

[チュートリアル講演] ワイヤレス人体計測技術

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

あらまし 本稿では、ワイヤレス人体計測に関し、著者らが近年開発してきた技術を紹介する。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・高精度・高分解能イメージングを実現するアルゴリズムを開発してきた。また、人体の運動に伴うドップラ偏移を高精度に計測するための信号処理法を開発した。さらに、ミリ波レーダを用いた非接触生体計測技術では、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し、人体に特化した信号処理法により高精度の非接触測定を実現した。

キーワード レーダ, 人体, イメージング, ドップラ, 心拍

[Tutorial Lecture] Wireless Measurement of Human Bodies

Takuya SAKAMOTO^{†,††}

[†] Graduate School of Engineering, Kyoto Univ., Kyotodaigaku-Katsura, Nishikyo-ku, Kyoto 615-8510, Japan

^{††} PRESTO, Japan Science and Technology Agency, 4-1-8 Honcho, Kawaguchi, Saitama 332-0012, Japan

Abstract This paper presents the progress in our recent research concerning wireless measurements of the human body. First, assuming its implementation at security checkpoints such as airports, we describe various radar imaging algorithms that process signal data faster than existing passenger security scanners and generate accurate and high-resolution images of human bodies for screening. Second, we discuss algorithms to be used for accurate measurements of radar micro-Doppler signals generated through human activities. Finally, we review radar systems and algorithms for estimating accurately heart rates and respiration patterns, and present results with accuracy comparable to that of conventional electrocardiogram devices.

Key words radar, human bodies, Doppler, heartbeat

1. はじめに

米国 Apple 社 (Cupertino, CA, USA) のアップルウォッチに代表されるウェアラブルデバイスはスマートフォンと連動したライフログ機能をはじめ、我々の生活そのものを変革する大きなポテンシャルを有している。国内でも、例えばアフォードセンス株式会社 (横浜市) の Vitalgram は柔軟な絆創膏型のウェアラブルデバイスであり、心電・筋電・3 軸加速度・湿度・気温・気圧・体温・胸部変動の各センサが実装されている。また、米国 Microsoft 社 (Redmond, WA, USA) の Kinect 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、現時点ではエンターテイメントへの応用が主ではあるが、同様の技術の他分野への応用が期待されている。こうした多様な人体計測技術の社会での利用拡大に伴い、人体測定技術の重要性は急速に高まっている。

これら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の発展は目覚ましいが、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。さらに、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。光学センサはスタンドアロン型でない限り、インターネット経由での個人データ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。本稿では我々がこれまでに進めてきた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。

2. ワイヤレス人体イメージング技術

2.1 ミリ波レーダイメージングとボディスキャナ装置

2020年のオリンピックを目前にし、国内でも空港等の安全確保の動きが活発化している。米国や欧州では、空港・鉄道駅の保安検査場でかねてよりミリ波レーダによるボディスキャナ装置が運用されており、航空機内や電車内でのテロや犯罪を未然に防ぐ上で極めて重要な役割を果たしている。代表的なボディスキャナとして知られる米国・L3 Technologies社 (New York, NY, USA) の ProVision 2 システムでは準ミリ波帯の超広帯域 (24-30GHz) 信号を用いたアレイレーダにより高分解能のレーダイメージングを実現し、衣服内に隠し持った不審物等を自動検知することができる。この周波数帯では一般的な衣服の透過性が十分に高いため、皮膚表面・武器・薬物等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イが用いられることが多い。遠方界近似のもとでは、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イサイズで決まる。一方、ボディスキャナ等での人体イメージングではアレイ長・アレイから目標までの距離・目標の大きさはいずれも数十 cm から数 m と同程度であるため、システムパラメータからイメージングの空間分解能を見積ることは単純ではない。

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イを想定するが、円筒形状などの曲面アレイであっても類似の議論が成り立つ。さらに、送信素子と受信素子が同じ座標に位置するモノスタティックレーダを想定して議論する。

現在広く用いられるミリ波レーダボディスキャナ装置では、アンテナと電波反射点の間の伝播による位相回転を周波数-波数領域 (FK; frequency-wavenumber) で計算する F-K マイグレーションが用いられている。2次元アレイ面 (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, ω はそれぞれ x 方向の波数、 y 方向の波数、および角周波数である。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 (K) 領域で表現し、 $S_K(k_x, k_y, k_z)$ 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。フーリエ変換およ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および画像処理までが約 10 秒で完了するため、保安検査場での待ち時間の短縮につながっている。

2.3 SEABED 系レーダイメージング手法による高速処理

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さらなる高速化には、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。著者らは、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 年の SEABED (Shape Estimation Algorithm based on BST and Extraction of Directly scattered waves) 法の開発 [1] に端を発するため、本稿では SEABED 系レーダイメージング手法と呼ぶ。

著者らは、アレイ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 $Z(X, Y)$ を用いた高速イメージング法の原理を 2004 年頃より提唱し、SEABED 系手法の開発を進めてきた。ただし、 Z は伝播遅延 τ 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測定すれば直接測定できる。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 [2]。

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

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。

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

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。この手法は SEABED 法と呼ばれ、2004 年以降、同手法を拡張した SEABED 系の技術が盛んに研究されるようになった。

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 SEABED 系のレーダイメージング技術の多くは、信号空間と実空間の間の一対一対応を前提にしているため、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。著者らが開発した RRPM (Revised Range Point Migration) 法では、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 [3]。図 1 に、RRPM



図1 レーダイメージング実験に用いた人体模型 [3]。

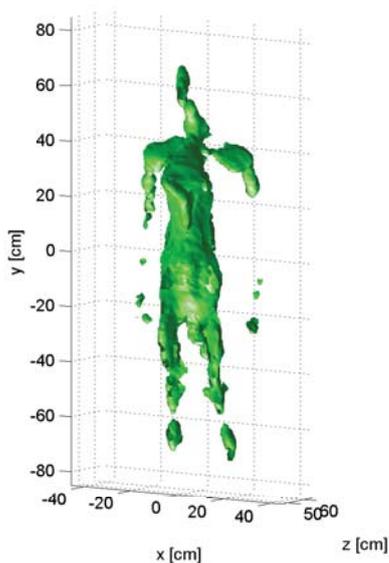


図2 著者らが提案する RRPM 法により得られたレーダ画像 [3]。

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。胸部の拳銃を含めて高精度な推定が実現できていることがわかる。計算量は、F-K マイグレーションに比べて数十倍を超える高速処理が実現できる。

2.5 SEABED 法・F-K マイグレーション・キルヒホッフ マイグレーションの併用

電磁伝播をスカラー波近似した場合、ある閉領域内の任意の時刻の波動場の分布を閉領域の境界上の波動場を用いて表現できる。ただし、閉領域の外部は自由空間であることが前提条件となる。この原理を用いたレーダイメージングはキルヒホッフ マイグレーションと呼ばれ、F-K マイグレーションよりも高い分解能が得られることが知られている。理想的には、閉領域の境界上の至るところでの波動場の値が必要であるが、レーダに用いるアレイサイズは有限であるため、厳密な意味ではキルヒホッフ積分は計算できない。また、レーダでは送信アンテナから目標までの伝播および目標から受信アンテナまでの伝播の両方を考慮する必要があるため、ローレンツの相反定理に基づいた拡張を行う必要もある。

キルヒホッフ積分の被積分関数には送信アンテナから電波反射点までの距離および電波反射点から受信アンテナまでの距離の両方が必要となる。しかし、これらの値はイメージングを行う時点では未知であることに注意する必要がある。時間-空間領域のマイグレーションにおいては、被測定領域を3次元グリッドに分割して各グリッドに対してキルヒホッフ被積分関数を計算しなおすことができるため、問題とはならない。ただし、時間-空間領域のマイグレーションには膨大な計算時間を要し、現実的でない。そのため、著者らはキルヒホッフマイグレーションの逆伝搬に F-K マイグレーションを適用することを試みた。

キルヒホッフマイグレーションと F-K マイグレーションを併用する上で、キルヒホッフ被積分関数に含まれる目標位置に依存する係数が予め必要となるが、上述のとおりこれは不可能である。この問題を解決するため、著者らは SEABED 法によりイメージングを予め行うことで、信号空間において対応する目標位置を調べておき、その後にキルヒホッフマイグレーションを適用する手法を開発した [4]。SEABED 法では信号空間の一点が実空間の一点と対応しているため、信号空間の各サンプルごとにキルヒホッフ被積分関数を計算することで F-K マイグレーションとの併用が可能となる。また、SEABED 法の高速度処理により、高速な F-K マイグレーションとの併用が有効に働くという点も重要である。測定データにより、開発手法は高速度性と高分解能性を両立することが明らかになった。

以上では信号処理の高速化を主な目標として研究を進めてきたが、測定の高速化についても検討を進めてきた。例えば [5] において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次元アンテナアレイ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。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展開が期待される。

3. 人体モニタリングとマイクロドップラ計測

3.1 マイクロドップラと人体の運動

古典的な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持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複雑な運動により生じるドップラ効果による周波数偏移も検出することが重要となる。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うえで極めて強力なツールと



図3 歩行中の人体のドップラレーダ測定実験 [8].

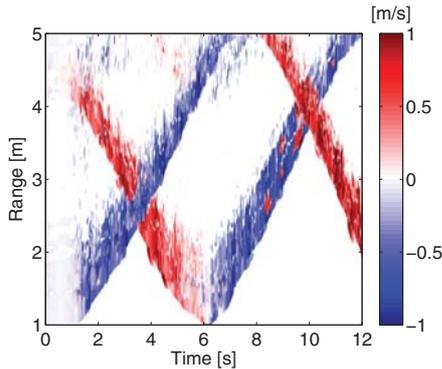


図4 著者らが提案する周波数解析に依らないドップラ速度推定法を2名の歩行人体のレーダ測定データに適用した結果 [8]. 2人体からの反射波が干渉する時間帯・距離においても特定人体の速度が正しく得られている。

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。

3.2 超広帯域レーダとテクスチャドップラ解析

著者らは時間-周波数-距離の3次元空間での人体運動の解析手法を提案した [6]。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 [7]。さらに、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 [8]。歩行中の人体のレーダ計測実験の様子を図3に、そのデータに提案手法を適用した結果を図4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。

さら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無しで高精度推定することに成功した [9]。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、さらにアダプティブアレイ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 [10]。このように、人体のドップラ偏移の高度な信号処理手法の開発が現在も進められている。

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十マイ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、 $d_R(t)$ および $d_H(t)$ 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、呼吸および心拍の周期は約5秒および1秒程度であるが、個人差は大きい。さらに、同一個人であってもこれらの生体信号の性質は時間と共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クラッタと呼ばれる。クラッタ除去アルゴリズム [11] 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、 $d_H(t)$ 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。そこで、心臓の収縮と拡張には非対称性があることに注目し、皮膚変位の正負非対称性を特徴とするトポロジー性を用いた心拍計測アルゴリズムを開発した [12]。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 [13]、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5に測定風景を、図6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7に著者ら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



図 5 非接触心拍計測のためのレーダ測定風景 [12]。

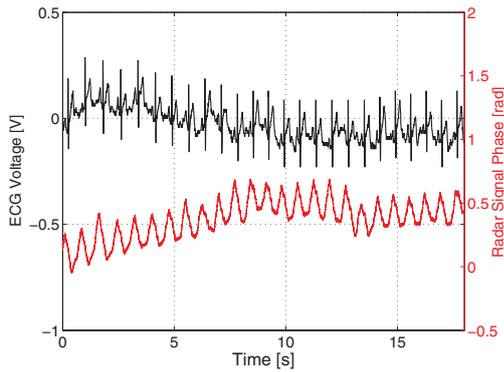


図 6 測定された心電計 (黒線) およびレーダ信号の位相 (赤線) の比較 [12]。

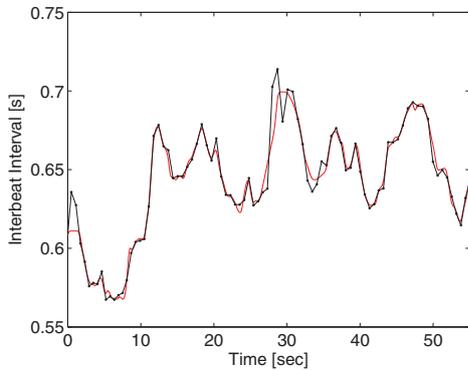


図 7 信号のトポロジー的性質を用いた非接触心拍間隔推定結果 [12]。心電計 (黒線) とレーダ (赤線) による隣接心拍間の時間差を示している。

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 [14]。

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で胸部の計測が中心であったが、著者らは中心周波数 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) [15] での心拍計測を初めて実現した。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 [16] 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) アレイレーダであり、相関行列の最大固有値に対応する固有ベ



図 8 ジェスチャ自動識別技術を実証するためのレーダ実験風景 [19]。

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。

さらに、我々は 4 素子アレイアンテナとアダプティブアレイ技術を用いて複数人体の非接触心拍計測を実現した [17]。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、アダプティブアレイ処理により不用波源の方向に適応的にヌルを形成する。我々は Capon 法および DCMP 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。

4.3 ワイヤレス生体計測技術のさらなる展開

さらに、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 [18]。さらに、体動成分 $d_T(t)$ に多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 [19]。図 8 にジェスチャー識別実験の様子を示す。このように、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全く新たな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. まとめ

本稿では、電波センシングの人体計測応用に関し、著者らの研究の一部を紹介した。人体イメージング手法については、処理の高速化や分解能・精度の改善を実現するための手法を紹介した。マイクロドップラ計測においては、人体の構造スケールと波長や距離分解能の関係および運動のモニタリングに適した手法をいくつか紹介した。さらに、電波による心拍の非接触センシングにおいては、生体に特有の性質を用いた信号処理法およびアレイアンテナを用いた複数人体の同時測定法について紹介した。人体の測定はヘルスケアや医療など、多くのアプリケーションを有し、消費者の健康志向に伴い市場規模も拡大し続けている。プライバシーの懸念無く、遠隔から人体に関する様々な情報を得ることのできる電波センシング技術は、大きな発展が期待される。

謝 辞

本論文で紹介した研究は京都大学・兵庫県立大学・米国ハワイ大学マノア校・オランダ王国デルフト工科大学・パナソニック株式会社をはじめ、関係各位のご協力により実施されまし

たこと、心より感謝申し上げます。本研究の一部は科学技術振興機構平成30年度戦略的創造研究推進事業（さきがけ）No. JPMJPR1873、文部科学省 革新的イノベーション創出（COI）プログラム「活力ある生涯のためのLast5X イノベーション」、日本学術振興会 科学研究費補助金 基盤研究（B）19H02155、若手研究（B）15K18077、国際共同研究加速基金（国際共同研究強化）15KK0243の助成を受けて実施された。

文 献

- [1] T. Sakamoto and T. Sato, “A target shape estimation algorithm for pulse radar systems based on boundary scattering transform”, *IEICE Transactions on Communications*, vol. E87-B, no. 5, pp. 1357–1365, May 2004.
- [2] T. Sakamoto, “A fast algorithm for 3-dimensional imaging with UWB pulse radar systems”, *IEICE Transactions on Communications*, vol. E90-B, no. 3, pp. 636–644, March 2007.
- [3] T. Sakamoto, T. Sato, P. Aubry, and A. Yarovoy, “Fast Imaging method for security systems using ultrawideband radar”, *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, vol. 52, no. 2, pp. 658–670, April 2016.
- [4] 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 Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 63, no. 8, pp. 3502–3512, Aug. 2015.
- [5] T. Fromenteze, E. L. Kpre, 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.
- [6] 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.
- [7] 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 Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 53, no. 1, pp. 352–361, Jan. 2015.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] M. Anabuki, S. Okumura, T. Sato, T. Sakamoto, K. Saho, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, “Ultra-wideband radar imaging using adaptive array and Doppler separation”, *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, vol. 53, no. 1, pp. 190–200, Feb. 2017.
- [11] 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”, *Electronics Letters*, vol. 52, no. 19, pp. 1635–1637, DOI: 10.1049/el.2016.1461, Sep. 2016.
- [12] T. Sakamoto, R. Imasaka, H. Taki, T. Sato, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, “Feature-based correlation and topological similarity for interbeat interval estimation using ultrawideband radar”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, no. 4, pp. 747–757, April 2016.
- [13] 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.
- [14] 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”, 電子情報通信学会論文誌 *C*, vol. J101-C, no. 11, pp. 412–420, Nov. 2018.
- [15] 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.
- [16] 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”, *Electronics Letters*, vol. 54, no. 14, pp. 864–866, doi:10.1049/el.2018.0811, July 2018.
- [17] 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 Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems*, vol. 8, no. 2, pp. 280–293, doi:10.1109/JETCAS.2018.2809582, June 2018.
- [18] A. Rahman, V. Lubecke, O. Boric-Lubecke, J. Prins, and T. Sakamoto, “Doppler radar techniques for accurate respiration characterization and subject identification”, *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems*, vol. 8, no. 2, pp. 350–359, doi:10.1109/JETCAS.2018.2818181, June 2018.
- [19] 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/LSENS.2018.2866371, Sep. 2018.