

小形ループアンテナを用いた非接触心拍センサの基礎検討

和田紗希*
Saki Wada
西本研悟†
Kengo Nishimoto
西岡泰弘†
Yasuhiro Nishioka

稲沢良夫†
Yoshio Inasawa

Fundamental Study on Contactless Heartbeat Sensor Using Small Loop Antenna

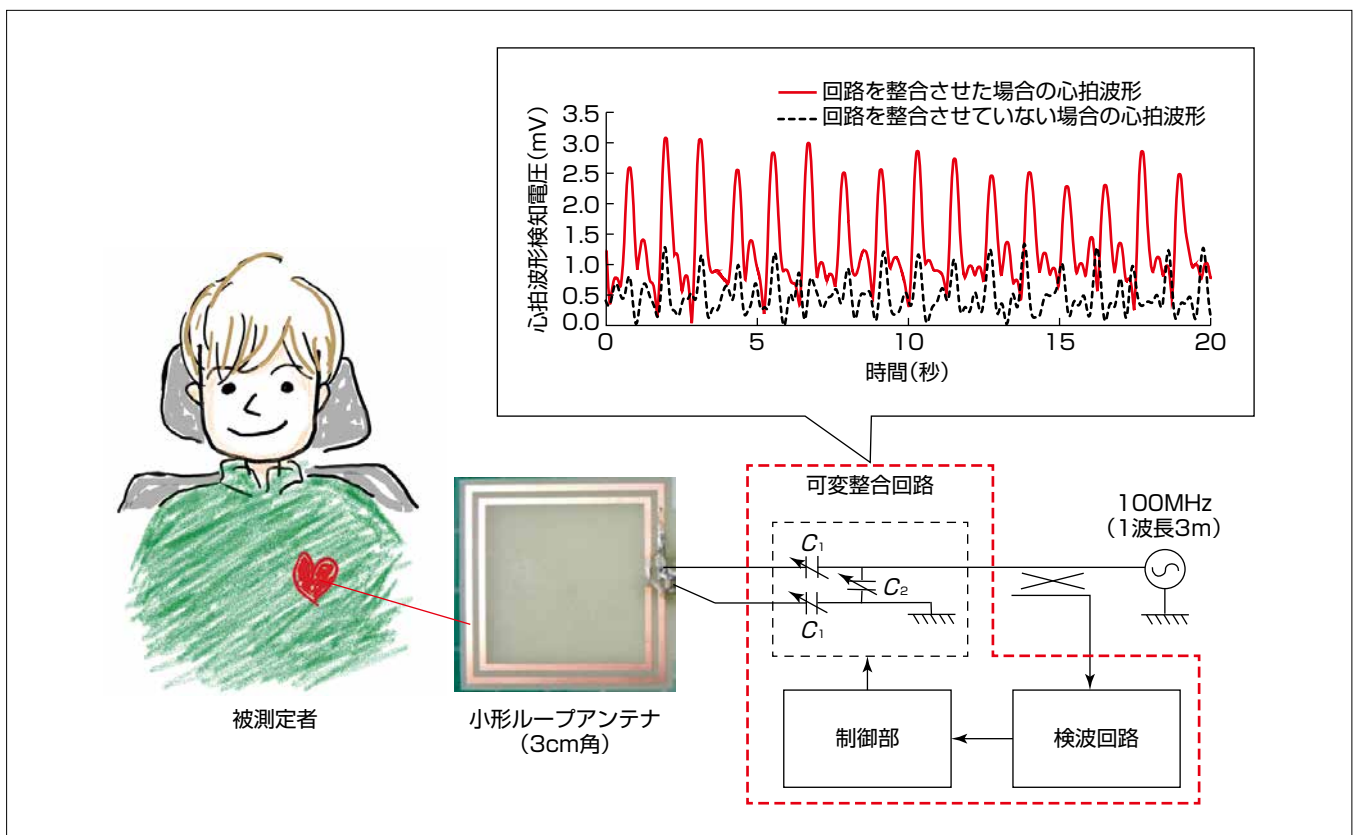
要旨

心拍の波形及び心拍のピーク間隔から、体調や健康状態を推定する方法が知られており、ストレス度合いや病気の予兆をセンシングできるとされている。標準的な心拍の測定方法に心電図計があるが、被測定者の肌に電極を貼り付ける必要があるため、拘束感や不快感を与えることがある。日常的にセンシングする場合には非接触・非拘束であることが望ましく、近年、電波センサが注目されている。しかし、電波センサを用いて心拍を取得するには、①周囲の電波の反射や外来ノイズの影響が大きい、②体形などによる個人差が大きく心拍波形が取得できない場合があるという二つの大きな課題がある。

これらの課題を解決するために、まず、遠方への放射が

小さい低放射効率の小形ループアンテナを採用して近傍の電磁界だけを検知する方式にすることで、周囲からの電波の反射と外来ノイズの影響を低減させる。さらに、個人差を含む設置条件の変化に適応してアンテナ給電部の可変整合回路を制御することで個人差を低減し、高感度に心拍波形の測定が可能になる方法を提案する。基礎検討を実施した結果、提案方法を適用することで4名の被測定者に対して心拍のピーク間隔の計測精度が35%以上向上した。

この心拍センシング方法は、将来的にドライバーの心拍計測/体調推定にも適用可能と考えている。今後、センサ設置位置に対するロバスト性の向上等を検討し、実用性を高める予定である。



非接触心拍センサ

被測定者の胸部近傍に低放射効率の小形ループアンテナを設置し、センサ近傍の電磁界の変化だけを検知する方式にすることで、周囲からの電波の反射及び外来ノイズの影響を低減させる。さらに、服装や体形など個人差を含むセンサの設置条件に対して適応的に可変整合回路の制御が可能構成を示す。この構成を用いることで、個人差によらず高感度に心拍波形及び心拍間隔の取得が可能なセンサを実現する。

1. ま え が き

心拍の波形を測定することで、体調や健康状態を推定する方法が知られており、心拍のピーク間隔の時間変動からストレス度合いや眠気、病気の予兆をセンシングできるとされている⁽¹⁾⁽²⁾。心拍の測定方法として心電図計(Electro-CardioGram: ECG)や、活動量モニタリングを目的としたウェアラブル端末にみられる光電脈波センサ⁽³⁾の普及が目覚ましい。しかし、これらの装置は被測定者の肌に接触させる必要があるため、拘束感や不快感を与えることがある。被測定者の状態を推定するセンサとしては非接触・非拘束であることが望ましく、このため電波センサが注目されている。しかしながら、電波センサの課題として、①周囲の電波の反射や外来ノイズの影響が大きいこと、②体形などによる個人差が大きくて心拍波形が取得できない場合があることが挙げられる。

本稿では、まず、上記課題を克服し、高感度に心拍波形の取得が可能な心拍センシング方法について述べる。次に、この方法の基礎検討を実施し、4名の被測定者に対して有効性を確認した結果を示す。

2. 提案する心拍センシング方法

2.1 提案方法の原理と特徴

心臓の収縮に伴って図1の点線内に示す心尖(しんせん)が胸壁に衝突し、体表面が変位する。人体を誘電体と考えるとき、心臓近傍にアンテナを設置すると、体表面(拍動部)とアンテナとの距離が変化することで、アンテナの入力インピーダンスもまた誘電体の位置の時間変化に伴って変化する。この入力インピーダンスの変化は、心尖拍動と強い相関があると考えられる。したがって、アンテナを心臓拍動部近傍に設置し、そのインピーダンスの時間変化、すなわち反射係数の時間変化を測定することで心拍波形が取得可能になる。

1章で示した二つの課題に対して、①遠方への放射が小さい低放射効率の小形アンテナを採用して近傍の電磁界だ

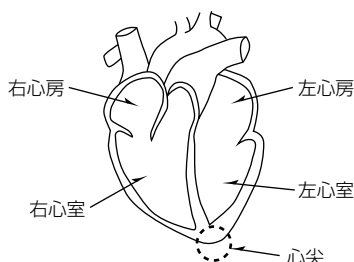


図1. 心臓の構成と心尖部位

けを検知する方式にすることで、周囲からの電波の反射と外来ノイズの影響を低減させる。また、電氣的に小形のアンテナを使用する場合、アンテナを設置する被測定者、着用衣服、測定位置などの設置条件によって入力インピーダンスが変化する。そこで、②設置条件の変化に適応してアンテナ給電部の可変整合回路を制御することで個人差を低減し、高感度に心拍波形の測定が可能になる方法を提案する。

2.2 周波数の選定と提案センサの回路構成

総務省によれば免許不要な微弱無線局の条件として、アンテナから3m離れた地点での電界強度の基準は周波数に対して段階的に定められている。送信機の実行輻射(ふくしゃ)電力EIRP(Equivalent Isotropically Radiated Power)(W)と、送信機からR(m)だけ離れた点の電界強度E_r(V/m)との換算式は、

$$EIRP = \frac{|E_r|^2 R^2}{30} \dots\dots\dots (1)$$

と与えられる。Rを3mとすると式(1)から送信機のEIRPは、

- ・ -41.2dBm以下(322MHz以下の場合)
- ・ -64.3dBm以下(322MHz~10GHzの場合)

になる。アンテナへの入力電力を大きくするほど感度高く波形を取得できるため、周波数は322MHz以下が望ましい。本稿では、使用周波数を100MHzにした。

また、拍動部の大きさに合わせて、アンテナのサイズは一辺30mm(0.01波長)の正方形にする。図2に試作アンテナを示す。小形ループアンテナを基板(材質:FR-4(Flame Retardant Type 4), 1.2mm厚)上に形成した。

次に、提案センサの回路構成を図3に示す。アンテナは送受信共用で、図2の小形ループアンテナを用いて、アンテナの給電部には、可変容量ダイオードC₁、C₂から成る可変整合回路を設置する。信号発生器から100MHzの連続信号を発生させて、アンテナに入力する。人体で反射した信号は、送信信号をローカル波として直交検波されて互いに90度位相差のあるV_r、V_qの二つの信号として電圧検知部に入力する。制御部では、検知された信号を用いて後述するアルゴリズムに従って可変容量ダイオードC₁、C₂の値を制御する。

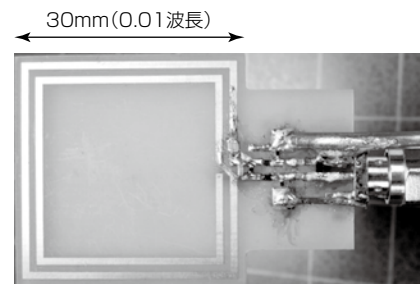


図2. 試作アンテナ

2.3 整合回路の制御アルゴリズム

図3で検知電圧の複素表示 $V_I - jV_Q$ は、受信信号を送信信号でミキシングして得ているため、参照面 t_1 から見たアンテナの複素反射係数 Γ_m に参照面 t_1 から直交検波器までの通過特性を加味したものと等価である。したがって、心拍による検知電圧の変化を大きくしてセンサ感度を高めるためには、反射係数の時間変化を大きくできればよい。図4に示すように整合回路がない場合には不整合損が大きいため反射係数の時間変化が小さくなるが、整合回路がある場合には反射係数の時間変化が大きくなる。すなわち、反射係数の実部と虚部の時間平均が0になるように整合回

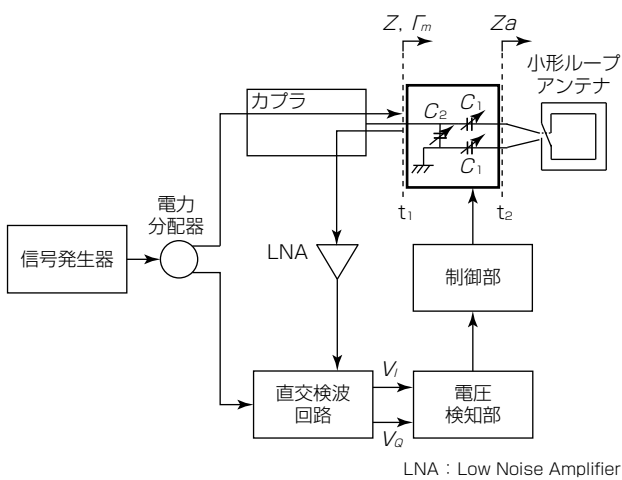


図3. 提案センサの回路構成

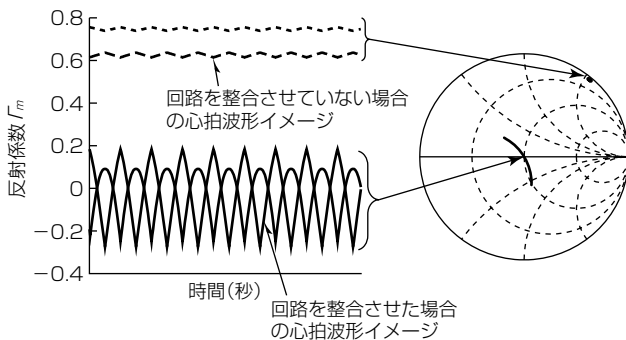


図4. 心拍による反射係数 Γ_m の時間変化のイメージ図

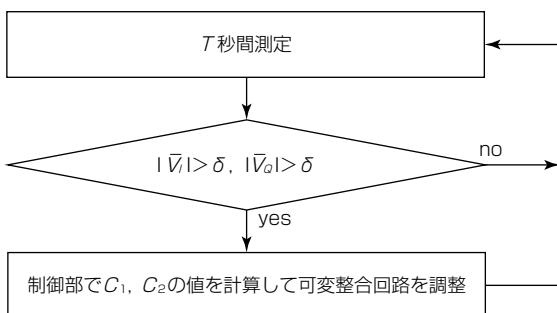


図5. 可変整合回路の制御フローチャート

路を調整すれば、平均的に不整合損が小さくなるために反射係数の時間変化が最大になると考えられる。したがって、 V_I , V_Q の時間平均 \bar{V}_I , \bar{V}_Q が0に近づけばよい。制御部での可変整合回路の制御フローチャートを図5に示す。 \bar{V}_I , \bar{V}_Q の絶対値が十分小さいしきい値 δ を超える場合に、 $|\Gamma_m|$ が0になるように可変整合回路の定数 C_1 , C_2 を計算し、定期的に更新する。このアルゴリズムを、心拍波形を測定する時間 T 秒ごとに繰り返すことで、常に感度の高い状態で心拍のセンシングが可能になると考えられる⁽⁴⁾。

3. 提案センサを用いた心拍測定

3.1 測定方法

測定に用いた回路構成を図6に示す。この測定では、心拍波形検知電圧 V_I , V_Q をオシロスコープで取得し、可変容量ダイオードへの印加電圧を手動で更新する。参照面 t_1 でのアンテナへの入力電力は -22.5dBm とし、アンテナの不整合損を含まない最大利得 -28.4dBi から $EIRP$ は -50.9dBm になり、微弱無線局の条件を満足する。図7にセンサの設置位置を示す。被測定者A(男性)の衣服は軽装、安静な状態で椅子に着座し、被測定者の胸部にセンサを装着して測定した。また、参照解として心電波形を取得するために被測定者の胸部に直接ECGセンサの電極を貼り付けて、提案センサと同一のオシロスコープで同時に取得している。心拍の測定時間 T は、 $T = 20$ (秒)とした。

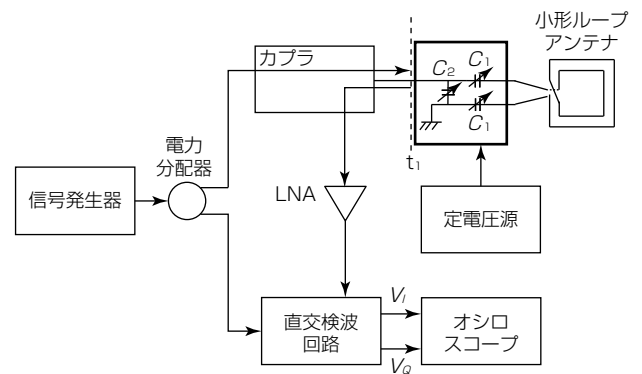


図6. 測定に用いた回路構成

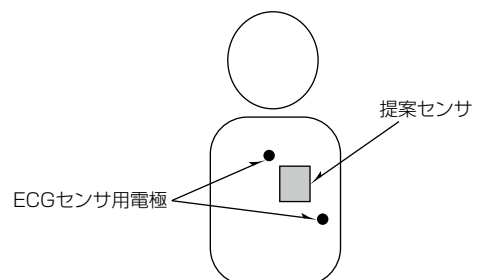


図7. センサの設置位置

3.2 測定結果

図8に提案アルゴリズム適用前後の検知電圧の時間変化を示す。ここで、検知電圧 V_I , V_Q で、検知電圧の振幅 V_a を式(2), V_a の T 秒間での最小値 V_{min} を式(3), 検知電圧の V_{min} からの変位量 V_r を式(4)とする。

$$V_a = \sqrt{V_I^2 + V_Q^2} \dots\dots\dots (2)$$

$$V_{min} = \sqrt{V_{Imin}^2 + V_{Qmin}^2} \dots\dots\dots (3)$$

$$V_r = \sqrt{(V_I - V_{Imin})^2 + (V_Q - V_{Qmin})^2} \dots\dots\dots (4)$$

図8は式(4)で求めた V_r に帯域通過フィルタ (BandPass Filter : BPF) を適用した波形である。BPFは、通過振幅が -1 dB以上になる帯域を0.8~5 Hzとし、低周波成分である呼吸成分と高周波成分のノイズを除去している。提案アルゴリズム適用前と比較して、振幅が2倍以上に増加することが確認できる。図9に提案センサとECGセンサによって取得したRRI (RR Interval : 心拍のピーク間隔) の時間変化を示す。図9はBPFで処理した波形に対して、心拍の周期である約1 Hzごとに最も振幅の大きい値をピークとし、隣接するピーク時間間隔を算出したものである。提案アルゴリズムを適用することで、提案センサのRRIがECGセンサのRRIに近づいて取得誤差が低減することが分かる。次に、ECGセンサのRRIを基準にし、提

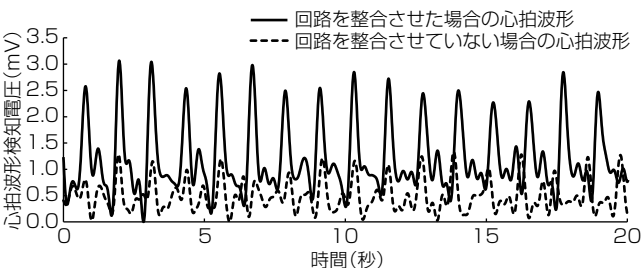
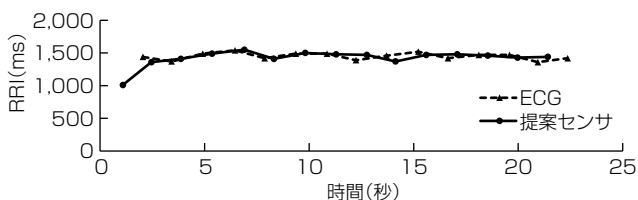
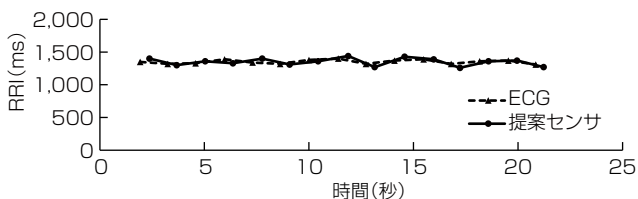


図8. 提案方法適用前後の検知電圧波形



(a) 提案方法を適用する前のECGと提案センサのRRI



(b) 提案方法を適用した後のECGと提案センサのRRI

図9. 提案方法適用前後でのECGと提案センサのRRIの時間変化

表1. 提案方法適用前後のRRI検出誤差

被測定者	適用前 (ms RMS)	適用後 (ms RMS)	誤差低減率 (%)
A	80.0	33.3	58
B	138.0	74.3	46
C	219.0	78.9	64
D	264.0	171.0	35

RMS : Root Mean Square

案センサで検出したRRIの検出誤差をRMSE (Root Mean Square Error) で求めた。RMSEは式(5)から求める。

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2} \dots\dots\dots (5)$$

ここで、 x_i , \hat{x}_i はそれぞれ提案センサ及びECGで測定したRRIの時系列データ、 n は測定時間内のRRIの数である。RMSEは提案アルゴリズム適用前では80.0ms, 適用後では33.3msになり、提案アルゴリズムを適用することで検出誤差が低減することを確認した。

続いて、被測定者3名(女性1名, 男性2名)を追加して同様の測定を実施した。被測定者Aを含む4名のRRIの検出誤差を表1に示す。表1から全ての被測定者で検出誤差が改善されており、誤差の低減率は35%以上になることが分かる。

4. む す び

高感度に心拍波形の取得が可能心拍センシング方法として、低放射効率の近傍電磁界検知型の小形ループアンテナを心臓に近接させて設置し、周囲からの電波の反射や外来ノイズの影響を低減する非接触心拍センシング方法を提案し、さらに、設置条件の変化に適応してアンテナ給電部の可変整合回路を制御するセンサ構成を提案した。次に、4名の被測定者による検証実験を行い、ECGセンサによる測定値を真値とし、提案アルゴリズム適用前後での心拍のピーク間隔の検出誤差を評価した結果、個人差を含む設置条件によらず心拍のピーク間隔の計測精度が35%以上向上することを実証した。この心拍センシング方法は、将来的にドライバーの心拍計測/状態推定にも適用可能と考えている。

参考文献

- (1) 南谷晴之 : <特集>疲労とストレス, バイオメカニズム学会誌, 21, No.2, 58~64 (1997)
- (2) 川原健資 : 心拍変動解析の臨床, バイオフィードバック研究, 26, 1~7 (1999)
- (3) Dubey, H., et al. : Harmonic sum-based method for heart rate estimation using PPG signals affected with motion artifacts, Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing, 9, No.1, 137~150 (2018)
- (4) 和田紗希, ほか : VHF帯小形ループアンテナを用いた心拍センサにおける整合回路の適応制御アルゴリズム, 電子情報通信学会技術研究報告, 119, No.480, 11~16 (2020)