

定在波レーダを用いたリアルタイム 呼吸モニタリングシステムの開発

高木里穂^{†1} 石川由羽^{†1} 高田雅美^{†1} 梅田智弘^{†2} 城和貴^{†1}

乳幼児突然死症候群は、1歳までの健康な乳児が予兆なしに突然呼吸停止し、死亡する症状のことである。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。この定在波レーダを用いて、呼吸による体表面の振幅の変位を取得する。取得した変位に周波数解析を行い、乳児の呼吸の有無をリアルタイムに観察する呼吸モニタリングシステムの開発を行う。

Development of real time respiration monitoring system by using standing wave radars

TAKAGI RIHO^{†1} ISHIKAWA YU^{†1} TAKATA MASAMI^{†1}
UMEDA TOMOHIRO^{†2} JOE KAZUKI^{†1}

Sudden infant death syndrome is a disease that 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 standing wave radars, which measures the distance of target objects precisely. Measuring series of displacements to the breast of a baby by using standing wave radars. we apply Fourier transform analysis for the frequency band of baby's breathing, and we present the development of respiration monitoring system to observe of baby's breathing.

1. はじめに

日本では年間 6000 人～7000 人に 1 人の乳幼児が乳幼児突然死症候群(Sudden Infant Death Syndrome :SIDS) [1]で命を落としている。SIDS とは、1歳までの健康な乳児が予兆なしに突然呼吸停止し、死亡する病気のことである。日本を除く先進国各国では生後 1 ヶ月から 1 年までの乳幼児死亡原因の第 1 位は SIDS である。また、日本における乳幼児死亡原因の第 1 位は先天奇形、変形および染色体異常となっており、第 2 位は SIDS である。SIDS の発生のピークは、生後 4 ヶ月前後であり、発生するケースの 7 割が、乳児をベッドやマット、ソファの上などに寝かせている時に起きている [2]。この症候群は、通常は苦しんだ様子も見られず発症するため、多くの場合、睡眠中であると誤診される。そのため、乳児の親が罪悪感を強く感じることが多い。

また SIDS の原因はいくつかの仮説があるが、まだ正確に判明はしていない。日本小児科学会から SIDS の一般的な予防法として、うつ伏せに寝かせない、乳児の近くで喫煙しない、できるだけ母乳で育てる、などが推奨される。しかしながら、これらの予防法はあくまで確率的なものであり、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、この症候群の対処法として、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。現在発売している乳児呼吸検知システムは、以下の 2 種類がある。1 つ目は体動を検知するマットを乳児の布団の下に敷くシステムである [3]。このシステムは、マットにかかる圧力から呼吸を推定しているため、呼吸とそれ以外の動きを区別することができない。したがって、乳児の生死の判別は可能であるが、SIDS の前兆を発見する精度は低いといえる。2 つ目は、呼吸センサを乳児の肌に取り付けるシステムである [4]。このシステムを使用する場合呼吸センサは乳児の肌に取り付けなければならない。しかしながら、乳児の肌は刺激には敏感であり、テープかぶれなどの影響を受けやすい [5]。6000 人に 1 人の SIDS を見つけるために、多くの健康な乳児の肌に刺激を与えることは、望ましくない。そこで、乳児の肌に刺激を与えない非接触でリアルタイムに呼吸が検知できるシステムが望まれている。

非接触で呼吸の検出する方法として、FG(Fiber Grating) 視覚センサを用いる研究や、マイクロ波ドップラーレーダを用いて非接触で呼吸を検出する研究がある [6]。しかしこれらは周囲の環境変化の影響を受けやすく、呼吸測定精度に疑問が残る。

そこで、本研究では乳児に刺激を与えず、病院においてリアルタイムに乳児の呼吸状態を観察するシステムの開発を行う。このシステムには、非接触で 0.01mm の微小変位を検知することができる定在波レーダ [7]を用いる。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

†1 奈良女子大学大学院人間文化研究科
Graduate School of Humanities and Science, Nara Women's University.
†2 奈良女子大学社会連携センター
Social Cooperation Center, Nara Women's University

を利用して、距離の判別を行う。そのため、周囲の環境変化の影響を受けずに、注目するターゲットの変位を測定できる。また定在波は、水分と金属に対して反射するため、布団や衣類などの影響を受けない。このレーダを用いて、乳児の呼吸による体表面（胸部）の移動距離を測定し、呼吸の有無を検出する。

本稿では、定在波レーダを用いて乳児の呼吸による体表面の移動距離を周波数解析し、観察することにより呼吸の有無をモニタリングするシステムの開発を行う。2章で呼吸検出に関する既存研究について説明し、3章で定在波レーダを用いたリアルタイム呼吸モニタリングシステムについて述べ、4章でシステムの有効性を示すために行った実験を行い、その結果について述べ、考察を行う。

2. 関連研究

2.1 乳児呼吸検知システム

現在発売している乳児呼吸検知システムの1つに、体動を検知するマットを乳児の布団の下に敷くシステムがある [3]。このシステムは、呼吸を含む体動が停止、あるいは異常に低下する状態が20秒（あるいは15秒）続く場合、無体動アラームが鳴る。マットに掛かる圧力が呼吸運動と完全に一致しているとは限らず、呼吸とそれ以外の動きを区別することができない。したがって、乳児の生死の判別は可能であるが、SIDSの前兆を発見する精度は低いといえる。

次に、呼吸センサを乳児の肌に取り付けることにより、呼吸を検出するシステムを紹介する [4]。このシステムは、乳児に呼吸センサを貼り、心拍や温度、動きなどを検知して乳児の状態を計測する。呼吸センサは乳児の肌に取り付けなければならない。しかしながら、乳児の肌は刺激には敏感であり、テープかぶれなどの影響を受けやすい。そこで、乳児の肌に刺激を与えない非接触でリアルタイムに呼吸が検知できるシステムが望まれている。

2.2 呼吸検出に関する研究

非接触で呼吸の検出を行う方法の一つに、センサを用いて呼吸による体表面の振幅の波形を特定する方法がある。この方法を用いた研究の中で、物体表面の動きを検出することが可能な光学的三次元計測センサを用いた呼吸検出に関する研究を紹介する [6]。この論文では、FG(Fiber Grating)視覚センサを用いる。FG視覚センサはFG輝点投光器とCCDカメラから構成される。FG輝点投光器からは、赤外光の輝点群を照射し、それらをCCDカメラにより撮影することで、輝点画像を得る。この輝点画像中からZ軸変動量が同一方向へ大きく移動する輝点群を検出し、呼吸領域の推定を行うシステムを提案されている。論文内では、実際に臨床実験を行った結果、呼吸波形の曲線が、呼吸器の換気量変化曲線に類似していることが確認でき、センサを用いて非接触で呼吸波形を取得できることを見出している。しかし、布団や衣類と対象を区別できないため、呼吸

計測精度に疑問が残る。

次に、非接触で呼吸状態をモニタリングするセンサとして、マイクロ波のドップラモジュールを用いたものを紹介する [8]。この論文では、センサから胸腹部にマイクロ波を照射し、跳ね返ってきたマイクロ波の周波数のずれを計測することで呼吸をモニタリングする。論文内では、病院内を想定した環境において実証実験を行った結果、誤差はあったものの遠隔からの呼吸計測が可能であった。しかし、マイクロ波のドップラモジュールを用いた手法は、乳児領域における検証は行われていない。

このように、呼吸をレーダで検出する研究は日本で多く存在するが、乳幼児に対して、安定して呼吸の検出する決定的な手法は提案されていない。そのため、さらなる研究が必要である。

3. 定在波レーダを用いたリアルタイム呼吸モニタリングシステム

3.1 概要

本章では、乳幼児突然死症候群を発見するために開発したリアルタイム呼吸モニタリングシステムについて述べる。本システムは、2台の定在波レーダを用いてリアルタイムにノイズを除去し、呼吸の有無を判別するシステムである。

このシステムは、保育器内に横たわっている乳児に対して、一定の距離に定在波レーダを2台設置する。2台のレーダは、それぞれ乳児に対して上と横に設置する。設置した2台のレーダからそれぞれ乳児の体表面の移動距離を取得し、2台のデータを用いて解析を行い、呼吸の有無を判別する。一般的に乳幼児の呼吸数は1分間に16~25回とされる。したがって乳幼児の呼吸域は0.2~0.5Hzである。解析を行った結果、周波数スペクトルの割合が1番多い周波数帯域が0.2~0.5Hz内であるかどうかで呼吸の有無を判断する。また、無呼吸とは呼吸が停止することである。通常、無呼吸状態が20秒続いた場合に、乳幼児突然死症候群のリスクがあるとされる [1]。したがって無呼吸状態が20秒検出した場合には、ユーザにアラートをを行う。

3.2 システムに用いる定在波レーダと計測環境

本システムでは、雑賀技術研究所が開発した新型定在波レーダ SSRU-2401 [9]を用いる。レーダを図1に示す。使用するレーダは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ターゲットまでの信号レベル、距離、変位、速度を非接触で測定することが可能である。測距値分解能は0.01mmであり、変位の測定範囲は±3.1mmまで測定可能であるため、人間の心拍や呼吸などの微小な変位を測定可能と考えられる。現在、レーダとの通信は、コンピュータ側からレーダに対して ready コマンドを送信し、レーダ側がそれを確認後コンピュータにデータを送信するという手順を繰り返して、データの送受信を行っているの



図 1 新型定在波レーダ SSRU-2401

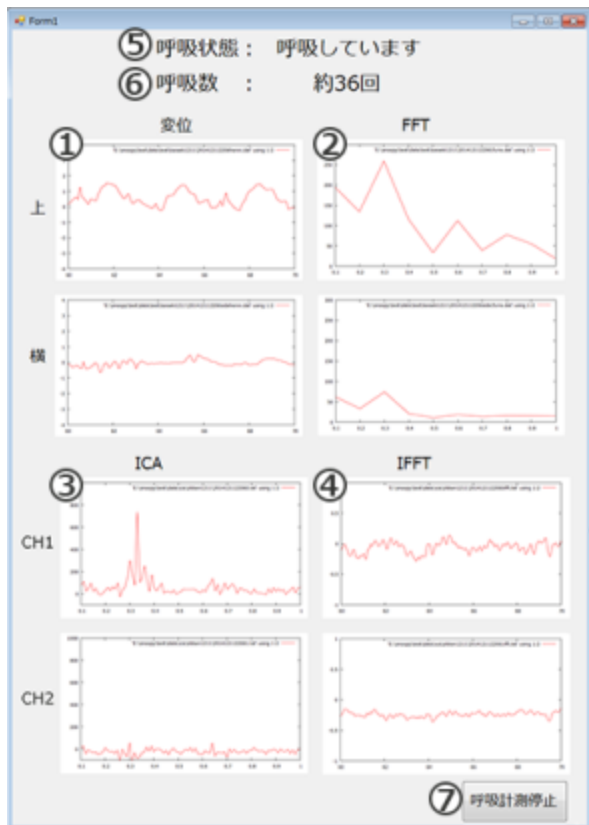


図 2 リアルタイム呼吸モニタリングシステム

データ間隔が一定でない。

このレーダが使用する 24GHz 帯とは、10mW 以下の出力であれば免許不要で解放している電波周波数帯のことであり、産業・科学・医学用の機器に用いられているため、乳児にも安全なレーダといえる。また、この定在波レーダは奈良県立医科大学の倫理委員会の承認を得ている。

以前、この定在波レーダを用いて呼吸モニタリングシステムの提案を行った [9]。この研究では、1 台のレーダを用いて呼吸の周波数解析を行うことで、呼吸を観察する手法を提案した。実際に病院のようなビルにおいて、提案手法を用いる際には、ノイズを考慮しなければならない。病院で計測する際に、ノイズとなり得るものは、建物のノイズと保育器によるノイズである。建物のノイズは、乳児を乗せた保育器ではなく、天井などにレーダを設置する際に発生する。また、保育器は可動式であるため、周りの環境に

よりノイズが生じる。この 2 つのノイズを除去し、安定して呼吸の観測を行うために、本研究では、2 台のレーダを用いる。建物の天井に設置し、乳児に対して上から計測するレーダと、保育器に設置し、乳児に対して横から計測するレーダである。上からのレーダから得られるデータには、乳児の呼吸の他に、建物のノイズと保育器によるノイズが含まれると考えられる。また横からのレーダから得られたデータは、呼吸と保育器のノイズが含まれると考えられる。呼吸による体表面の振幅は、対象に対して正面には大きく振幅するが、対象に対して側面には大きく振幅しない。したがって、横からのレーダから得られたデータの呼吸精度はあまりよくないと推測される。この 2 台のレーダから得られるデータを解析することにより、安定して乳児の呼吸の観察を行うシステムの開発を行う。

3.3 システムの機能

システムの GUI を図 2 に示す。このシステムには以下の 7 つの機能がある。

- ① 定在波レーダから得られた変位データの表示
- ② 変位データの周波数スペクトルデータの表示
- ③ 独立成分分析(ICA)後の周波数スペクトルデータの表示
- ④ ICA 後の変位データの表示
- ⑤ 呼吸状態の表示
- ⑥ 呼吸数の表示
- ⑦ 呼吸計測の停止

このシステムでは、システムの起動とともに計測が始まる。リアルタイムで①の表示を行い、10 秒ごとに②～⑥の表示を行う。以下に、①～⑦の機能について説明を行う。

①では、各定在波レーダから得られた変位データを表示する。上と横に設置した 2 台の定在波レーダから得られた対象に対して、変位データをリアルタイムに表示する。定在波レーダからは、2144 バイトのバイナリデータが送られる。このバイナリデータは、最大 8 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る。8 ターゲットの中で、事前に設定した乳児との距離と等しいターゲットを判別し、乳児と判断されたターゲットの変位を表示する。縦軸は変位(mm)で横軸は時間(sec)である。

②では、変位データに高速フーリエ変換(FFT) [10]をかけた周波数スペクトルデータの表示する。①で得られた変位データに対し、高速フーリエ変換(FFT)を行う。①で得られたデータは、データ間隔が一定でないため FFT が正しく実行ができない。そこで、データ間隔を一定にするために、10 秒間の変位データにスプライン補間を行う。次に、FFT を行った結果、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し、グラフに表示する。縦軸はパワースペクトルで横軸は周波数(Hz)であ

る。この際、0Hzには直流成分による周波数のピークが入っているため、グラフは0.1Hz~1Hzまで表示する。

③では周波数スペクトルデータに、独立成分分析(ICA)を行った結果、得られた2チャンネルの周波数スペクトルデータの表示を行う。②で得られたデータには、建物や保育器の微妙なゆれによるノイズが混入している。これらのノイズを除去するためにICAを行う。ICAには、上からの周波数スペクトルデータと横からの周波数スペクトルデータの2つのデータを、2チャンネルのデータとして用いる。この2つの周波数スペクトルデータから、成分が独立した2チャンネルの周波数スペクトルデータに分離することができる。この2チャンネルの周波数スペクトルデータのグラフをそれぞれ表示する。縦軸はパワースペクトルで、横軸は周波数(Hz)である。②と同様、0Hzには直流成分による周波数のピークが入っているため、グラフは0.1Hz~1Hzまで表示する。

④では、ICA後の周波数スペクトルデータに逆フーリエ変換(IFFT)を行い、変位データを表示する。この機能は、ICAを行ったスペクトルデータに対し、IFFTを行うことで、波形を確認するために用いる。このデータの縦軸は変位(mm)で横軸は時間(sec)である。

⑤では、呼吸状態を表すラベルの表示を行い、③のデータを用いて呼吸の有無の判別する。まず、0.1~1Hzの中で、0.1Hzごとに周波数スペクトルの割合を求める。この割合が1番多い周波数帯域が、乳児の呼吸帯域にある場合、『呼吸している』と判断する。一般的に乳幼児(1歳児)の呼吸数は1分間に16~30回(0.2Hz~0.5Hz)程度であり、解析を行った結果、ICAで得られた2チャンネルのデータそれぞれに対し、周波数スペクトルの割合が1番多い周波数帯域が0.2Hz~0.5Hz内にあるかどうかを判定する。どちらかのチャンネルの周波数スペクトルの割合が1番多い周波数帯域が0.2Hz~0.5Hz内にある場合、呼吸状態であると判断する。『呼吸している』と判断した場合、呼吸状態を『呼吸しています』と表示する。無呼吸であると判断された場合『呼吸していません』と表示する。通常、無呼吸状態が20秒続いた場合に、乳幼児突然死症候群のリスクがあるとされる[1]。よって、無呼吸状態が20秒続いた場合は、ユーザにアラートを行う。

⑥では、呼吸数を表す。⑤の呼吸状態が『呼吸している』と判断された場合のみ、呼吸数を表示する。『呼吸している』と判断された場合以外は、何も表示しない。⑤で求めた周波数スペクトルの割合が1番多い周波数帯域から、呼吸数を求め表示する。呼吸数は1分間における呼吸数である。

⑦では、呼吸計測を停止する。このボタンを押すと、このシステムが終了する。本システムは以上7つの機能を用いて、リアルタイムに呼吸を観察する。

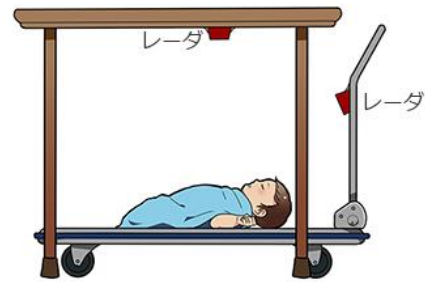


図3 実験環境

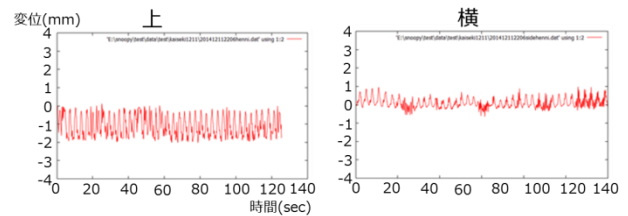


図4 計測時間全体の変位データ

4. 実験

本章では3章で述べたリアルタイム呼吸モニタリング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

本システムは、病院での実用化を目指している。そこで病院での計測を模した状況を再現し、実験を行う。実験状況を図3に示す。病院では、可動式の保育器の頭上と保育器の側面側に定在波レーダを設置する。保育器から上のレーダまでの距離は約70cm、横のレーダから対象までの距離は約25cmである。その状況を再現するため、可動式のベッドに対象を寝かせ、頭上約70cmの場所と側面側の約25cmにレーダを設置する。実験対象は、1歳の乳児である。被験者は着衣状態かつ睡眠状態で行う。1歳児の呼吸は1分間に16~30回(0.2Hz~0.5Hz)程度である。実験は、建物のノイズが発生した場合と、保育器にノイズが発生した場合の2種類である。実験環境として、4.00GBのメモリ、Intel Core i5-3317U(1.7GHz)のCPU搭載のPCを使用する。また定在波レーダには定在波レーダSSRU-240を使用する。

4.2 建物のノイズが発生した場合

図4、図5、図6に建物のノイズを発生させた実験の結果を示す。図4の計測時間全体の変位データについて述べる。上から計測した変位データには計測時間全体を通して振幅約2mmの波が継続して確認できる。横から計測したデータからは、振幅約1mmの波が継続して確認できる。また、20秒に1度、呼吸の波形ではないノイズのようなものが見られる。つまり、この計測期間内で、途中でノイズが混入している。

図5の10秒間の解析結果は以下の通りである。図5は図4における60秒から70秒までの10秒間を抜き出したものである。図5における上からの変位データは振幅約2

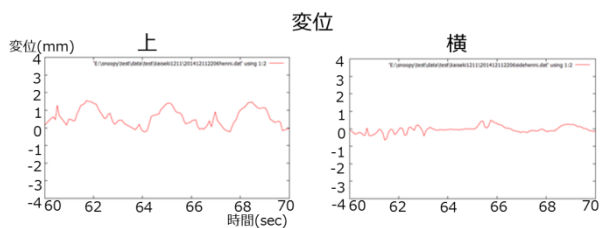


図 5 変位データと FFT 後の周波数スペクトルデータ

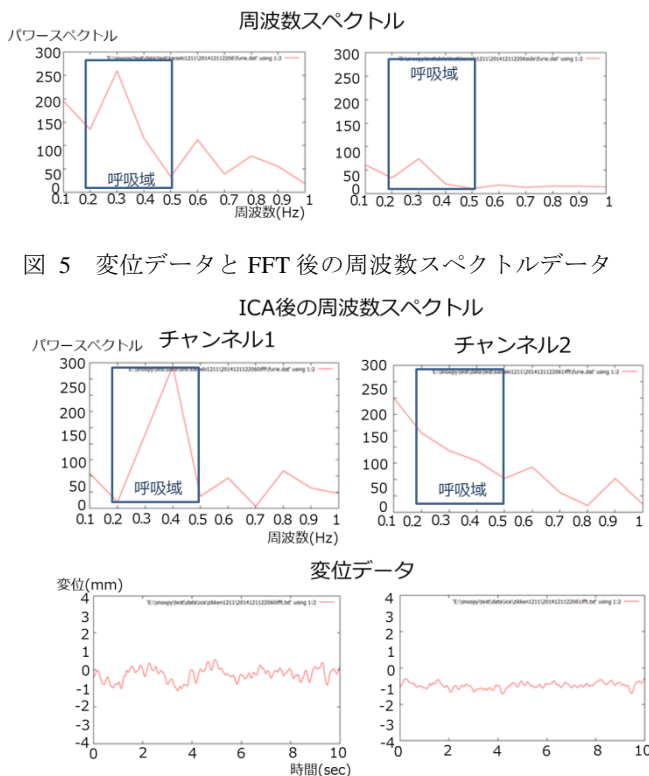


図 6 ICA 後の周波数スペクトルデータと変位データ mm の山が続いている。しかしながら、横からの変位データには、一定の振幅をもつ波形は見られない。図 5 の 10 秒間の解析結果は以下の通りである。図 5 は図 4 における 60 秒から 70 秒までの 10 秒間を抜き出したものである。図 5 における上からの変位データは振幅約 2mm の山が続いている。しかしながら、横からの変位データには、一定の振幅をもつ波形は見られない。それぞれのデータに FFT を適用したグラフにおいて、上からの周波数スペクトルデータは 0.3Hz 帯の周波数スペクトルが 1 番全体に占める割合が大きい。乳児呼吸周波数帯域は 0.2~0.5Hz とされており、グラフではその区間を青枠で示す。0.3Hz は呼吸域内であるため、呼吸状態であると認識できる。しかし、横からの周波数スペクトルデータは 0.1Hz 帯の周波数スペクトルと 0.3Hz 帯の周波数スペクトルが同様に大きい。したがって呼吸状態であると断定できない。

そこでノイズと呼吸を分離するために、上からと横からの周波数スペクトルデータを 2 チャンネルの入力として ICA を適用する。ICA を行った結果を図 6 に示す。ICA の結果、チャンネル 1 は、0.4Hz 帯の周波数スペクトルが全体に占める割合が 1 番大きい。よって呼吸状態であると判

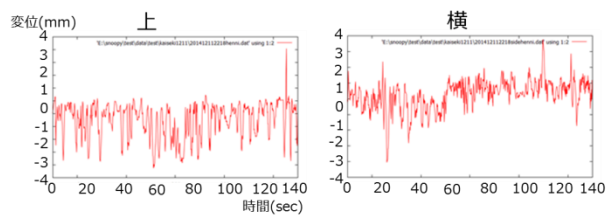


図 7 計測時間全体の変位データ

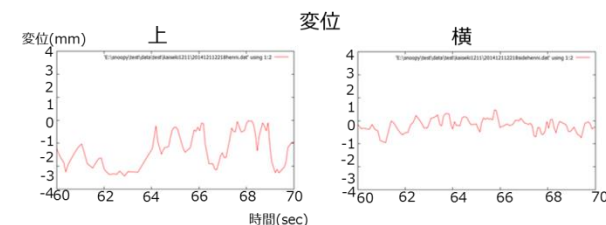


図 8 変位データと FFT 後の周波数スペクトルデータ断できる。チャンネル 2 は、0.1Hz 帯の周波数スペクトルが 1 番全体に占める割合が大きい。つまり、この 2 チャンネルのうち、チャンネル 1 が呼吸を、チャンネル 2 がノイズを表していると考えられる。また、それぞれのチャンネルの周波数スペクトルデータに IFFT を適用した結果、チャンネル 1 のグラフからは一定の振幅を持つ波形が得られた。チャンネル 2 からは一定の振幅をもつ波形はない。これらの結果から、建物のノイズが発生した場合において、ICA を適用することにより呼吸が検出できると判断できる。

4.3 保育器にノイズが発生した場合

図 7, 図 8, 図 9 に保育器にノイズを発生させた実験の結果を示す。図 7 の計測時間全体の変位データについて述べる。上からの計測データからは、計測時間全体を通して振幅 3mm の波が多くある。また、90 秒付近にはパルスノイズがある。また、200~210 秒の間には他とは違う波が生じている。また 20 秒付近、80 秒付近、90 秒付近にパルスノイズのようなものがある。

図 8 は図 7 におけるノイズが見られる 200 秒から 210 秒までの 10 秒間を抜き出したものである。上からの変位データには、4 秒までは振幅が 1mm 以下であるのに対して、4 秒を境に振幅が 2mm に変化している。また 4 秒から 7 秒までの波と、7 秒から 9 秒までの波が似た波形である。横からの変位データには、1 秒間隔で振幅が 1mm の波が生じている。変位データに FFT を適用した周波数スペクトルグラフにおいて、上からの周波数スペクトルデータは 0.1Hz 帯の周波数スペクトルが全体に占める割合が 1 番大きい。グラフの青枠で囲った 0.2~0.5Hz 区間が呼吸域である。

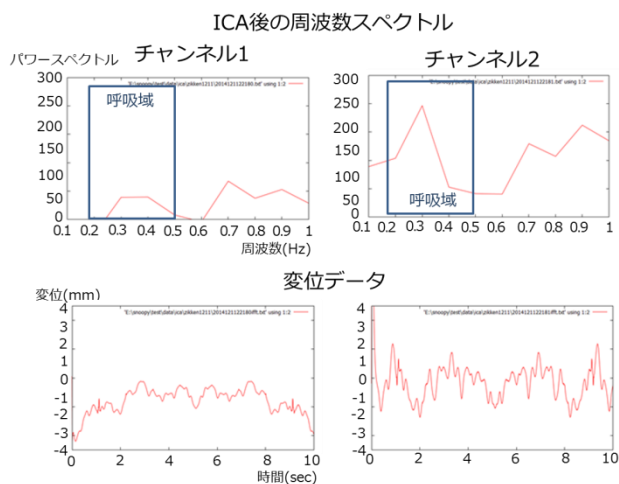


図 9 ICA 後の周波数スペクトルデータと変位データ
 0.1Hz 帯は呼吸域内ではないため、呼吸状態であると断定できない。また横から FFT を行ったグラフは 0.1Hz 帯の周波数スペクトルと 0.3Hz 帯の周波数スペクトルが同様に大きい。したがって呼吸状態であると断定できない。そこで、ノイズと呼吸を独立させるために、上からと横からの周波数スペクトルデータを 2 チャンネルの入力として ICA を適用する。ICA を適用したグラフは図 8 に示す。ICA の結果、チャンネル 1 は、0.7Hz 帯の周波数スペクトルが 1 番全体に占める割合が大きい。チャンネル 2 は、0.3Hz 帯の周波数スペクトルが 1 番全体に占める割合が大きい。したがって、呼吸状態であると認識できる。この 2 チャンネルのうちチャンネル 1 がノイズを、チャンネル 2 が呼吸を表していると考えられる。

それぞれのチャンネルの周波数スペクトルデータに IFFT を適用する。チャンネル 1 からは 0 秒から 10 秒までが 1 つの大きな波が存在する。チャンネル 2 のグラフからは 0~2 秒、2~5 秒、5~8 秒、8~10 秒にそれぞれ似た振幅を持つ波が生じている。乳児の呼吸は 0.2~0.5Hz、1 呼吸にかかる時間は 2 秒~5 秒とされる。よって、チャンネル 2 が呼吸の変位波形と考えられる。これらの結果から、保育器にノイズが発生した場合においても、ICA を行うことにより呼吸検出が可能と判断できる。

5. まとめ

本稿では、呼吸の有無をリアルタイムに検出するために、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。定在波レーダを用いる利点として、非接触で呼吸の観測が行えること、0.01mm の微小変位も測定可能であることが挙げられる。この定在波レーダを用いて、呼吸の周波数の有無を検出するモニタリングシステムの開発を行い、システムの有効性を示すために実験を行った。結果として、建物のノイズと保育器のノイズが入り呼吸が検出できない区間においても、ICA を適用することにより安定して呼吸の観測が行えることが分かった。今後は実際の

病院への導入を目指し、より安定して呼吸が観察できるシステムの開発を目指す。

参考文献

- [1] A. A. O. 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] Pediatrics, “SIDS and Other Sleep-Related Infant Deaths: Expansion of Recommendations for a Safe Infant Sleeping Environment, ” Pediatrics,, 2011,doi: 10.1542/peds.2011-2284.
- [3] “新生児・乳幼児体動モニタ ネオガード+ ,” 株式会社スカイネット, [オンライン]. Available: <http://www.webskinet.co.jp/neoguard.htm#section5>. [アクセス日: 3 12 2014].
- [4] “Sproutling Baby Monitor,” [オンライン]. Available: <http://www.sproutling.com/>.
- [5] 山口求, 今村美幸, 松高健司, 光盛友美, “乳幼児のスキンケアに関する研究 : シュガースクラブの効果,” 日本小児看護学会誌, 18(1), 59-64, 2009-03-20.
- [6] 倉見 義幸, 伊藤 裕司, 名取 道也, 大関 和夫, 青木 義満, “FG 視覚センサを用いた非接触新生児呼吸モニタリングシステムの開発,” 一般社団法人 電気学会, 電気学会論文誌. C, 電子・情報・システム部門誌, 130(9), 1581-1587, 2010-09-01.
- [7] 上保徹志, “0 m から測距可能な定在波レーダ,” 電気学会論文誌 C, vol125-C, no.111, pp.1646-1651, 2005.
- [8] 東桂木 謙治, 中畑 洋一郎, 松波 勲, 梶原 昭博, “超広帯域無線を用いた呼吸監視特性について,” 一般社団法人 電気学会, 電気学会論文誌. C, 電子・情報・システム部門誌 129(6), 1056-1061, 2009-06-01.
- [9] 高木里穂, 高田雅美, 梅田智広, 城和貴, “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,” 情報処理学会研究報告 BIO, バイオ情報学, 2012-BIO-32(20), 1-6, 2012-11-29.
- [10] 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.