

超広帯域ミリ波アレーレーダによる脈波伝搬の非接触計測

小山田祐志[†] 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: [†]oyamada.yuji.72a@st.kyoto-u.ac.jp, ^{††}sakamoto.takuya.8n@kyoto-u.ac.jp

あらまし 脈波伝搬速度は様々な疾患の兆候を検出できる重要な指標として知られている。本論文では、被験者を79GHz帯の超広帯域ミリ波多入力多出力アレーレーダにより計測し、脈波伝搬の非接触測定について実験的に検討する。人体の複数部位の体表面変位をアレー信号処理により同時計測し、測定された波形を比較することで脈波伝搬の特性を調べる。さらに、レーザ変位計との同時計測により脈波伝搬計測の精度を定量的に評価する。

キーワード 脈波伝搬, 非接触計測, アレーレーダ, 超広帯域

Noncontact Measurement of the Propagation of a Heart Pulse Wave Using an Ultra-wideband Millimeter-wave Array Radar System

Yuji OYAMADA[†] and Takuya SAKAMOTO^{†,††}

[†] Graduate School of Engineering, Kyoto University

Kyotodaigaku-Katsura, Nishikyo-ku, Kyoto 615-8510

^{††} PRESTO, Japan Science and Technology Agency

4-1-8 Honcho, Kawaguchi, Saitama 332-0012, Japan

E-mail: [†]oyamada.yuji.72a@st.kyoto-u.ac.jp, ^{††}sakamoto.takuya.8n@kyoto-u.ac.jp

Abstract The velocity of a pulse wave is an important index used in detecting various diseases. In this paper, we carry out human-body measurements using a 79-GHz millimeter-wave ultra-wideband multiple-input multiple-output array radar and experimentally investigate the accuracy of measuring the propagation of a pulse wave. The skin displacement caused by propagation of the heart pulse wave at multiple locations on the human body is measured through array signal processing. The skin displacement waveforms are carefully compared and analyzed to evaluate the accuracy of the measurement of the propagation of the heart pulse wave.

Key words pulse wave velocity, non-contact measurement, array radar, ultra-wideband

1. はじめに

脈波速度 (PWV; Pulse Wave Velocity) は動脈硬化, 高血圧, 血管損傷, アテローム性動脈硬化症と推定される糖尿病, 末期腎不全などの予測因子として知られ [1] [2], 年齢, 血圧, 心臓病などの心血管リスクと相関があることが知られている [3]. 近年, レーダを用いた非接触生体計測が注目を集めており, もし脈波伝搬の計測がレーダにより実現されれば, 非接触かつ非拘束で長期間にわたって健康状態のモニタリングが可能となり, その社会的な貢献は大きい。

レーダを用いた脈波測定については既に報告例がある [4]-[12].

Ebrahim らは耳に装着した PPG(Photoplethysmogram) と胸部の皮膚に接触させたレーダを用いて脈波を測定し, 各波形から脈波伝搬時間 (PTT; Pulse Transit Time) を計測している [4]. Buxi らはレーダを胸部に接触させ, 同時に両肩に装着した4電極でインピーダンスを計測し波形の比較を行うことで PTT を求めている [5]. Kuwahara らはレーダで心臓を非接触計測し, 指に装着した圧電センサから得られた波形と比較することで PTT を求めている [6]. これらの研究 [4]-[6] ではレーダを用いてはいるものの, レーダを体表面に接触させているため非接触計測ではない。さらに, レーダに加えて接触型のセンサを併用することを前提としているため, 装着や計測は簡便では

ない。

一方, Tang らは手首の皮膚にレーダのアンテナを密着させ, 手首と胸部の変位を同時に計測し, PTT を計測している [7]. Tao らは左上腕と左足甲の体表面にレーダを密着させて変位を測定し, 脈波速度の推定を行っている [8]. Lauteslager らは人体の 6 か所に 1 台のレーダを順次接触させて脈波の測定を行い, 波形の比較を行うことで PTT を求めた [9]. これらの研究 [7]- [9] はレーダのみによる脈波計測が実現されているものの, アンテナを体表面に密着させているため, 非接触計測とはいえない。

Vasireddy らは胸部及び右足付け根部分の体表面から約 15 cm の距離にレーダ 2 台を設置し, PTT と PWV を計測した [10]. Lu らは胸部と腓腹部にレーダ 2 台を設置して波形の比較を行うことで PWV を求めた [11]. これらの研究 [10], [11] はレーダによる脈波伝搬の非接触計測が実現されている. しかし, 複数レーダを用いているため, 被験者の位置や体勢を正確に定めなければならないが, 非接触ではあるが非拘束計測とはいえない. 一方, Michiler らは 24 GHz 帯のミリ波アレーレーダ 1 台のみを用い, 腹部の 2 か所にビームが交互に向くフェーズドアレーレーダを用いて脈波を測定し, PWV を求めた [12]. この手法では, 電波の送信方向を予め決定する必要があり, 対象者の位置を正確に定める必要があるという点で非拘束測定とはいえない. さらに, Michler らはレーダで計測された脈波波形の精度検証を行っていない.

そこで本論文では, 単一のマルチチャネルアレーレーダを用いて非接触かつ非拘束で人体の複数部位の脈波波形を同時に計測する. レーダで測定された脈波波形および脈波伝搬の特性をレーザ変位計と比較することで, 計測精度を定量評価する. 著者らの知る限り, 接触センサを用いず, レーダのみで非接触かつ非拘束で脈波伝搬を計測した例は過去になく, 本稿が初めての報告となる.

2. アレーレーダによる体表面変位の計測原理

MIMO アレーの送信素子と受信素子の配置を畳み込み積分した仮想アレーが直線上に等間隔で配置された場合を想定する. K 素子の仮想受信アレーを考える. k 番目のアレーアンテナの受信信号を $s_k(t)$ とし, 受信信号ベクトルを

$$\mathbf{s}(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_K(t)]^T \quad (1)$$

と定義する. d_k ($k = 1, 2, \dots, K$) は基準点から第 k 素子の位置までの距離を, λ は波長を表すとす. ビームフォーマ法では, アレーアンテナのメインローブを角度 θ へ向けるには, 各ウェイト w_k は $k = 1, 2, \dots, K$ に対して

$$w_k = \exp\left(-j\frac{2\pi}{\lambda}d_k \sin \theta\right) \quad (2)$$

とする. ただし, $-\pi \leq \theta \leq \pi$ とする. ここで, モードベクトル $\mathbf{a}(\theta) = [w_1, w_2, \dots, w_K]^T$ を定義する. このとき, 信号の到来方向は

$$P_{BF}(\theta) = \int |\mathbf{a}^H(\theta)\mathbf{s}(t)|^2 dt \quad (3)$$

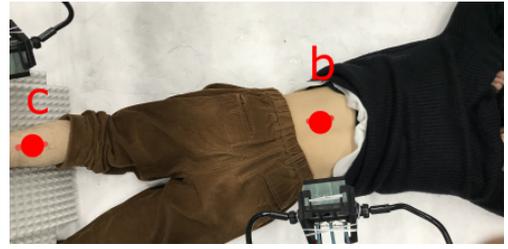


図 1 レーダとレーザ変位計による被験者の測定風景

Fig.1 Scene of a participant and a laser displacement sensor.

表 1 本研究で用いるレーザ変位計の緒元

Table 1 Specifications of the laser displacement sensor.

Measurement displacement	150 ± 40 mm
Spot size (diameter)	120 μm
Resolution	0.2 μm
Wavelength	655 nm
Sampling period	100 μs

のピークより求めることができる. 第 i 波の到来方向を θ_i とすると推定信号 $y_i(t)$ は

$$y_i(t) = \mathbf{a}^H(\theta_i)\mathbf{s}(t) \quad (4)$$

として特定の部位からの反射を推定でき, 変位 $d_i(t) = (\lambda/4\pi)\angle y_i(t)$ より, 第 i 番目の部位の変位波形を得ることができる.

3. レーザ変位計及びレーダによる脈波計測実験

本論文では脈波計測制度を評価するためアレーレーダ及びレーザ変位計による同時測定を行う. レーザ変位計は小さいスポット径を有し, アレーレーダよりも高い空間分解能で皮膚変位を測定することができるため, 参照データとして用いる. 本実験の様子を図 1 に示す. 本実験の被験者は 20 代の健康な男性である.

3.1 レーザ変位計を用いた脈波測定

まず, レーザ変位計を用いた脈波測定について説明する. 本論文で用いるレーザ変位計の諸元を表 1 に示す. 本レーザ変位計はオプテックス・エフエー株式会社製 CDX-150 であり, 三角測量方式の拡散反射型変位センサである. 本実験では 2 台のレーザ変位計を図 1 に示す部位 b 及び c に設置した. これらの変位はレーダでも同時に計測し波形を比較する.

3.2 レーダを用いた脈波推定

本研究では 79 GHz 帯の超広帯域 MIMO アレーレーダを用いる. 本レーダの諸元を表 2 に, 写真を図 2 に示す. 本レーダは送信 3 素子, 受信 4 素子で計 12 チャンネルの MIMO アレーを有している. また, 中心波長は $\lambda = 3.8$ mm, 送信素子間隔は 7.6 mm, 受信素子間隔は半波長に相当する 1.9 mm である. 受信素子間隔 1.9 mm の 12 チャンネルの一次元仮想アレーとみなすことができ, 2.2 節の手法を用いることができる. 図 1 の b 及び c の 2 部位の方向を θ_1 及び θ_2 として求め, 式 (3) 及び式 (4) に示すビームフォーマ法により対象部位からの反射波を得る.

表 2 本研究で用いるレーダの仕様

Table 2 Specifications of the used array radar.

Center frequency	79 GHz
Range resolution	44 mm
Frame interval	100 ms
Wavelength	3.8 mm
Virtual element spacing	1.9 μm
Modulation/demodulation method	FMCW method

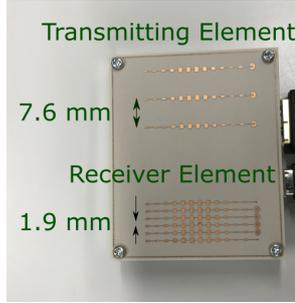


図 2 実験に用いる MIMO アレーレーダ

Fig. 2 Used MIMO array radar.

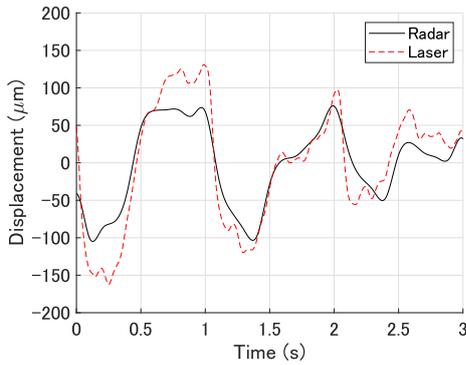


図 3 後背部のレーダにより推定された変位波形 $x_b^{(R)}(t)$ とレーザ変位計による変位波形 $x_b^{(L)}(t)$

Fig. 3 Displacement waveform for the back measured using the radar and laser.

3.3 レーダ及びレーザ変位計より得られた波形の定量評価

レーザ変位計とレーダで計測した後背部及び腓腹部の体表面変位をそれぞれ図 3 及び 4 に示す. 図 3 及び 4 の黒線はレーダ, 赤破線はレーザ変位計による測定変位である. なお, レーザ変位計の変位波形はそれぞれ図 1 の点 b, c における変位波形 $x_b^{(L)}(t)$ 及び $x_c^{(L)}(t)$ である.

$x_b^{(R)}(t)$ と $x_c^{(R)}(t)$ により N 次元ベクトル

$$\mathbf{x}_p^{(R)}(t_0) = \begin{bmatrix} x_p^{(R)}(t_0) \\ x_p^{(R)}(t_0 + \Delta t) \\ x_p^{(R)}(t_0 + 2\Delta t) \\ \vdots \\ x_p^{(R)}(t_0 + (N-1)\Delta t) \end{bmatrix} \quad (5)$$

を定義する. ただし, $p \in \{b, c\}$ であり, Δt は時間刻み幅, t_0 は開始時間である. 同様に, レーザ変位計の変位波形から $x_p^{(L)}(t_0)$ を定義する. 次に相互相関関数 $C(\tau)$ を次式で定める.

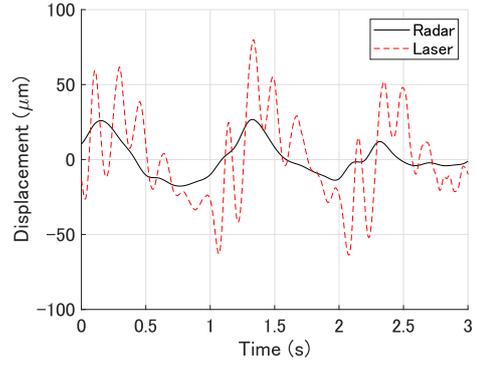


図 4 腓腹部のレーダにより推定された変位波形 $x_c^{(R)}(t)$ とレーザ変位計による変位波形 $x_c^{(L)}(t)$

Fig. 4 Displacement waveform for the calf measured using the radar and laser.

表 3 相互相関関数 $C(\tau)$ の最大値 $C(\tau_{\max})$ 及び時間差 τ_{\max}

Table 3 Maximum cross-correlation $C(\tau_{\max})$ and time lag τ_{\max} .

Body part	τ_{\max}	$C(\tau_{\max})$
Back	-29 ms	0.93
Calf	73 ms	0.52

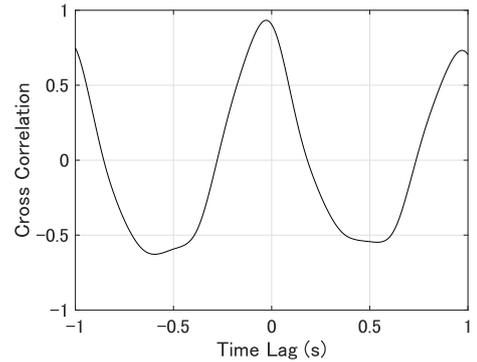


図 5 後背部のレーザ変位計及びレーダによる計測変位 $x_b^{(L)}(t)$ と $x_b^{(R)}(t)$ の相互相関関数 $C(\tau)$

Fig. 5 Cross-correlation function $C(\tau)$ of displacement waveforms $x_b^{(L)}(t)$ and $x_b^{(R)}(t)$.

$$C(\tau) = \frac{\mathbf{x}_p^{(R)T}(t_0)\mathbf{x}_p^{(L)}(t_0 + \tau)}{\|\mathbf{x}_p^{(R)}(t_0)\|\|\mathbf{x}_p^{(L)}(t_0 + \tau)\|} \quad (6)$$

ただし, T は転置を表し, τ は腓腹部と後背部の波形との時間差を表す. $C(\tau)$ は $-1 \leq C(\tau) \leq 1$ を満たし, 各々の人体部位に対してレーザ変位計とレーダによる変位波形の類似度を表す. 各部位についての $C(\tau)$ を図 5-6 に示す. 図 5-6 において相互相関関数 $C(\tau)$ の $\tau = 0$ 近傍での極大値 $C(\tau_{\max})$ 及び τ_{\max} を表 3 に示す. 表 3 より, 後背部の波形 (図 5) に関しては $C(\tau_{\max})$ が 1 に近く, すなわち, $x_b^{(L)}(t)$ と $x_b^{(R)}(t)$ がよく一致していることがわかる. 一方, 腓腹部の波形 (図 6) に関しては, $C(\tau_{\max}) \approx 0.5$ と小さく後背部と比べ小さい.

4. レーザ変位計とレーダによる脈波伝搬推定

変位波形 $x_b(t)$ と $x_c(t)$ から脈波伝搬を推定する. $x_b(t)$ 及び

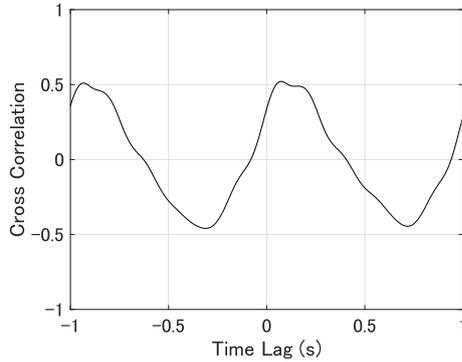


図 6 腓腹部のレーザ変位計及びレーダによる計測変位 $x_c^{(L)}(t)$ と $x_c^{(R)}(t)$ の相互相関関数 $C(\tau)$

Fig. 6 Cross-correlation function $C(\tau)$ of displacement waveforms $x_c^{(L)}(t)$ and $x_c^{(R)}(t)$.

$x_c(t)$ をフーリエ変換したものを $X_b(\omega)$ 及び $X_c(\omega)$ と定義する。このとき、 $x_b(t)$ を入力として $x_c(t)$ を出力とする線形システムを表す伝達関数 $G(\omega)$ は

$$G(\omega) = \frac{X_c(\omega)}{X_b(\omega)} \quad (7)$$

により得られる。ただし、実際には数値的に安定なウィーナフィルタで代用する。インパルス応答 $g(t)$ をは $G(\omega)$ の逆フーリエ変換により求め、以下で評価に用いる。

後背部及び腓腹部の波形に対しインパルス応答 $g(t)$ を求め脈波伝搬チャネルを解析する。 $x_b(t) = x_b^{(L)}(t)$ 及び $x_c(t) = x_c^{(L)}(t)$ として得られるインパルス応答を $g_L(t)$, $x_b(t) = x_b^{(R)}(t)$, $x_c(t) = x_c^{(R)}(t)$ として得られる伝達関数のインパルス応答を $g_R(t)$ とする。

$g_R(t)$ と $g_L(t)$ の類似度を定量評価するために式 (6) と同様の相互相関関数 $C(\tau)$ を用いる。0 近傍の $C(\tau)$ の極大値を与える時間差 τ_{\max} と $C(\tau_{\max})$ はそれぞれ $\tau_{\max} = 130$ ms 及び $C(\tau_{\max}) = 0.80$ と求められた。約 130 ms の誤差が生じており、レーダとレーザ変位計のスポット径の差が影響していると考えられる。

5. 結 論

本研究では、これまでに報告のなかった MIMO アレーレーダによる非接触非拘束での脈波伝搬計測を実験的に検討した。79GHz 帯のミリ波超広帯域レーダを導入し、3 送信 4 受信の MIMO アレーにより 12 素子の仮想アレーに相当するデータを得た。レーザ変位計 2 台とミリ波 MIMO アレーレーダにより同時測定し、非接触脈波計測の精度や性能について詳細に検討を行った。ビームフォーマ法により電波の到来方向を推定し、人体の後背部と腓腹部からの反射波を選択的に取り出した。測定された皮膚変位を用いて脈波の伝搬を線形システムでモデル化し、インパルス応答の特徴を用いてレーザ変位計とレーダによる計測データの比較を行った。レーダとレーザ変位計のインパルス応答どうしの相互相関値は 0.8 と高く、遠隔からの計測で脈波伝搬特性を高い信頼度で算出できることがわかった。以上より、提案する多チャンネル MIMO アレーレーダにより非接

触かつ非拘束での脈波伝搬計測および血圧や動脈硬化の長期モニタリングに不可欠な要素技術が開発できたといえる。

謝辞 レーダ計測で助言を賜りました丸文株式会社 川田 直紀様に深く感謝いたします。実験にご協力頂いた被験者の皆様に深く感謝いたします。本研究の一部は JST さきがけ JP-MJPR1873, JST COI JPMJCE1307, JSPS 科研費 19H02155 の助成を受けたものです。関係各位に心より感謝申し上げます。

文 献

- [1] R. Asmar, "Arterial stiffness and pulse wave velocity," Clinical applications, pp.57-88, 1999.
- [2] S.S. Najjar, A. Scuteri, V. Shetty, J.G. Wright, D.C. Muller, J.L. Fleg, H.P. Spurgeon, L. Ferrucci, and E.G. Lakatta, "Pulse wave velocity is an independent predictor of the longitudinal increase in systolic blood pressure and of incident hypertension in the baltimore longitudinal study of aging," Journal of the American College of Cardiology, vol.51, no.14, pp.1377-1383, 2008.
- [3] H.-D. Lin, Y.-S. Lee, and B.-N. Chuang, "Using dual-antenna nanosecond pulse near-field sensing technology for non-contact and continuous blood pressure measurement," 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.219-222, 2012.
- [4] M.P. Ebrahim, F. Heydari, K. Walker, K. Joe, J.-M. Redoute, and M.R. Yuce, "Systolic blood pressure estimation using wearable radar and photoplethysmogram signals," 2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, pp.3878-3882, 2019.
- [5] D. Buxi, J.-M. Redouté, and M.R. Yuce, "Blood pressure estimation using pulse transit time from bioimpedance and continuous wave radar," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.64, no.4, pp.917-927, 2016.
- [6] M. Kuwahara, E. Yavari, and O. Boric-Lubecke, "Non-invasive, continuous, pulse pressure monitoring method," 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.6574-6577, 2019.
- [7] M.-C. Tang, C.-M. Liao, F.-K. Wang, and T.-S. Horng, "Noncontact pulse transit time measurement using a single-frequency continuous-wave radar," 2018 IEEE/MTT-S International Microwave Symposium-IMS, pp.1409-1412, 2018.
- [8] T.-H. Tao, S.-J. Hu, J.-H. Peng, and S.-C. Kuo, "An ultrawideband radar based pulse sensor for arterial stiffness measurement," 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.1679-1682, 2007.
- [9] T. Lauteslager, M. Tømmer, T.S. Lande, and T.G. Constantinou, "Coherent uwb radar-on-chip for in-body measurement of cardiovascular dynamics," IEEE transactions on biomedical circuits and systems, vol.13, no.5, pp.814-824, 2019.
- [10] R. Vasireddy, J. Goette, M. Jacomet, and A. Vogt, "Estimation of arterial pulse wave velocity from doppler radar measurements: a feasibility study," 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.5460-5464, 2019.
- [11] L. Lu, C. Li, and D.Y. Lie, "Experimental demonstration of noncontact pulse wave velocity monitoring using multiple doppler radar sensors," 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, pp.5010-5013, 2010.
- [12] F. Michler, K. Shi, S. Schellenberger, B. Scheiner, F. Lurz, R. Weigel, and A. Koelpin, "Pulse wave velocity detection using a 24 ghz six-port based doppler radar," 2019 IEEE Radio and Wireless Symposium, pp.1-3, 2019.