Vol.2012-MPS-91 No.20
Vol.2012-BIO-32 No.20
2012/12/6

定在波レーダを用いた呼吸モニタリングシステムの開発

高木　里穂[1,a)]　高田　雅美[2]　梅田　智広[3]　城　和貴[2]

概要：本稿では定在波レーダを用いて人間の呼吸を観察するシステムの開発を行う．乳幼児突然死症候群という病気がある．1 歳までの健康にみえた乳児が予兆なしに突然呼吸停止し，死亡してしまう症状のことである．この症候群を予防するには呼吸循環系の異常を早期に発見する必要がある．そこで呼吸循環系の異常を検出するために定在波レーダを用いる．定在波レーダは物体との変位を計測することができる．この変位を計測し周波数解析を行い呼吸の周波数帯域を観察することにより，ある一定の距離にいる乳児の呼吸の動きを観察する

キーワード：定在波レーダ，乳幼児突然死症候群，変位，呼吸

Development of respiration monitoring system by using a standing wave radar

Abstract: In this paper, we present the development of a respiration monitoring system with a standing wave radar. There is a disease called sudden infant death syndrome. A well-looking baby of up to one year stops his/her breathing without any reason, and comes to die. To prevent babies from this disease, some kind of systems that check baby's breathing circulating system to detect abnormal foretaste is required. Such error detection for baby's breathing circulating can be realized by a standing wave radar, which measures the distance of target objects presicely. Measuring series of displacements to the breast of a baby, we apply Fourier transform analysis for the frequency band of baby's breathing, and we get periodical observation of baby's breathing.

Keywords: standing wave radar, sudden infant death syndrome, standing wave radar,respiration

1. はじめに

わが国では現在年間 6000 人〜7000 人に 1 人の乳幼児が乳幼児突然死症候群で命を落としている．乳幼児突然死症候群 (Sudden Infant Death Syndrome :SIDS) とは，1 歳までの健康にみえた乳児が予兆なしに突然呼吸停止し，死亡してしまう症状のことである [1]．この症候群は 1 歳未満の乳児の死亡原因の第 3 位を占めている．通常は苦しんだ様子も見られずほとんどの場合睡眠中に発症するので，眠っていると誤診されてしまうことがよくある．また SIDS の原因はいくつかの仮説があるが正確に判明はしていない．一般的な予防法として日本小児科学会からうつ伏せに寝かせない，乳児の近くで喫煙しないなどが推奨されている [2] が，この症候群の明確な対策はまだ確立されていない．そこでこの症候群の対策として呼吸循環系の異常を早期に発見するためのモニタリングシステムの開発が求められている．現在，開発されている乳児の呼吸検知器は呼吸センサを乳児に取り付けなければならないものが多い．しかしながら，乳児の肌は刺激には敏感で影響を受けやすい．また，マイクロ波ドップラーレーダを用いて非接触で心拍や呼吸を検知する研究も行われている [3]．しかしこの方法では速度を測ることにより心拍や呼吸を検知している．しかし距離を判別することができないので，周囲の環

[1] 奈良女子大学理学部情報科学科
Department of Information and Computer Sciences, Faculty of Science, Nara Women's University
[2] 奈良女子大学研究院自然科学系情報科学領域
Academic Group of Information and Computer Sciences, Nara Women's University
[3] 奈良女子大学社会連携センター
Social Cooperation Center, Nara Women's University
[a)] takagi-riho0928@ics.nara-wu.ac.jp

© 2012 Information Processing Society of Japan

Vol.2012-MPS-91 No.20
Vol.2012-BIO-32 No.20
2012/12/6

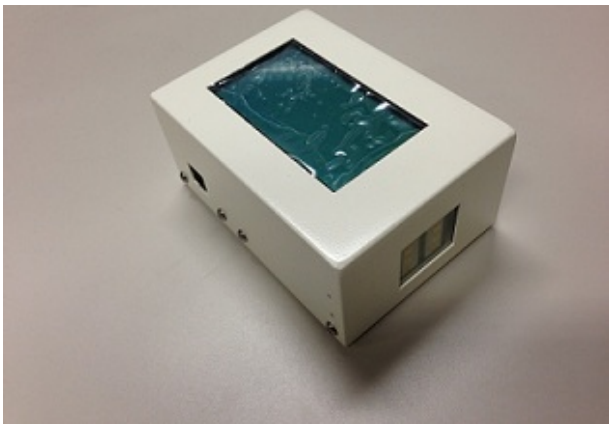


図 1 定在波レーダ

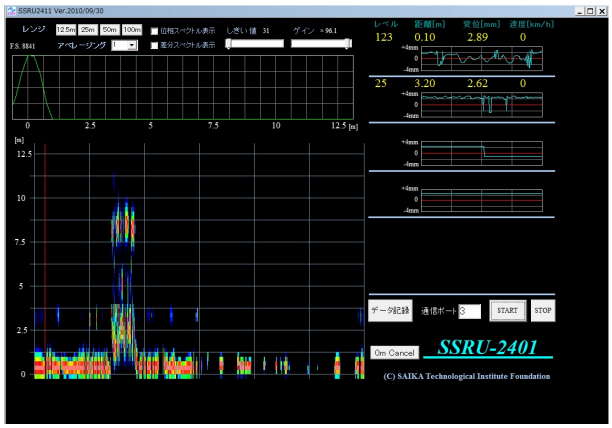


図 2 付属アプリケーション

境の変化の影響を受けやすい．

よって本研究では乳児に刺激を与えず呼吸の状態を観察するシステムの開発を目指す．そのために本システムでは非侵襲で 0.01mm の微小変位を検知することができる定在波レーダを用いて呼吸の観察を行う．定在波レーダは送信波と反射波の干渉によって生じる定在波を利用して距離の判別を行うので，注目するターゲットの変位を周囲の環境の変化の影響を受けずに測定することができる．またこのレーダを用いることにより乳児の肌に呼吸センサを取り付けなくても乳児の体表面の動きを検知することが可能である．また体表面の変位を周波数解析し呼吸の周波数帯域を観察することによって乳児の呼吸の有無を検出することができると考えられる [4]．

本稿では定在波レーダを用いて人間の体表面の変位を周波数解析することにより呼吸の有無を観察するシステムの開発を行う．

2 章で定在波レーダについて説明し，3 章で定在波レーダを用いた呼吸モニタリングシステムについて述べ，4 章で実験と結果について述べて 5 章にまとめを記す．

2. 定在波レーダ

本研究は**図 1** に表されている雑賀技術研究所が開発した新型定在波レーダ SSRU-2401 を用いる．

このレーダは 24GHz 帯，周波数帯域幅 150MHz において送信波と反射波の干渉により生じる定在波を利用することによって最大 8 ターゲットまでの距離を非接触で測定することができる．24GHz 帯とは 10mW 以下の出力であれば免許不要で解放されている電波周波数帯であり，産業・科学・医学用の機器に用いられる周波数帯である．定在波レーダは送信波と反射波を分離する必要がなく従来のレーダに見られる反射波の受信回路に相当するものがないため，構成が非常に簡素となり極めて低コストで実現できる．

またこのレーダより得られる定在波から距離を算出することができる．この距離の測距範囲は 0〜200m でレーダと近距離にある物体の距離も測定可能である．一般的に，ミリ波若しくはマイクロ波を用いたレーダは近距離の測距が難しく，最小探知距離は数 m 以上である．しかしながらこの定在波レーダは，距離スペクトルの位相差を用いて距離を測定する手法を利用することにより 0m から測距を可能にしている [5][6]．さらにこの定在波レーダには液晶モニタがついており距離スペクトルと速度を観察することができる．このレーダの特徴としてターゲットの変位が 0.01mm まで測定可能であることが挙げられる．変位の測定範囲は± 3.1mm まで測定可能であるので人間の心拍や呼吸などの微小な変位を測定することができると考えられる．

定在波レーダから得られるデータは USB や RS232C を介してコンピュータに送信することができる．USB や RS232C を介して定在波レーダに”m”を送ると 2144 バイトのバイナリデータが返ってくる．このバイナリデータには最大 8 ターゲットまでのデータ，距離スペクトルと位相スペクトルで構成されている．このターゲットのデータには信号レベル，距離，変位，速度が含まれている．

定在波レーダには付属のアプリケーションがあり**図 2** に示されている．このアプリケーションはレーダからの観測されたデータをリアルタイムで観察することができる．このアプリケーションでは，観測された時の距離スペクトル，距離スペクトルの時間による変化，最大 8 ターゲットの信号レベル，距離，変位，速度の観察が可能である．また信号レベルが強い 4 ターゲットまでの変位の変動をグラフとして観察することができる．そして得られた距離スペクトルを csv 形式のファイルとして保存することも可能である．しかしながら付属のアプリケーションでは定在波レーダから得られた実測値を観察することしかできず，呼吸の観察をすることは難しい．

© 2012 Information Processing Society of Japan

Vol.2012-MPS-91 No.20
Vol.2012-BIO-32 No.20
2012/12/6



図 3　システムの目標

3. 定在波レーダを用いた呼吸モニタリングシステム

3.1 概要

一般的に人間の呼吸数は 1 分間に 16〜25 回 (0.2Hz 〜 0.5Hz) 程度とされている．これは乳児にも言えることである．本章では，目標としている乳幼児突然死症候群を未然に発見するための呼吸モニタリングシステムの開発に向けて記述する．

目標としているシステムについての図を**図 3** に示す．本システムは，自分の意志で動くことのできない乳幼児に対して，一定の距離に定在波レーダを設置する．レーダから体表面の変位を取得して，周波数解析を行い，呼吸の有無の検出する．もし無呼吸状態が 20 秒以上検出された場合には，本システムの利用者に向けてメールを送信することで警告を行うことができる．

本システムを実装するために，定在波レーダから得られた変位を周波数解析したものを，時間，周波数，スペクトルの強さの 3 次元のグラフであるスペクトログラム [7] として出力し，観察を行う．スペクトログラムとは周波数分析を時間的に連続して行い，色によって周波数のスペクトルの強さを表すもので時間，周波数，強さの 3 次元で表示を行うものである．また日本では声紋とも呼ばれ音声処理などによく使われる． 本システムではこのスペクトログラムを呼吸の周波数スペクトルの時間的変化を観察するために使用する．

3.2 システムの処理手順

本システムは次の手順で処理を行いおおまかな流れを**図 4** に示す．

(1) 定在波レーダから変位を取得する
(2) ターゲットの変位を周波数解析を行う 1 フレーム分読み込む
(3) 1 フレーム分のデータをにスプライン補正を行う

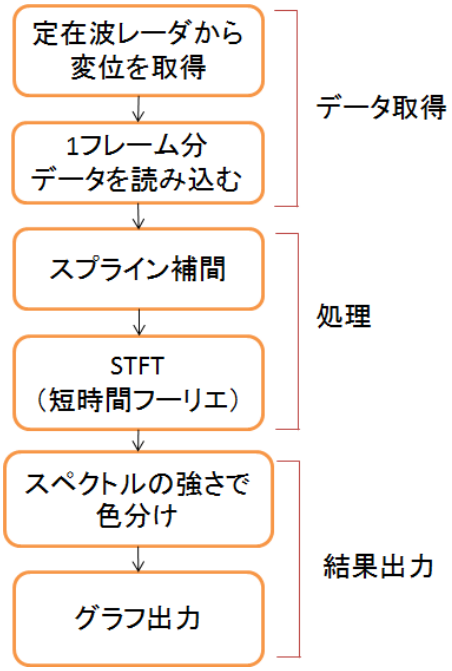


図 4　システムの流れ

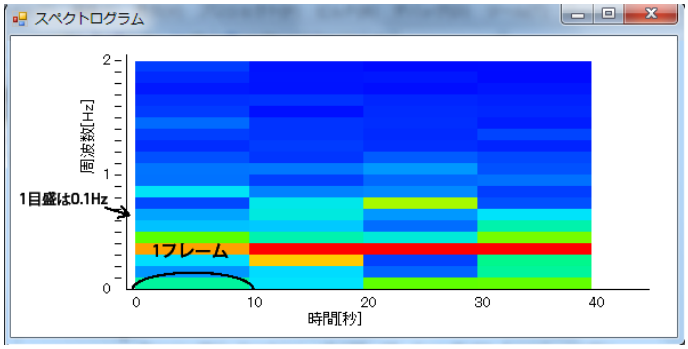


図 5　呼吸のモニタリング

(4) 補正されたデータに STFT を行いスペクトルを求める
(5) 全体におけるスペクトルの強さを求めて色分けする
(6) スペクトログラムとして描画

まず手順 1 において，USB に接続された定在波レーダを仮装 COM ポートにマップすることにより定在波レーダとの接続を行う．接続ができたことが確認できたら定在波レーダに対し仕様にしたがって”m”を送信する．この”m”の送信はデータを受信したことを確認した後にレーダに再び送信し，ユーザーが任意にデータの受信を中止しない限り送信を続ける．またレーダからデータを受信すると受信イベントを呼び出すようにハンドラ登録を行う．そして，レーダからデータを受信したら，ハンドラがコールされ受信イベントを発生させる．受信イベント内ではレーダから受信した 2144 バイトのバイナリデータを取得する．この取得したデータには 8 つのターゲットの信号レベル，距離，変位，速度と距離スペクトル，位相スペクトルで構成されている．手順 2 では，このバイナリデータの中でターゲットの信号レベル，距離，変位を取得する．このとき信

© 2012 Information Processing Society of Japan

号レベルが 0 であるものの距離と変位は無視する．信号レベルが 0 以外であるターゲットの距離を読み込み，対象のターゲットとの距離に等しいものを選ばせターゲットの変位を 0.1mm 単位でデータを周波数解析を行う 1 フレーム分読み込む．また測定を始めてから最初の 5 秒間のデータは無視するものとする．このときレーダに”m”を送信してバイナリデータが返ってくる時間は一定ではない．

よって手順 3 では取得した 1 フレーム分のデータにスプライン補間を行いデータの間隔，データ数が一定になるように補正する．手順 4 では補正された変位データに短時間フーリエ変換 (Short-time Fourier Transform:STFT) を行う．STFT とは一定の大きさの窓関数を掛けてデータを切り出し，その結果をフーリエ変換することである．理論上ではフーリエ係数を求めるためには無限の区間で積分を行うが，実際は範囲を区切らなければならない．そのためにフーリエ係数を求めるときに，ある範囲の実験値が周期的に無限に繰り返されていると仮定して計算する．だがある範囲の最初の値と最後の値をつなげると不連続である．この不連続な要素を極力排除するために中央が 1 付近の値でその範囲外で 0 に収束する窓関数を掛ける．今回，窓関数には近接した信号を分離しやすいとされているハミング窓を使用している．またハミング窓をかけたデータにフーリエ変換を行う．今回フーリエ変換には離散フーリエ変換 (Discrete Fourier Transform :DFT) を使用する．DFT とは離散群上のフーリエ変換であり，信号処理などで離散化されたデジタル信号の周波数解析などによく使われるものである．DFT を行うと振幅スペクトルと位相が得られる．この振幅と位相を用いてパワースペクトルを算出する．

手順 5 では STFT を行い周波数スペクトルを求めたあと，スペクトルの強さに応じて色分けを行う．このスペクトルの強さは，1 フレーム全体のスペクトルに対し 1 つの周波数スペクトルが占める割合を表すものとする．色分けは RGB で行い，スペクトルが強いものは赤色の成分を強く，弱いものは青色の成分を強くするように色分けする．手順 6 ではこの色分けされたスペクトルの強さを用いてスペクトログラムを作成する．

手順 6 のスペクトログラムの出力を行ったのち，次のフレームに手順 2 から手順 6 までの処理を行う．よって本システムは手順 2 から手順 6 を繰り返し行うことによってリアルタイムでスペクトログラムを出力し呼吸の観察を行う．

図 5 は呼吸を観察している一例である．縦軸が周波数，横軸が時間経過，スペクトルの強さを色付けしたブロックで表している．また縦軸の 1 目盛は 0.1Hz を表している．

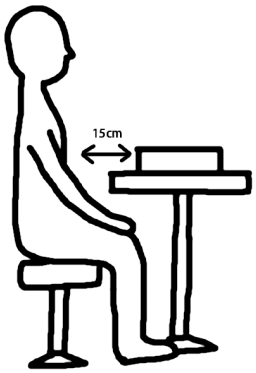


図 6 実験状態図

4. 実験

本研究では 3 章で述べた定在波レーダを用いて呼吸を観察するシステムの実験を行い，システムの有効性を示す．

4.1 実験方法

実験環境として 4.00GB のメモリ，Intel(R) Core(TM)2 Duo CPU E8400 @ 3.00GHz の CPU 搭載の PC を使用し，Microsoft .NET Framework を利用してシステムの開発を行った． 実験は**図 6** の状態で行う．着衣状態であり，レーダと身体との距離は約 15cm とし，座っている状態でデータを測定する．また無呼吸を検出させる際は，身体を意識的に停止させた．このシステムは乳児を対象としているが，今回の実験は 20 代女性で以下の 2 状態を測定した．

- 呼吸状態
- 無呼吸状態

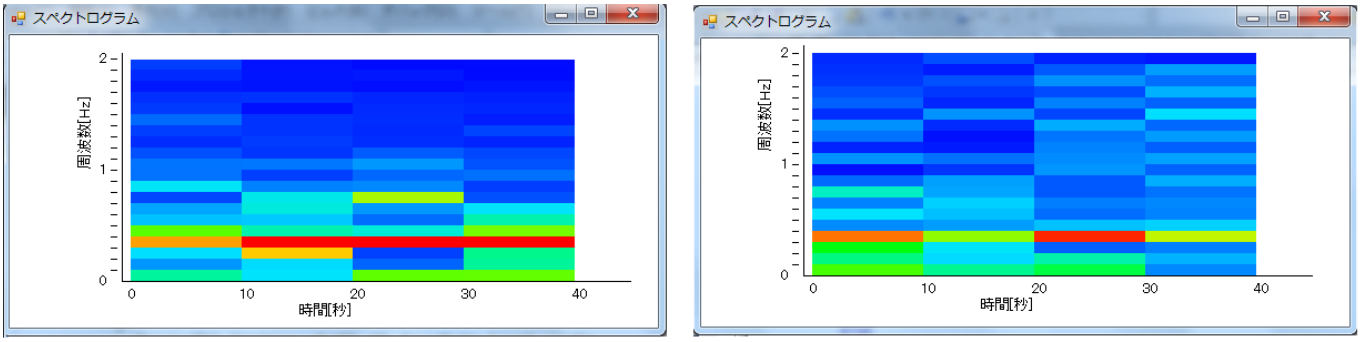
測定は各状態 2 回，全 4 回測定を行った．
実験は 1 フレーム 10 秒で 4 フレーム分の観察を行った．1 フレームごとにスプライン補間をかけ 1 フレームにつき 1000 データに補正したのちに STFT を行った．STFT を行うことによって得られたスペクトルからスペクトルの強さを算出し，強さに応じて色付けする．スペクトルが強いものには赤色の成分を強く，スペクトルが弱いものには青色の成分を強くするように色付けを行いスペクトログラムとして出力した．

4.2 実験結果

図 7 に呼吸状態，**図 8** に無呼吸状態の実験結果を示す．
呼吸状態の図 7 からは 1 回目と 2 回目の両方の 0.3 〜0.4Hz 付近に，他の周波数よりも赤色の成分が強くでていることがわかる．人間の呼吸の周波数は 0.2 〜0.5 Hz であるので，呼吸の存在を確認することができる．また 0.4Hz

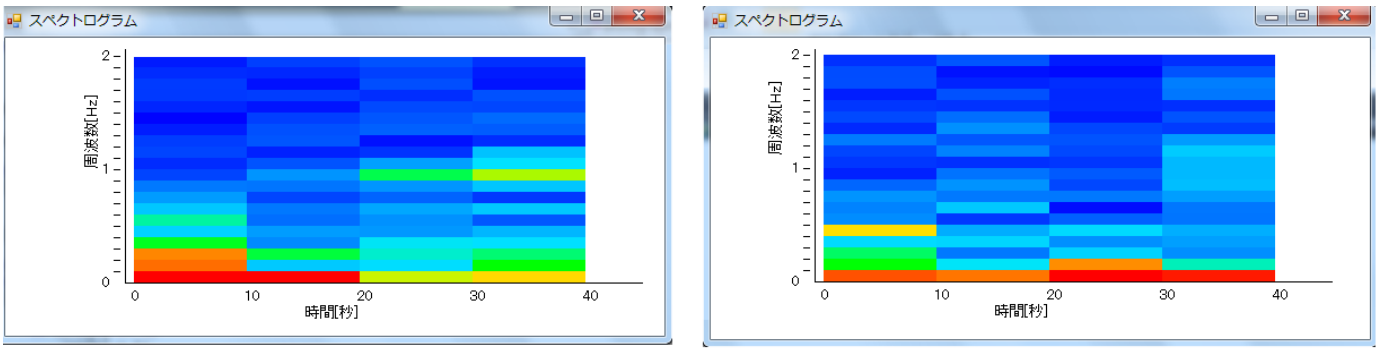
© 2012 Information Processing Society of Japan

Vol.2012-MPS-91 No.20
Vol.2012-BIO-32 No.20
2012/12/6



1回目　　2回目

図 7　呼吸状態



1回目　　2回目

図 8　無呼吸状態

付近だけでなく 0.1Hz 付近にも他の周波数よりも少し赤色成分が強く検出されるので，スペクトルが少し強いことが確認できる．

さらに呼吸状態での 1 回目と 2 回目の実験結果を比較してみる．初めの 0 ～10 秒区間ではどちらも 0.4Hz の周波数がほかの周波数に比べて赤色成分が強く見られる．だが 10 ～20 秒区間では 1 回目の方は 0.4Hz にスペクトルが強く検出されているが，2 回目の方は若干 0.4Hz 付近が他の帯域と比べて少ししかスペクトルが強く検出されていない．また 20 ～30 秒区間では 0 ～10 秒区間と同様に 1 回目と 2 回目の両方とも 0.4Hz に赤色成分が強く表れているが，30 ～40 秒区間では 10 ～20 秒区間と同様に 0.4Hz の周波数スペクトルの強さが 1 回目は強いが，2 回目はそれほど強くない．

次に無呼吸状態の，図 8 から実験の考察を行う．無呼吸状態の実験 1 回目 2 回目の両方において，呼吸状態に見られた 0.2 ～0.5Hz 付近の赤色の成分が強くみられない．このことから無呼吸状態であることが確認できると考えられる．また，1 回目と 2 回目の両方に 40 秒間を通して 0 ～0.1Hz に赤色の成分を検出することができる．よって 0 ～0.1Hz のスペクトルが強く検出されていると考えられる．さらに無呼吸状態での 1 回目と 2 回目の実験結果を比較する．初めの 0 ～10 秒区間ではどちらも 0 ～0.1Hz に赤色成分が検出された．また 1 回目は 0.1 ～0.2Hz ，0.2 ～0.3Hz にも赤色成分が検出された．次に 10～20 秒区間では 2 回とも 0～0.1Hz にしか赤色成分は強く見られない．20～30 秒区間では 1 回目は 0～0.1Hz が他に比べて少しスペクトルが強くみられる．比べて 2 回目は 0～0.1Hz に強い赤色成分を 0.1～0.2Hz に少し強い赤色成分が検出できる．また 30～40 秒区間では 1 回目は 20～30 秒区間と同様に 0～0.1H z に他に比べて少しスペクトルが強く検出されている．2 回目では 0～0.1Hz 部分にのみ赤色成分がみられる。また無呼吸状態の 1 回目をみると 1 回目は 0～20 秒区間は 0～0.1Hz に赤色成分が強くみられるが 20～40 秒区間は 0～20 秒間と比べて 0～0.1H z の赤色成分は強くみられない．それに比べて 2 回目の方は 0～40 秒間に安定して 0～0.1Hz に強い赤色成分が観察することができた．

次に 4 つのすべての状態から考察を行う．呼吸状態の 2 つのグラフと無呼吸状態の 2 つのグラフからは，0～10 秒区間において赤色成分が強くみられる周波数が複数あることと，0.4～0.6Hz の帯域に少し赤色成分が強くみられることが共通している点である．

© 2012 Information Processing Society of Japan

5. まとめ

本稿では，呼吸の有無を検出するために定在波レーダを用いて人間の呼吸を観察するシステムの開発を行った．このシステムは，定在波から得られるデータから対象となるターゲットの変位を抽出しフレームごとにスプライン補間したのち STFT を行う．そして得られた周波数スペクトルからスペクトルの強さを求め色分けすることによって 3 次元グラフのスペクトログラムとして出力を行う．実験では無呼吸状態，呼吸状態の 2 状態のデータを各 2 回計測して STFT を行いグラフ出力した．結果，無呼吸状態と呼吸状態の違いを検出することができた．今回は成人を対象とした呼吸モニタリングの実験を行ったが今後は乳児を対象としたシステム開発を目指している．また現在は無呼吸状態の検出ために呼吸のモニタリングを行っているが，呼吸の有無だけでなく呼吸量の異常や呼吸リズムの異常の検出を行うことも予定している．異常呼吸を検出することができれば突発的な病気を把握することができると考えられる．

参考文献

[1] AMERICAN ACADEMY OF PEDIATRICS, Task Force on Infant Sleep Position and Sudden Infant Death Syndrome.:Changing Concepts of Sudden Infant Death Syndrome: Implications for Infant Sleeping Environment and Sleep Position，PEDIATRICS Vol. 105 No. 3 March 2000, p. 650-656(2000).
[2] 重田聡男:睡眠中乳児窒息死の実態とその危険因子ー法医剖検例の分析ー，東京慈恵会医科大学雑誌 20 (5)，pp.167 - 175，(2005).
[3] 村田茂男，本村和磨，荒井郁夫，鈴木務:マイクロ波による心拍・呼吸の一測定法，進学技報，MBE95-156，1-6(1996) (2007.04.05).
[4] 石川礼，上保徹志.:定在波レーダを用いた人の生存・存在判別，電子情報通信学会総合大会，エレクトロニクス講演論文集 1　(2009).
[5] 石川礼，上保徹志.:定在波レーダにおける距離スペクトルの位相差を用いた距離測定法，電子情報通信学会論文誌，Vol.J93-B No.7，pp.1017-1024，2010.
[6] 大窪義博，上保徹志.:距離 0m から測距可能な定在波レーダの測定原理の実験的検証，電子情報通信学会論文誌，Vol.J89-B No.7　(2006).
[7] 三上直樹.:C#によるデジタル信号処理プログラミング，工学社，(2011).

© 2012 Information Processing Society of Japan