

長時間呼吸信号のローレンツプロットによる呼吸障害判別

伊吹 友佑¹ 竹尾 淳¹ 加藤 昇平¹ 矢口 隆明¹ 岩田 彰¹ 早野 順一郎²

概要: 現在, 日本では高齢化率の増加に伴い, 介護を必要とする高齢者(要介護認定者)の数も増加している. 多くの高齢者は在宅医療介護を希望しており, 今後その需要はますます増加すると考えられる. しかし, 在宅医療介護には急変への対応が遅れるという課題がある. そこで, 我々はこうした問題の解決に向け, 無拘束に患者の呼吸信号が取得可能な多点感圧センサシートを用いて, 高齢者の呼吸状態モニタリングに関する研究を行っている. 本報告では, 心電図 RR 間隔の評価に用いられているローレンツプロットを元に呼吸信号の解析手法を提案し, 取得した呼吸信号から呼吸障害区間を判別する手法を評価した.

キーワード: 在宅医療, 多点感圧センサシート, 呼吸障害, ローレンツプロット

1. はじめに

日本では 2007 年に 65 歳以上の高齢者の総人口に占める割合が 21 % を超えて以来, 超高齢社会となり現在もその割合は増加傾向にある [1]. こうした現状の中で高齢者の希望する介護場所の調査では, 「自宅で家族中心に介護を受けたい」, 「自宅で家族の介護と外部の介護サービスを組み合わせて介護を受けたい」, 「家族に依存せずに生活できるような介護サービスがあれば自宅で介護を受けたい」と答えた高齢者は全体の 7 割以上を占めている [2]. こうした状況から在宅医療のニーズは既に高い状況であり, 高齢者が増加傾向にある現状から需要は高まっていくことが予想できる.

在宅医療の利点は住み慣れた環境で家族・友人に囲まれながら療養を受けることができる, という自由度を損なわない点にある. しかし, その一方で在宅医療には医療スタッフが遠隔地にいることになるため, 急変時での対応が遅れてしまう, という問題点があるのも事実である [3]. よって, 自由度を損なわないまま, 遠隔地にいる医療スタッフが急変時の兆候をリアルタイムに捉えられるモニタリングシステムの構築には非常に意義があるものである.

本研究では, そうしたモニタリングシステムを見据え, 数多くあるモニタリング装置の中でも非侵襲・非拘束であり, 患者やその家族・友人に負担を強いらず自由度を損なわない機器の選定と選定機器が呼吸障害の評価に対して十

分な精度を保っているか検証を行った. また, 選定機器にて測定に優れている呼吸周期を用いた呼吸障害の判別手法を提案し, 評価を行った.

2. 機器の選定と信頼性の評価

2.1 機器の選定

遠隔地にいる医療スタッフが急変時の兆候をリアルタイムに捉えられるモニタリングシステムの目標達成に向けて, 生体情報を取得することができる機器の選定が必要である.

生体情報取得の代表的な手法として終夜睡眠ポリグラフ検査(以下, PSG 検査)が挙げられる [4]. これは睡眠状態と睡眠に関連した行動や生体情報を同時かつ経時的に評価する検査手法である. 測定する項目として脳波, 眼球運動, 頤筋の筋電図, 呼吸運動, 換気運動, 心電図, 動脈血酸素飽和濃度などを測定することが可能であり, 睡眠時呼吸状態の検査などで用いられている最も主流な手法の一つである. 測定には脳波, 筋電図, 呼吸運動, 眼球運動などを記録するため電極を頭部, 目の周り, 鼻腔, 手足に取り付ける. この手法は既に広く用いられている通り, 非常に高い精度で生体情報を取得することができる. しかし, 在宅医療を見据えて PSG 検査の機器を用いることの問題点として, 電極やセンサ類を身体に接触させて測定する必要がある. その結果, 患者に拘束感を与え, 入眠困難や無意識にセンサ類を外してしまうといったことを招く恐れがある. また, 機器の設置に対して患者の家族・友人に負担を強いる点や医療スタッフの介助が不可欠な点が存在する. このことから日常の長期モニタリングには不向きであり,

¹ 名古屋工業大学, 愛知県
Nagoya Institute of Technology

² 名古屋市立大学, 愛知県
Nagoya City University

在宅医療の利点である自由度を損なってしまうことが想定できる。

PSG 検査に加え、生体情報の取得には他にアプノモニター検査やパルスオキシメータを用いた手法があるが、前述の通りセンサ類を接着する手法であるため、在宅医療のモニタリングには不向きである。身体にセンサ類を接着させない手法には多く研究が成されており、代表的な手法としてはファイバースコープを用いた非接触型呼吸センサを用いる手法 [5]、定在波レーザを用いるリアルタイムモニタリングシステムの開発 [6]、マイクロホンを用いて記録した呼吸音を元にした睡眠状態の推定 [7] などが報告されている。しかし、この手法も専門スタッフによる機器の設定・設置やセンサに監視されているという環境がもたらす自由度の減衰が考えられ、在宅医療の利点を損なってしまう。

2.2 センサシート

生体情報を取得する方法として、ベッドに敷く体圧センサによる測定方法が確認されている。ベッドに敷く体圧センサを本研究ではセンサシートと呼称する。センサシートによる測定方法では、呼吸運動を非接触でモニタリングすることが可能である。センサシート内に設置された単数、または複数の圧力センサが呼吸に伴う微小な圧力変化を感じ、呼吸運動を記録することが可能である。

本研究では、他機器と比較し、長時間測定が可能であることや 99 点の圧力センサを用いるため高精度であることを鑑み、GAC 株式会社製「スリープアイ GD700」を選択した。



図 1 スリープアイ GD700

センサシートを用いた睡眠時無呼吸症候群の検査に対し、センサシートの普及による医療経済的効果を推定した研究では、国内で 450 億円以上の経済効果をもたらすと報告されている [8]。

センサシートを用いる利点と欠点について述べる。他手法を導入することで想定できる問題点として「患者の家族・友人に設置の負担を強いる」、「センサの監視や接着による患者の心理的負担」、「専門スタッフの介助の必要性」ということが挙げられる。センサシートの用いる利点は先述した経済効果が目に見えることに加え、これらの問題点を抱えることがないという点である。一方、問題点として記録した呼吸波形、呼吸障害区間記録の信頼性に他手法の研究報

告内で疑問視がされているということである。センサシートは呼吸流量を直接記録しているのではなく、胸部、腹部の体圧の変動を記録しているため、このような疑問視を受けている。

2.3 判別対象とする呼吸障害

スリープアイ GD700 を用いて取得した呼吸波形を用いて、本研究では呼吸障害の判別を行う。

本論文では、呼吸障害を呼気と吸気を交互に繰り返される呼吸運動の途中で周期に乱れが生じる症状を指す。呼吸障害区間は呼吸数、1 回換気量、呼吸リズムの 3 つで判定を行う。呼吸数は胸壁の上下運動の数であり、呼気と吸気を合わせて 1 回と数えるものである。1 回換気量は呼吸により出入りする空気量のことであり、呼吸波形の振幅にあたる。呼吸リズムとは呼吸周期とも呼ばれており、周期性の有無によってリズムの安定性が判断されている。

この 3 つにより判定される呼吸障害の分類を表 1 に示す [9]。

表 1 判別対象となる呼吸障害

異常の所見		症状名
呼吸数	減少	睡眠時無呼吸
		徐呼吸 (9 回 / 分以上)
	増加	多呼吸 (25 回 / 分以上)
1 回換気量	減少	低呼吸
	増加	過呼吸
		Kussmaul の大呼
呼吸リズム		チェーンストークス呼吸
		Biot 呼吸

呼吸障害区間は中枢神経系の疾患・障害などの兆候といわれており、呼吸波形のモニタリングと呼吸障害区間の判別は意義のあるものといえる。

1 回換気量異常の内、低呼吸・無呼吸は米国睡眠医学会が診断基準を示している [10]。低呼吸は基準となる通常呼吸区間から 1 回換気量が 30 % 以上の低下、無呼吸は基準となる通常呼吸区間から 1 回換気量が 90 % 以上の低下が見られる波形が 10 秒以上継続した時、低呼吸、無呼吸と診断する。本研究では選択したセンサシート「スリープアイ GD700」を用いて、呼吸障害の判別を行う。

2.4 選定機器の信頼性評価

センサシートの問題点は呼吸波形の記録に対する信頼性である。そこで、選択したセンサシート「スリープアイ GD700」が先述した呼吸障害の記録に対し、高精度で記録できるか評価を行った。

先行研究として、高崎ら [8] による臨床評価でポリグラフシステムとスリープアイ GD700 の前機種である「スリープアイ SD-101」を用いて信頼性を評価している。平均年

年齢 45.6±10.9 歳の男性 45 名，女性 7 名を対象に睡眠時呼吸波形の記録をポリグラフシステムとスリープアイ SD-101 にて行った。SD-101 の測定結果から検査中に見られた無呼吸・低呼吸の総数である無呼吸・低呼吸回数，ポリグラフシステムの測定結果から無呼吸・低呼吸指数（Apnea Hypopnea Index : AHI）を算出した。双方の結果を元に算出した相関係数の結果は $r = 0.862$ となったことから，無呼吸，低呼吸の測定に信頼性を確認されている。このことから 1 回換気量異常に対して，信頼性を確認がされている。

呼吸障害の評価には 1 回換気量の他に呼吸数，呼吸リズムの 3 項目で評価を行う。呼吸リズムは 1 回換気量と呼吸数の乱れで評価することができる。高崎らの臨床評価では呼吸数の評価が行われていないことから，本研究ではスリープアイ GD700 の記録する呼吸数の信頼性を評価する実験を行った。

対象

2017 年 12 月に名古屋工業大学の大学院生男性 5 名を対象に実験を行った。選択する基準として呼吸器系に疾患・障害を持たないことを条件とした。被験者には事前に実験の趣旨と目的を理解してもらい，合意の上で協力を依頼した。

実験設定

被験者には室温 24±2 °C の部屋にて仰向けで安静状態を保ってもらい，選択した機器スリープアイ GD700 と PSG 検査で用いられている鼻腔圧センサを用いて，1 時間呼吸波形の並行記録を行った。なお，被験者には呼吸数に影響が出る恐れから実験前 2 時間の飲食，カフェインの摂取と実験前日までの飲酒，喫煙を控えるよう指示した。また，体圧に影響が出る恐れからスリープアイ GD700 と接する上半身は服装を統一した。その上で医療スタッフの指示の元，スリープアイ GD700 の設置と鼻腔圧センサの装着を行い，1 時間の呼吸波形を記録した。なお，鼻腔圧センサにはイーストメディック社製 nose-tip thermistor を用いた。

呼吸数と相関係数の算出

呼吸障害の判断は 1 分間の波形で評価することから，記録した 1 時間の呼吸波形を 1 分毎に区切り，評価を行った。呼吸数の算出はスリープアイ GD700，鼻腔圧センサの記録波形のピーク点数を用いた。両記録波形の内，同じ時間に記録された呼吸数から相関係数を算出する。

記録した呼吸波形と相関係数の算出結果

図 2,3 に PSG 検査とスリープアイ GD700 の 1 時間の呼吸数の遷移を示す。

記録した結果の内，1 名の呼吸数の遷移図である。31 分からの呼吸数の下降と増加や 42 分からの呼吸数の下降と増加からわかるとおり，スリープアイ GD700

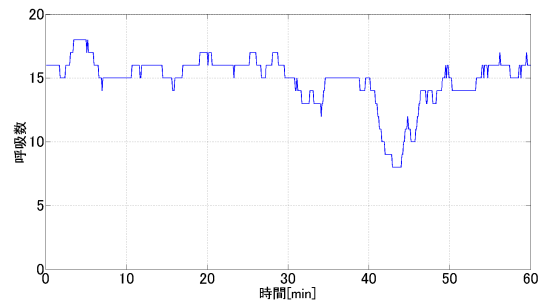


図 2 スリープアイ GD700 で算出した呼吸数

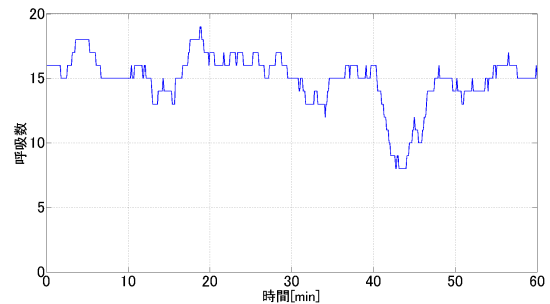


図 3 鼻腔圧センサで算出した呼吸数

と鼻腔圧センサ間で増減を捉えられていることがわかる。

また，相関係数の算出結果は $r = 0.911$ と高い相関を示す結果となった。よって，呼吸数においても選択した機器「スリープアイ GD700」は信頼性が確認できた。また，前述の内容より 1 回換気量，呼吸数，呼吸リズムの異常の判断において信頼性があるということが言える。

2.5 寝たきり高齢者の呼吸取得

スリープアイ GD700 を用いて，寝たきり高齢者に対し長時間呼吸波形の取得を行った。被験者は 70 代～90 代の笠寺病院（名古屋市南区）にて入院中の寝たきり高齢者 15 名である。医師，看護師の協力の元，長時間取得を行った。なお，被験者に対しては実験目的，内容を説明した上で同意書を用いて合意していただいた。この実験にて取得した呼吸波形，体圧値から通常時の呼吸区間と呼吸障害が見られる区間を確認した。呼吸障害の見られる区間では全障害の内，過呼吸，低呼吸，頻呼吸，無呼吸，チェーンストークス呼吸の 5 症例である。

3. 呼吸障害の判別手法

センサシートは呼吸数や呼吸間隔を記録することに長けている。本研究では，呼吸障害の判別手法として心電図 RR 間隔で用いられているローレンツプロットを用いる手法を提案する。

3.1 心電図 RR 間隔のローレンツプロット

心電図 RR 間隔とは，心電図波形の QRS 波と次の QRS 波までの間隔のことを指す。心電図 RR 間隔は不規則な変

動、ゆらぎを持っており、この非線形な振動現象の解析にて自律神経活動の評価が行われている。中でも周波数解析して得られる高周波成分 HF (0.15Hz~0.40Hz) のパワー、または高周波成分 HF と低周波成分 LP (0.04Hz~0.15Hz) の比を用いて評価されることが主流である [11]。

ローレンツプロット (以下, LP) は心電図 RR 間隔の評価の目的として提案された手法の一つである [12]。LP は横軸に n 番目、横軸に $n+1$ 番目の心電図 RR 間隔をグラフ上にプロットしたものである。

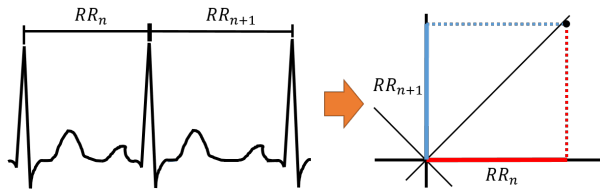


図 4 心電図 RR 間隔の LP

利点として、視覚的に変動を捉えられることや周波数解析、フラクタル解析に比べ処理が簡便であることが挙げられる。LP を定量的に評価する指標として、 m , S が挙げられる。

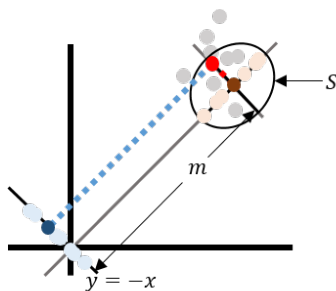


図 5 LP の評価指標 m, S

LP された全ての点を $y = x$ 軸上に投影し、原点 (0, 0) との投影座標の距離の平均が m である。また、LP された全ての点を $y = x$ 軸と $y = -x$ 軸上に投影し、原点 (0, 0) とそれぞれの投影座標の距離の標準偏差を σ_x , σ_{-x} とする。この時、長軸 σ_x 、短軸 σ_{-x} とする楕円の面積 S は、 $S = \pi \times \sigma_x \times \sigma_{-x}$ となる。LP では、この m, S を用いて定量的に評価する。

3.2 呼吸間隔の LP による手法

LP を呼吸間隔に適用し、呼吸障害を判別する手法を提案する。心拍変動時系列を用いて入眠移行期の簡易推定法を提案する研究 [13] や呼吸回数や振幅変動を推定する研究 [14] が行われている。しかし、呼吸障害の評価は心拍変動からは行うことができない。

また、呼吸情報を用いた判別には記録した 1 回換気量に対し閾値を設定するものが主流である。ここで別の評価指標として呼吸間隔の LP を用いた手法として本手法を提案する。センサシートは呼吸障害の評価に足る性能をしてい

るが、特に呼吸数、呼吸間隔の記録には優れている。よって本研究でも呼吸間隔に着目し、呼吸波形に LP を用いて呼吸障害の判別を行う手法を提案する。呼吸障害の判別への適用手順は以下の通りである。

- (1) 記録した呼吸波形の極大点を算出
- (2) ある極大点から次の極大点までの間の差分を取り、呼吸間隔を算出
- (3) 横軸に i 番目、縦軸に $i+1$ 番目の呼吸間隔 (sec) としてグラフ上にプロット

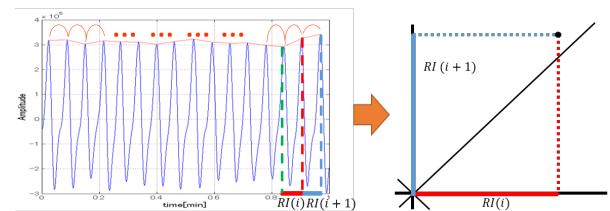


図 6 呼吸間隔の LP による手法

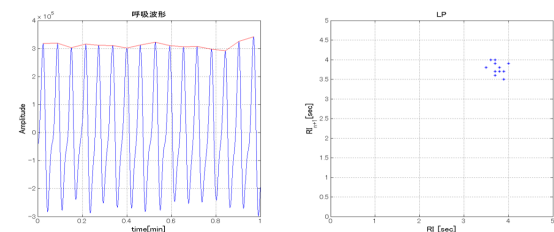


図 7 通常時呼吸の LP 図

ただし、呼吸波形の中に 1 周期の途中で一度段階的に上昇と下降をしてから極大点に向かう波形が存在する。これは呼吸に影響する疾患や障害を持たない健康者でも呼吸周期の乱れを整えるために行うこらえ呼吸である。本研究では、このこらえ呼吸の影響を低減させるため、呼吸周期の算出に極大点を用いたが、こらえ呼吸のピークを極大点をみなすことが多い。そこで、記録した呼吸波形に対し、ピークの誤認識を防ぐため、移動平均フィルタによる平滑化を行っている。

また、体動区間は前述している通り、呼吸波形が正しく取得することができない。スリープアイ GD700 では胸部と腹部の体圧変化で呼吸波形を記録しているが、それとは別に体圧値を記録している。体圧値の記録方式はセンサ内にある 99 点の感圧センサの内、大きく体圧がかかっているセンサの群がある。この群の位置の変化を元に体位変化と前のセンサ全てにかかっている体圧の差分から体圧値を記録している。この体圧値に閾値を設け、体動区間と非体動区間に分ける。

非体動区間をそれぞれ呼吸数、1 回換気量、呼吸リズムで評価し、呼吸障害を判別する。呼吸数は前述で検証を行ったとおり、周期をスリープアイ GD700 でも正しく取得できることから、記録した波形から回数を算出し、日本臨床検査医学会のガイドラインの基準どおりに閾値を設定する

ことで判別を行う。

呼吸リズムと1回換気量異常は周期に変動が大きくなることから判別できることを想定し、心電図RR間隔のLPで定量的評価に用いられる m, S を算出し、閾値を設定することで呼吸障害の判別を行う。

3.3 呼吸間隔と振幅のLPによる手法

呼吸間隔のLPを用いた判別手法では、呼吸リズムの判別精度に期待が持てる反面、1回換気量異常の判別精度に関しては、周期のみの評価指標であるため、期待が持てない。そこで、呼吸間隔と1回換気量の両方を用いた判別手法を提案する。適手順は以下の通りである。

- (1) 記録した呼吸波形の極大点を算出
- (2) ある極大点から次の極大点までの間の差分を取り、呼吸間隔を算出
- (3) i 番目の呼吸間隔と i 番目の振幅ピーク値の積を算出
- (4) 横軸に i 番目、縦軸に $i + 1$ 番目の積をグラフ上にプロット

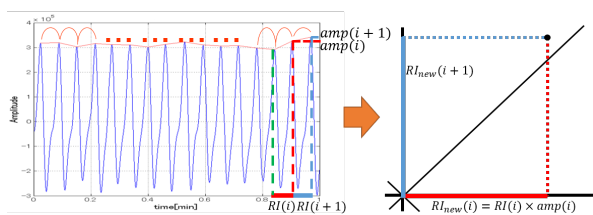


図 8 呼吸間隔と振幅のLPによる手法

呼吸数は先述した内容と同様に、周期をスリープアイGD700でも正しく取得できることから、記録した波形から回数を算出し、日本臨床検査医学会のガイドラインの基準どおりに閾値を設定することで判別を行う。

呼吸リズムと1回換気量異常は周期に変動が大きくなることから判別できることを想定し、心電図RR間隔のLPで定量的評価に用いられる m, S を算出し、閾値を設定することで呼吸障害の判別を行う。

4. 提案手法の評価実験

提案した2手法を通常呼吸区間が大半を占める20代健康者と高齢者5名の呼吸波形で判別率を算出する。

波形がどの呼吸障害であるかを示す正解ラベルは医師のコメントを元に概形や前後の経過から設定した。被験者6名の1時間の波形を1分毎に2手法で判別し、一致度から判別率を比較した。

なお、表2に被験者の詳細を示す。

4.1 実験結果と考察

判別結果を表に示す。各被験者の1時間の内、判別できた時間の割合を示している。

呼吸間隔のLPによる手法より呼吸間隔と振幅のLPに

表 2 実験に用いた被験者情報

年齢	性別	記録開始時刻
21 歳	男性	2014 年 11 月 21 日 02:00:00
92 歳	女性	2015 年 05 月 21 日 00:00:00
91 歳	女性	2015 年 05 月 31 日 02:00:00
93 歳	女性	2015 年 09 月 26 日 03:00:00
85 歳	男性	2015 年 10 月 24 日 04:00:00
77 歳	男性	2015 年 12 月 18 日 22:00:00

表 3 2 手法の判別率

分類	年齢	性別	手法 1	手法 2
健康者	21 歳	男性	96.7 %	98.3 %
寝たきり高齢者	92 歳	女性	70.0 %	78.3 %
	91 歳	女性	65.0 %	80.0 %
	93 歳	女性	56.7 %	71.7 %
	85 歳	男性	71.7 %	71.7 %
	77 歳	男性	75.0 %	85.0 %

よる手法の方が高い精度で判別ができていた。健康者の呼吸波形は全区間中7割以上が通常時呼吸の区間であったが、両手法とも9割以上の精度を確認した。寝たきり高齢者の呼吸波形は呼吸間隔と振幅のLPによる手法にて7割から8割の精度を確認した。健康者より寝たきり高齢者の方が呼吸間隔にある変動が大きくなることから健康者よりも精度が落ちたと考えられる。

次に各呼吸障害の症例数の合計と誤りなく判別できた症例数を示す。表4は記録した症例数と判別できた症例の合計数である。

表 4 各呼吸障害の症例数合計と判別率

分類	症例	手法 1	手法 2
通常呼吸	79 例	75.9 %	81.0 %
体動区間	74 例	95.9 %	95.9 %
過呼吸	49 例	51.0 %	71.4 %
低呼吸	56 例	75.0 %	83.9 %
チェーンストークス呼吸	102 例	55.9 %	78.4 %

手法間で1回換気量異常が見られる呼吸障害に精度の向上が確認できた。

誤判別の大半はチェーンストークス呼吸と低呼吸の混同であった。チェーンストークス呼吸は1回換気量の段階的増加をした後、段階的減少が確認できる呼吸障害である。そのため、判別区間の違いにより誤判別が起きることがあった。

5. おわりに

本研究では、高齢化による在宅医療の需要が高まる昨今を受け、非侵襲非拘束な睡眠評価装置である多点感圧センサシートGD700を用いて、寝たきり高齢者の呼吸波形を記録した。記録した呼吸障害をガイドライン、指標に基づく評価を行った際、1回換気量、呼吸数、呼吸リズムによ

て判断できる呼吸障害が記録できることを確認した。その後、PSG 検査で用いられている鼻腔圧センサとの並行取得実験を行い、スリープアイ GD700 の呼吸回数の信頼性の評価を行った。

また、呼吸障害判別に向け、心電図 RR 間隔で用いられているローレンツプロットを用いて呼吸間隔の LP を用いる判別手法と呼吸間隔と振幅の LP を用いる判別手法を提案した。提案手法から判別率を評価し、呼吸間隔と振幅の LP による手法の方が精度が優れていることがわかった。

今後の課題として、チェーンストークス呼吸と低呼吸の誤判別を避けるために呼吸障害の判別の要因に前後の経過を加えた手法、アルゴリズムを考案と精度向上のための改善を行っていくことが挙げられる。

謝辞 本研究の遂行にあたり、高齢者の呼吸波形記録に協力して頂いた笠寺病院の関係者の皆さま、鼻腔圧センサとの並行実験に対しご協力いただいた名古屋市立大学の湯田恵美氏、吉田豊氏に感謝する。

参考文献

- [1] 総務省：平成 24 年度版地方財政白書 第 1 部 特集 ICT が導く震災復興・日本再生の道筋（オンライン），入手先 <http://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/h24/html/nc112120.html>（参照 2015-12-28）
- [2] 厚生労働省 在宅医療・介護推進プロジェクトチーム：在宅医療・介護の推進について（オンライン），入手先 http://www.mhlw.go.jp/seisakunitsuite/bunya/kenkou_iryuu/iryuu/zaitaku/dl/zaitakuiryuu_all.pdf（参照 2018-01-24）
- [3] 訪問看護 NAVI：在宅医療を行うメリット・デメリット（オンライン），入手先 <http://homonkango.net/about/begin/more/0047/index.html>（参照 2018-01-24）
- [4] 八木 朝子：我が国における睡眠ポリグラフ検査（PSG）の現状，医学検査 Vol.65 No.1(2016)
- [5] 青木広宙，仲村秀俊，中島真人：ファイバースコーピング視覚センサを用いた睡眠時呼吸障害スクリーニング方法の提案，電気学会 Vol.124, No.9（2004）
- [6] 高木里穂，石川由羽，高田雅美，梅田智弘，城和貴：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，情報処理学会 Vol.2012-BIO-32 No.20,pp.1-6（2012）
- [7] 荒木光仁，善甫啓一，水谷孝一，若槻尚斗：呼吸音モニタリングによる睡眠状態推定，ライフサポート学会，pp.91-92（2016）
- [8] 高崎雄司，金子泰之，榊原博樹，佐々木文彦，内山康裕，三重野ゆうき，村野朗，工藤翔二：多点感圧シートを用いた SAS の無拘束簡易検査装置（SD-101）の臨床評価と医療経済学的効果の推定，日呼吸会誌，Vol.46, No.3, pp.181-188（2008）
- [9] 日本臨床検査医学会：臨床検査のガイドライン 2005/2006 症候編疾患編検査編（オンライン），入手先 http://www.jslm.org/books/guideline/05_06/024.pdf（参照 2017-04-16）
- [10] 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）
- [11] ストレスと自律神経の科学，心拍変動とはなにか？心拍のゆらぎとはなにか？，入手先 http://hclab.sakura.ne.jp/stress_novice_hartrate.html（参照 2018-01-24）
- [12] 豊福史，山口和彦，荻原啓：心電図 RR 間隔のローレンツプロットによる副交感神経活動の簡易推定法の開発，人間工学，Vol.43, No.4, pp.185-192(2007)。
- [13] 谷田陽介，荻原啓：心拍 RRI のローレンツプロット情報に着目した入眠移行期の簡易推定法，生体医工学，Vol.44, No.1, pp.156-162（2006）
- [14] 吉田豊，横山清子：心拍変動時系列から呼吸関連パラメータの推定，生体医工学，Vol.43, No.3, pp.456-460,（2005）