイ大学マノア校



図 13 ジェスチャー自動識別技術を実証するための 2.4 GHz ドップラレーダ実験風景 [40]

Fig. 13 Measurement of a person performing gestures using a 2.4-GHz Doppler radar system [40].

教授 Victor M. Lubecke 先生, Olga Boric-Lubecke 先生, 並びに京都大学・兵庫県立大学・デルフト工科大学・ハワイ大学マノア校の関係各位及び学生諸氏に感謝申し上げます。本論文で紹介した研究の一部は京都大学融合チーム研究プログラム (SPIRITS), JST さきがけ JPMJPR1873, JST COI JPMJCE1307, JSPS 海外特別研究員研究費, JSPS 科研費 21760315, 21246065, 25249057, 15K18077, 15KK0243, 19H02155, 総務省受託研究費 電波資源拡大のための研究開発「140GHz 帯高精度レーダの研究開発」の助成を受けたものです。

### 文 献

- [1] 内閣府, “総合科学技術・イノベーション会議,” <https://www8.cao.go.jp/estp>. 参照 Oct. 27, 2019.
- [2] E. Maani, D.J. Culbert, and I.R. Shapiro, “Heart rate path optimizer,” US Patent US9867575B2, 2018.
- [3] Y.W. Kuan, N.O. Ee, and L.S. Wei, “Comparative study of Intel R200, Kinect v2, and primesense RGB-D sensors performance outdoors,” *IEEE Sensors Journal*, vol.19, no.19, pp.8741–8750, June 2019.
- [4] J. Yin, D. Zhu, M. Shi, and Z. Wang, “Depth maps restoration for human using RealSense,” *IEEE Access*, vol.7, pp.112544–112553, Aug. 2019.
- [5] C. Sun, W. Li, C. Chen, Z. Wang, and W. Chen, “An unobtrusive and non-contact method for respiratory measurement with respiratory region detecting algorithm based on depth images,” *IEEE Access*, vol.7, pp.8300–8315, Dec. 2018.
- [6] J. Lien, N. Gillian, M.E. Karagozler, P. Amihood, C. Schwesig, E. Olson, H. Raja, and I. Poupyrev, “Soli: Ubiquitous gesture sensing with millimeter wave radar,” *Association for Computing Machinery Transactions on Graphics*, vol.35, no.4, Art. no.142, DOI:10.1145/2897824.2925953, July 2016.
- [7] 阪本卓也, “ワイヤレス人体計測技術,” *信学技報*, A-P2019-9, May 2019.
- [8] H.-M. Chen, S. Lee, R.M. Rao, M.A. Slamani, and P.K. Varshney, “Imaging for concealed weapon detection: A tutorial overview of development in imaging sensors and processing,” *IEEE Signal Process. Mag.*, vol.22, pp.52–61, March 2005.
- [9] W. Tan, W. Hong, Y. Wang, and Y. Wu, “A novel spherical-wave three-dimensional imaging algorithm for microwave cylindrical scanning geometries,” *Prog. Electromagn. Res.*, vol.111, pp.43–70, 2011.
- [10] T. Sakamoto and T. Sato, “A target shape estimation algorithm for pulse radar systems based on boundary scattering transform,” *IEICE Trans. Commun.*, vol.E87-B, no.5, pp.1357–1365, May 2004.
- [11] T. Sakamoto and T. Sato, “A phase compensation algorithm for high-resolution pulse radar systems,” *IEICE Trans. Commun.*, vol.E87-B, no.11, pp.3314–3321, Nov. 2004.
- [12] 阪本卓也, 木寺正平, 佐藤 亨, 杉野 聡, “UWB パルスレーダによる高速立体形状推定法の実験的検討,” *信学論 (B)*, vol.J90-B, no.1, pp.66–73, Jan. 2007.
- [13] T. Sakamoto, “A fast algorithm for 3-dimensional imaging with UWB pulse radar systems,” *IEICE Trans. Commun.*, vol.E90-B, no.3, pp.636–644, March 2007.
- [14] S. Kidera, Y. Kani, T. Sakamoto, and T. Sato, “Fast and accurate 3-D imaging algorithm with linear array antennas for UWB pulse radars,” *IEICE Trans. Commun.*, vol.E91-B, no.8, pp.2683–2691, Aug. 2008.
- [15] 佐藤 亨, 阪本卓也, “UWB パルスレーダによる物体像再構成アルゴリズム,” *信学論 (B)*, vol.J88-B, no.12, pp.2311–2325, Dec. 2005.
- [16] S. Kidera, T. Sakamoto, and T. Sato, “Accurate UWB radar three-dimensional imaging algorithm for a complex boundary without range points connections,” *IEEE Trans. Geos. Remote Sens.*, vol.48, no.4, pp.1993–2004, April 2010.
- [17] T. Sakamoto, T. Sato, P. Aubry, and A. Yarovoy, “Fast imaging method for security systems using ultrawideband radar,” *IEEE Trans. Aerosp. Electron. Syst.*, vol.52, no.2, pp.658–670, April 2016.
- [18] T. Sakamoto, T. Sato, P. Aubry, and A. Yarovoy, “Ultra-wideband radar imaging using a hybrid of Kirchhoff migration and Stolt F-K migration with an inverse boundary scattering transform,” *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol.63, no.8, pp.3502–3512, Aug. 2015.
- [19] T. Fromenteze, E.L. Kpré, D. Carsenat, C. Decroze, and T. Sakamoto, “Single-shot compressive multiple-inputs multiple-outputs radar imaging using a two-port passive device,” *IEEE Access*, vol.4, pp.1050–1060, March 2016.
- [20] Y. He, P. Molchanov, T. Sakamoto, P. Aubry, F. Le Chevalier, and A. Yarovoy, “Range-Doppler surface: a tool to analyse human target in ultra-wideband radar,” *IET Radar, Sonar & Navigation*, vol.9, no.9, pp.1240–1250, DOI: 10.1049/iet-rsn.2015.0065, Dec. 2015.
- [21] T. Sakamoto, T. Sato, P.J. Aubry, and A.G. Yarovoy, “Texture-based automatic separation of echoes from distributed moving targets in UWB radar signals,” *IEEE Trans. Geos. Remote Sens.*, vol.53, no.1, pp.352–361, Jan. 2015.
- [22] T. Sakamoto, D. Akiyama, T. Sato, and T. Sato, “Spectrum-free estimation of Doppler velocities using ultra-wideband radar,” *IEEE Access*, vol.5, pp.3240–3249, Oct. 2016.
- [23] T. Sakamoto, A. Matsuoka, and H. Yomo, “Estimation of Doppler velocities from sub-Nyquist ultra-wideband radar measurements,” *IEEE Sensors Journal*, vol.16, no.23, pp.8557–8565, Dec. 2016.
- [24] M. Anabuki, S. Okumura, T. Sato, T. Sakamoto, K. Saho, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, “Ultrawideband radar imaging using adaptive array and Doppler separation,” *IEEE Trans. Aerosp. Electron. Syst.*, vol.53, no.1, pp.190–200, Feb. 2017.
- [25] K. Morimoto, T. Sakamoto, and T. Sato, “Accurate ultra-wideband array radar imaging using four-dimensional unitary ESPRIT,” *IEEE Access*, DOI:10.1109/ACCESS.2019.2951537, Nov. 2019.
- [26] S. Okumura, T. Sakamoto, T. Sato, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, “Comparison of clutter rejection techniques for measurement of small displacements of body surface using radar,” *Electron. Lett.*, vol.52, no.19, pp.1635–1637, DOI: 10.1049/el.2016.1461, Sept. 2016.
- [27] T. Sakamoto, R. Imasaka, H. Taki, T. Sato, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, “Feature-based correlation and topologi-

- cal similarity for interbeat interval estimation using ultrawideband radar," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.63, no.4, pp.747-757, April 2016.
- [28] T. Sakamoto, R. Imasaka, H. Taki, T. Sato, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, "Accurate heartbeat monitoring using ultra-wideband radar," *IEICE Electronics Express*, vol.12, no.3, pp.20141197, 2015.
- [29] 大石健太郎, 奥村成皓, 阪本卓也, 佐藤 亨, 水谷研治, 井上謙一, 福田健志, 酒井啓之, "人体表面変位の高調波成分に着目した超広帯域ドップラレーダによる非接触心拍間隔測定," *信学論 (C)*, vol.J101-C, no.11, pp.412-420, Nov. 2018.
- [30] T. Sakamoto, S. Okumura, R. Imanishi, H. Taki, T. Sato, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, "Remote heartbeat monitoring from human soles using 60-GHz ultra-wideband radar," *IEICE Electronics Express*, vol.12, no.21, pp.20150786, Oct. 2015.
- [31] T. Sakamoto, M. Muragaki, K. Tamura, S. Okumura, T. Sato, K. Mizutani, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, "Measurement of instantaneous heart rate using radar echoes from the human head," *Electron. Lett.*, vol.54, no.14, pp.864-866, DOI:10.1049/el.2018.0811, July 2018.
- [32] G. Balakrishnan, F. Durand, and J. Guttag, "Detecting pulse from head motions in video," 2013 IEEE Conference on Comput. Vis. Pattern Recognit., DOI:10.1109/CVPR.2013.440, June 2013.
- [33] T. Sakamoto, P.J. Aubry, S. Okumura, H. Taki, T. Sato, and A.G. Yarovoy, "Noncontact measurement of the instantaneous heart rate in a multi-person scenario using X-band array radar and adaptive array processing," *IEEE J. Emerg. Sel. Topic Circuits Syst.*, vol.8, no.2, pp.280-293, DOI:10.1109/JETCAS.2018.2809582, June 2018.
- [34] M. Pagani, F. Lombardi, S. Guzzetti, O. Rimoldi, R. Furlan, P. Pizzinelli, G. Sandrone, G. Malfatto, S. Dell'Orto, E. Piccaluga, M. Turiel, G. Baselli, S. Cerutti, and A. Malliani, "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog," *Circul. Res.*, vol.59, no.2, pp.178-193, Aug. 1986.
- [35] A. Malliani, M. Pagani, F. Lombardi, and S. Cerutti, "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain," *Circulation*, vol.84, no.2, pp.482-492, Aug. 1991.
- [36] G.G. Berntson, J.T. Bigger Jr., D.L. Eckberg, P. Grossman, P.G. Kaufmann, M. Malik, H.N. Nagaraja, S.W. Porges, J.P. Saul, P.H. Stone, and M.W. van der Molen, "Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats," *Psychophysiology*, vol.34, no.6, pp.623-648, Nov. 1997.
- [37] T. Sakamoto and K. Yamashita, "Noncontact measurement of autonomic nervous system activities based on heart rate variability using ultra-wideband array radar," *IEEE J. Electromagnetics, RF, and Microwaves in Medicine and Biology*, DOI:10.1109/JERM.2019.2948827, Oct. 2019.
- [38] A. Rahman, V. Lubecke, O. Boric-Lubecke, J. Prins, and T. Sakamoto, "Doppler radar techniques for accurate respiration characterization and subject identification," *IEEE J. Emerg. Sel. Topic Circuits Syst.*, vol.8, no.2, pp.350-359, DOI:10.1109/JETCAS.2018.2818181, June 2018.
- [39] 阪本卓也, "超広帯域レーダによる歩行および着座の測定

と畳み込みニューラルネットワークを用いた個人識別技術," *信学論 (C)*, vol.J103-C, no.7, pp.321-330, July 2020.

- [40] T. Sakamoto, X. Gao, E. Yavari, A. Rahman, O. Boric-Lubecke, and V.M. Lubecke, "Hand gesture recognition using a radar echo I-Q plot and convolutional neural network," *IEEE Sensors Letters*, vol.2, no.3, pp.1-4, DOI:10.1109/LESENS.2018.2866371, Sept. 2018.

(2019年11月21日受付, 2020年3月10日再受付,  
6月29日早期公開)



阪本 卓也 (正員)

平 12 京大・工・電気電子卒. 平 17 同大大学院情報学研究所通信情報システム専攻博士課程了. 同大学院にて日本学術振興会特別研究員 PD を経て, 平 18 同大学院情報学研究所通信情報システム専攻助手, 平 19 より同助教. 平 23 から平 25 まで日本学術振興会海外特別研究員としてオランダ王国デルフト工科大学客員研究員兼任. 平 27 から平 31 まで兵庫県立大学大学院工学研究科電子情報工学専攻准教授, 平 29 米国ハワイ大学マノア校客員研究員兼任. 平 30 から科学技術振興機構さきがけ研究者兼任, 平 31 より京都大学大学院工学研究科電気工学専攻准教授. 現在に至る. レーダ画像化及びレーダ信号処理の研究に従事. アンテナ伝播国際シンポジウム最優秀論文賞 (平 24), 電子情報通信学会通信ソサイエティ活動功労賞 (平 27 及び平 31), 堀場雅夫賞 (平 28), 電子情報通信学会エレクトロニクスソサイエティ活動功労賞 (平 31) 各受賞. IEEE シニア会員, 電気学会正員, 京都大学博士 (情報学).