

長時間心電図記録からの
呼吸レートの推定に関する研究

平成18年度

三重大学大学院工学研究科
博士前期課程 情報工学専攻

宇佐美 俊之

修士論文

長時間心電図記録からの
呼吸レートの推定に関する研究



平成 18 年度修了
三重大学大学院工学研究科
博士前期課程 情報工学専攻

宇佐美 俊之

はじめに

睡眠時無呼吸症候群 (SAS) は、重大事故の原因となりうる昼間の異常な眠気を誘発することが知られており、社会的関心が高まっている睡眠疾患である。SAS に代表される睡眠疾患の診断には、まずパルスオキシメータによるスクリーニング検査を行う。そして、スクリーニング検査の結果において SAS の疑いがある場合、詳細な診断のためにポリソムノグラフ (PSG) を行うという診断の流れがある。しかし、現状ではパルスオキシメータによるスクリーニング検査だけでは、潜在的な SAS 患者の発見が十分ではない。

本研究では、潜在的な SAS 患者を発見するために、心電図から呼吸レートを推定する手法の開発を目的とする。この手法による呼吸レート推定が可能になれば、不整脈や狭心症の診断に利用される 24 時間心電図 (ホルター心電図) を SAS のスクリーニングに利用できるようになる。

睡眠時の心拍レートは、呼吸性不整脈や体位の変動等の外的要素に影響されて変動する。この特徴を利用し長時間心電図記録の R-R 変動のパワースペクトルを用いて、SAS の無呼吸発作 [1] や心不全での Cheyne-Stokes 呼吸の出現 [2] を推定する手法が発表されている。しかし、これらの手法は、無呼吸出現開始、終了時刻を正確に推定する時間分解能を有していない。R-R 変動に対しヒルベルト変換を用いて瞬時の呼吸レートを推定する手法も発表されている。しかし、この手法は、高いサンプリングレートの心電図が必要とされている。一般的な心電図から無呼吸発作が開始、終了される時刻を正確に同定するためには、長時間心電図記録における R-S レベルから瞬時の呼吸レートを連続した時間軸上で求める必要がある。本研究で提案する手法は、(1) 長時間心電図記録における R 波出現時刻の検出、(2) 呼吸に起因する R-S レベルの取得、(3) 呼吸レートの算出から構成される。長時間心電図記録における R 波出現時刻の検出は、心電図の時間微分を求め、それに対してヒルベルト変換を用いて R 波が出現する可能性のある時間範囲を推定し、その推定結果を用いてより詳細な R 波出現時刻を得る [3]。次に、呼吸レート算出のために、検出した R 波出現時刻を用いて R-S レベルを求める。この R-S レベルは呼吸以外の様々な外的要素の影響を受ける。呼吸に起因する変動のみを取り出すために、帯域フィルタ (Turkey Window) で 0.1~0.45[Hz] の成分を残す。最後に、ヒルベルト変換により帯

域フィルタをかけた R-S レベル信号の瞬時位相を求め、その時間差分から瞬時周波数を計算する。この瞬時周波数が心電図から算出した呼吸レートとなる。また、心電図から算出した呼吸レートの精度を確かめるために、実際の呼吸データからも同じく呼吸レートを算出し、心電図から算出した呼吸レートと比較した。実験の結果、安定した睡眠状態が続く場合、心電図の R-S レベルを用いることにより、呼吸レートの推定ができた。今後は、ウェーブレット変換などでマルチレート解析を行い、各周波数帯に適切な非線型フィルタ処理をして呼吸に由来する周波数成分を強調し、SAS での呼吸レート推定を行えるか検討する。本論文では、第 1 章において研究の背景、第 2 章において関連する技術、第 3 章において提案手法、第 4 章において呼吸レート推定実験、第 5 章においてまとめをそれぞれ述べる。

目次

はじめに	i
第 1 章 研究の背景・目的	1
1.1 研究の背景	1
1.2 現在おこなわれている睡眠時無呼吸症候群の検査方法	1
1.3 従来の研究	2
1.4 研究の目的	2
第 2 章 関連する技術	3
2.1 心電図について [4]	3
2.2 睡眠ポリグラフ検査に使用される装置	4
第 3 章 提案手法	5
3.1 R 波出現時刻の自動検出法	6
3.2 呼吸に起因する R-S 変動の抽出	12
3.3 呼吸レートの計算	13
第 4 章 実験	14
4.1 実験データ	14
4.2 R-S 変動を用いた呼吸レートの推定結果	14
4.3 従来手法との比較	16
4.4 実験結果に対する考察	17
第 5 章 まとめ・今後の課題	18
5.1 まとめ	18
5.2 今後の課題	18
謝辞	19

第 1 章

研究の背景・目的

1.1 研究の背景

睡眠時無呼吸症候群（SAS）は、重大事故の原因となりうる昼間の異常な眠気を誘発することが知られており、社会的関心が高まっている睡眠疾患である。SAS に代表される睡眠疾患の診断には、まずパルスオキシメータによるスクリーニング検査を行う。そして、スクリーニング検査の結果において SAS の疑いがある場合、詳細な診断のためにポリソムノグラフ（PSG）を行うという診断の流れがある。しかし、パルスオキシメータによるスクリーニング検査だけでは、潜在的な SAS 患者の発見が十分でない。

1.2 現在おこなわれている睡眠時無呼吸症候群の検査方法

スクリーニング検査

スクリーニング検査とは、血中酸素濃度が測定できる携帯式の装置を用いて、自宅で睡眠中の血中酸素飽和度の時間変化の記録をとり、記録された血中酸素飽和度の変化を医療機関で解析する検査法である。睡眠中の無呼吸発作の有無が容易に診断できるが、睡眠状態の判別はできない。

ポリソムノグラフィ検査

ポリソムノグラフィ検査とは、脳波、筋電図、眼球運動を計測して睡眠状態をみるためのセンサー、腹部と胸部の呼吸に伴う変化を計測するセンサー、血中酸素濃度をみるためにパルスオキシメータなど多数のセンサーを付けて検査をする。そして、測定したデータを解析し、睡眠時の呼吸の状態と睡眠の状態を詳しく検査する方法である。検査するためには、20000 円～25000 円程度の高額な検査費用がかかってしまう。

1.3 従来の研究

睡眠時の心拍レートは、呼吸性不整脈や体位の変動等の外的要素に影響されて変動する。この特徴を利用し長時間心電図記録の R-R 変動のパワースペクトルを用いて、SAS の無呼吸発作 [1] や心不全での Cheyne-Stokes 呼吸の出現 [2] を推定する手法が発表されている。しかし、これらの手法は、無呼吸出現開始、終了時刻を正確に推定する時間分解能を有していない。また、R-R 間隔変動に対しヒルベルト変換を用いて、瞬時の呼吸レートを推定する研究 [3] がある。しかし、R-R 間隔変動を用いる手法では、高いサンプリングレートで取得した心電図記録が必要とされており、現在使われている心電図記録装置を用いて、精度のよい瞬時の呼吸レートを推定することは困難である。

1.4 研究の目的

本研究の目的は、睡眠時の無呼吸出現開始時刻、終了時刻を正確に推定するため、心電図における R-S レベルの変動を用いて瞬時の呼吸レートを連続した時間軸上で求める手法の開発である。この手法による呼吸レート推定が可能になれば、不整脈を診断するために使用されている 24 時間心電図（ホルター心電図）を SAS のスクリーニングに応用できるようになり、潜在的な SAS 患者をさらに多く発見できることが期待できる。

第2章

関連する技術

本章では、研究に関連する技術, 本研究で用いた計測システムについて説明する.

2.1 心電図について [4]

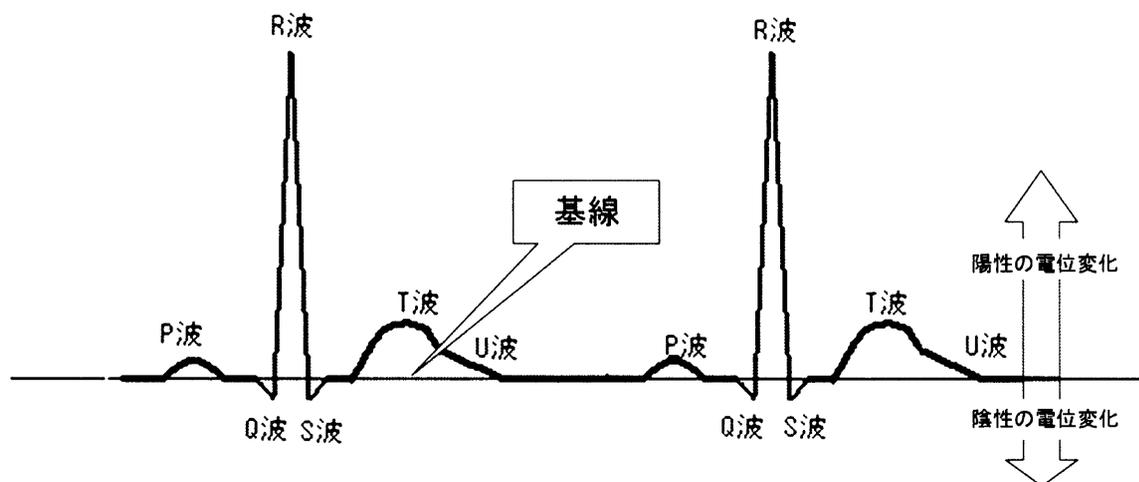


図 2.1: 心電図

心電図は、心臓の電気的な活動を記録したものである。英語で”electrocardiogram”といい、”electro”『電気の』”cardio”『心臓の』”gram”『図』と言う意味で3つの頭文字をとって”ECG”とも言う。

心電図では、電位が定常状態にある時の、平坦な直線が『基線』である。この線より上方への電位変化は陽性(プラス)、下方への電位変化は陰性(マイナス)を意味するので、『等

電位線』とも呼ばれる。

心臓の電氣的活動が始まって一番最初に出現する陽性(上方)の小さい波を『P波』という。このP波は心房の電氣的な興奮を意味している。

P波が終わってしばらくすると、今度は陰性(下方)の小さい電位変化が見られる。この波を『Q波』という。そしてすぐに高く鋭い陽性(上方)の電位変化に変わるが、これが『R波』である。R波は急速に基線に戻って再び陰性(下方)の電位変化に移行するが、これを『S波』という。

このQ波、R波、S波の三つは離れることなく、常に一つの電位変化として見られるため『QRS波』としてまとめて扱われる。QRS波がこのように鋭い形を示しているのは、心室の筋肉で興奮が非常に速く伝わっていることを示している。心臓が肥大するとR波の高さはおおむね高くなる。

QRS群の電位変化が終わり、しばらくほぼ平らに推移してから、緩いこう配の山が出現する。これを『T波』という。時としてT波の後に、きわめてなだらかな丘のような波形が現れることがあり、これを『U波』という。

また、心電図は心臓の電氣的な活動を記録しようとしたものであるため、様々な体動の変化の影響を受けている。具体的には、手足などの体の一部を動かすことや、1分間の呼吸数が24回以上で呼吸が浅くなる瀕呼吸、1分間の呼吸数が12回以下で呼吸の深さが増加する徐呼吸、1回の換気量が増大する過呼吸、1回の換気量が減少する低呼吸、呼吸数と呼吸の深さが増加する多呼吸、呼吸数と呼吸の深さが減少する少呼吸などの呼吸運動、神経活動などの影響を受けている。

2.2 睡眠ポリグラフ検査に使用される装置

睡眠ポリグラフの診断に用いる装置(図2.2)はECG1(心電図1)、Pressure(鼻の空気圧)、Flow(鼻の気流)、Snore(いびきの音量)、Thor(胸の動き:呼吸)、Abdo(腹部での呼吸)、Pos(体位センサ)、Therm(温度)、OxStatus(酸素)、HR(心拍数)、SpO2(酸素飽和度)を測定し、睡眠の状態と呼吸の状態を総合的に検査する。

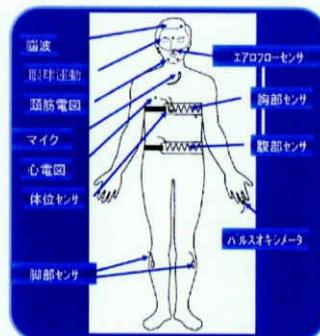


図 2.2: Morpheus システム

第 3 章

提案手法

本章では，提案手法として R-S レベル変動を利用して呼吸レート算出の方法を述べる．心電図の R-S 変動から呼吸レート推定処理の流れについて説明したフローチャートを図 3.1 で示す．

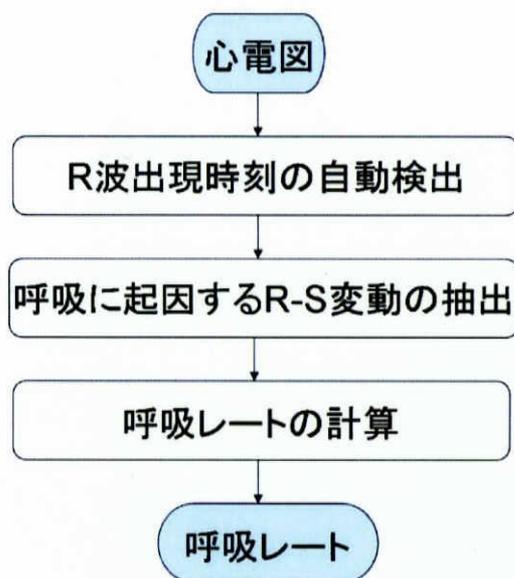


図 3.1: 呼吸レート推定処理の流れ

まず，R 波出現時刻の自動検出法を用いて心電図から R 波出現時刻を検出する．次に，呼吸に起因する R-S 変動の抽出を行う．最後に，呼吸に起因する R-S 変動を抽出した信号から呼吸レートを計算する．以下に詳細を述べる．

提案手法の入力信号は，任意のサンプリング周波数で A/D 変換された心電図 X である．

$$X = (x(t) | t = 0, 1, 2, \dots, m) \quad (3.1)$$

ここで、 t は計測点の番号を表す。番号 t の計測点における心電図の電位値が取得された時刻は $t\Delta t$ となる。ここで、 Δt はサンプリング間隔である。

3.1 R波出現時刻の自動検出法

図 3.2 は、心電図から R 波を検出する方法の処理の流れである。まず初めに、心電図の時間微分を計算し心電図の各点の傾きの大きさを計算する。次に、ヒルベルト変換を用いて微分値信号に対する瞬時振幅を求める。そして、その瞬時振幅のピーク値をしきい値処理し瞬時振幅のピーク出現時刻を抽出する。最後に、瞬時振幅のピーク出現時刻と元の心電図を用いて、詳細な R 波出現時刻を検出する。以下にこれらの処理の詳細を述べる。

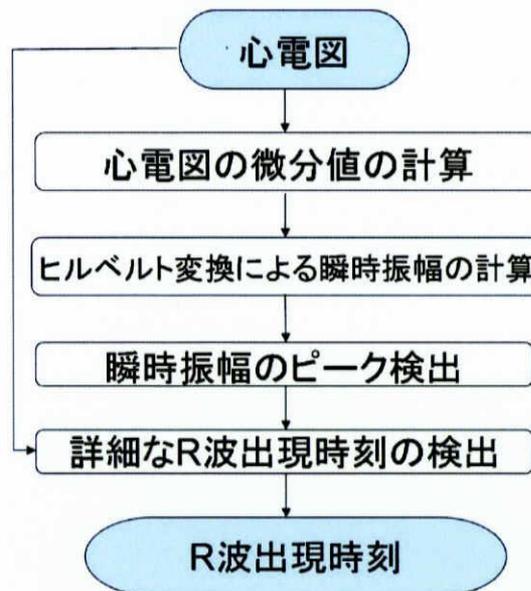


図 3.2: R 波出現時刻の自動抽出の流れ

3.1.1 心電図の時間微分の計算

入力された心電図において基線のレベル変動を含んだり、R 波の後に出現する T 波のピーク値が大きくなっている場合には、単純なしきい値処理に基づく R 波出現時刻の検出は困難である。本手法では、R 波においては心電図の電位が急激に変化し、R 波以外の陽性の電位変化である P 波と T 波における変化が、R 波に比べ急激でないことに注目して、それぞれの計測点における心電図電位値の時間微分を次式で計算する。

$$y(t) = \frac{1}{2\Delta t} [x(t-1) - x(t+1)] \quad t = 0, 1, 2, \dots, m-1 \quad (3.2)$$

ここで、 $y(t)$ は計測点 t における心電図電位値の傾きの大きさを表す。図 3.3 の心電図から時間微分を計算した結果を図 3.4 に示す。R 波付近の信号が強調されている。

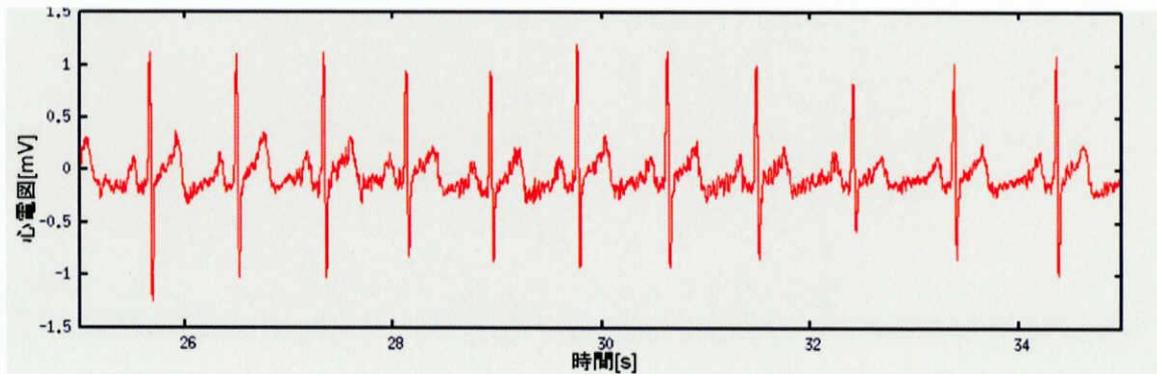


図 3.3: 心電図

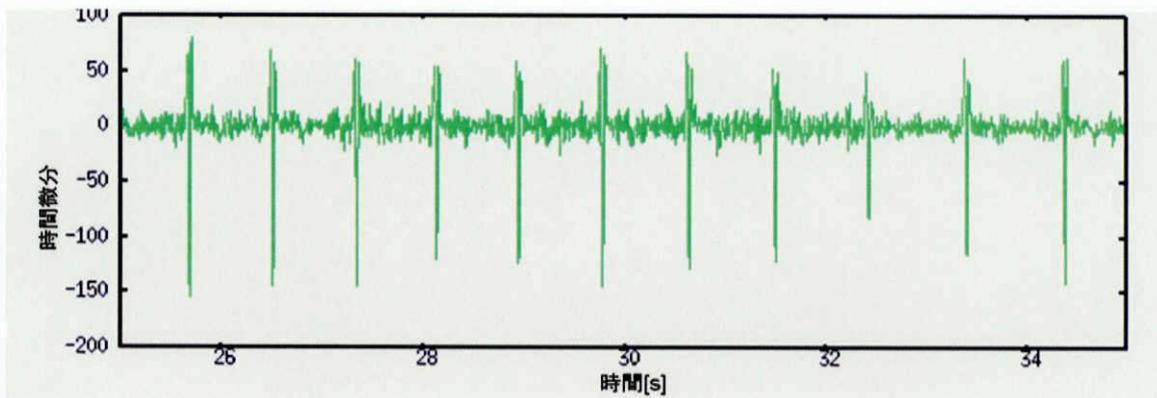


図 3.4: 心電図を時間微分した信号

3.1.2 ヒルベルト変換による瞬時振幅の計算

時間微分信号は、R 波付近が強調されているが、2つのピークが出現している。以下で示すヒルベルト変換を用いて瞬時振幅を計算し、心電図の時間微分によって R 波付近に存在している 2つのピークを 1つにする。

ヒルベルト変換 [5]

時系列信号の瞬時振幅と瞬時位相 (瞬時周波数) を計算する方法であるヒルベルト変換は直交変換の一つで, 信号処理の分野で広く用いられている [3] [6]. 実時間領域の観測信号 $r(t)$ をヒルベルト変換した時間領域の値を $\tilde{h}(t)$ で定義すると,

$$z(t) = r(t) + j \cdot \tilde{h}(t) \quad (3.3)$$

となり, この $z(t)$ を解析信号と呼び, 観測信号 $r(t)$ は複素解析信号の実軸の振る舞いと考えることができる. そして, $z(t)$ から, 振幅 $A(t)$ と位相 $\theta(t)$ を得ることができる. ここで j は虚数単位である.

$r(t)$ のヒルベルト変換 $\tilde{h}(t)$ は,

$$\tilde{h}(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{r(u)}{t-u} du \quad (3.4)$$

で定義される. *を convolution とすると,

$$\tilde{h}(t) = r(t) * \frac{1}{\pi t} \quad (3.5)$$

と書き直される.

この右辺より, $R(f)$, $\tilde{H}(f)$ をそれぞれ, $r(t)$, $\tilde{h}(t)$ のフーリエ変換と定義すると, $\tilde{H}(f)$ は $r(t)$ をフーリエ変換したものと $1/\pi t$ をフーリエ変換したものを掛けて得ることができる.

ところで, $1/\pi t$ のフーリエ変換は,

$$-j \cdot \text{sgn}f = \begin{cases} -j & f > 0 \\ 0 & f = 0 \\ j & f < 0 \end{cases} \quad (3.6)$$

なので,

$$\tilde{H}(f) = (-j \cdot \text{sgn}f)R(f) \quad (3.7)$$

となり, $\tilde{h}(t)$ は $(-j \cdot \text{sgn}f)R(f)$ を逆フーリエ変換して得ることができる.

また, $Z(f)$ を $z(t)$ のフーリエ変換とすると,

$$z(t) = r(t) + j \cdot \tilde{h}(t) \quad (3.8)$$

より,

$$Z(f) = R(f) + j \cdot \tilde{H}(f) \quad (3.9)$$

となり,

$$\tilde{H}(f) = (-j \cdot \operatorname{sgn} f)R(f) \quad (3.10)$$

により,

$$Z(f) = (1 + \operatorname{sgn} f)R(f) \quad (3.11)$$

$$1 + \operatorname{sgn} f = \begin{cases} 2 & f > 0 \\ 0 & f < 0 \end{cases} \quad (3.12)$$

となる。したがって単純に,

$$Z(f) = \begin{cases} 2R(f) & f > 0 \\ 0 & f < 0 \end{cases} \quad (3.13)$$

となる。そして、 $r(t)$, $\tilde{h}(t)$ は、 $Z(f)$ を逆フーリエ変換して得られる $z(t)$ の実部と虚部に相当することから、この関係を利用してヒルベルト変換を計算する。

ヒルベルト変換にて得られた実部と虚部から瞬時振幅を

$$A(t) = \sqrt{\tilde{h}(t)^2 + r(t)^2} \quad (3.14)$$

瞬時位相を

$$\theta(t) = \arctan \frac{\tilde{h}(t)}{r(t)} \quad (3.15)$$

と計算できる。また、瞬時位相の差分から瞬時周波数を

$$f(t) = \frac{\theta(t + \Delta T) - \theta(t)}{2\pi\Delta T} \quad (3.16)$$

で計算することができる。ここで、 ΔT はサンプリング周波数の逆数である。

心電図微分信号への適用

ヒルベルト変換を用いて、図 3.4 の微分値信号の瞬時振幅（包絡線） $A(t)$ を計算する。上記の観測信号 $r(t)$ を式 (3.2) によって算出された $y(t)$ とし、ヒルベルト変換を行う。図 3.5 にヒルベルト変換によって算出された瞬時振幅の例を示す。図中の青色の信号が心電図微分値信号に対する瞬時振幅である。

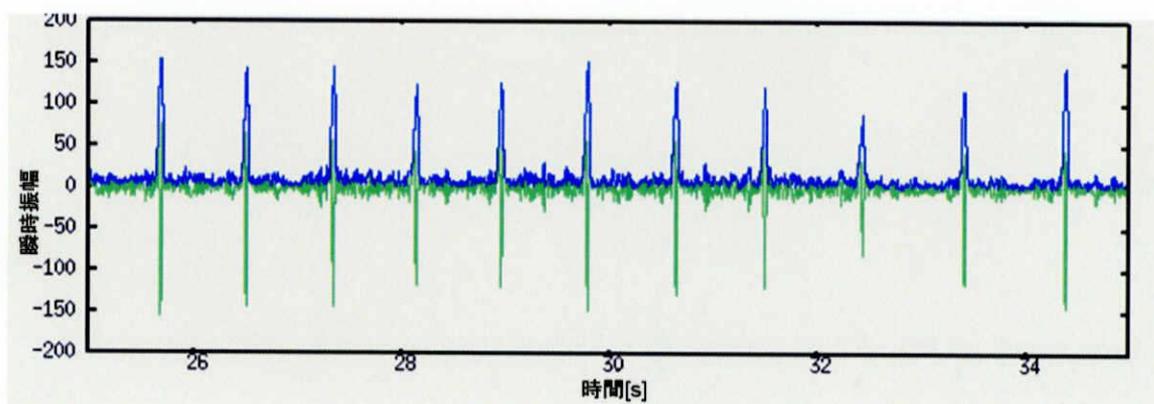


図 3.5: ヒルベルト変換を用いて計算した瞬時振幅 (青色)

3.1.3 瞬時振幅のピーク出現時刻検出

瞬時振幅のピーク出現時刻の検出もれがないように、10秒間を1つの区間とし、その区間内で瞬時振幅のピーク検出を行う。現在注目している区間は、1つ前の区間における最後の瞬時振幅のピーク時刻を開始時刻とする。この区間でしきい値 T を決定する。瞬時振幅がしきい値 T を超えたそれぞれの区間に瞬時振幅のピークを検出する。しきい値 T は、10秒間に存在する瞬時振幅の二乗平均平方根

$$M = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N A(i)^2}{N}} \quad (3.17)$$

、現在の区間での最大値 A_{max} 、一つ前の区間での最大値 A'_{max} を用いて決定する。ここで、 N は10秒間における瞬時振幅のデータ数である。 M が A_{max} の18%より大きい場合、その区間でのノイズレベルが大きいと考えられるため、 A_{max} の39%の値をしきい値 T とする。また、 M が A_{max} の18%より小さい場合、まず A'_{max} の2倍と A_{max} を比較する。比較した結果、 A_{max} の方が大きい場合、しきい値 T を A'_{max} の39%とする。 A'_{max} の2倍より A_{max} の方が小さい場合は、しきい値 T を M の1.6倍とする。

$$T = \begin{cases} 0.39 \times A_{max} & M \geq 0.18 \times A_{max} \\ 0.39 \times A'_{max} & M < 0.18 \times A_{max} \text{ かつ } 2 \times A'_{max} < A_{max} \\ 1.6 \times M & M < 0.18 \times A_{max} \text{ かつ } 2 \times A'_{max} \leq A_{max} \end{cases} \quad (3.18)$$

図 3.5 のデータを用いて、瞬時振幅のピーク出現時刻を検出した結果を図 3.6 に示す。

緑色の縦棒が瞬時振幅のピークを検出した時刻である。瞬時振幅のピーク出現時刻はR波出現時刻からは少しずれていることがわかる。

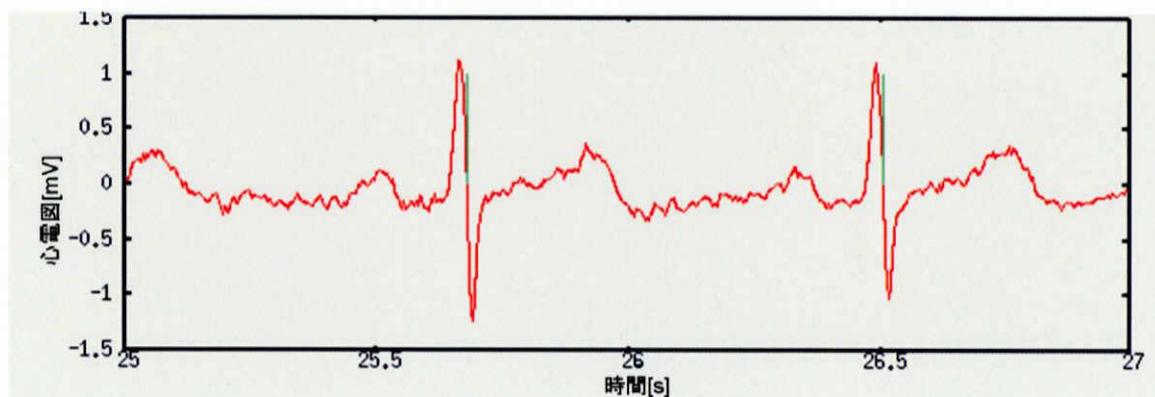


図 3.6: 瞬時振幅から検出した R 波出現時刻付近 (緑色)

3.1.4 正確な R 波出現時刻の検出

瞬時振幅のピーク出現時刻は、R波の正確な出現時刻から少しずれている。瞬時振幅の出現時刻付近で最も大きな心電図の値を調べて、正確な R 波出現時刻を再検出する。図 3.6 に対して正確な R 波出現時刻を再検出した結果を図 3.7 に示す。青色の縦棒が正確な R 波出現時刻を検出した時刻である。

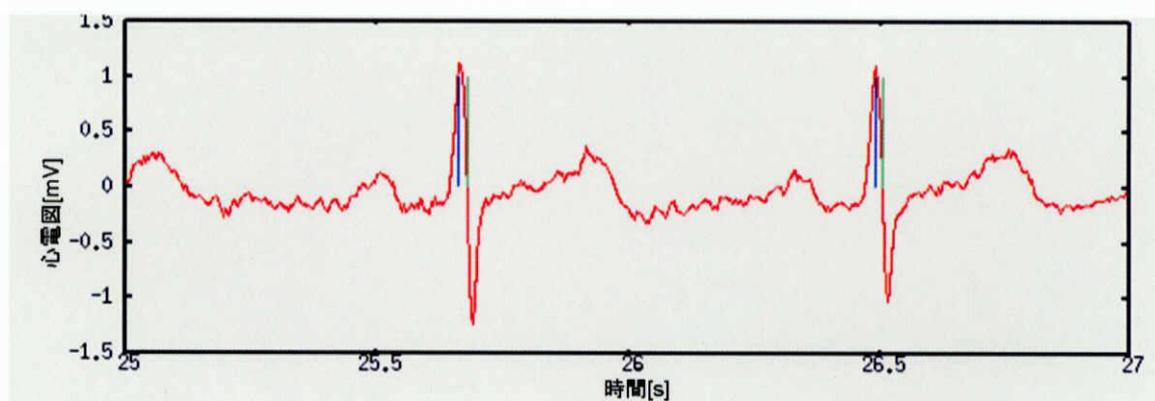


図 3.7: 詳細な R 波出現時刻 (青色)

3.2 呼吸に起因する R-S 変動の抽出

呼吸に起因する R-S 変動の抽出までの流れを図 3.8 に示す。まず、心電図から R 波出現時刻を用いて R-S レベルを抽出する。次に、抽出した R-S レベルを時間軸上で等間隔に再サンプリングする。最後に、呼吸の周波数領域に帯域フィルタを掛け、呼吸に起因する R-S 変動を抽出する。以下に処理の流れの詳細を述べる。

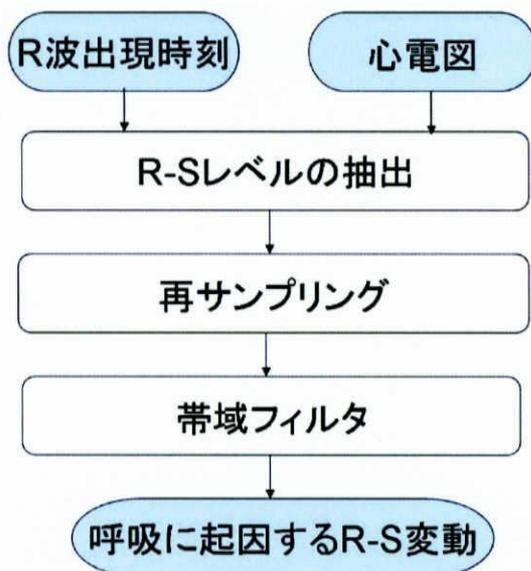


図 3.8: 呼吸に起因する R-S 変動の抽出の流れ

3.2.1 R 波出現時刻における R-S レベルの検出

R 波出現時刻の自動検出点を利用し、R 波出現時刻における正のピーク値と R 波に隣接する S 波の負のピーク値を検出する。そして、検出した R 波の正のピーク値と S 波の負のピーク値の差を R-S レベルとし、R-S レベルが R 波出現時刻にあると仮定する。

3.2.2 再サンプリング

それぞれの R-S レベルは R 波出現時刻にあると仮定したため、時間軸上で等間隔でない。時間軸上で等間隔でない R-S レベルに対し周波数解析が行えるようにするため、3 次スプライン補間を用いて、R-S レベルを時間軸上で等間隔なデータに再サンプリングする。再サンプリングするときのサンプリングレートは、瞬時の周波数を求められる時間分

解能にするため、24時間で 2^{18} サンプルになるサンプリングレート ($60 \times 60 \times 24 / 2^{18} \doteq 0.329[s]$) とした。

3.2.3 帯域フィルタ

再サンプリングし時間軸上で等間隔な R-S レベルをフーリエ変換により周波数領域にし、呼吸の周波数帯域である $0.1 \sim 0.45[\text{Hz}]$ を残すために、式 (3.19) で示す Turkey Window をかける。

$$tw[k] = \begin{cases} 0 & k < W_s \\ \frac{1}{2} \left(1 - \cos \frac{10\pi(k - W_s)}{W} \right) & W_s \leq k \leq \frac{W}{10} + W_s \\ 1 & \frac{W}{10} + W_s < k < \frac{9W}{10} + W_s \\ \frac{1}{2} \left(1 - \cos \frac{10\pi(k - W_s)}{W} \right) & \frac{9W}{10} + W_s \leq k \leq W + W_s \\ 0 & W_s + W < k \end{cases} \quad (3.19)$$

ここで、 W はウィンドウの幅、 W_s はウィンドウ開始のサンプル番号、 k は周波数領域におけるサンプル番号である。

3.3 呼吸レートの計算

呼吸に起因する R-S 変動信号 $RS(t)$ の瞬時周波数 $f_{RS}(t)$ をヒルベルト変換を用いて計算する。3.1.2 で説明したヒルベルト変換の観測信号 $r(t)$ を呼吸に起因する R-S 変動信号 $RS(t)$ とし、ヒルベルト変換を行う。この瞬時周波数 $f_{RS}(t)$ が心電図の R-S レベルから求められた呼吸レートに相当する。

第4章

実験

4.1 実験データ

本実験で処理したデータベース PhysioNet (<http://www.physionet.org/>) のデータの詳細を示す。

- データベース名 : MIT-BIH Polysomnographic Database
- 症例数 : 18 例
- データの計測時間 : 1 時間 17 分間～6 時間 30 分間
- データの種類 : ECG (心電図), BP (血圧), EEG (脳波), EOG (眼球運動), EMG (筋電図), SV (一回泊出量), SO₂ (酸素飽和度)
- ECG データのサンプリング周波数 : 250[Hz]
- 実測呼吸データのサンプリング周波数 : 250[Hz]
- annotation 情報 : R 波の位置, 呼吸状態, 睡眠深度

4.2 R-S 変動を用いた呼吸レートの推定結果

本手法により呼吸レートを推定した結果と, 実測呼吸信号から計算した呼吸レートを示す。実測呼吸信号から呼吸レートを計算する場合, R-S レベルからの推定計算と同様の時間分解能に再サンプリングした後, フィルタ処理, ヒルベルト変換を用いて呼吸レートを計算した。結果のグラフは, 上から実測呼吸信号, R-S レベル, 実測呼吸信号から計算した呼吸レート, R-S レベルから推定した呼吸レートである。

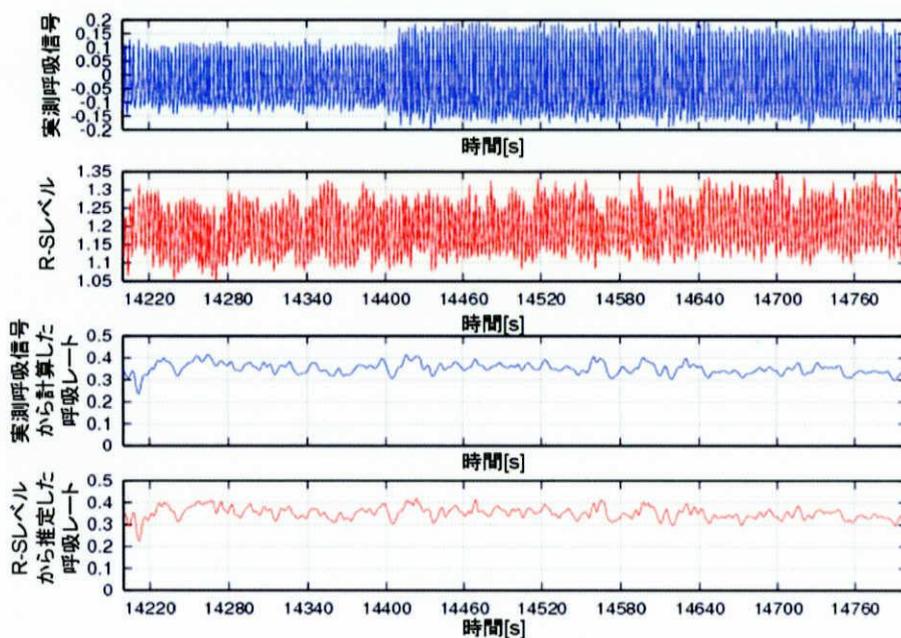


図 4.1: 呼吸レート推定結果-通常睡眠時 (相関係数 : 0.94)

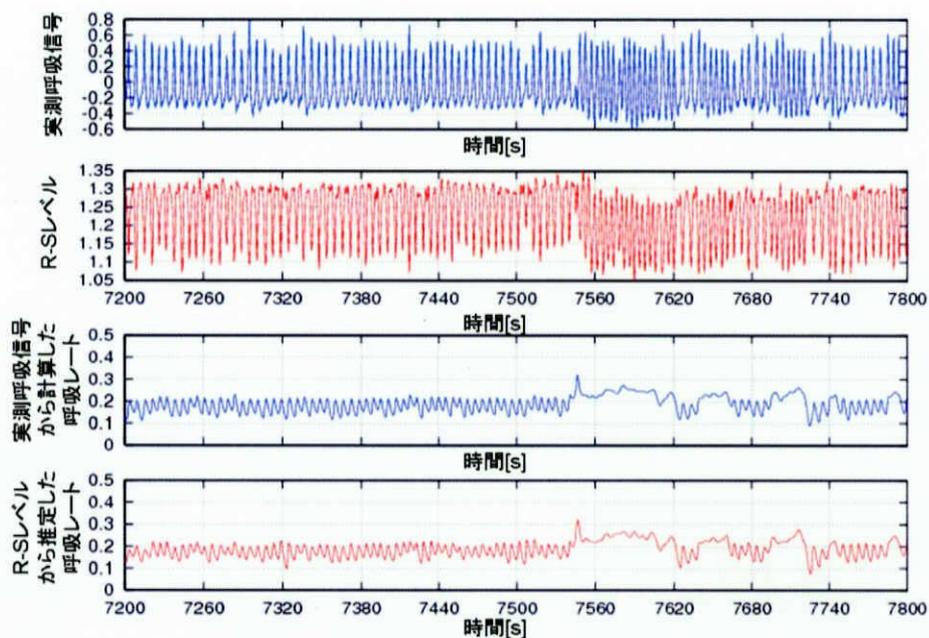


図 4.2: 呼吸レート推定結果 2-通常睡眠時 (相関係数 : 0.93)

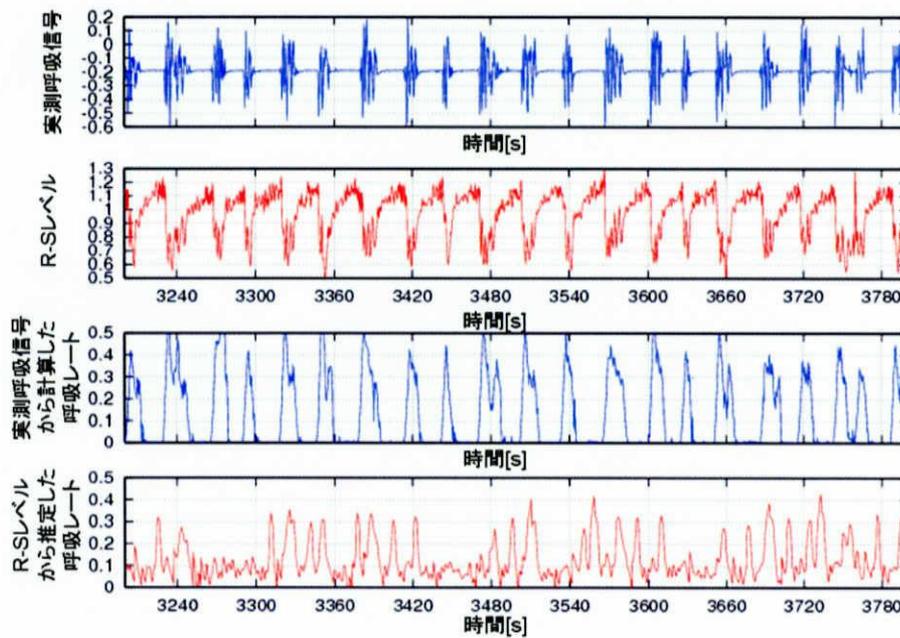


図 4.3: 呼吸レート推定結果 3-無呼吸発作時 (相関係数 : 0.2)

4.3 従来手法との比較

全 18 症例のそれぞれに対し、R-R 間隔を用いた従来手法と提案手法とで呼吸レートを推定し、10 分間での実呼吸レートとの相関係数を算出。10 分間での相関係数を全計測時間にわたり平均した相関係数を比較した図 4.4 に示す。全 18 症例のうち 15 症例に対し、従来手法より実測呼吸レートとの相関係数が向上した。

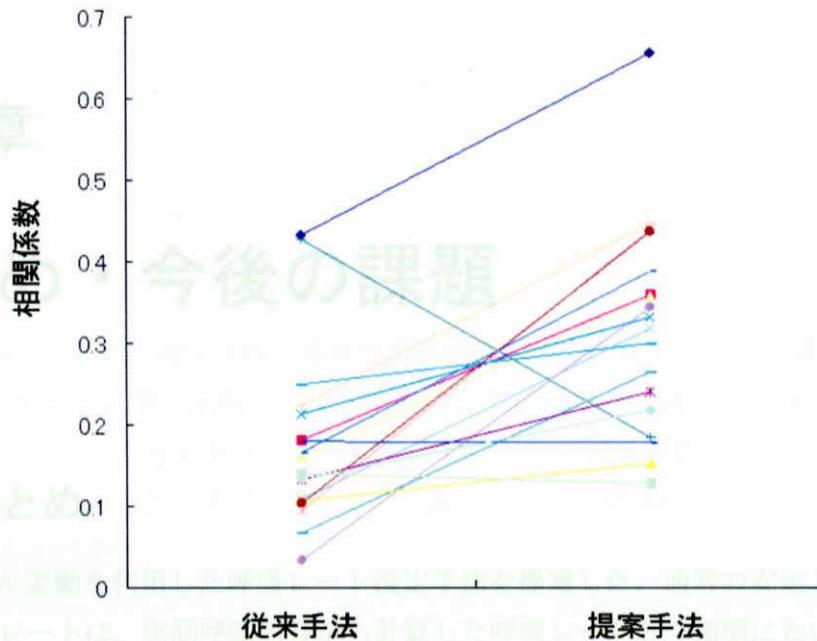


図 4.4: 従来手法と提案手法の比較

4.4 実験結果に対する考察

図 4.1, 図 4.2 のように通常睡眠時における 10 分間の呼吸レート推定では, 実呼吸信号から計算した呼吸レートとの相関が 0.94, 0.93 となる場合があり, 呼吸レートを推定できた. 図 4.1 のように呼吸回数が多い場合, 推定した呼吸レートは高い状態で推移する. 図 4.2 のように呼吸回数が少ない場合, 推定した呼吸レートは低い状態で推移する. 呼吸回数にあわせて呼吸レートが推定できた. しかし, 図 4.3 のように無呼吸状態が出現する 10 分間の場合, 呼吸レート推定の精度は低下する.

第5章

まとめ・今後の課題

5.1 まとめ

R-S レベル変動を利用した呼吸レート推定手法を提案した。通常の安定した睡眠時に推定した呼吸レートは、実測呼吸信号から計算した呼吸レートとの相関において、相関係数 0.94 を示す場合もあり、高精度に呼吸レートを推定できた。しかし、無呼吸発作や体動を伴う場合は推定精度が低下した。R-R 間隔を用いる従来手法よりも呼吸レート推定の精度は向上した。

5.2 今後の課題

1. ウェーブレット変換などでマルチレート解析
2. 無呼吸発作の開始時刻，終了時刻の検出

1の具体的内容は、R-S レベルをウェーブレット変換し、各周波数帯に適当な非線型フィルタ処理をして呼吸に由来する周波数成分を強調し、呼吸レート推定を行うことである。

謝辞

本研究に関し、研究の場を提供し様々な御指導をしていただいた木村文隆教授、若林哲史助教授、大山航助手に深く感謝いたします。また、お忙しい中、熱心に討論へ参加していただき御指導いただいた電気電子工学科情報処理研究室鶴岡信治教授、関岡クリニック関岡清次院長に深く感謝いたします。そして、日頃いろいろとお世話になった田中みゆき事務官にお礼申し上げます。

さらに、些細なことにさまざまなアドバイスを下さった研究室の皆様感謝いたします。

最後になりましたが、この24年間を支えてくれた両親に感謝の意を表して、本論文の結びといたします。

参考文献

- [1] Shiomi T, Guillminault C, Sasabe R, Hirota I, Maekawa M, Kobayashi T: 「Augmented very low frequency component of heart rate variability during obstructive sleep spnea」 (1996)
- [2] Ichimaru Y, Yanaga T: 「Frequency characteristics of the heart rate variability produced by Cheyne-Stokes respiration during 24-hr ambulatory electrocardiographic monitoring」
- [3] 関岡 清次, Giovanni D’Ciofallo: 「24 時間心電図記録からの呼吸レートの推定」 (2002)
- [4] 齋藤 宣彦: 「JJN ブックス ナースのための心電図テキスト」, 医学書院 (1994.4)
- [5] 関岡 清次: 「実験・研究のためのプログラミング技法」, 理工学社, pp.205-208 (1996.12)
- [6] D.Benitz, P.A Gaydecki, A.Zaidi, A.P.Fitzpatrick: 「The use of the Hilbert transform in ECG signal analysis」, Computer in Biology and Medicine 31 (2001) 399-406