

## 論文

## 呼吸・心拍の非接触モニタリングシステムの開発

藤原 康平\*<sup>1)</sup> 小林 丈士\*<sup>1)</sup> 松井 岳巳\*<sup>2)</sup> 香川 正幸\*<sup>2)</sup>

## Development of non-contact respiration and heartbeat monitoring system

Kohei Fujiwara\*<sup>1)</sup>, Takeshi Kobayashi\*<sup>1)</sup>, Takemi Matsui\*<sup>2)</sup>, Masayuki Kagawa\*<sup>2)</sup>

Recently, it is an important issue to ensure the safety of a person in welfare facilities in a huge city such as Tokyo metropolitan area, because this phenomenon is caused by the increasing number of the nuclear families.

In a welfare facility, the staffs have to repeat the patrols especially during night. This is only a visual check, and imposing a burden on the staff as well.

In order to resolve this problem, we have developed the non-contact respiration and heartbeat monitoring system using the microwave Doppler radar. Here we report the successful real-time acquisition of respiration and heartbeat data using the developed monitoring system.

キーワード：ドップラーレーダ，非接触式モニタリングシステム

Keywords：Doppler radar, Non-contact monitoring system

## 1. はじめに

近年，東京都のような大都市では核家族化に伴い介護及び福祉施設が増加している。しかしながら，人的資源等の制約により施設やその職員の増員は直ちに望めない状況にある。したがって，急増する入所者の安全確保は，東京都行政において重要な課題の一つであり，人的資源に依存しない安全確保の手法の検討と確立が必要である。

保育所並びに高齢者福祉施設等では，入所者の安否確認が最重要であるので，特に夜間には頻繁な巡回が行われる。この巡回は，職員の精神的・肉体的負担であるばかりか，目視に依存しているので，入居者の十分な安否確認が難しいという課題がある。

本研究では，これらの課題を解決するために，マイクロ波レーダを用いた非接触モニタリングシステムを開発し，被験者の呼吸・心拍の監視と連続モニタに成功したので報告する。

## 2. システムの動作原理

人体の体表面には，呼吸や心拍に伴う周期的かつ微小な振動が存在する。この微小振動を，マイクロ波ドップラーレーダで検出し，信号処理で呼吸と心拍を算出しリアルタイムモニタリングを行う。本システムの概念図を図1に示す。人体表面からの反射波は，呼吸と心拍による体表面振動によりドップラーシフト（周波数が遷移）している。こ

事業名 平成23年度，24年度，25年度 都市課題解決のための技術戦略プログラム

\*1) 電子半導体技術グループ

\*2) 首都大学東京

の反射波を検波すれば，ベースバンドとして呼吸と心拍情報が得られる。ベースバンドは，呼吸を  $x_r(t)=m_r \sin(\omega_r t)$ ，心拍を  $x_h(t)=m_h \sin(\omega_h t)$ ，電波伝搬による位相差を  $\phi$  とすると式(1)で表せる<sup>(1)</sup>。

$$B(t) = \cos\left(\frac{4\pi x_h(t)}{\lambda} + \frac{4\pi x_r(t)}{\lambda} + \phi\right) \dots\dots\dots (1)$$

ドップラーレーダで検出した信号には，呼吸と心拍情報の他に，周期的な呼吸動や，四肢の動き及び寝返りのような不規則な体動が含まれている。心拍波形の抽出にはこれら外乱となる体動情報を信号処理で取り除き，モニタリングを行う。

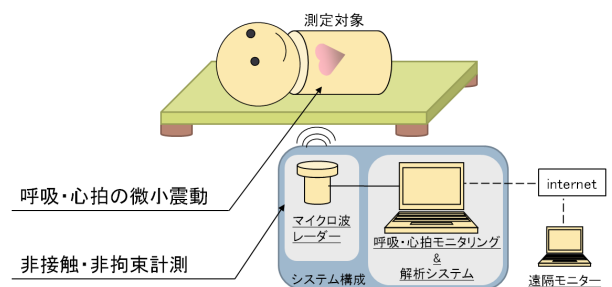


図1. モニタリングシステムの概念図

## 3. 使用周波数の選定

呼吸と心拍を検出するレーダモジュールの使用周波数を選定するためのシミュレーションを行った。

3.1 シミュレーションモデル 人体の呼吸と心拍をそれぞれ正弦波でモデル化し，このモデルとドップラーレー

ダのモデルを組み合わせて周波数に対する心拍の検出効率を計算した。シミュレーションは Agilent Technology 社の高周波回路シミュレータである Advanced Design System 2009 を用いて行った。図 2 にシミュレーションモデルを示す<sup>(1)</sup>。

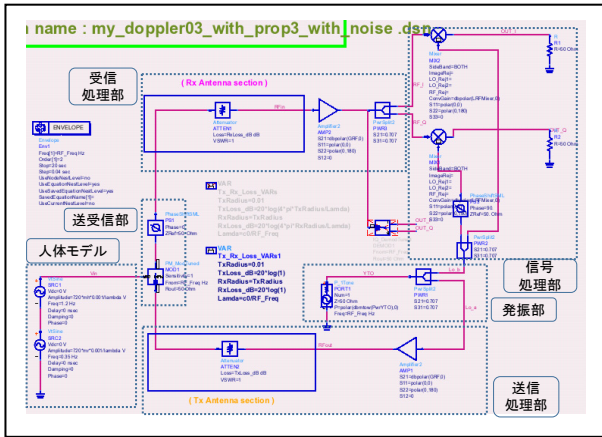


図 2. 使用周波数選定用のシミュレーションモデル

シミュレーションでは人間の呼吸周期を 0.35 Hz, 心拍周期を 1.2 Hz とし, 呼吸による体動を 0.8 mm, 1.2 mm, 1.8 mm として行った。図 3 にシミュレーション結果を示す。この結果, 呼吸による体動が大きいと心拍の検出効率が低下することが確認できた。また, 20 GHz~30 GHz において体動の差を信号強度の差として分離検出可能であると判明した。移動体検知用レーダは特定小電力無線局として 24 GHz 帯が割り当てられており, 本シミュレーション結果から 24 GHz 帯の選択は妥当と考えられる。

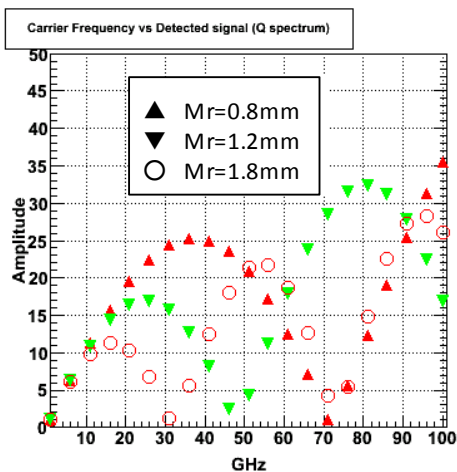


図 3. 周波数に対する心拍の検出効率

#### 4. IQ 復調方式ドップラーレーダの開発

被験者の呼吸と心拍情報を得るには, ドップラーシフトされた反射波をドップラーレーダの復調器で IQ 復調し, 信号処理を行う必要がある。そのために, 本研究における呼吸と心拍情報の検出に適したドップラーレーダを開発した。

**4. 1 開発仕様** 本モニタリングシステムに合致したドップラーレーダの仕様を表 1 に示す。周波数安定性を担保するために, 原発振器は誘電体共振発振器を採用した。また, I 復調信号と Q 復調信号は 90 度の位相差を与えて復調を行う。これら信号の位相差は信号処理精度を担保するために, 90±5 度とした。

表 1. IQ 復調方式ドップラーレーダの仕様

周波数	24 GHz
変換利得	-10 dB 以上
I/Q 復調信号の位相差	90±5 度
実効放射電力	14 dBm <sub>eirp</sub>

**4. 2 回路構成と静電気対策** 図 4 に IQ 復調方式ドップラーレーダのブロック図を示す。本レーダは, 誘電体共振発振器で 24 GHz 帯の信号を生成する。その信号を増幅器 1 (Amplifier1) で増幅し, その信号を分配器 1 (Divider1) で送信回路と復調回路へ分配する。

送信回路では分配器 1 で分配された信号を増幅器 2 で増幅し, 実効放射電力 14 dBm<sub>eirp</sub> の連続波を放射する。

受信回路では増幅器 3 で増幅し, 分配器 2 で復調器の局部発振信号とする。Q 信号側の局部発振信号は 1/4 波長のマイクロストリップライン式位相器で 90 度の位相差を与える。ドップラーシフトした反射信号は分配器 3 で分配され I 及び Q 復調器へ与えられ, I 信号と Q 信号として復調され出力される。

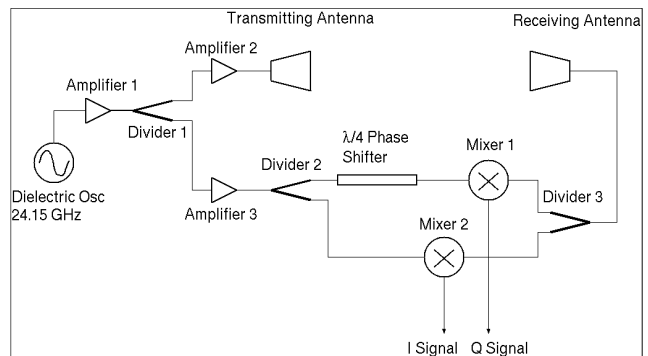


図 4. IQ 復調方式ドップラーレーダのブロック図

本研究では, ドップラーレーダが人体の近傍で使用されるので, 静電気による回路の破壊を防止する為に静電気対策を施した。まず, アンテナと回路を接続するフィード部にショートスタブを設けた。これは, 24 GHz 帯の信号に対しては遮断特性を示し, 静電気に対してはインピーダンスの低い線路として動作することで静電気の流入を防ぐ効果がある。次に, I 及び Q 信号出力部には, アンチパラレルダイオードを取り付けた。ダイオードの順方向電圧を超える静電気は全てクリッピングされるので, 回路の破壊を防止できる。

4.3 性能評価試験 アンテナ暗室内で開発したレーダの実効放射電力を測定した。図5に垂直偏波と水平偏波の測定結果を示す。この結果，垂直面の最大実効放射電力は16.8 dBm<sub>eip</sub>，垂直面の最大実効放射電力は15.3 dBm<sub>eip</sub>となった。

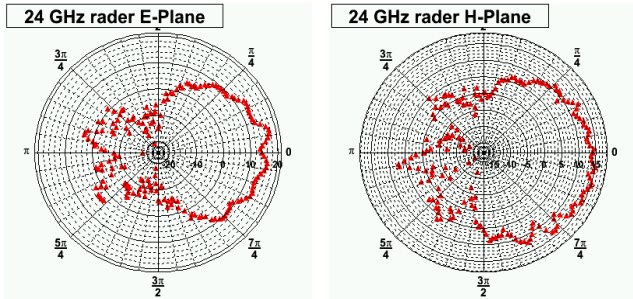


図5. IQ復調方式ドップラーレーダの実効放射電力のパターン

周波数変換効率の測定もアンテナ暗室内で行った。レーダの送信周波数から約150 kHz離調した連続波をレーダへ与えてI信号とQ信号をデジタルオシロスコープで観測した。図6にデジタルオシロスコープで観測したI信号とQ信号を示す。この結果，それぞれの信号間の位相差は93度であった。これは，市販品では位相差が動作条件により変動するので，それと比較すると安定動作している。

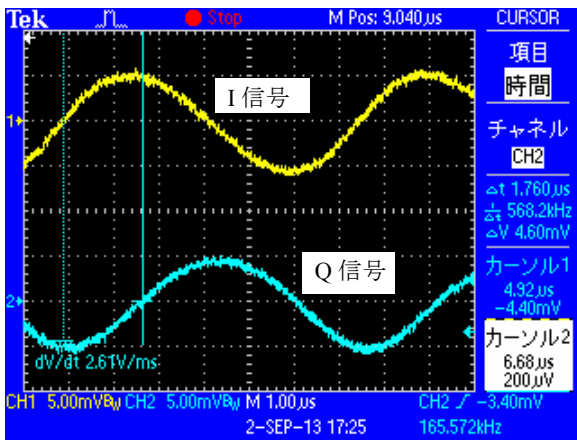


図6. デジタルオシロスコープで観測したI信号とQ信号

アンテナ暗室内において，レーダと送信アンテナ間の距離を0.975 mとし，送信実効放射電力を-20.2 dBm<sub>eip</sub>としてI出力とQ出力の変換利得の測定を行った。測定結果を表2に示す。この結果，設計仕様を満たすことが確認された。

表2. IQ復調方式ドップラーレーダの変換利得

I信号出力	-8.6 dB
Q信号出力	-9.9 dB

## 5. モニタリング装置の開発

呼吸と心拍のモニタリング装置は，ドップラーレーダの

信号をAD変換し遠隔モニタリングサーバへ転送する端末部と，解析ソフトウェアから構成される<sup>(2)</sup>。

5.1 端末部 端末部ではドップラーレーダから出力されるI及びQ信号を増幅しAD変換することと，LAN接続して遠隔モニタリングサーバへ転送する機能を担う。開発したモニタリング装置を図7に示す。

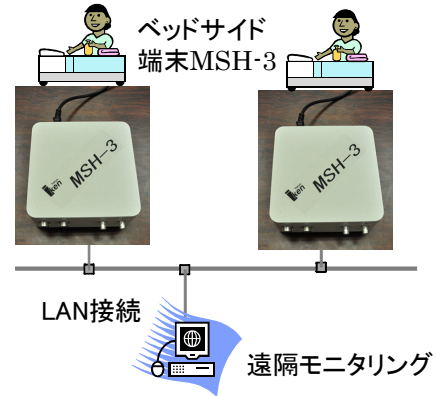


図7. 開発したモニタリング装置

5.2 解析ソフトウェアの開発 解析ソフトウェアでは，高齢者の安否確認と見守りを基本機能とし，睡眠時無呼吸症候群の簡易検査も付加されている。高齢者の見守り時には，高齢者個人ごとに平常時の呼吸数と心拍数を見守りシステムに設定し，その平常時の呼吸数と心拍数との差異が大きくなるとシステムで自動的に警報を鳴らす。

5.3 睡眠時無呼吸症候群の簡易診断機能 呼吸障害時の複雑な呼吸運動と脈波振動から特徴を抽出し，表3に示す米国睡眠医学会の睡眠時無呼吸症候群診断基準に準拠した診断モデル<sup>(3)</sup>を構築し解析ソフトウェアへ実装した。

表3. 米国睡眠医学会の睡眠時無呼吸に対する診断基準 (2012改定版)

呼吸障害種類	判定基準	継続条件
無呼吸イベント	換気量の90%以下の低下	10秒以上の継続
低呼吸イベント	換気量の30%以下の低下 または酸素飽和度の3%以上の低下	
無呼吸イベントの3分類		
中樞性無呼吸（呼吸努力なし，CSA: Central Sleep Apnea）		
閉塞性無呼吸（呼吸努力あり，OSA: Obstructive Sleep Apnea）		
混合性無呼吸（前半中樞性，後半閉塞性，MSA: Mixed Sleep Apnea）		
重症度：軽症 5 ≤ AHI < 15，中等症 15 ≤ AHI < 30，重症 30 ≤ AHI		

本システムを用いて東京都内の病院の協力のもと，呼吸心拍の非接触計測を睡眠時無呼吸精密検査PSGと併行して実施した。なお，本計測は協力病院及び首都大学東京の倫理委員会の承認を得て実施した。

一般的に呼吸動作における換気量とドップラーレーダで検出した振幅との関係は複雑である。しかしながら，平常時のドップラーレーダ出力信号の振幅を基準とした場合，無呼吸判定は20%基準値，低呼吸判定は70%基準値とすることでそれぞれのイベント検出を正診率90%で実現できた<sup>(4)</sup>。

## 6. 総合試験

**6.1 接続試験** 開発した IQ 復調ドップラーレーダとモニタリングシステムを接続し、被験者の呼吸と心拍を取得する試験を行った。

比較を行うために、開発したレーダと市販品をモニタリングシステムへそれぞれ接続した。図 8 に開発したレーダ及び市販品を用いて同一の被験者の呼吸と心拍情報を取得した結果を示す。この結果、開発したレーダと市販品はほぼ同等の性能を有することが確認できた。

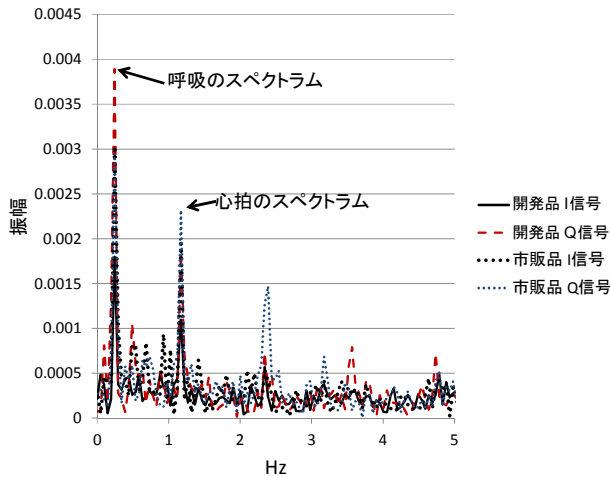


図 8. 開発品と市販品レーダによる呼吸と心拍情報

**6.2 EMC 試験** 医用電気機器の規格である JIS T0601-1-2:2012 に準じ、エミッション測定（放射エミッション、雑音端子電圧、高調波電流）及びイミュニティ試験（静電気放電、EFT/B、伝導 RF、及び放射 RF）を実施した。

EMC 評価の一例として RF エミッション測定の結果を図 9 に示す。エミッション試験結果では、CISPR11 Class A の規格を満たしていたが、125 MHz に規格を約 2.5 dB 超過するノイズが観測された。

イミュニティ試験では、80 MHz～200 MHz の周波数帯において計測用パソコンに表示させたソフトウェア画面上の増幅後信号の表示で、約 1～3 V のノイズが約 1 V の振幅の信号に重畳して表れることが確認された。

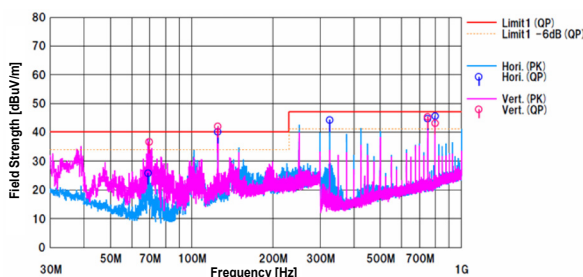


図 9. 放射エミッション測定の結果

レーダ信号の AD 変換部と通信制御部の MPU クロック信号に起因する 125MHz にノイズが観測された。

## 7. 考察

24 GHz 帯 IQ 復調ドップラーレーダモジュールを開発し、変換利得及び IQ 復調信号の位相差が仕様を満たすが、製品化には小型化と低価格化に課題がある。

睡眠時無呼吸症候群の簡易診断機能では、正診率 90%であったが、誤判定のうち 95%は低呼吸の場合であり更なる改善が必要である。

## 8. まとめ

本モニタリングシステムを用いて、東京都内の介護福祉施設と病院の協力のもとで実地評価を行った。その結果、高齢者及び患者の終夜呼吸状態及び心拍数の遷移を正確に検出できた。また、睡眠時呼吸障害外来のポリソムノグラフィ PSG とレーダの同時測定を実施し、32 の臨床データを収集し評価に成功した。

24 GHz 帯 IQ 復調ドップラーレーダモジュールを開発し、モニタリングシステムと接続試験を行った。その結果、IQ 検波信号から呼吸と心拍情報を検出できた。

医用電気機器規格である JIS T0601-1-2:2012 に準じた EMC 試験を都産技研本部、多摩テクノプラザで実施し、製品化の準備を行った。

本システムは高齢者のプライバシーと日常生活の利便性を担保しつつ、呼吸及び心拍動態を高精度にモニタリングでき、将来の超高齢化社会における高齢者の安全と介護従事者の負担軽減に寄与できる。

## 謝辞

本研究は、東京都の「都市課題解決のための技術戦略プログラム」の支援により実施した。

(平成 26 年 7 月 7 日受付, 平成 26 年 8 月 18 日再受付)

## 文 献

- (1) C. Li and J. Lin : "Optimal carrier frequency of non-contact vital sign detection", Proc. IEEE Radio Wireless Symp., Long Beach, CA, Jan. 9-11, 2007, pp.281-282 (2007)
- (2) 香川正幸, 吉田悠鳥, 久保田将之, 栗田明, 松井岳巳 : 「マイクロ波レーダを用いた就寝中高齢者向け呼吸心拍計測の精度向上 ～動的ドップラーチャネル選択機能による体位変化への対応～」, 医療情報学, 第 31 巻, 第 1 号, pp.25-36 (2012)
- (3) R. B. Berry, R. Budhiraja, D. J. Gottlieb, and et al. : "Rules for scoring respiratory events in sleep: update of the 2007 AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events. Deliberations of the Sleep Apnea Definitions Task Force of the American Academy of Sleep Medicine", J Clin Sleep Med, 8(5), pp.597-619 (2012)
- (4) M. Kagawa, Y. Yoshida, M. Kubota, A. Kurita, and T. Matsui : "Non-contact heart rate monitoring method for elderly people in bed with random body motions using 24 GHz dual radars located beneath the mattress in clinical settings", Journal of Medical Engineering & Technology, 36(7-8), pp.344-350 (2012)