

近赤外輝点マトリックス照射による  
非接触就寝者呼吸モニタリングシステムの開発

平成 **16** 年度

青木 広宙

# 目次

1	序論.....	1
1.1	社会的背景.....	2
1.2	呼吸モニタリングの意義.....	3
1.3	従来技術.....	9
1.4	本研究の目的.....	12
1.5	論文の構成.....	13
2	就寝者呼吸モニタリングシステムの開発.....	14
2.1	非接触呼吸計測の原理.....	15
2.1.1	パターン光照射による呼吸計測.....	15
2.1.2	ドットマトリックス照射による呼吸計測.....	16
2.2	システムのハードウェア構成.....	20
2.2.1	ハードウェアの概要.....	20
2.2.2	FG輝点照射装置.....	22
2.2.3	センサ部の仕様.....	24
2.2.4	処理装置部の仕様.....	28
2.3	システムのソフトウェア構成.....	30
2.4	本章のまとめ.....	35
3	アルゴリズム.....	36
3.1	計測アルゴリズム.....	37
3.1.1	計測アルゴリズムの概要.....	37
3.1.2	画像の取得と閾値処理.....	37
3.1.3	輝点の重心座標算出.....	39
3.1.4	前後フレームでの輝点の対応付け.....	41
3.1.5	重心座標の移動量の算出.....	44
3.1.6	一回呼吸時間と準一回換気量の算出.....	47
3.1.7	状態の判別.....	49
3.1.8	データ出力.....	52
3.2	状態解析アルゴリズム.....	53

3.2.1	状態解析アルゴリズムの概要	53
3.2.2	ファイル入力	53
3.2.3	標準準一回換気量の算出	55
3.2.4	就寝者の状態分類	56
3.2.5	集計処理およびデータ出力	59
3.3	本章のまとめ	62
4	実験および結果	63
4.1	予備実験	64
4.1.1	呼吸計測の妥当性	64
4.1.2	準一回換気量の妥当性	70
4.1.3	簡易型 PSG との比較	74
4.2	フィールドテスト	78
4.2.1	終夜モニタの概要	78
4.4.2	高齢者の睡眠時呼吸障害	84
4.4.3	高齢者の睡眠障害	88
4.3	本章のまとめ	97
5	検討	99
5.1	有効性の検討	100
5.1.1	非接触呼吸計測の有効性について	100
5.1.2	非接触呼吸計測の測定感度について	103
5.2	技術的課題	106
5.2.1	体積変動の取得	106
5.2.2	姿勢情報の取得	110
5.3	本章のまとめ	112
6	結論	114
	謝辞	118
	参考文献	119
	特許一覧	122

# 1 序論

本章では、高齢化社会の到来に伴い健康に対する意識が変化し、健康の維持・促進を目的とした各種生体計測技術の研究開発がなされている現状について説明する。そして、従来技術の問題点を明らかにし、さらに、本研究の目的と本稿の構成およびその概要について述べる。

## 1.1 社会的背景

2010年には日本国民の約25%が65歳以上となる超高齢化社会の到来を迎え、福祉のますますの充実が求められている。このような社会情勢を背景として、高齢者が日常生活で自らの健康管理を積極的に行おうとすることを支援する医療・福祉工学技術の研究開発が盛んに行われている。

“体温”，“呼吸”，“心臓の動き”などといった生命徴候（バイタルサイン）は，クリティカル・ケアと呼ばれる医療機関における救急管理の現場において利用されてきた。最近では，健康状態の把握や病気の発症の早期発見を目的とした場合に，これらの生命徴候の日常的なモニタリングが有用であると考えられてきている<sup>(1)</sup>。特に，家庭，病院の一般病棟，あるいは，介護施設などで通常の生活を営んでいるような人々を対象として，長期的なモニタリングを実施することを想定した，拘束性が低く，また，簡便に実施可能となるモニタリング技術の開発が求められている<sup>(2)</sup>。

## 1.2 呼吸モニタリングの意義

われわれは、生体情報モニタリングを日常的に実施し、健康状態の変化を捕らえるためのシステムとして、終夜にわたり非接触・無拘束で呼吸をモニタリングする就寝者呼吸モニタリングシステムの開発に取り組んできた<sup>(3)(4)</sup>。

われわれが就寝中の呼吸モニタリングに着目したのは、体調の変化や病気の前駆症状として呼吸の変動が現れることが知られており、呼吸が体調や病気の重症度を判断するための基本的兆候と考えられているからである<sup>(5)</sup>。

救急救命の現場では、呼吸の異常を、呼吸数（一分間あたりの呼吸回数）と一回換気量（呼吸一回の深さ、気流量）から、表 1.1 に示したように 6 種類に分類しており、これらの呼吸の異常は発症した病気の推定にも役立っている。さらに、患者が意識障害を呈する場合には、図 1.1 に示すように、呼吸数や一回換気量以外にも、患者の呼吸パターンから意識障害の原因の推定が行われている。

また、旧厚生省の調査によれば、突然死による死者数は年間 2 万件以上ともいわれている。図 1.2 に示すように、突然死が発生する状況においては、“就寝中”が全体の約 33%と、特に高い割合を示している<sup>(6)</sup>。突然死は、未明から早朝に掛けての時間帯において発生しやすいといわれており、同居の家族といえども、異常を即座に発見し応急処置を施すことは困難である。

呼吸は体調の異常を反映して変化するバイタルサインであることから、われわれは、呼吸の終夜モニタリングを実施することにより、体調の変化や病気の前駆症状を捉えることが可能となり、突然死の予防への道が開かれる可能性があると考えた。

ところで、睡眠中に異常な呼吸を呈する睡眠時呼吸障害（SDB: Sleep Disordered Breathing）は、睡眠障害の原因のひとつと考えられており、簡便な SDB スクリーニングを実現する技術の開発が求められている。

アメリカ睡眠医学会による分類によれば、SDB は、閉塞型睡眠時無呼吸症候群（OSAS: Objective Sleep Apnea Syndrome）、中枢型睡眠時無呼吸症候群（CSAS: Central Sleep Apnea Syndrome）、チェーンストークス呼吸症候群および睡眠時低換気症候群という 4 種類に分類されている<sup>(7)</sup>。これらの SDB は、睡眠の分断と浅眠化をもたらすことから、特に 60 歳以上の高齢者に見られる睡眠障害の一要因と考えられている<sup>(8)</sup>。睡眠障害は、加齢に伴う脳機

能の退行，特に生体時計である視交叉上核の神経細胞数の減少が要因となって増加するといわれている。アメリカ合衆国においては，65歳以上の高齢者が占める割合は全人口の11～12%であるにも関わらず，睡眠薬の全処方数の35～40%が高齢者に対するものとなっていることが報告されており<sup>(9)</sup>，この事実は高齢化にともなう睡眠障害の多発化を裏付けているものと考えられる。

SDBのひとつとして知られる睡眠時無呼吸症候群（SAS: Sleep Apnea Syndrome）は，睡眠障害の一要因であり，日中の傾眠，学力の低下，性格の変化などを誘引すると言われている。SASの潜在的な患者数は，日本においては，約500万人と見積もられている。図1.3は，SASの病体整理と臨床症状について示した図である。SASは，肥満，高血圧，不整脈，頭痛などの原因となり，また，SAS患者に交通事故や労働災害の常習者が多く見られることから，医学的側面だけでなく社会的側面からも重要な疾患として認識されるようになってきている<sup>(10)</sup>。

中でも，OSASは，2003年2月にJR山陽新幹線で起きた居眠り運転によるトラブルにより，その原因としてにわかに注目を集めることとなった。JR西日本では，従業員5500人を対象とした検査を実施し，運転士ら15名にSASを認め，このうち運転士7名が業務停止となった。業務停止になった者の内の何名かは職場に復帰しているとのことであり，SASは適切な治療により治りうる病気であることがわかる。

今回の事故を契機として，交通事故や産業事故の防止を目的とするSASスクリーニングの必要性が認識されるようになってきており，自然な睡眠状態における呼吸を，低い拘束性をもって簡便にモニタリングするSASスクリーニング技術の開発が望まれている。

以上の通り，人間の活力の源ともいえる睡眠時において，呼吸は“睡眠の質”を決定する重要な要素であり，また，個人の健康状態を反映した生命兆候である。このため，健康増進が求められる今日，睡眠中の呼吸を測定することに対し，われわれは，大きな社会的意義を見いだした。なお，呼吸計測においては，次節で示すとおり，様々な手法が提案されている。

表 1.1 呼吸数および一回換気量からみた呼吸異常

Table 1.1. Abnormal breathing from the perspective of respiration rate and tidal volume.

	Respiration rate	Tidal volume	Cause
Tachypnea	+	/	Restrictive ventilatory impairment, Heart failure, Pneumonia
Bradypnea	-	/	Obstructive ventilatory impairment, Brain hypertension
Hyperpnea	/	+	Hyperventilation syndrome, Overactive thyroid function, Anemia
Hypopnea	/	-	Sleep state, Respiratory muscle paralysis, Ascites
Tachypnea & Hyperpnea	+	+	Hyperventilation syndrome, Fever, Anxietas, Algia, Hysteria
Bradypnea & Hypopnea	-	-	Life-or-death crisis, Morphine addiction, Sleeping pill addiction

+: UP

-: DOWN/: No change



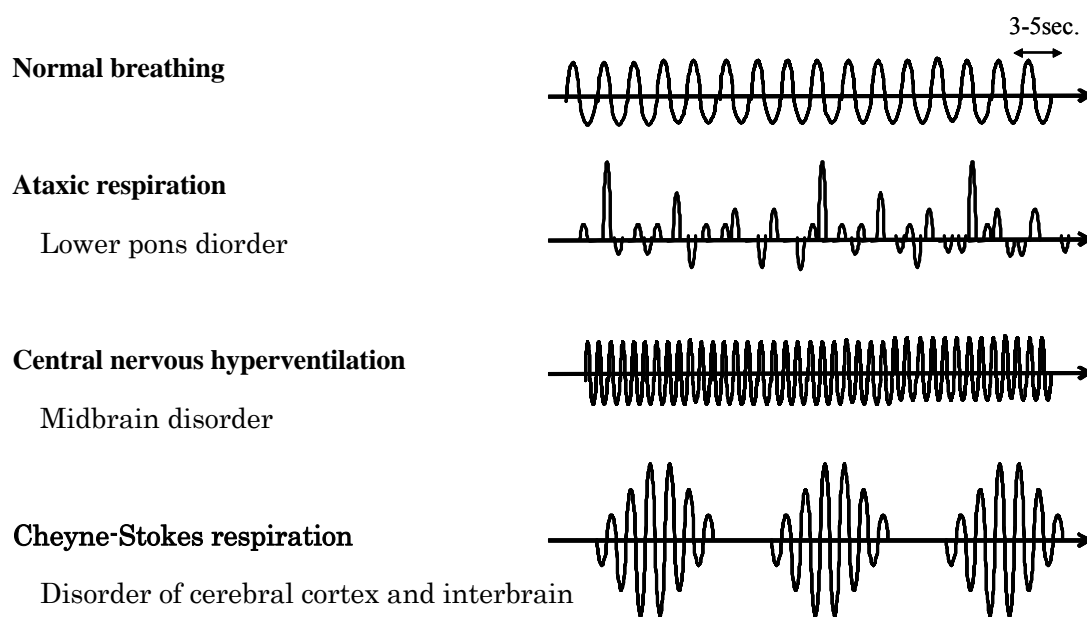


図 1.1 意識障害による異常呼吸の波形パターン

Fig. 1.1. Waveform pattern of abnormal breathing by consciousness disorder.

意識障害が見られる場合、間脳・脳幹の障害部位と呼吸パターンとの関係では、間脳障害でチェーンストークス呼吸が、中脳障害で中枢神経性過換気が、橋下部障害で失調性呼吸が、延髄障害で無呼吸が、それぞれ発生することが知られている。

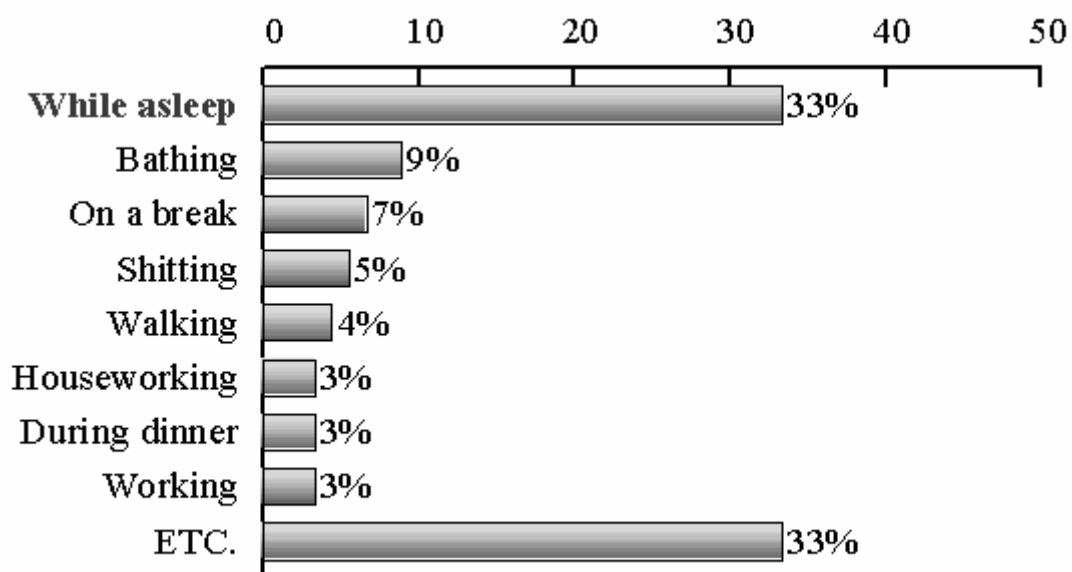


図 1.2 突然死の発生状況

Fig. 1.2. Situation in which the sudden death arose.

旧厚生省の調査によれば、突然死の発生状況は、就寝中が全体の1/3程度とずばぬけて発生率が高く、入浴中、休憩中、排便中と続いている。

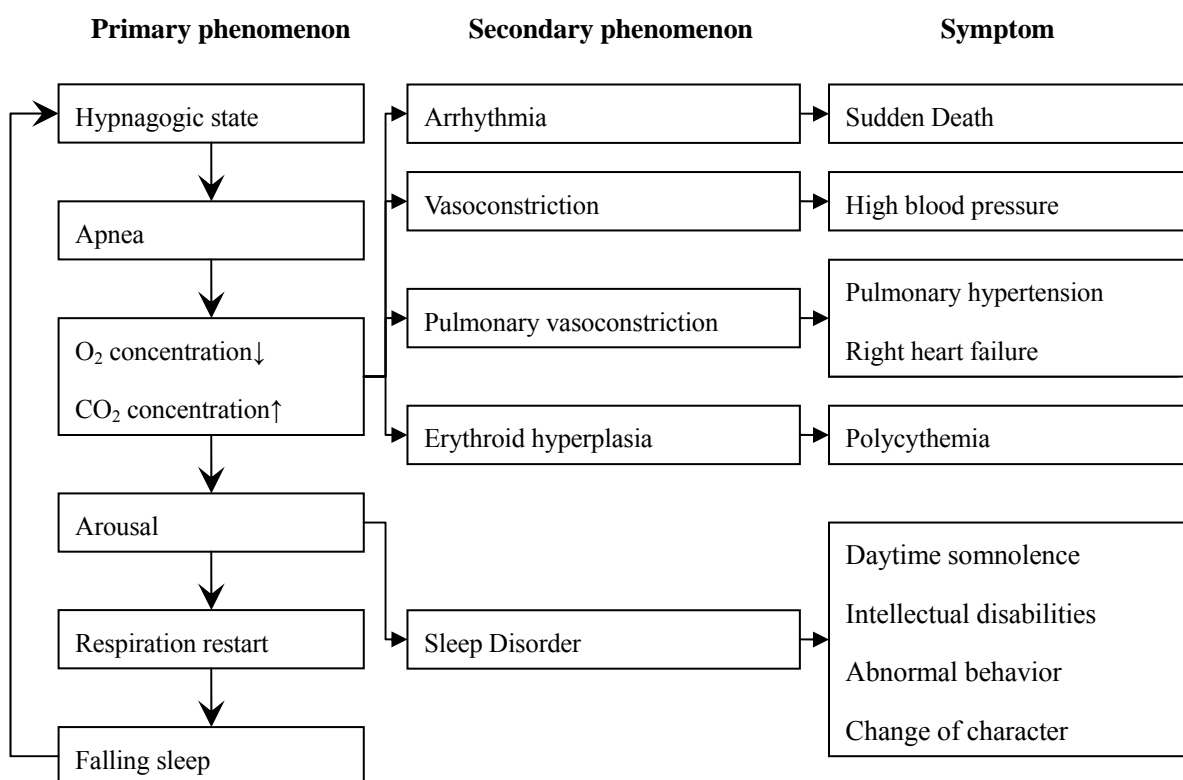


図 1.3 睡眠時無呼吸症候群の病態生理と臨床症状

Fig. 1.3. Pathophysiology and clinical manifestation of SAS.

SAS においては、呼吸停止に伴い、血中酸素濃度が低下し、また、血中二酸化炭素濃度が増加することから、血管のリモデリングに悪影響を及ぼし、高血圧や心不全等の循環器系の病気の一要因となるものと考えられている。また、血中二酸化炭素濃度増加に伴い呼吸中枢が刺激されることにより、中途覚醒・断眠の原因となることから、寝不足による日中傾眠、知的障害などの各種の症状が現れる。

## 1.3 従来技術

従来、睡眠時の呼吸をモニタリングする手法として、インピーダンス法、サーミスタ法、ストレインゲージ法などが知られている。

インピーダンス法は、心電図モニタと併用して用いられる手法であり、心電図モニタで用いられる3電極の内の2電極間のインピーダンスの経時変化を測定することにより、呼吸による胸郭の動きを知ることができる。サーミスタ法においては、就寝者の上唇と鼻の間に、サーミスタを貼り付け、呼吸による温度変化から呼吸の有無を知ることができる。ストレインゲージ法においては、就寝者の胸回りあるいは腹回りにベルトを巻き付け、ベルトに組み込まれたストレインゲージにより張力を測定することで、就寝者の呼吸による胸部あるいは腹部の動きを知ることができる。これらの方法以外にも、就寝者の胸部あるいは腹部に加速度センサや静電容量センサを取り付け、これらの測定値の変化から呼吸による胸部あるいは腹部の動きを調べる手法が実用化されている<sup>(11)</sup>。

これらを組み合わせた就寝者の睡眠状態に関する客観診断の手法として、ポリソムノグラフィ (PSG: Polysomnography) なる計測技術が広く用いられている。PSGは複数の生体信号をもとに睡眠状態を検査する計測技術であり、睡眠中の呼吸状態を知るためにサーミスタによる気流測定およびストレインゲージによる胸郭・腹壁運動測定を行う。PSGにおいては、これらの気流測定と胸郭・腹壁運動測定に加えて、マイクロフォンによる気流音測定、傾斜度計による体位測定、パルスオキシメータによる血中酸素濃度測定および脈拍測定、脳波計による脳波測定 (眼球運動, オトガイ筋運動測定含む) 等を組み合わせることで、就寝者の睡眠状態を多角的に調べることができる<sup>(12)</sup>。これらの全ての測定技術を組み合わせて行うPSGはフルポリソムノグラフィと呼ばれ、SASの精査等に用いられている。センサの取り付けなどに関わる手間や被験者への拘束感が、PSGによるSAS精査の実施に際しての大きな障壁となっている。

SAS診断の初期ステージであるSASスクリーニングにおいては、サーミスタ、マイクロフォン、パルスオキシメータを組み合わせた簡易版のPSGであるアプノモニタによる測定が行われることが多い。アプノモニタによる測定においても、口鼻部へのサーミスタの取り付けや咽部へのマイクロフォンの取り付けは、就寝者にストレスを与えるものであり、一晩目は緊張を伴うため就寝者の正しい状態を表さない可能性があるものとして (ファーストナイ

ト・エフェクト), 少なくとも二晩分の測定の実施が必要とされている。

すなわち, これらの手法においては, 人体へのセンサの接触が伴うことから就寝者にとって気障りとなる。また, 多くの場合に配線が必要となることからセンサの着脱に手間がかかり, さらには, 寝返りなどにより配線が引っ張られセンサが脱落することなどが問題となっていた。これらの問題を解決すべく, 無拘束による呼吸計測技術がいくつか提案されている。

無拘束条件下で就寝者の呼吸モニタリングを行うための手法としては, 各種の接触型センサ(圧電センサ, 圧力センサ, 磁気センサ)をベッドの床板に配置する方法が提案されている<sup>(13) - (15)</sup>。これらの手法は, 被験者の呼吸数だけでなく心拍あるいは体位といった複数情報の同時取得が可能であるといった特長を持つが, センサが体表に触れている必要があるため, 就寝者の姿勢や位置によっては, 十分な測定精度が得られないものと考えられる。圧電センサによる方法においては, 接触によるセンサの劣化が起こりうるものと考えられ, 故障対応や定期的なメンテナンス等が手間になるものとする。また, 圧力センサや磁気センサによる方法においては, 空気圧や磁界の変化といった二次的な物理量であるため, 測定値にインピーダンスが含まれることとなり, 測定精度に課題が残されているものと考えられる。

一方, 光学的な手段により無拘束かつ非接触で呼吸モニタリングを行う方法として, CCDカメラにより被験者の胸部・腹部の動画像を取得し, 動画像処理により呼吸を計測する手法が提案されている。

西田ら<sup>(16)</sup>が提案する方法では, 腹部および胸部の画像を2台のCCDカメラを用いてそれぞれ撮影し, それぞれの画像についてオプティカルフローを算出している。そして, 人体モデルを胸部および腹部を円柱に近似することで, オプティカルフローの総和が, 換気量に比例することを示している。しかし, この手法においては, 2台のCCDカメラの撮影領域が限定されることから, 就寝者の体位の変化や位置の移動に自動的に対応して測定することが難しく, 実用化にはいくつかの課題が残されているものと考えられる。

これ以外にも, 動画像処理を用いる手法として, 中井ら<sup>(17)</sup>により動画像のフレーム間差分による方法が提案されている。中井らの手法においては, 関心領域内における濃淡値の絶対値和のフレーム間差分である画像変化量から呼吸波形を求め, 呼吸タイミングを計測している。この手法により被験者の姿勢や位置の変動に対してロバストな呼吸モニタリングを実現しているが, 就寝者の姿勢, 掛け布団の形状および画像の取得方向によっては, 所望の測定結果が得られないことがしばしば起こり得るものと考えられる。

パッシブ型の画像計測によるこれらの方法は, 画像の変化から呼吸を測定することを測定

の本質としているため、画像の映り方しだいで測定値が大きく異なるものと考えられる。すなわち、照明の条件、寝具の有無、あるいは、寝具の柄の有無などにより、測定される呼吸波形の振幅および形状が異なることから定量的な呼吸計測は困難であり、さらには、計測可能な条件・状況が限定されるものと考えられる。

## 1.4 本研究の目的

本研究では、就寝中の呼吸状態を非接触かつ無拘束条件で全自動モニタリングする就寝者呼吸モニタリングシステムを開発することを目的とする。

本研究においては、従来技術で困難であった就寝者の姿勢や位置の変化に対するロバストネスの確保や呼吸運動の定量的な測定を実現する就寝者呼吸計測方法を提案する。次に、システムが十分な実用性を持つことに重点を置き、提案した就寝者呼吸計測方法による呼吸モニタリングを実現する呼吸モニタリングシステムのハードウェア設計・開発を行う。さらに、本システムにより取得される計測データから就寝者の呼吸状態ならびに就寝状態を把握するためのアルゴリズムを提案し、ソフトウェアとしてシステムに実装する。そして、開発したシステムにより本手法の有用性を検証するための予備実験を行う。加えて、多人数の就寝者を対象としたフィールドテストを行い、本システムの SDB スクリーニングへの応用可能性について検討する。

## 1.5 論文の構成

本論文は、全体として6章からなる。

本章（第1章）では、本研究の背景とその目的について述べた。

第2章では、われわれが提案する非接触呼吸計測方法について解説し、さらに非接触呼吸計測方法を実施するためのシステムの構成について、ハードウェアおよびソフトウェアに分けて、それぞれ説明する。

第3章では、われわれの提案するシステムに実装されるアルゴリズムについて説明する。

第4章では、本章では、本システムの基本性能を評価するための予備実験、および、新潟県見附市の老人保健施設において実施されたフィールドテストについて論じる。

第5章では、本システムの有効性について検討し、さらに、本システムの開発に残された技術的課題について論じる。

第6章は、本研究の結論であり、本研究を総括する。



## 2 就寝者呼吸モニタリングシステムの開発

本章では、まず、われわれが提案する非接触呼吸計測方法について解説する。われわれが提案する呼吸モニタリングシステムは、就寝者に対してパターン光を照射し、このパターン光を撮像装置で撮像して画像上での撮像位置の推移を調べることで、就寝者の呼吸運動を測定するものである。次いで、本章では、非接触呼吸計測方法を実施するためのシステムの構成について、ハードウェアおよびソフトウェアに分けて、それぞれ説明する。

## 2.1 非接触呼吸計測の原理

### 2.1.1 パターン光照射による呼吸計測

われわれが提案する非接触呼吸計測方法においては、就寝者の胸郭・腹壁にパターン光を照射し、このパターン光を撮像装置で撮影し、呼吸運動に伴うパターン光の移動を調べることで、呼吸計測を行う。

図 2.1 に示すように、就寝者の足下方向直上に設置された光源より、パターン光を照射する。このパターン光を、就寝者の腹部直上に設置された撮像装置により連続撮影する。呼吸にともなう就寝者の胸郭・腹壁の動きにより、照射されるパターン光の三次元座標は僅かに変化する。この僅かな変化は画像上でも捉えられ、画像上でのパターン光の位置はフレーム間で微小に変動する。

このとき、パターン光のフレーム間での移動量は、三角測量の原理に基づき、実際の三次元座標の変化に対応している。具体的には、三次元空間での輝点の高さの時間変化 $\Delta Z$ は、次式の関係によって画像上におけるパターン光の移動量 $\Delta\delta$ として表される。

$$\Delta\delta = \frac{\Delta Z}{Z_0(Z_0 - \Delta Z)} dl \quad (1)$$

ここで、 $Z_0$ は前フレームにおける輝点の照射高さ、 $d$ は光源と撮像装置のレンズとの距離、 $l$ はレンズと撮像面との距離を示す。 $Z_0$ の値は、就寝者の体表（寝具の表面）であるから光源および撮像装置の設置高さにより決定する。 $l$ は、それぞれ、光源と撮像装置との位置関係を表すパラメータであり、また、 $d$ は撮像装置にマウントされるレンズの焦点距離によって決まる。これらの値は、呼吸による僅かなパターン光の移動を捉えられるように設定される。

撮像装置によるパターン光の撮像を、連続して、コンピュータに取り込むことにより、フレーム間でのパターン光の移動を調べ、フレーム間での座標移動量を算出することが可能である。撮像においては、図 2.2 に示すように、パターン光が基線方向に移動する。式 (1) よりフレーム間でのパターン光の座標移動量は、呼吸の深さに対応している。呼気時と吸気時とでは、パターン光の移動方向が逆転することから、フレーム間でのパターン光の座標移動量の符号は、就寝者の呼気／吸気状態を示している。

### 2.1.2 ドットマトリックス照射による呼吸計測

本手法において、照射されるパターン光は単数であることに限定されることはなく、むしろ、図 2.3 に示すように、複数のパターン光を照射し、これらのフレーム間移動量を算出し、それらを足し込むことで、就寝者の胸郭および腹壁の全体的な動きを捉えることが可能となる。

本手法では、式 (1) に示したとおり、輝点の画像フレーム間における座標移動量は、実際の空間中において輝点が照射されているポイントの三次元座標変化と関係している。したがって、輝点のフレーム間での座標移動量の総和を求めることは、就寝者の体表あるいは寝具表面移動を空間離散的にサンプリングして総和していることに等しい。このため、フレーム間での輝点移動量の総和の変動は、就寝者の体表あるいは寝具表面の体積変動に準ずるものと考えられる。

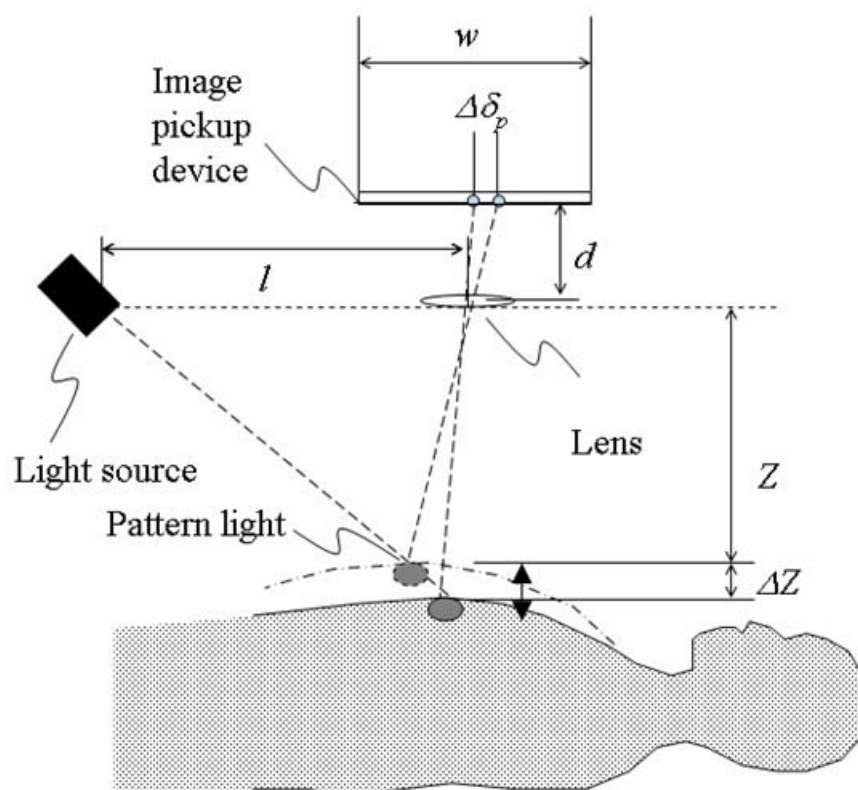


図 2.1 モニタリングシステムにおける光源と撮像素子の配置

Fig. 2.1. Arrangement of light source and image pickup device.

就寝者の呼吸による胸郭・腹壁の上下動は、取得画像においてフレーム間でパターン光の座標の移動として現れる。本測定法は三角測量の原理に基づくことから、画像上でのパターン光の移動量は、実際の胸郭・腹壁の上下動距離に対応していると考えられる。

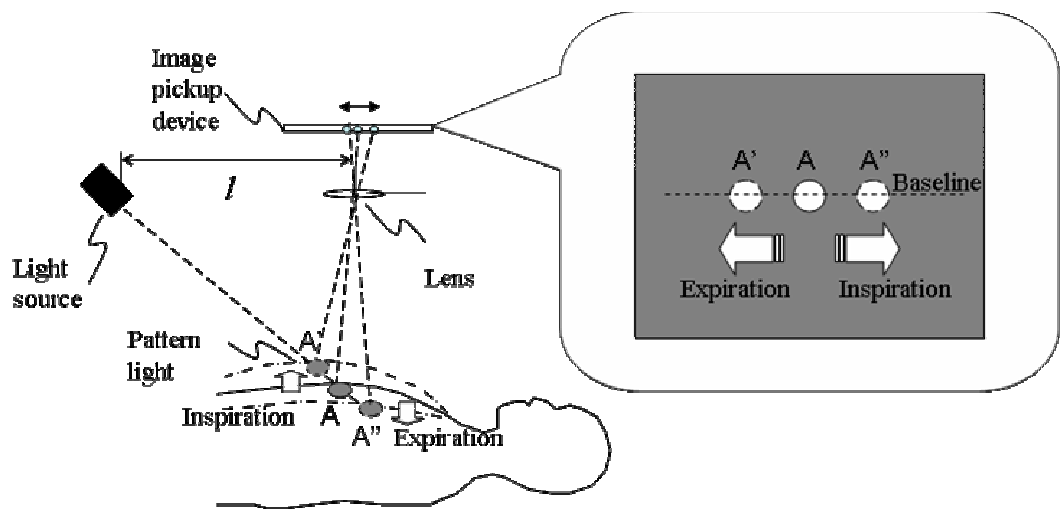


図 2.2 撮像上でのパターン光の移動

Fig. 2.2. Shift of pattern light on image pickup device.

撮像上においてパターン光は、基線方向にのみ移動する。図中の光学配置において、パターン光は、吸気時には左方向に、呼気時には右方向に移動する。本手法の原理により、フレーム間でのパターン光の移動量は、呼吸による胸部・腹壁の上下量に対応しており、動画像からパターン光の移動を調べることで、呼吸の深さを連続して測定することが可能である。

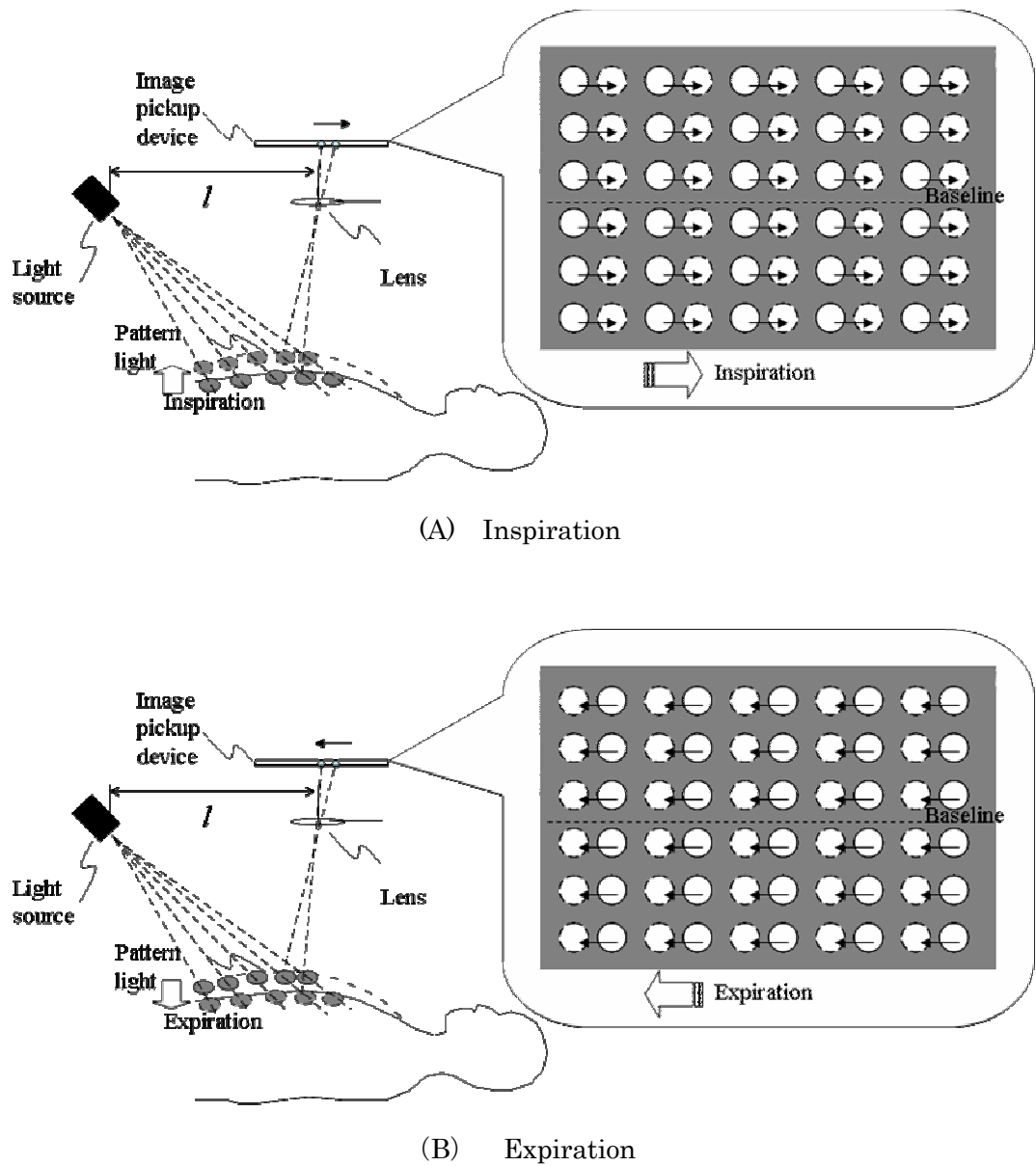


図 2.3 マトリックス照射による呼吸計測 ((A) 吸気時, (B) 呼気時)

Fig. 2.3. Respiration monitoring by multiple dot-matrix irradiation.

複数のパターン光としてドットマトリックスを照射し、これらのフレーム間での座標移動量を算出する。輝点のフレーム間での座標移動量の総和を求めるということは、就寝者の呼吸による体表あるいは寝具表面の変動を空間離散的にサンプリングして総和していることに等しい。

## 2.2 システムのハードウェア構成

### 2.2.1 ハードウェアの概要

前節で説明した非接触呼吸計測方法を実装するシステムのハードウェア構成において、光源として“ファイバグレーティング (FG: Fiber Grating) 輝点照射装置”を、また、撮像装置として CCD カメラを用いることとした。

筆者の所属研究室では、これまで、FG 輝点照射装置と CCD カメラとの組み合わせによりアクティブ型の三次元計測を行い、これをマニピレータ用の三次元物体認識、侵入者検知、自動車後方監視、混み合い状況下での通過人数計測、自動車ドライバの顔の向きを検出、人の顔の照合などの様々な分野に応用する研究開発が、長年にわたり行われてきた<sup>(18)~(23)</sup>。われわれは、FG 輝点照射装置と CCD カメラとを組み合わせたアクティブ型三次元センサを、“FG 視覚センサ”と呼んでいる。

図 2.4 に示すように、本システムでは、FG 輝点照射装置から就寝者に対して輝点マトリックスを照射する。そして、この輝点群を CCD カメラにより撮影する。次節にて詳細に説明するが、FG 輝点照射装置はレーザダイオードを光源としており、駆動および発光タイミングの制御は制御装置により行われる。また、制御装置は、CCD カメラへの電力供給とシャッタータイミングの制御を行う。撮像装置により撮影された輝点群の画像は、制御装置を介して処理装置に入力される。処理装置においては、各輝点のフレーム間での座標移動量を算出し、これらの座標移動量の総和を求める。

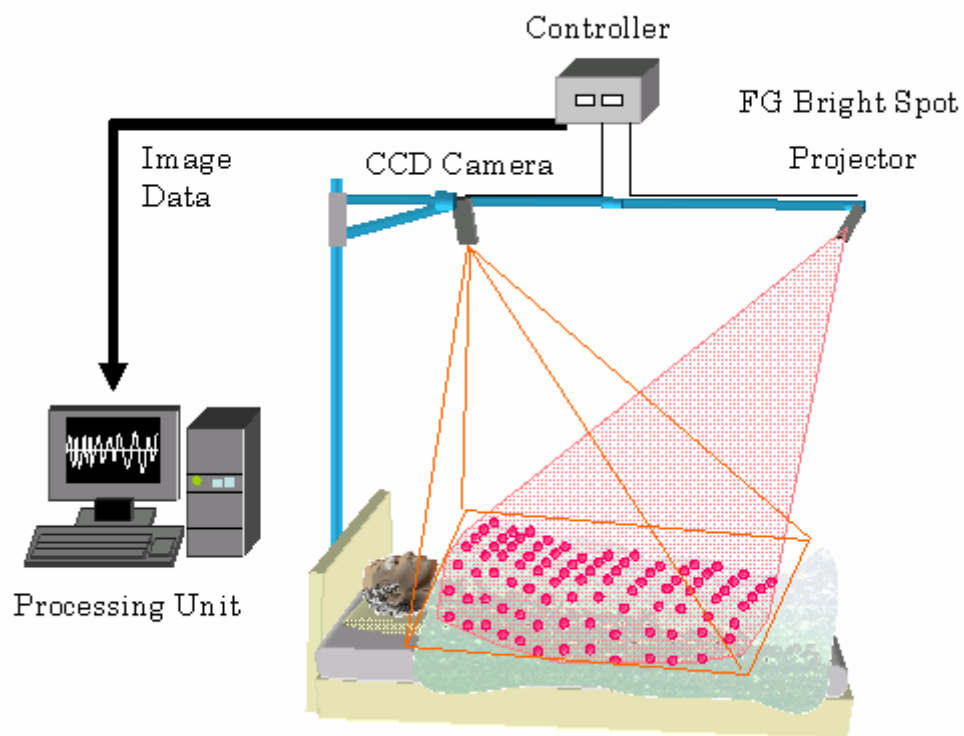


図 2.4 就寝者呼吸モニタリングシステムの構成

Fig. 2.4. Configuration of respiration sensing system for sleeper.

本システムにおいては、輝点照射装置と CCD カメラとからなる FG 視覚センサを用いている。輝点照射装置は就寝者の足下の直上に設置され、就寝者に対して複数の輝点群を照射する。照射された輝点群は、CCD カメラにより撮像される。輝点照射装置および CCD カメラの制御は制御装置によって行われる。CCD カメラにより撮像された画像は、処理装置へ入力され、輝点群を構成する各輝点のフレーム間での座標移動量が算出される。



## 2.2.2 FG 輝点照射装置

FG 素子は、図 2.5 に示すように、直径数十  $\mu\text{m}$  の光ファイバーが平板状に並べられた 2 枚の光ファイバーシートを、互いの光ファイバーの配向方向が直交するように固定された回折格子である<sup>(24)</sup>。この FG 素子表面に対し、垂直にレーザー光を入射することにより、対向する平面上には多数の輝点群が照射される。

すなわち、FG 素子は球面レンズからなるマイクロレンズアレイとほぼ等価であり、他の回折格子と比較し、透過光の利用効率が高い。FG 素子にレーザー光を透過することで、回折と干渉とにより、フランフォーファー領域において焦点合わせを行うことなくドットマトリックスを生成することが可能である。

FG 輝点照射装置に隣接して CCD カメラなどの撮像装置を設置すると、対向する平面には正方格子状に並んだ輝点群が撮像される。そして、平面と FG 素子の間に物体がある場合、輝点群は当該物体の表面に照射されることとなり、CCD カメラにおける撮像上の輝点群は、物体表面の形状に応じて基線方向に移動する。三角測量の原理に基づき、平面照射時における輝点の座標からの移動量より三次元空間上での実際の移動距離を算出することが可能であることから、移動したすべての輝点について移動距離を求めることで、物体表面の三次元形状を空間離散的に求めることができる。

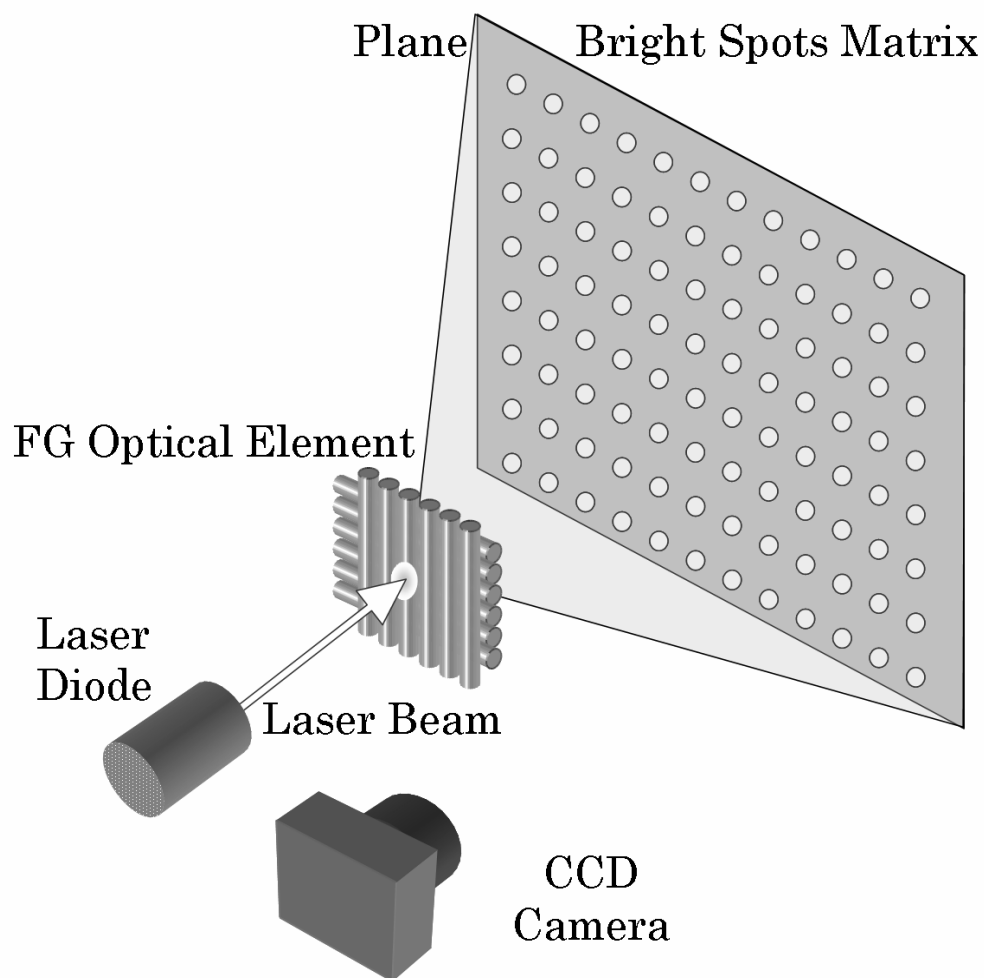


図 2.5 照射される複数の輝点

Fig. 2.5. Projected bright spots matrix.

直径数十  $\mu\text{m}$  の光ファイバーを平板状に並べた 2 枚の光ファイバーシートを互いの光ファイバーの配向方向が直交するように固定された FG 素子表面に対し、垂直にレーザー光を入射することにより、対向する平面上には多数の輝点群が照射される。

### 2.2.3 センサ部の仕様

われわれが開発した就寝者呼吸モニタリングシステムでは、前節で説明した FG 輝点照射装置を応用して、就寝者の呼吸をモニタリングする。FG 輝点照射装置から就寝者に対して照射される複数の輝点を、近傍に設置した CCD カメラにより撮影する。撮影された画像上では、就寝中の呼吸による掛け布団の僅かな上下動が、画像上での輝点の座標の時間変化として現れる。

センサ部は、前記図 2.4 のように、就寝者の直上に一列に配置された FG 輝点照射装置と CCD カメラとから構成される。輝点照射装置および CCD カメラの配置は様々な態様が考えられるが、人体の対称性、測定の精度、および、測定に伴う被験者の使用感などを考慮し、図 2.4 に示した配置を採用した。図 2.6 に、開発したシステムにおける輝点照射装置および CCD カメラの配置の寸法について示す。

輝点照射装置は、前述の通り、FG 素子とレーザー光源から構成されている。レーザー光源には、波長 804nm の赤外光半導体レーザーを用いており、照射される輝点は人の目には見えない。なお、本システムにおける輝点照射装置は、JIS C6802 で定められているレーザー安全基準のクラス 1 に準拠するように設計されている。

CCD カメラのレンズ部には、透過帯域 812nm の赤外光透過バンドパスフィルターが組み込まれている。このバンドパスフィルターは狭帯域のものであり、輝点以外の帯域の外乱光の影響を除去する。

レーザー光源からはパルス幅 0.1m 秒のパルスレーザーを発光し、レーザーの発光タイミングをトリガーとして CCD のシャッターを切ることで、パルスレーザー発光と撮像のタイミングを同期している。これにより、レーザー出力を 90mW まで高めても、レーザー安全基準クラス 1 に準拠した状態で、外乱光の影響を減じつつ撮像を行うことを可能としている。

これらの制御は、センサ部の外部に設置される制御装置により行われる。制御装置は、レーザードライバと CCD カメラ制御用のマイコンから構成されており、パルスレーザーの発光とともに、CCD カメラのシャッターが切られる。CCD カメラで取得された画像は、制御装置を中継し、処理装置へ入力される。

表 2.1 に、本システムの FG 視覚センサを構成する CCD カメラおよび輝点照射装置の仕様を示す。図 2.7 に、実際に人が寝ている状態において取得された輝点画像を示す。

表 2.1 FG 視覚センサの仕様

Table 2.1. Specification of FG vision sensor.

CCD camera (PRIMETECH ENGINEERING CORP.)	
Pick-up device	1/2 Inch IR-CCD
Total pixels	811 (H)×508 (V)
Effective pixels	768 (H)×494 (V)
Cell size	8.4 μm(H)×9.8 μm(V)
Scanning system	2:1 interlace
Electric iris	1/10,000
Focal Distance	12 mm
Transmitted wave length	812 nm
FG bright spots projector (Sumitomo Osaka Cement Co, ltd.)	
Laser wave length	805 nm
Laser power	90 mW
Pulse width	0.1 ms
Pulse interval	1/30 s
Diameter of optical fiber	25 μm

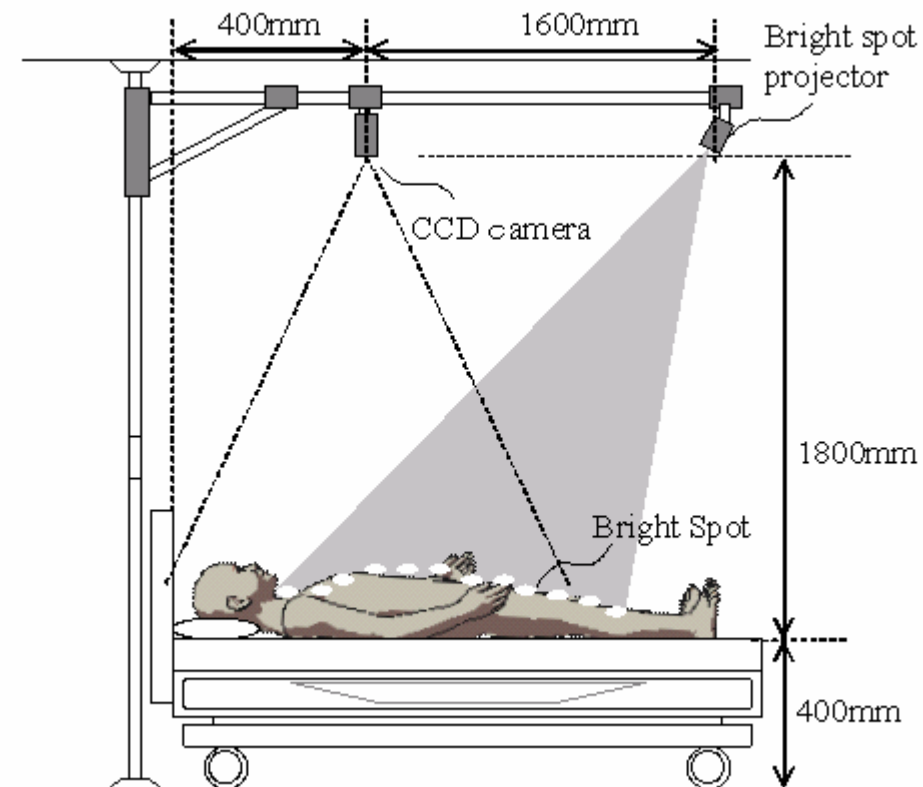


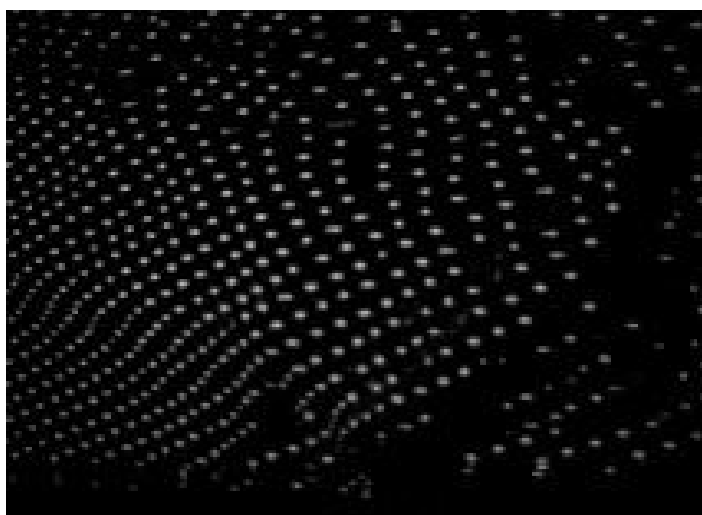
図 2.6 センサ部の光学配置

Fig. 2.6. Arrangement of bright spot projector and CCD camera.

輝点照射装置および CCD カメラの配置には様々な態様が考えられるが、人体の対称性、測定の精度、および、測定に伴う被験者の使用感などを考慮し、輝点照射装置と CCD カメラとが、就寝者の直上に一列に配置されるようにした。



(A) Actual sleeper.



(B) Bright spot image.

図 2.7 取得される輝点画像

Fig. 2.7. Obtained bright spot image.

CCD カメラのレンズ部に、透過帯域 812nm の赤外光透過バンドパスフィルターが組み込まれており、また、パルスレーザーを用いてレーザーの発光タイミングと CCD のシャッタータイミングとの同期をとることにより、本システムで取得される画像には輝点のみが撮像される。

#### 2.2.4 処理装置部の仕様

本システムにおいては、前述のセンサ部により取得された画像を、処理装置に入力する。処理装置は、パーソナルコンピュータに画像キャプチャボードを組み込むことで構成されており、仕様は表 2.2 に示すとおりである。処理装置においては、次節で説明する計測用ソフトウェアが実行され、画像のキャプチャおよび就寝者の状態を表す各種情報の算出が行われる。

表 2.2 処理装置の仕様

Table 2.2. Specification of processing unit.

CPU	Intel PENTIUM-4, 2GHz
Memory	512MB
OS	WIN2000 Professional
Capture board	FDM-PCI IV (PHOTRON Ltd.)
Captured Image size (max.)	640×480 pixel
Frame rate (max.)	30 frame / sec.
Capture data format	Uncompressed 24bit RGB
Video source	NTSC signal (RS-170 compatible)



## 2.3 システムのソフトウェア構成

本システムによる就寝者呼吸モニタリングにおいては、計測用ソフトウェアと解析用ソフトウェアの2種類のソフトウェアが用いられる。それぞれのソフトウェアにおいて実装されるアルゴリズムの詳細については、次章で詳細に説明する。

計測用ソフトウェアにおいては、画像の取得、および、取得画像の処理により就寝者の呼吸波形、呼吸数などの就寝者の呼吸状態に関するデータの算出を行い、さらに、処理結果を画面およびファイルに出力する。なお、本システムにおいて、1フレームあたりの処理時間（画面出力も含む）は、約0.1秒（0.10～0.15秒）であり、計測用ソフトウェアでは画像キャプチャのためのフレームインターバルを0.25秒に設定し、一連の処理を行っている。図2.8および図2.9に計測用ソフトウェアの出力画面を示す。

解析用ソフトウェアにおいては、計測用ソフトウェアにより出力されたデータファイルを読み込み、就寝者の呼吸状態および就寝状態を自動解析し、これを画面出力するものである。図2.10および図2.11に解析用ソフトウェアの出力画面を示す。

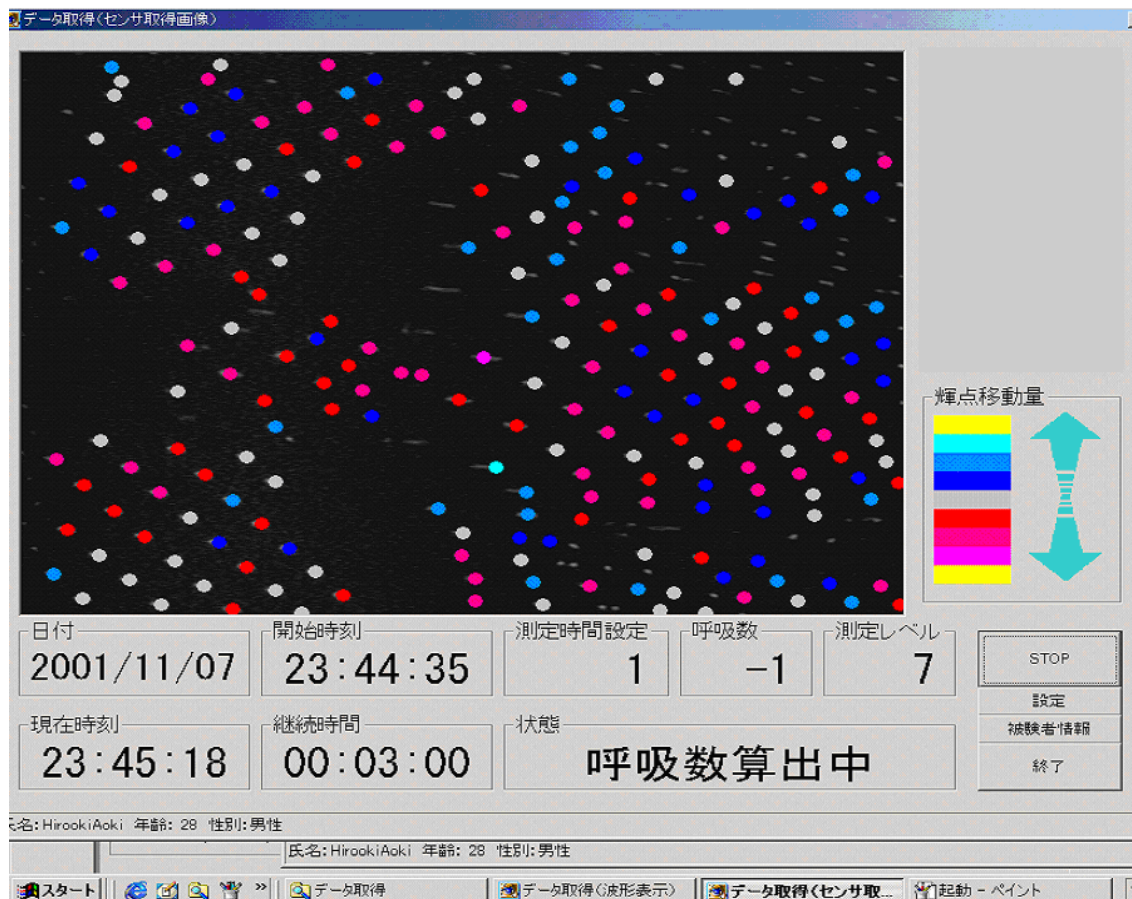


図 2.8 計測用ソフトウェアの出力画面

Fig. 2.8 Display output of software for measurement.

計測用ソフトウェアは2つのウィンドウ画面から構成される。第1のウィンドウ画面においては、各輝点にフレーム間での移動量およびに移動方向に応じて色を付けて出力する（吸気…青系、呼気…赤系、非呼吸体動…黄色）。

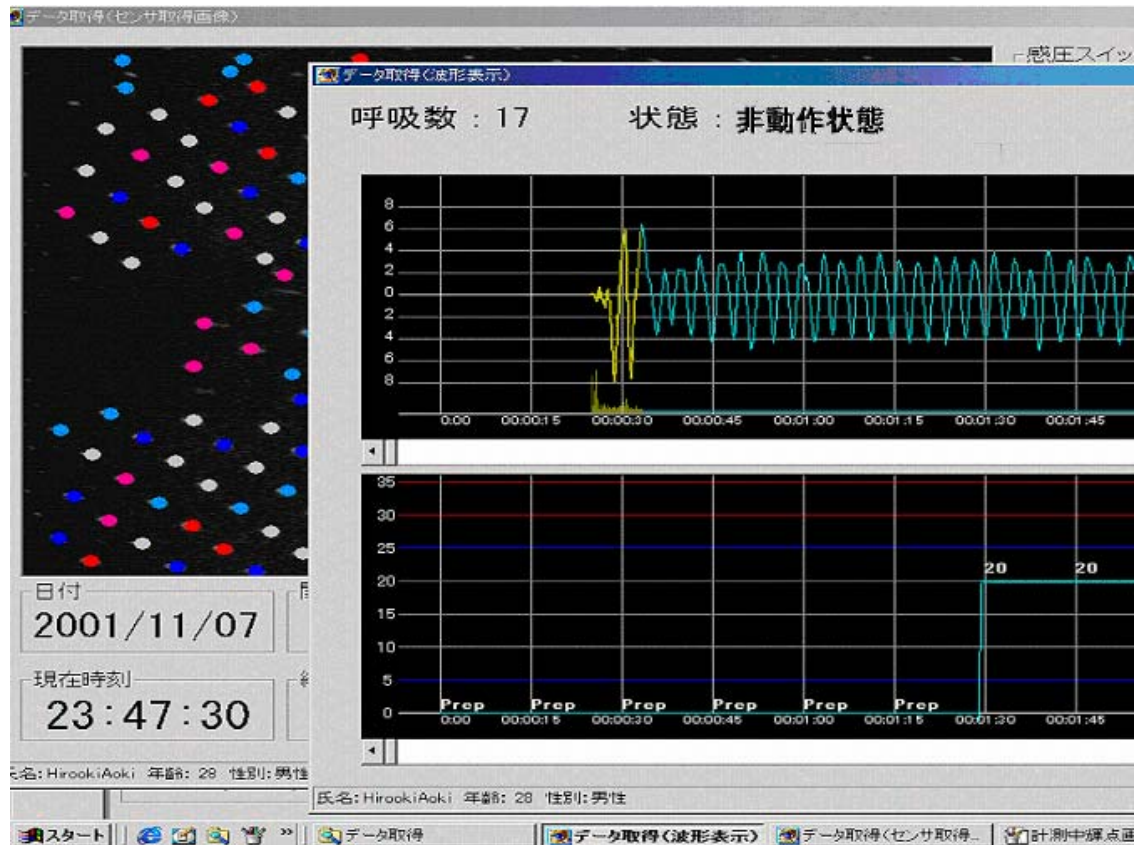


図 2.9 計測用ソフトウェアの出力画面

Fig. 2.9 Display output of software for measurement.

計測用ソフトウェアは2つのウィンドウ画面から構成される。第2のウィンドウ画面においては、画面上部に全輝点重心座標の移動量の総和の時系列グラフを、画面下部に呼吸数トレンドを、それぞれ出力する。



図 2.10 解析用ソフトウェアの出力画面

Fig. 2.10 Display output of software for analysis.

解析用ソフトウェアにおいては、計測用ソフトウェアにより保存されたデータファイルに対し、次章で説明する状態解析アルゴリズムを適用することにより、就寝者の状態を解析する。測定結果および解析結果を、就寝者の呼吸による胸壁・腹壁の動きを表す“呼吸波形”，体全体の動きを表す“体動波形”，一回換気量（一回の呼吸により換気される空気流量）に準ずる量を示す“準一回換気量”，および、一分間あたりの呼吸回数である“呼吸数”をグラフとして表示する。なお、一画面に出力されるグラフは6分間の情報であり、マウス操作でスクロールさせることで、所望の時間帯におけるグラフを見ることができる。また、就寝中の状態の変化をイベントとして一覧表示する。さらに、一定時間毎の呼吸の安定性を頻度分散図として表示する。

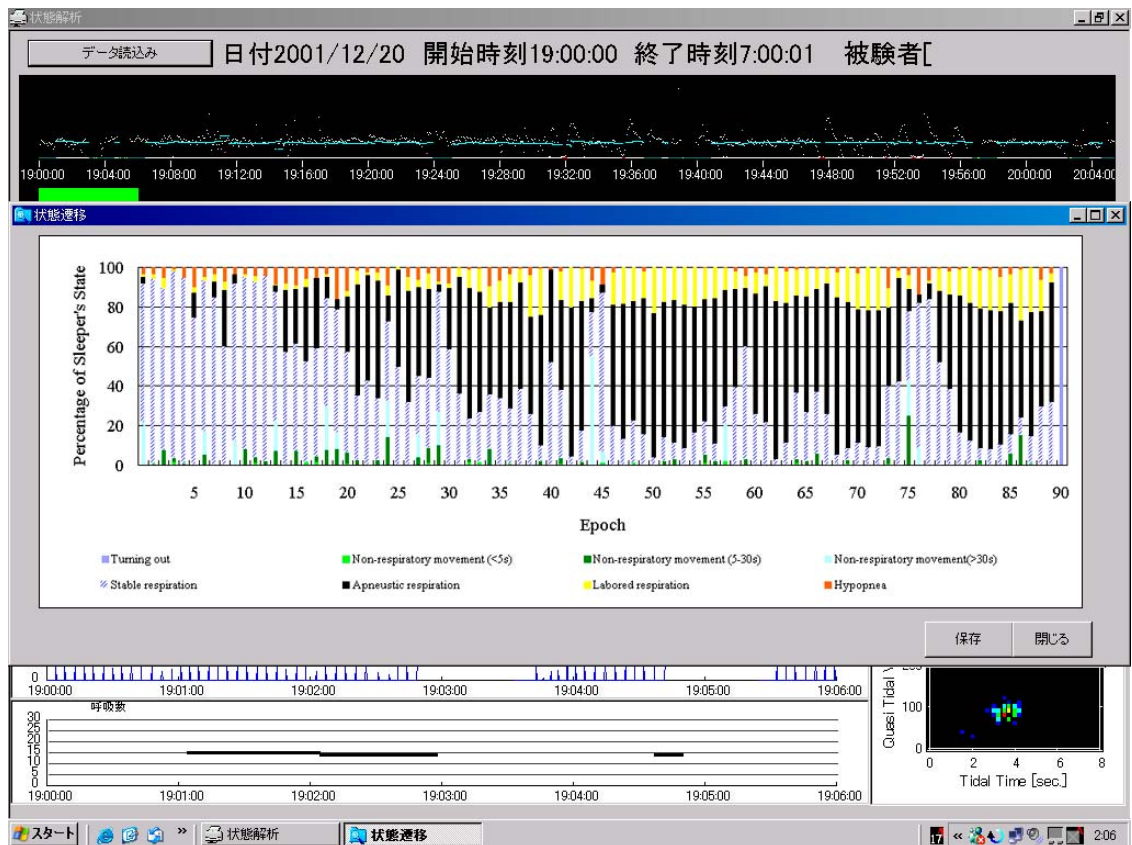


図 2.11 解析用ソフトウェアの出力画面

Fig. 2.11 Display output of software for analysis.

解析用ソフトウェアでは、就寝者の状態を8種類に分類する。ユーザが就寝者の状態の推移を把握しやすいよう、分類された就寝者の状態を一定時間毎に集計し、各状態が一定時間中に占める割合を時系列に並べて出力する。

## 2.4 本章のまとめ

本章では、非接触・無拘束で就寝者の呼吸を計測する呼吸計測方法を提案した。

われわれが提案する非接触呼吸計測方法においては、FG 輝点照射装置を用いて就寝者の胸郭・腹壁に照射されたパターン光を撮像装置で撮像し、当該撮像から呼吸運動に伴うパターン光の移動を調べることで、呼吸計測を行うこととした。撮像されたパターン光のフレーム間での移動量は、センサの測定原理に基づき、実際の照射点の三次元座標の変化に対応する。パターン光が複数となるように就寝者の胸郭・腹壁全体に照射し、これらのフレーム間での移動量を算出し、それらの総和を求めることにより、就寝者の胸郭および腹壁の全体的な動きを捉えることが可能となる。この処理は、就寝者の体表あるいは寝具表面移動を空間離散的にサンプリングして総和していることに等しく、輝点のフレーム間での移動量の総和は、就寝者の体表あるいは寝具表面の体積変動に準じているものと考えられる。

また、本章では、本手法に基づき就寝者の呼吸モニタリングを行う就寝者呼吸モニタリングシステムのハードウェアおよびソフトウェアの構成について説明した。

われわれが開発した就寝者呼吸モニタリングシステムにおいては、FG 輝点照射装置から就寝者に対して照射される数百点からなる輝点群を CCD カメラにより撮影することで、就寝者の胸郭および腹壁の動きを計測することとした。本システムでは、人体の対称性、測定の精度、および、測定に伴う被験者の使用感などを考慮し、輝点照射装置と CCD カメラとを就寝者の直上に一列に配置した。

本システムの輝点照射装置を構成するレーザー光源には、赤外光半導体パルスレーザーが用いられ、レーザー安全基準のクラス1に準拠するように設計した。レーザーの発光タイミングと CCD のシャッタータイミングとの同期をとることで、レーザー出力のピーク強度を高めつつも、安全性を確保し、さらに外乱光の影響を軽減できている。また、処理装置は、画像キャプチャボードを搭載した一般的なパーソナルコンピュータで構成されている。処理装置には、画像の取得ならびに処理により就寝者の呼吸状態に関するデータの算出を行う計測用ソフトウェア、および、計測用ソフトウェアにより出力されたデータファイルから就寝者の呼吸状態および就寝状態を自動解析し画面出力する解析用ソフトウェアを搭載した。

## 3 アルゴリズム

本章では、われわれの提案するシステムに実装するアルゴリズムについて説明する。

われわれの提案するシステムでは、前章で説明したとおり、計測用ソフトウェアおよび解析用ソフトウェアの2種類のソフトウェアを搭載している。計測用ソフトウェアでは、計測アルゴリズムに基づきFG視覚センサにより取得された画像から輝点の移動を算出し、これに基づき解析用ソフトウェアで就寝者の状態の自動解析を行うための各種データを出力する。解析用ソフトウェアでは、計測用ソフトウェアにより出力されたデータファイルを入力値として、状態解析アルゴリズムに基づき処理を行い、就寝者の状態を判別し、これを一終夜分集計し、出力するものである。本章では、それぞれのアルゴリズムについて解説する。

## 3.1 計測アルゴリズム

### 3.1.1 計測アルゴリズムの概要

本システムにおける計測用ソフトウェアに実装される計測アルゴリズムについて、処理の流れを図3.1に示す。

まず、センサにより取得された輝点画像を入力データとし、輝点の抽出および各輝点の重心座標の算出を行う。次に、各輝点についてフレーム間での対応付けを行い、重心座標のフレーム間での移動量を算出する。算出された重心座標のフレーム間移動量を全ての輝点について総和する。全輝点のフレーム間移動量の総和を時系列に並べて得られる波形より、就寝者の状態を、就寝者が寝返りや着床・起床などの動作を伴う“体動状態”，特にこれらの体動を呈さない“無体動状態”，あるいは、就寝者の呼吸が停止している“呼吸停止状態”の3通りに判別する。

### 3.1.2 画像の取得と閾値処理

FG 視覚センサにより取得された画像を閾値処理し、輝点に該当する画素の内、明度  $B(x, y)$  ( $x$ : 水平座標,  $y$ : 垂直座標) の高い画素のみを抽出する。なお、閾値処理に用いられる閾値は、予め経験的に求めている。



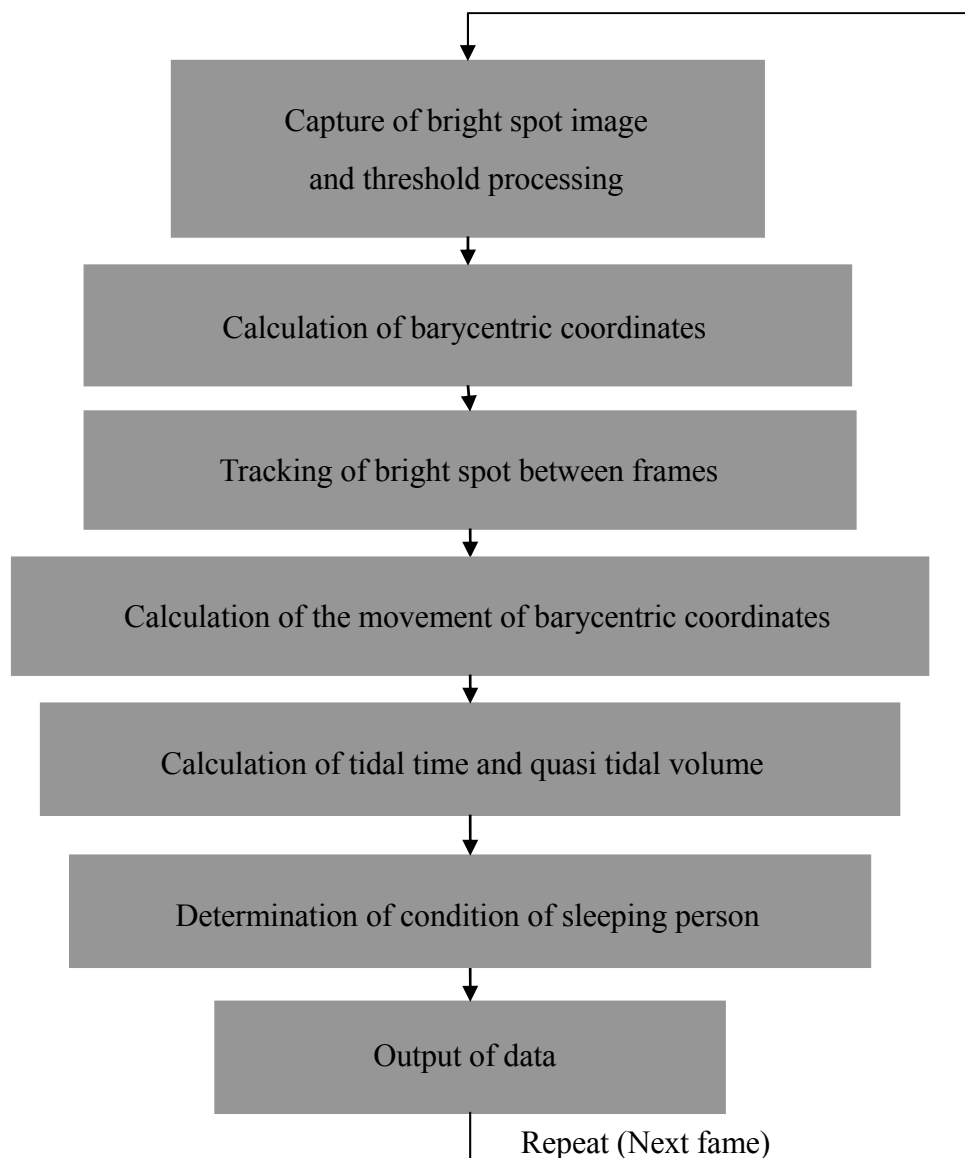


図 3.1 計測アルゴリズム

Fig. 3.1. Measurement algorithm.

本システムにおける計測アルゴリズムを示したフロー図である。FG 視覚センサより入力された輝点画像から、輝点座標の移動量を算出し、就寝者の状態が体動状態にあるか、あるいは、無体動状態にあるかを判別する。

### 3.1.3 輝点の重心座標算出

抽出された画素どうしの連結を調べ、連結された画素群のラベリングを行う。画像中において、輝点は直径 10~15pixel の円として撮影される。ラベリングされた領域が規定の画素数に満たない場合（本システムでは 24 画素未満）には、その領域をノイズとして扱い、以下の処理を行わない。ラベリングされた領域が規定画素数以上の画素からなる場合には、その領域は輝点に該当する画素群であると考え、領域ごとに 1 次モーメント  $S_x$ ,  $S_y$ , および 0 次モーメント  $S_B$  を、次式により求める。

$$S_x = \sum (xB(x, y)) \quad (2)$$

$$S_y = \sum (yB(x, y)) \quad (3)$$

$$S_B = \sum B(x, y) \quad (4)$$

そして、これらのモーメントより輝点の重心座標  $G(x_g, y_g)$  を求める。

$$x_g = \frac{S_x}{S_B}, \quad y_g = \frac{S_y}{S_B} \quad (5)$$

標準的な成人男性がベッド上に寝ている状況を想定し、前章の図 2.4 に示したセンサの配置、表 2.1 に示したセンサの仕様に基づきパラメータを設定し、式(1)より、呼吸に伴う輝点投影点の上下動とそれを反映した画像中の輝点の移動ピクセル量との関係について求めた（図 3.2）。就寝者の呼吸に伴う腹部・胸部の上下動は、成人男性であっても高々 5mm のオーダーである。表 2.2 に示した処理装置部の仕様より、フレームインターバルは 0.25 秒であるから、呼吸数が 15 回/分の正常呼吸時におけるフレーム間における輝点の上下動は、1 mm 程度であると考えられる。図 3.2 より、1 mm 程度の上下動を反映した画像中における輝点移動量は、画像上において 1 pixel 未満の微小なオーダーである。このため、輝点の重心座標は、厳密にサブピクセルオーダーまで算出している。

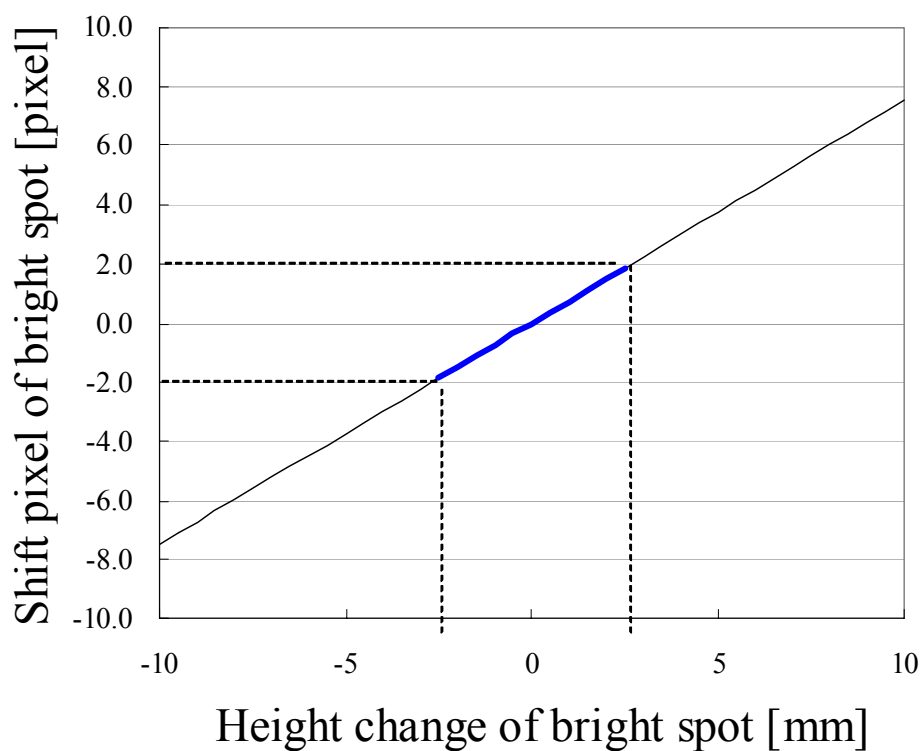


図 3.2 輝点の投影点の上下動とフレーム間での輝点移動ピクセル量

Fig. 3.2. Height change of projected point and inter-frame shift pixel of bright spot .

輝点が投影されるポイントの上下動が、取得される画像中においてフレーム間でどれだけ移動するかを示したグラフである。1回の呼吸による胸郭・腹壁の膨張収縮は胴体の半径方向に 5mm 程度であると言われている。したがって、図中の青線部が、正常呼吸時に移動すると考えられる範囲となり、1回の呼吸により画像中の輝点は 4 pixel 程度移動することとなる。正常時、1回あたりの呼吸時間は 3~4 秒（呼吸数にして 15~20 回/分）であるから、フレームインターバルを 0.25 秒と設定した本システムの場合、フレーム間での輝点移動ピクセルは 0.2~0.4 pixel 程度となる。

### 3.1.4 前後フレームでの輝点の対応付け

フレーム間での重心座標の移動ピクセル量を算出するために、図 3.3 に示すように、過去フレームの重心座標を基準とした探索窓を設ける。現フレームの輝点の中から探索窓内に存在し、かつ、最も過去フレームの重心座標に近い輝点を、現フレームにおける移動先の輝点とみなす。探索窓としては、呼吸を検出するための小さい探索窓（探索窓 I）および、大きな体動を検出するための大きな探索窓（探索窓 II）の 2 通りの探索窓を用いる。

就寝者が“無体動状態”にある場合には、就寝者の体表（あるいは寝具表面）には呼吸による僅かな動きのみが現れるだけであるから、輝点の移動は、探索窓 I 内においてのみ発生する。就寝者が大きな体動を呈する“体動状態”においては、輝点の移動は、探索窓 I の範囲を超えて探索窓 II 内でも発生する。

なお、それぞれの探索窓の範囲は、センサの光学配置より、 $S_{w1} = 6 \text{ pixel}$ ,  $S_{w2} = 32 \text{ pixel}$ ,  $S_{h1} = S_{h2} = 5 \text{ pixel}$  と設定した。前述の通り、正常呼吸時におけるフレーム間での輝点移動はサブピクセルオーダーであると考えられる。呼吸数の上昇と過換気が同時に発生するような状況であっても、フレーム間の輝点の上下移動は、呼吸に伴う腹部・胸部の上下動移動量である 5mm を大きく超えることはないものと考えた。このため、呼吸の検出に用いられる探索窓 I の窓の幅は、6 pixel と設定した。図 3.3 においては概念的に探索窓について示しているが、実際の画像中においては、図 3.4 に示すように、探索窓 I の範囲は輝点が占める面積よりも狭い範囲に限定されている。また、探索窓 II の範囲は、輝点が構成するドットマトリクスにおいて垂直座標の等しい輝点どうしで重なり合わないよう、幅を 32 pixel とした。

前述の通り、FG 視覚センサを用いた測定においては、原理上、輝点の移動は基線方向（撮像装置と輝点照射装置を結ぶ方向）である水平方向にのみ現れるが、レンズ収差の影響により、画像の端の方ではわずかながら垂直方向にも移動する。この影響を考慮し、それぞれの窓の高さ（ $S_{h1}$ ,  $S_{h2}$ ）を 5 pixel と設定した。

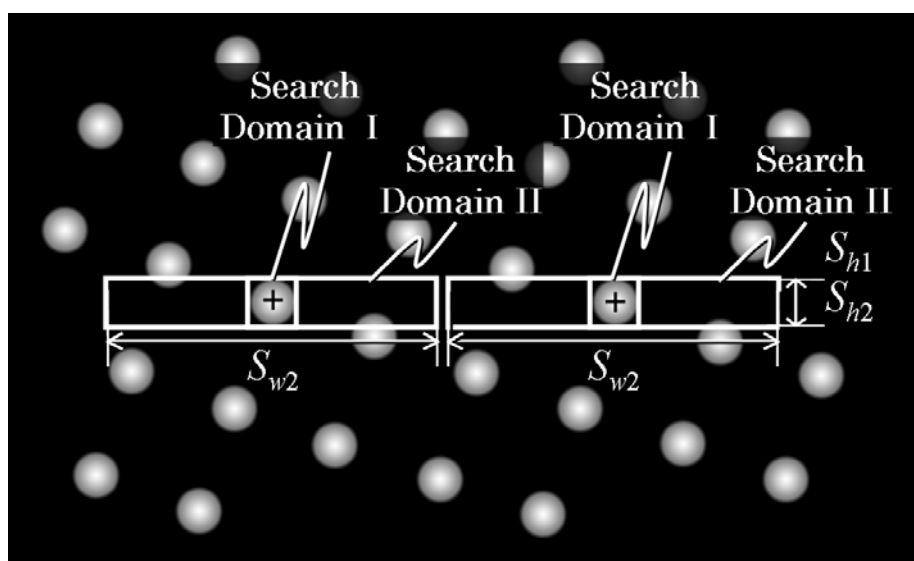


図 3.3 探索窓

Fig 3.3. Search domain.

FG 視覚センサの測定原理に基づき、輝点の移動は、輝点照射装置と CCD カメラとを結ぶ基線方向にのみ移動する。呼吸体動による輝点の移動量は微小であるため、呼吸計測に用いられる探索窓 I については、輝点の重心近傍に探索窓の範囲を限定する。寝返りなどの呼吸と比較して大きな体動は、呼吸計測にとってはアーチファクトとなる。輝点の移動量は、呼吸体動時と比較して遙かに大きいものとなる。本アルゴリズムでは、探索窓 II を非呼吸体動検出用に用い、“体動状態”と“無体動状態”との判別を確実に行うことができる。

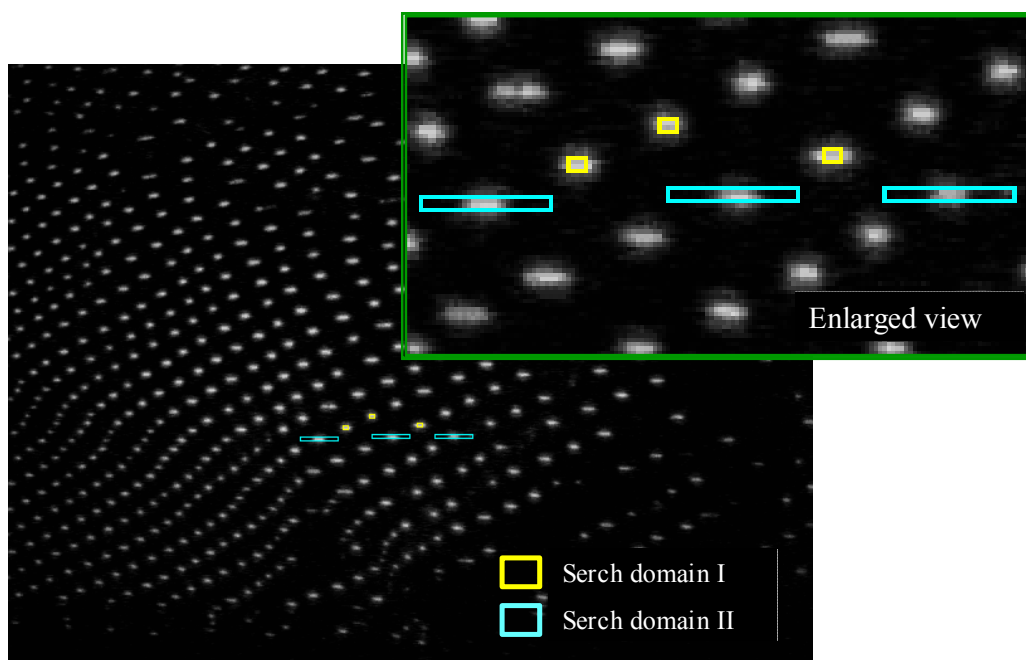


図 3.4 探索窓

Fig 3.4. Search domain.

呼吸運動を計測するために用いられる探索窓 I（黄色枠）の範囲は、幅 6 pixel と輝点が占める面積よりも狭い範囲に限定されている。体動を検出するための探索窓 II の範囲は、幅を 32 pixel とし、輝点が構成するドットマトリックスにおいて垂直座標の等しい輝点どうしが重なり合わないようにした。

### 3.1.5 重心座標の移動量の算出

就寝者がベッドへの出入りや寝返りなどの非常に大きな体動を呈する場合、移動後の輝点が探索窓の範囲外に移動することがあり、フレーム間での各輝点の対応は、必ずしも保証されるものではない。しかし、安静に呼吸をしている場合と全く異なり、輝点群が移動するため、探索窓 I においてはフレーム間での輝点どうしの対応がほとんど取れず、また、探索窓 II においては輝点重心移動量が安静に呼吸をしている場合と比して遙かに大きな値を示す。これを利用して、体動状態にあるか、それとも、無体動状態にあるかを、判別することが可能である。

それぞれの探索窓ごとに、全ての輝点についてフレーム間での重心座標の移動量 $\delta_i$  ( $i=1 \sim N$ ,  $N$ は輝点の総数)の総和 $Q_1$ ,  $Q_2$ を、次式のように求める。

$$\text{探索窓 I : } Q_1 = \sum_{i=1}^N \delta_i \quad (6)$$

$$\text{探索窓 II : } Q_2 = \sum_{i=1}^N |\delta_i| \quad (7)$$

ここで、 $N$ は移動した輝点の総数である。

探索窓 I において、重心座標の移動量は各輝点の高さ変動に対応することから、重心座標の移動量の空間的総和である $Q_1$ の時系列変化は、就寝者の体表あるいは寝具表面移動を空間離散的にサンプリングして総和していることから、呼吸に伴う体積の変動を捕らえているといえる。

図 3.5 は、就寝者がいない状態、すなわち、動体が撮像されていない状態において、本システムにより取得された輝点画像の任意の輝点について重心座標のフレーム間移動量を算出した結果について示したグラフである。図 3.5 に示したように、算出される重心座標には、光源として用いるレーザー光の可干渉性によるスペckルノイズや CCD における電氣的なノイズを原因として、サブピクセルオーダーのノイズが含まれることとなる。しかし、式(6)においては、測定される全輝点について重心座標の移動量を足し込むことによって S/N の統計的な向上が図られ、結果的に波形の信頼性が高まり、呼吸運動による僅かな輝点の動きの検出が可能となる。

就寝者が示す大きな体動の種類によっては、掛け布団のある部分の高さが上昇し、他の部分が下降する。このとき、探索窓Ⅱにおける輝点の移動方向（すなわち、高さの変化方向）の符号が、正と負の両方に分かれてしまい、単に総和を求めてしまうと値は打ち消しあうことになる。このため、探索窓Ⅱにおいては、各輝点における重心座標の移動量の絶対値の総和を求めている。

ここで、 $Q_1$ の時系列変化による波形を、便宜上、“呼吸波形 (Respiratory waveform)”と呼ぶこととする。また、 $Q_2$ の時系列変化による波形を、“体動波形 (Motional waveform)”と呼ぶこととする。



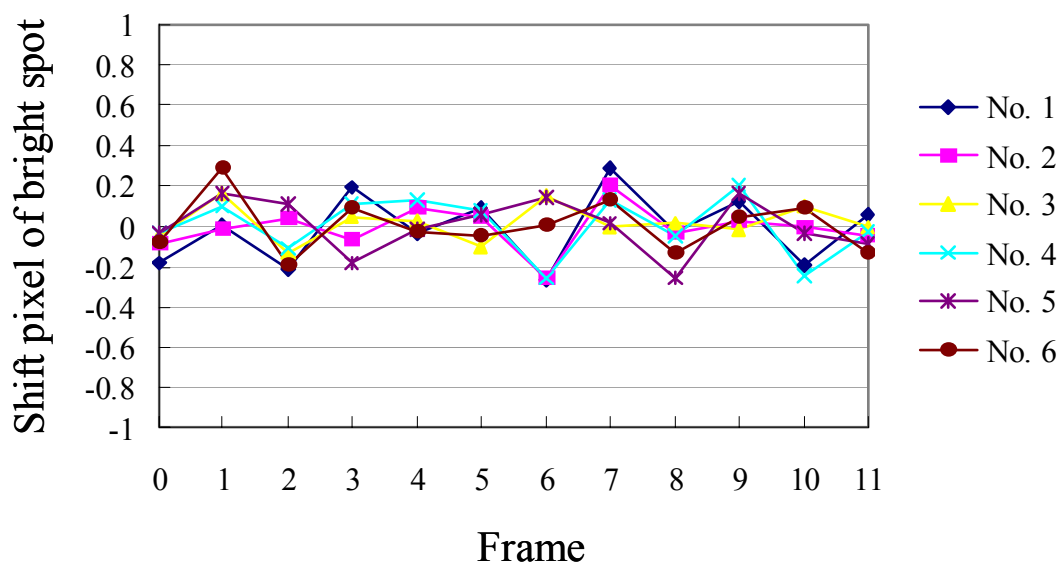


図 3.5 輝点の重心座標に含まれるノイズ

Fig. 3.5. Noises by calculation of bright spot coordinate.

算出される輝点の重心座標には、 $-0.3 \sim +0.3$  pixel のノイズが含まれることとなる。これは、光源として用いるレーザー光の可干渉性によるスペックルノイズや CCD における電氣的なノイズを原因としていると考えられる。ノイズの大きさは、呼吸時の輝点の移動量と同等のオーダーであるが、本アルゴリズムでは、測定される全輝点について重心座標移動量を足し込むことにより S/N の統計的な向上を図っている。結果として、波形の信頼性が高まり、僅かな呼吸運動を検出できている。

### 3.1.6 一回呼吸時間と準一回換気量の算出

前述の通り、呼吸波形においては、呼気状態と吸気状態で符号が反転する。無体動状態と判別された時間帯においては、図 3.6 に示すように、呼気状態から吸気状態への変化、あるいは、吸気状態から呼気状態への変化に対応するゼロクロス呼吸波形から抽出する。そして、連続する呼気状態と吸気状態との継続時間を加算することにより呼吸一回当たりに掛かる時間を“一回呼吸時間 (TT: Tidal Time)”として算出する。

輝点の画像フレーム間における座標移動量は、実際の空間中において輝点が照射されているポイントの座標変化と関係している。このため、輝点のフレーム間での座標移動量の総和を求めるということは、就寝者の体表あるいは寝具表面移動を空間離散的にサンプリングして総和していることに等しいと言える。したがって、輝点のフレーム間での座標移動量の総和は、就寝者の体表あるいは寝具表面の体積変動に準じているものと考えられる。すなわち、 $Q_1$ の値が就寝者の移動部分全体の体積変動に対応していると考えられる。このことから、呼吸波形において呼吸1回に相当する波形の面積値を半分にした値が一回換気量に準ずる量であると考え、“準一回換気量 (QTV: Quasi Tidal Volume)”として定義する。

一回呼吸時間を求める場合と同様に、呼吸波形よりゼロクロスを抽出し、一組の呼気状態と吸気状態を1回分の呼吸波形として扱う。1回分の呼吸波形の内、正の値を示す波形の面積値を“準一回呼気流量”と定め、また、負の値を示す波形の面積値を“準一回吸気流量”と定める。そして、呼吸一回当たりの準一回呼気流量と準一回吸気流量の平均値を、準一回換気量と定めて算出する。

就寝者へ照射される輝点群の分布は就寝者の姿勢や寝具の状態によって様々に異なり、また、胸郭・腹壁の動きに対する感度は撮像装置の光軸方向が最も高いため、就寝者の姿勢により呼吸波形の振幅は異なる。したがって、厳密には、準一回換気量は、定量的に一回換気量を示すものではないが、就寝者が同じ姿勢をとり続けている限り、定性的には一回換気量に準ずるものと考えられる。すなわち、連続する呼吸間での準一回換気量の増減比率を調べることで実際の一回換気量の増減を知ることが可能であると考えられる。

また、呼吸が停止した場合には、就寝者の姿勢にかかわらず波形の振幅がゼロとなることから、準一回換気量の値がゼロに近似できる場合には、呼吸が停止しているものと判別できる。

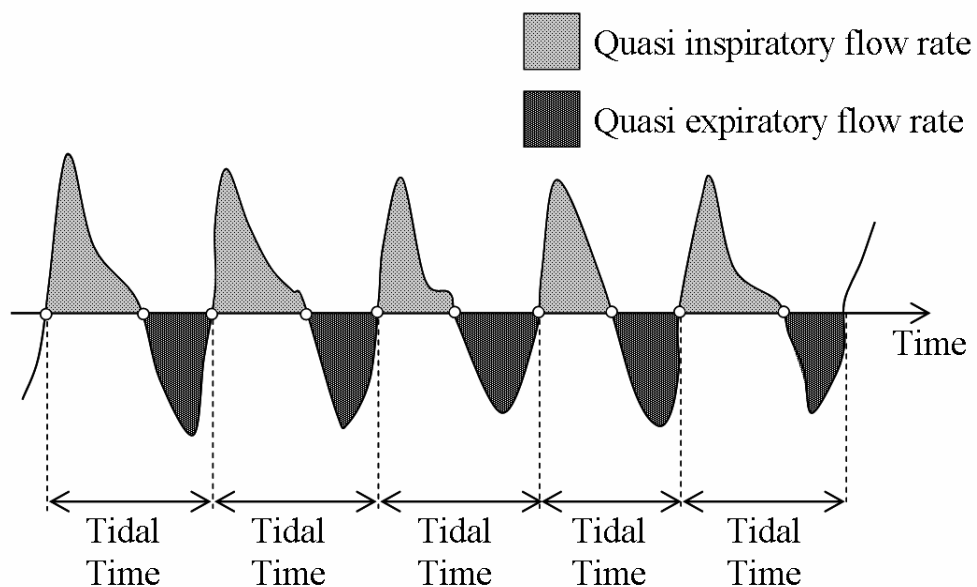


図 3.6 一回呼吸時間および準一回換気量

Fig. 3.6. Tidal time and quasi tidal volume.

ゼロクロスを呼吸波形から抽出し、連続する呼気状態と吸気状態との継続時間を加算することにより呼吸一回当たりに掛かる時間を一回呼吸時間とした。1 回分の呼吸波形のうちの正の値を示す波形の面積値を準一回吸気流量とし、また、負の値を示す波形の面積値を準一回吸気流量とした。そして、一回呼吸における準一回呼気流量と準一回吸気流量の平均値を、準一回換気量と定めた。

### 3.1.7 状態の判別

探索窓 I および II において算出される輝点の重心座標の移動量の総和を時系列に並べると、図 3.7 に示されるような波形が得られる。

就寝者が無体動状態にあるとき、呼吸波形は周期性を示す。重心座標の移動量は、前章に示した通り、輝点の高さの時間変化を表し、輝点の座標移動量の総和は呼吸による体積変動に準じているため、吸気状態と呼気状態とでは波形の符号が反転している。体動波形もまた周期性を示し、呼吸による掛け布団の高さ方向の変動が極めて小さいことから、波形の振幅も小さいものとなる。

一方、就寝者が体動状態にある場合、図 3.7 に示したとおり、体動波形は呼吸時と比べて周期性を失い、遙かに大きな振幅を持つことがわかる。

呼吸運動が停止してしまった状態においては、図 3.8 に示すとおり、呼吸波形がフラットとなっている。僅かな振幅が見られるが、これはレーザー光源のスペckルノイズや CCD の電氣的ノイズに伴う重心座標の微小なずれを反映しているものであると考えられる。

以上で示した呼吸波形および体動波形に見られる特徴を利用して、まず、体動波形の振幅の大小により、“体動状態”と“無体動状態”との判別を行う。具体的には、体動波形における  $Q_2$  の値が閾値  $Th_1$  以上の場合は“体動状態”，閾値  $Th_1$  以下の場合は“無体動状態”と判別する。そして、“無体動状態”時において、準一回換気量が閾値  $Th_2$  以下の場合（ほぼゼロに近似できる場合）は、“呼吸停止状態”と判別する。なお、それぞれの閾値は、予め経験的に求めている。

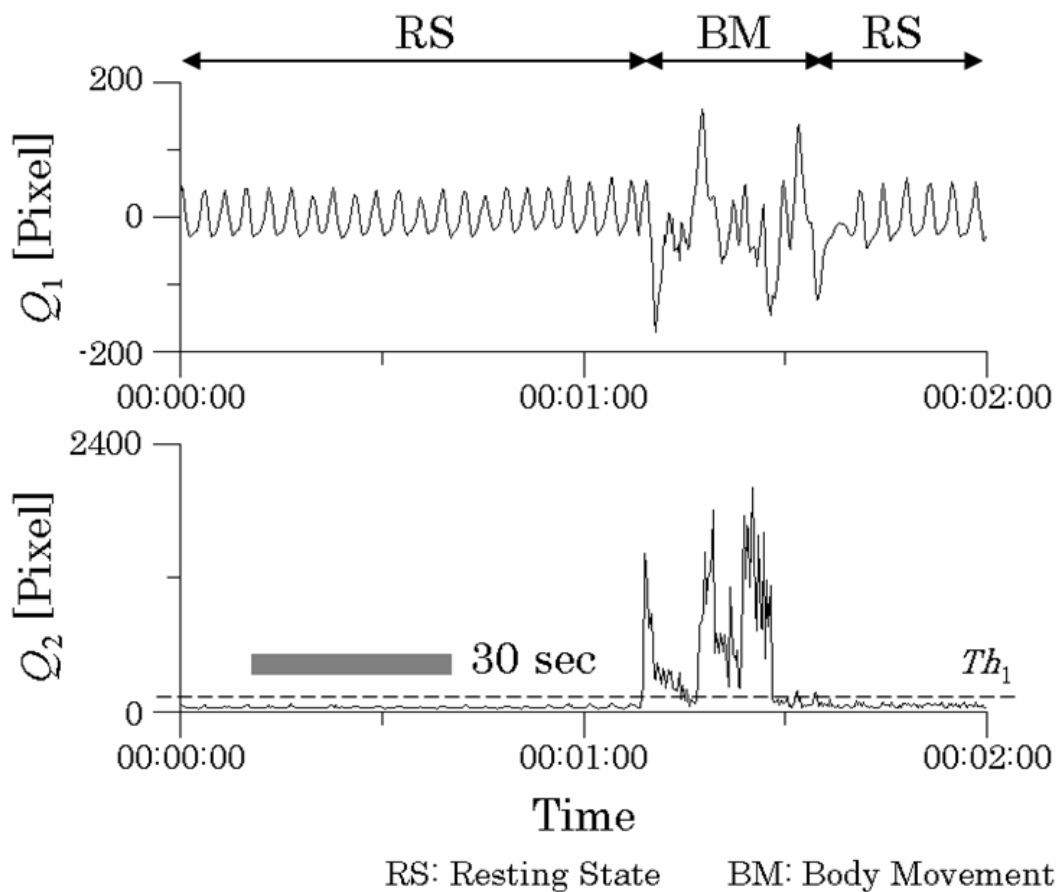


図 3.7 呼吸波形および体動波形

Fig. 3.7. Respiratory waveform and waveform by non-respiration motion.

就寝者が無体動状態では、波形は呼吸のみによるものであるから、探索窓 I による波形（呼吸波形）は周期的であり、また、探索窓 II による波形（体動波形）もまた周期性を示す。呼吸による掛け布団の高さ方向の変動が極めて小さいことから、波形の振幅は、体動状態時と比較して極めて小さいものとなる。

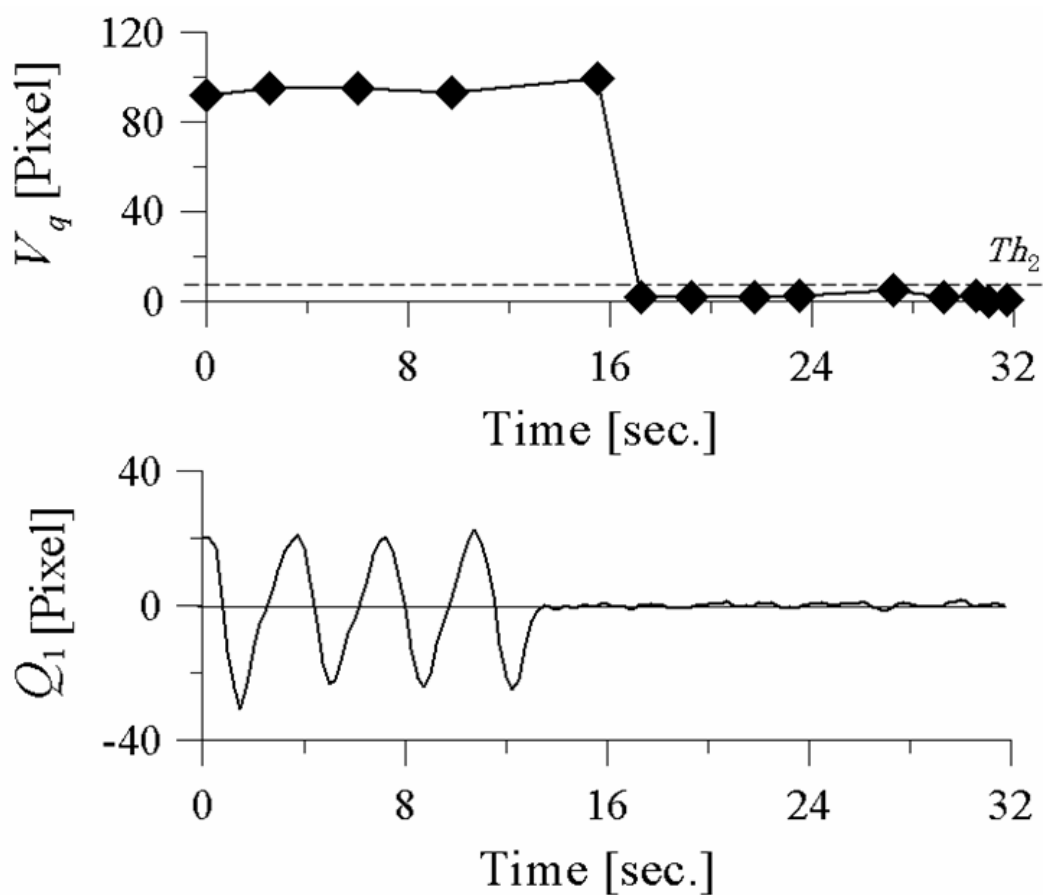


図 3.8 呼吸停止時の準一回換気量と波形

Fig. 3.8. Respiratory waveform and quasi tidal volume in breath-holding.

被験者が呼吸を停止したときの探索窓 I による波形と、その際に算出される準一回換気量である。呼吸停止時には、探索窓 I による波形の振幅はほぼフラットとなり、それに伴い、算出される一回換気量もほぼゼロとなっている。波形に僅かな振幅が見られるが、レーザー光源のスペックルノイズや CCD の電氣的ノイズに伴う重心座標の微小なずれを反映したものであると考えられる。

### 3.1.8 データ出力

各フレームにおける一連の処理が終了後、データ出力が行われる。1 レコードに含まれるデータ項目は、“フレーム番号”、“時刻 (時:分:秒)”、“ $Q_1$  値”、“ $Q_2$  値”、“状態判別結果”、“準一回換気量”、“一回呼吸時間”、“呼吸数”の8項目である。“準一回換気量”および“一回呼吸時間”は、一回の呼吸の開始フレームに対応するレコードに出力され、それ以外のレコードには値として“-1”が出力される。なお、“呼吸数”とは、探索窓 I による波形に対してFFTを施し、支配的な周波数を求めることで、算出される就寝者の1分間の呼吸の回数である。

なお、前章で説明した計測用ソフトウェアにおいては、“呼吸波形および体動波形”、“呼吸数トレンド”、“判別結果”が画面上に出力される。なお、“呼吸数トレンド”とは、呼吸数を連続して波形として出力したものである。

## 3.2 状態解析アルゴリズム

### 3.2.1 状態解析アルゴリズムの概要

状態解析アルゴリズムは、前章で述べた解析用ソフトウェアに実装されるアルゴリズムであり、計測アルゴリズムにより出力されたデータファイルを入力データとして用い、終夜にわたる就寝者の状態をより詳細に“状態分類”し、結果を集計する。解析用ソフトウェアにおいては、前述の通り、データビューアとして、計測用ソフトウェアにより取得された呼吸波形および体動波形、呼吸数トレンドを出力すると同時に、状態解析アルゴリズムに基づき分類された就寝者の状態や集計結果が併せて出力される。

アルゴリズムの流れとしては、図 3.9 に示すように、まず、計測アルゴリズムにより出力されたデータファイルの読み込みが行われる。次いで、“無体動状態時”における“状態分類”を決定するための標準値である“標準準一回換気量”を算出する。次いで、就寝者の状態を更に詳細に分類する。就寝者が“無体動状態”にある場合には、準一回換気量が、標準時準一回換気量に対してどれだけの比率であるかにより、呼吸体動の状態種別を分類する。一方、就寝者が非呼吸体動を呈する“体動状態”にある場合には、非呼吸体動の継続時間を算出し、この長さによって非呼吸体動の状態種別を分類する。

そして、以上のようにして分類された就寝者の状態種別を、終夜にわたる就寝者の状態がどのように推移するかを把握するのに役立つように、定められた単位時間（Epoch）毎に集計し、状態分類結果として出力する。

### 3.2.2 ファイル入力

まず、計測アルゴリズムで出力されたデータファイルの読み込みが行われる。前述の通り、1 レコードに含まれるデータ項目は、“フレーム番号”、“時刻（時：分：秒）”、“状態判別結果”、“ $Q_1$  値”、“ $Q_2$  値”、“準一回換気量”、“一回呼吸時間”、“呼吸数”の8項目である。



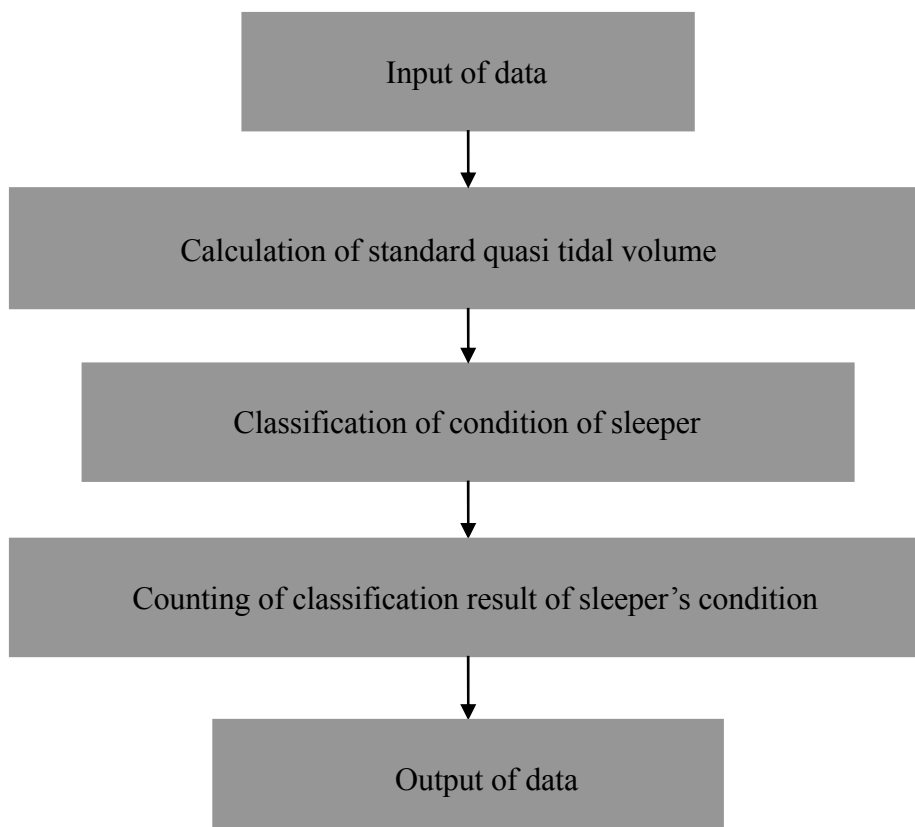


図 3.9 状態解析アルゴリズム

Fig. 3.9. Condition analysis algorithm.

本システムにおける状態監視アルゴリズムを示したフロー図である。まず、計測アルゴリズムにより出力されたデータファイルの読み込みが行われ、次いで、“無体動状態”時における“状態分類”を決定するための標準値である“標準準一回換気量”を算出する。そして、就寝者が“無体動状態”にある場合には、準一回換気量が、標準時準一回換気量に対してどれだけの比率を有するかによって、呼吸体動の状態種別を分類する。一方、就寝者が非呼吸体動を呈する“体動状態”にある場合には、非呼吸体動の継続時間を算出し、この長さによって非呼吸体動の状態種別を分類する。全フレームについて処理が行われた後、分類結果を出力する。

### 3.2.3 標準準一回換気量の算出

前述の通り、準一回換気量は、就寝者の姿勢により呼吸時の波形の振幅が異なることから、定量的に一回換気量を示すものではないが、就寝者が同じ姿勢をとり続けている限り、呼吸間での準一回換気量は、相対的に一回換気量に対応するものと考えられる。したがって、呼吸間での準一回換気量の増減比率を調べることで、一回換気量そのものの増減を知ることができるものと考えた。

本アルゴリズムでは、まず、標準となる準一回換気量である“標準準一回換気量 (SQTV: Standard Quasi Tidal Volume)”を予め算出しておく。そして、呼吸毎に求められる準一回換気量を、この標準準一回換気量との比較することにより、呼吸の状態を分類する。標準準一回換気量は、データファイルより読み込まれたデータの内、測定開始より一定時間分のデータを用い、“判別結果”が“無体動状態”である時間帯の呼吸について準一回換気量を集計し、さらに最頻値を求めることで算出される。

### 3.2.4 就寝者の状態分類

標準準一回換気量の算出後は、各フレームについて、順次、就寝者の状態分類に関する処理を行う。

本アルゴリズムにおいては、本システムのユーザのひとりとして想定される医師らによる SDB スクリーニングを支援するために、就寝者の呼吸運動の分類を行う。前述の通り、アメリカ睡眠医学会の分類によれば、SDB は OSAS, CSAS, チェーンストークス呼吸症候群および睡眠時低換気症候群の 4 種類であるとされている。これらの SDB 発生時には、まず、呼吸運動が低下し、そして血中炭酸ガス濃度の上昇に伴い努力性の呼吸が発生し、呼吸運動が増大するものと考えられる。すなわち、SDB スクリーニングを行うためには、被験者の呼吸運動の低下と呼吸運動の増大を検出する必要がある。したがって、本アルゴリズムにおいては、図 3.10 に示すように、処理対象となるフレームの“状態判別結果”が“無体動状態”である場合に、準一回換気量と標準時準一回換気量との比率の増減により、就寝者の呼吸状態を“呼吸運動安定”、“呼吸運動増大”、“呼吸運動低下”、“呼吸運動停止”の 4 種類に分類することとした。

図 3.11 に示すように、呼吸一回分に相当するフレーム群においては、先頭フレームに準一回換気量の値が格納される。この値の標準準一回換気量からの増減率を算出し、この増減率に基づき状態を分類する。そして、それぞれの分類を表す識別情報を、呼吸一回に相当するフレーム群の各フレームに対して付与し、次のステップにおける集計処理に用いることとした。また、“状態判別結果”が“呼吸停止状態”である場合においては、就寝者の状態を“呼吸運動停止”と分類することとした。

さらに、本アルゴリズムにおいては、“状態判別結果”が“体動状態”にある場合は、睡眠と覚醒の判別の目安とすることを目的として体動の体動状態の継続時間を算出する。体動の継続時間および発生頻度から睡眠と覚醒の判別を行う試みについて、Webster ら<sup>(25)</sup>や Cole ら<sup>(26)</sup>により報告されている。彼らは、加速度センサにより活動量を測定するアクチグラム (Actigram) を応用しており、手首に取り付けたアクチグラムと PSG との比較実験により、体動の発生に基づき睡眠状態と覚醒状態の判別が可能であると結論している。本アルゴリズムでは、図 3.10 に示したように、就寝者の状態分類を算出された継続時間により、“非呼吸運動 (5 秒以内)”、“非呼吸運動 (5~30 秒)”、“非呼吸運動 (30 秒以上)”の 3 種類に分類することとした。

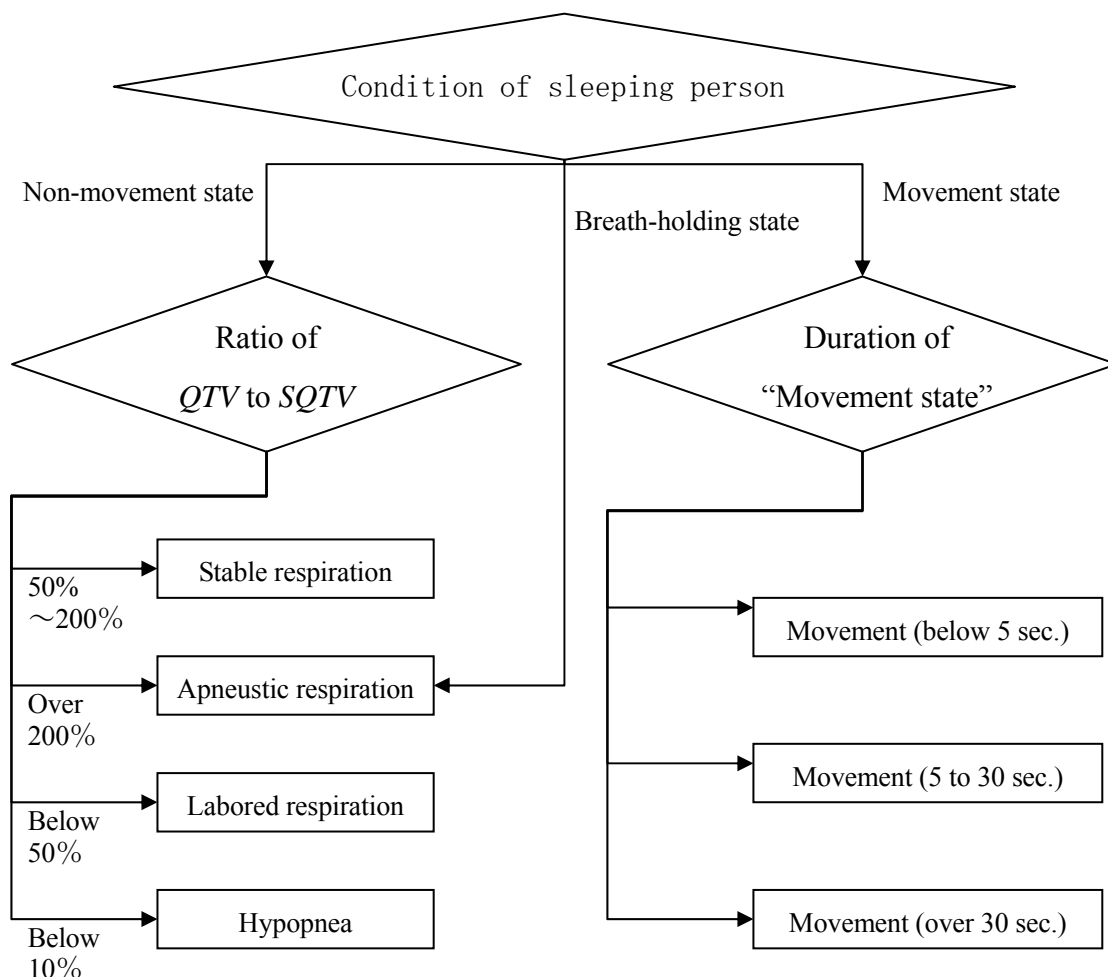


図 3.10 就寝者の状態分類

Fig 3.10 Classification of condition of sleeping person.

処理対象となるフレームの“状態判別結果”が“無体動状態”である場合には、就寝者の呼吸状態を、準一回換気量の標準時準一回換気量に対する増減に応じて、“呼吸運動安定”、“呼吸運動増大”、“呼吸運動低下”、“呼吸運動停止”の4分類に分類する。また、“状態判別結果”が“体動状態”にある場合は、体動状態の継続時間を算出し、この継続時間に基づき、“非呼吸運動（5秒以内）”、“非呼吸運動（5～30秒）”、“非呼吸運動（30秒以上）”の3分類に分類する。

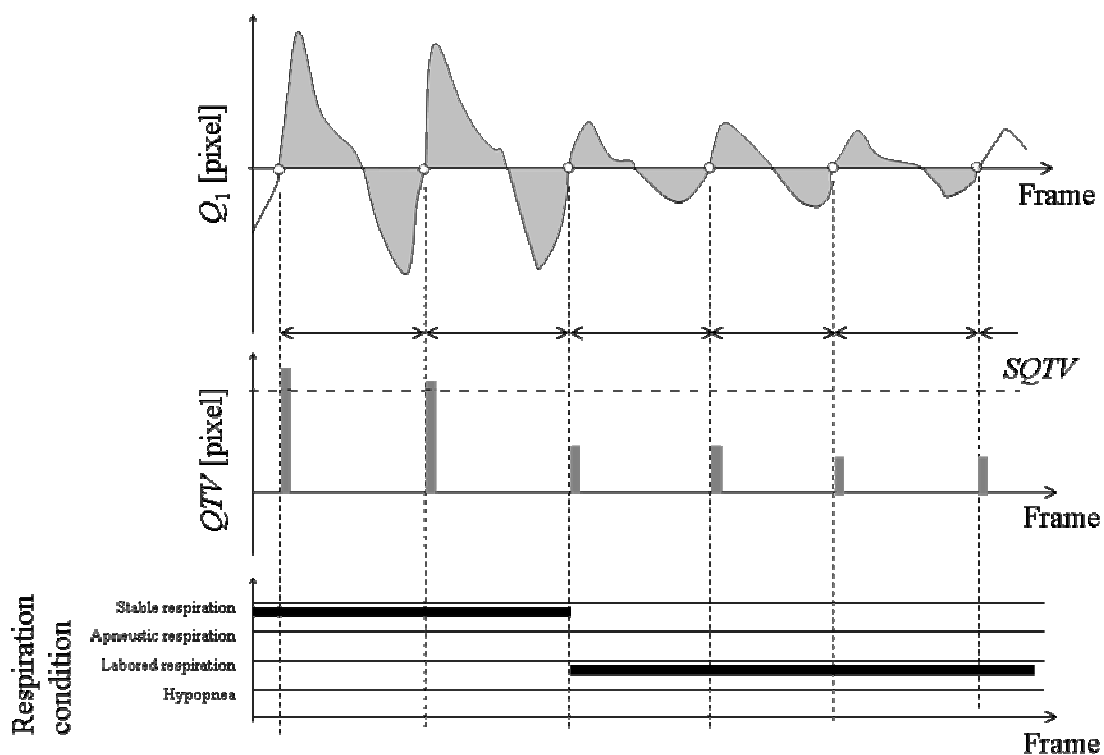


図 3.11 呼吸状態の分類

Fig. 3.11. Classification of respiration condition.

呼吸一回分に相当するフレーム群においては、先頭フレームに準一回換気量の値が格納されており、この値の標準準一回換気量からの増減率を算出し、この増減率に基づき状態を分類する。

### 3.2.5 集計処理およびデータ出力

一晩の測定データについて、前節までの処理を行った後、集計処理とデータの出力を行う。

まず、4種類の呼吸状態に分類されたフレームについては、連続した呼吸状態毎に切り出し、継続時間を算出し、その状態が始まった状態開始時間とともにイベント履歴として出力する。

また、“非呼吸運動 (5秒以内) ”、“非呼吸運動 (5–30秒) ”、“非呼吸運動 (30秒以上) ”、“呼吸運動安定”、“呼吸運動増大”、“呼吸運動低下”、“呼吸運動停止”の7種類に分類された就寝者の状態について、1Epochを6分間として集計し、各Epochについてそれぞれの就寝者の状態が占める割合を求める。

図3.12に示すように、集計された就寝者の状態の割合を積み上げ帯グラフとて出力し2つのグラフを比較することで、就寝者の状態の変化を視覚的に把握することが可能である。本システムの解析用ソフトウェアにおいては、就寝者の状態の終夜にわたる推移を、ユーザが視覚的に把握できるよう、求められたEpoch毎の就寝者の状態の割合を時系列に並べて表示することとした。

さらに、呼吸の安定性を把握するために、1Epochを6分として、一回呼吸時間および準一回換気量を集計する。図3.13に示すように、一回呼吸時間をX軸、準一回換気量をY軸とした頻度分布図として出力することにより、Epoch毎の呼吸運動の安定性を視覚的に知ることが可能となる。なお、本システムの解析用ソフトウェアにおいては、この“呼吸安定性分布図”を、連続して表示することとし、ユーザが就寝者の呼吸安定性の遷移を一目で把握できるようにした。

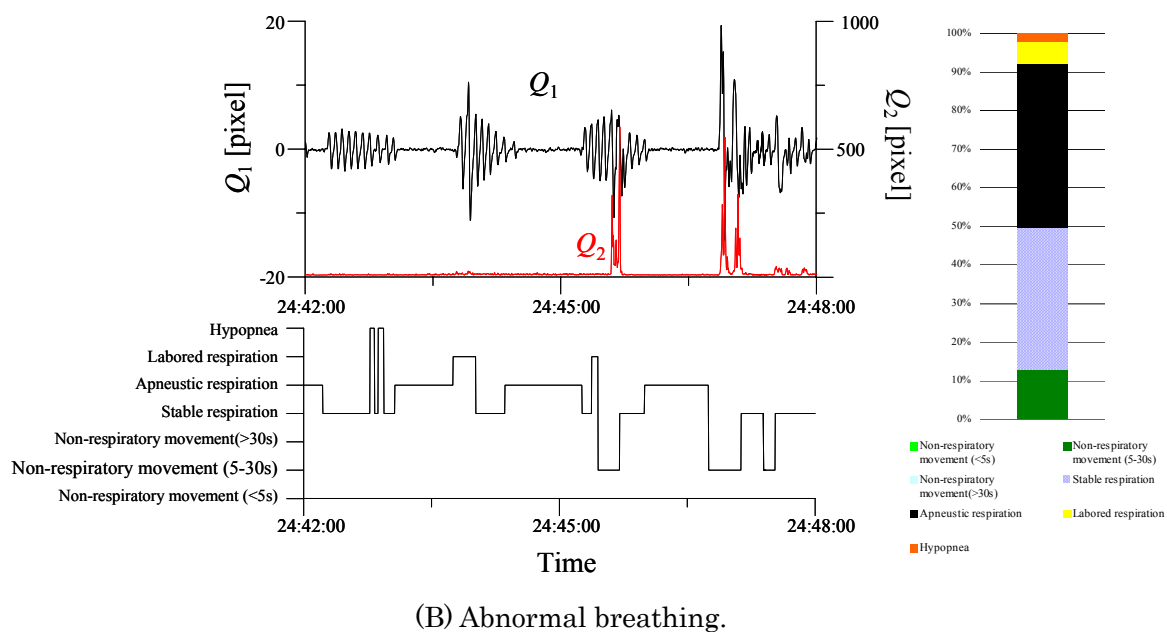
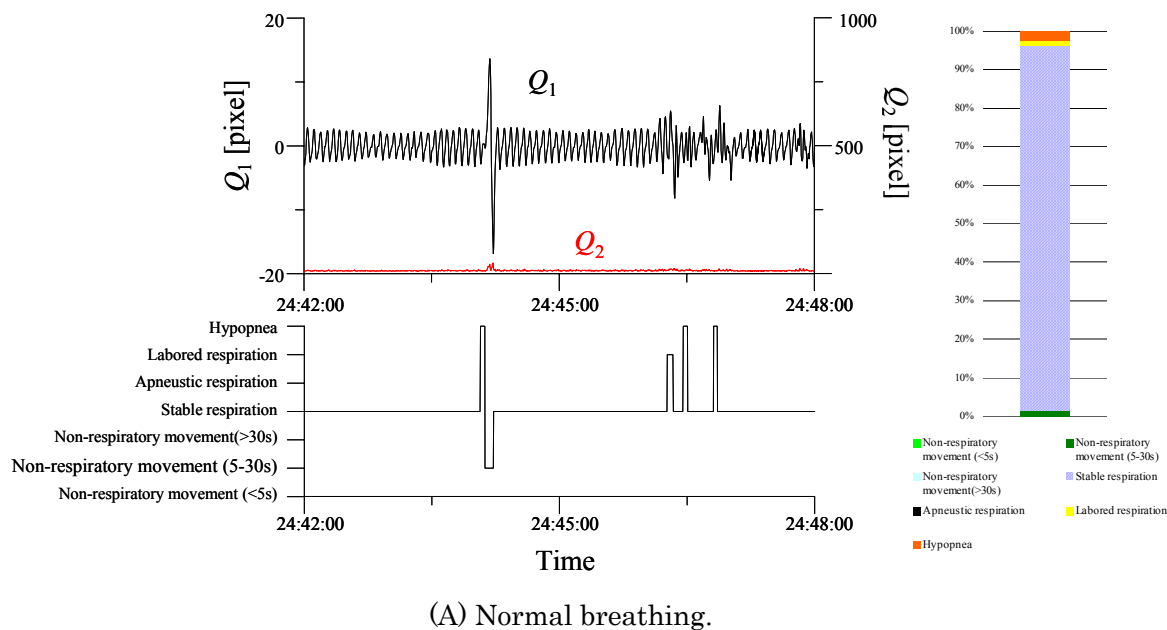
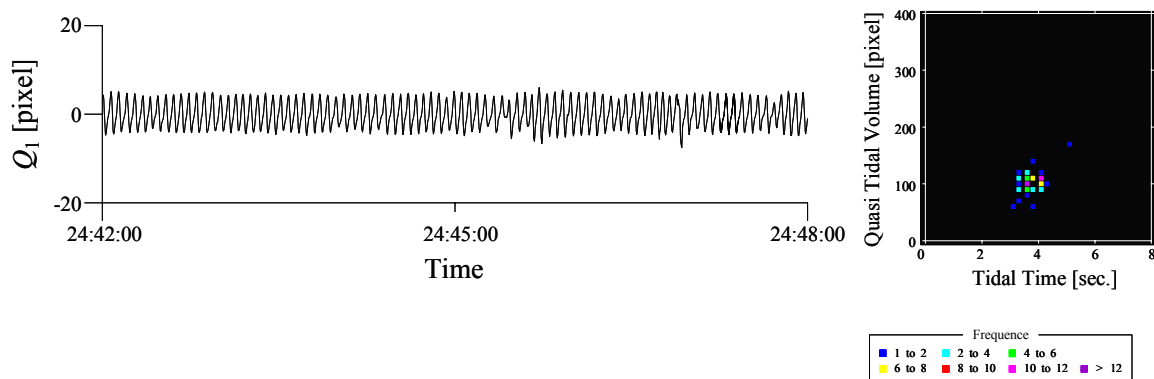


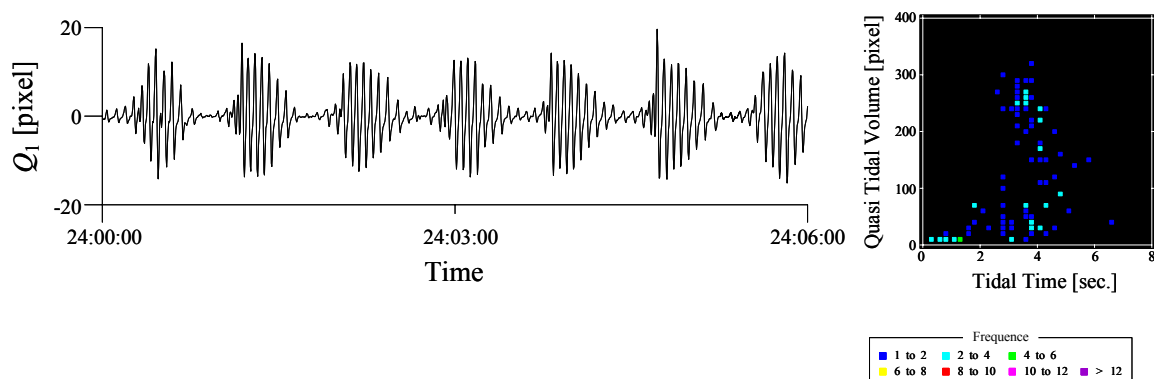
図 3.12 就寝者の状態を示す積み上げグラフ ((A)正常呼吸, (B)異常呼吸)

Fig. 3.12. Stacked bar chart of sleeper's condition.

正常呼吸時と異常呼吸時の積み上げグラフを比較することで、就寝者の状態の変化を、視覚的に把握することができる。



(A) Normal breathing.



(B) Abnormal breathing.

図 3.13 就寝者の呼吸安定性を示す頻度散布図 ((A)正常呼吸, (B)異常呼吸)

Fig. 3.13. Frequency scatter plot of sleeper's respiration stability.

頻度散布図においては、呼吸が安定しているほど、分布の範囲が狭く、頻度が高い箇所が見られる。上図より正常呼吸時と異常呼吸時とは頻度散布図の分布が全く異なっていることがわかり、これらと比較することで、就寝者の呼吸状態の変化を、視覚的に把握することが可能であると考えられる。



## 3.3 本章のまとめ

本章では、本システムに搭載される計測アルゴリズムおよび状態解析アルゴリズムについて説明した。

まず、センサにより取得された輝点画像を入力データとし、輝点の抽出および各輝点の重心座標の算出を行う。そして、各輝点についてフレーム間での対応付けを行い、重心座標のフレーム間での移動量を算出する。算出された重心座標のフレーム間移動量を全ての輝点について総和する。全輝点のフレーム間移動量の総和を時系列に並べて得られる波形である“呼吸波形”および“体動波形”を元に、就寝者の状態を、就寝者が寝返りや着床・起床などの体動を伴う“体動状態”、特にこれらの体動を呈さない“無体動状態”、あるいは、就寝者の呼吸が停止している“呼吸停止状態”の3通りの状態に判別し、“状態判別結果”として出力する。

本アルゴリズムでは、“呼吸波形”において連続する呼気状態と吸気状態との継続時間を加算することにより、呼吸一回当たりに掛かる時間を“一回呼吸時間”として求めることとした。また、1回分の呼吸波形のうちの正の値を示す波形の面積値を準一回呼気流量とし、また、負の値を示す波形の面積値を準一回吸気流量とし、一回呼吸における準一回呼気流量と準一回吸気流量の平均値として“準一回換気量”を求めることとした。

“一回呼吸時間”および“準一回換気量”は、“呼吸波形”、“体動波形”および“状態判別結果”と併せて、状態解析アルゴリズムの入力データとして用いられる。状態解析アルゴリズムにおいては、これらの入力データを元に、就寝者の状態を“非呼吸運動（5秒以内）”、“非呼吸運動（5～30秒）”、“非呼吸運動（30秒以上）”、“呼吸運動安定”、“呼吸運動増大”、“呼吸運動低下”、“呼吸運動停止”の7種類に分類することとした。

本アルゴリズムでは、就寝者の呼吸状態の安定性を簡便に把握できるように、終夜監視による測定結果から、種類に分類された就寝者の状態について、1Epochを6分間として集計し、各Epochについてそれぞれの就寝者の状態が占める割合を求め、集計された就寝者の状態の割合を積み上げ帯グラフとして出力することとした。また、呼吸の安定性を把握できるように、1Epochを6分として、一回呼吸時間および準一回換気量を集計し、一回呼吸時間をX軸、準一回換気量をY軸とした頻度分布図として出力することとした。

## 4 実験および結果

本章では、本システムの基本性能を評価するための予備実験と、新潟県見附市の老人保健施設において実施されたフィールドテストについて述べる。

まず、換気量測定手段としてオリフィス流量計およびスパイロメーターを用いたわれわれの提案するシステムとの比較実験により、本システムの基礎的な性能について明らかにし、また、呼吸波形や準一回換気量算出の妥当性について検証する。そして、簡易型 PSG との比較実験により、本システムが、従来技術と同等に就寝者状態監視を実施可能であることを示す。

また、新潟県見附市の老人保健施設において実施されたフィールドテストについて述べる。加齢に伴い、睡眠障害に悩まされている人が増加することが知られており、高齢者の睡眠の実態を明らかにすることは、高齢化社会を迎える今日において重要な課題として考えられている。本章では、本システムにより得られた計測結果から老人保健施設に入居している高齢者の睡眠の実態について知ることが可能であることを示し、高齢者を対象とした終夜就寝状態モニタリングに対する本システムの有効性について検証する。

## 4.1 予備実験

### 4.1.1 呼吸計測の妥当性

被験者 10 人 (20 代男性) を対象として、本システムによる測定を行い、これと同時に、被験者の口鼻部に対して、空気の漏れが無いように、換気量計測用オリフィス流量計 (アクリル製、管径 60mm、絞り径 10mm、管長 300mm、管の端部より 150mm の位置にオリフィス板を設置) を装着し、実際の呼吸流量を測定した。このとき、4 通りの被験者の姿勢 (仰臥位、伏臥位、左右それぞれの側臥位) について測定を行った。また、掛け布団がある場合とない場合についても、検討した。

図 4.1 にオリフィス流量計の構成を、また、図 4.2 に実際の測定の様子をそれぞれ示す。呼吸計測用のオリフィス流量計は、JIS Z8762 に準拠するように設計した。オリフィス流量計で得られる測定値の波形 (縦軸の値は、差圧の平方根であり、粘性係数、流出係数および絞り径により正規化された通過流量に対応する) および本システムにより取得された呼吸時波形を図 4.3 に示す。

本システムによる呼吸波形を入力波形  $x$ 、オリフィス流量計による波形を参照波形  $u$  として、2 つの波形の相関関数  $y_j$  を次式により算出した。

$$y_j = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \left\{ \frac{x_k - \bar{x}}{\sigma_x} \right\} \left\{ \frac{u_{k+j} - \bar{u}}{\sigma_u} \right\} \quad (8)$$

ただし、 $\bar{x}$ 、 $\bar{u}$  はそれぞれ  $x$ 、 $u$  の平均であり、また、 $\sigma_x$ 、 $\sigma_u$  はそれぞれ  $x$ 、 $u$  の標準偏差である。

データ数  $N$  を 256 として、相関関数の最大値を求めた結果について表 4.1 に示す (小数点以下 3 桁目以降切り捨て)。全てのデータに関して、 $j=1$  のときに最大値を示した。そして、それらの最大値は、就寝者の姿勢や掛け布団の有無に関わらず、0.85 以上の高い値を示しており、本システムにおける測定結果は、実際の換気量変動を正確に反映していることが確認できた。

オリフィス流量計は、一般には、定常流の流量測定に用いられる。呼吸は非定常流であるが、ゆっくりと変動することから、オリフィス流量計で得られる測定波形は、大部分においてそれなりの精度を示すものであると考えた。実際に、医療用の換気量測定装置としてオリ

フェイス流量計方式を採用しているものも少なくない。また、一般の流量センサは単方向に流れる流体を対象としており、双方向流の気体を対象とした測定を行うことはオリフィス流量計以外では難しいと考えられた。

呼気から吸気に変化する瞬間、あるいはその逆の瞬間においては、測定波形に誤差が含まれていることを考えると、相関関数の最大値が 0.85 以上という値は、本システムにおける測定波形が実際の呼吸波形を正確に反映していることを実証するに十分であると考えられる。 $j=0$ ではなく  $j=1$  のときに、相関関数の値が最大となるのは、口鼻部における空気の通過に対する肺の膨張収縮の遅れを反映した結果であると考えられる。

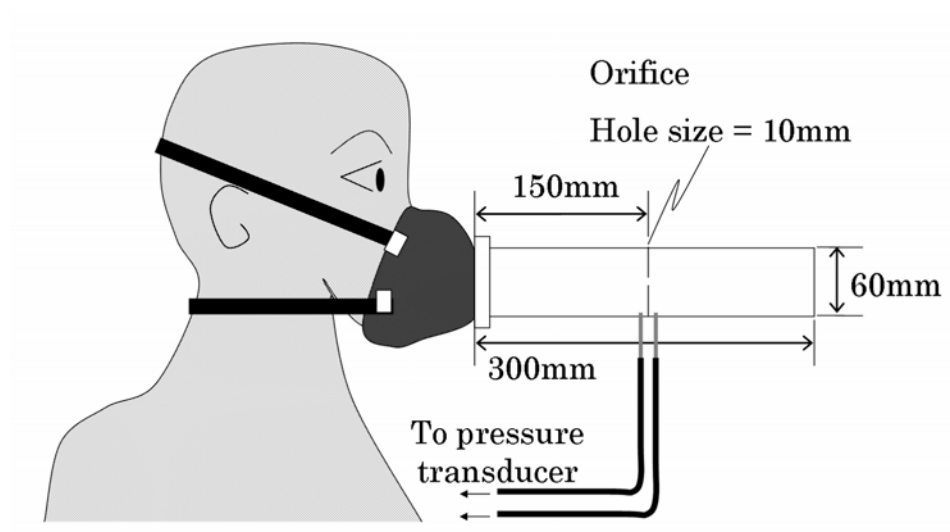


図 4.1 換気量計測用オリフィスの構成

Fig. 4.1. Configuration of orifice meter for ventilation measurement.

オリフィス流量計は、JIS Z8762 に準拠するように設計されている。呼吸気流のリークをなくすために、口鼻との接触部は、作業用の防塵マスクを改造して作製した。



図 4.2 オリフィス流量計による換気量測定の様子

Fig. 4.2. Ventilation measurement by orifice meter.

オリフィス流量計による圧力差は、圧力トランスデューサ（コパル電子社製 PA-100）により測定され、予備実験用システムに A/D 入力ボード（インタフェース社製）を介して入力される。

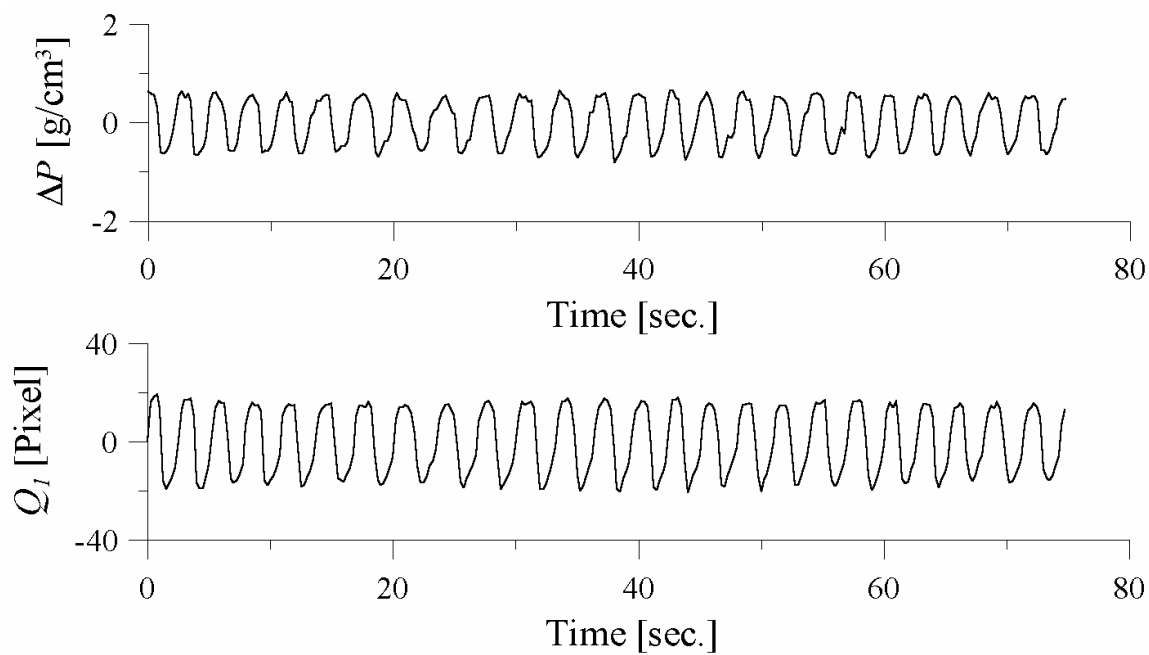


図 4.3 オリフィス流量計による換気量波形と本システムによる波形との比較

Fig. 4.3. Respiratory wave measured by orifice meter and respiratory wave measured by our proposal system.

オリフィス流量計による換気量波形（上）と本システムによる  $Q_1$  波形（下）について相関関数を調べた結果、0.85 以上の値を示した。呼吸気流がオリフィス板を通過するタイミングと胸郭・腹壁が膨張収縮するタイミングには、僅かな位相差が存在しているものと考えられる。

表 4.1 オリフィス流量計による換気量波形と本システムによる波形との相関関数

Table 4.1. Correlation function between respiratory wave measured by orifice meter and respiratory wave measured by our proposal system.

被験者 No.	布団無 仰臥位	布団無 左側臥 位	布団無 右側臥 位	布団無 伏臥位	布団有 仰臥位	布団有 左側臥 位	布団有 右側臥 位	布団有 伏臥位
1	0.94	0.93	0.92	0.93	0.92	0.96	0.92	0.91
2	0.87	0.89	0.85	0.90	0.90	0.88	0.87	0.88
3	0.91	0.91	0.93	0.89	0.92	0.91	0.90	0.94
4	0.89	0.85	0.87	0.90	0.90	0.93	0.88	0.91
5	0.87	0.88	0.88	0.91	0.92	0.91	0.94	0.90
6	0.92	0.89	0.86	0.94	0.94	0.93	0.86	0.92
7	0.87	0.90	0.89	0.92	0.93	0.90	0.92	0.89
8	0.92	0.93	0.92	0.95	0.94	0.95	0.93	0.94
9	0.86	0.87	0.89	0.91	0.91	0.90	0.86	0.89
10	0.90	0.86	0.86	0.92	0.93	0.85	0.86	0.91



### 4.1.2 準一回換気量の妥当性

被験者4名(20代男性1名, 30代男性1名, 40代男性2名)を対象とし, 本システムによる測定を行い, これと同時に, スパイロメーター(アイカ13.5ベネジクト型レスピロメーター)を用いて被験者の実際の呼吸流量を測定した。2通りの被験者の姿勢(仰臥位, 側臥位)について測定を行った。図4.4に測定の様子を示す。

図4.5に, 本システムにより測定された準一回呼気流量あるいは準一回吸気流量をY軸に, スパイロメーターにより測定された実際の一回呼気流量あるいは準一回吸気流量をX軸に, それぞれ設定した散布図を示す。それぞれのグラフについて, 傾きAの比例式 $y = Ax$ を回帰直線として線形近似を行った結果, 2つの装置の測定値の $R^2$ 値は, 表4.2に示すように, 仰臥位と側臥位の両方で概ね0.90以上と高い相関性を示すことがわかった(小数点以下3桁目以降切り捨て)。

特に, 仰臥位に関しては, 0.95以上の高い値を示している。側臥位の $R^2$ 値が, 若干低くなるのは, ひとつには, マウスピースを口にくわえながらの姿勢の維持が, 仰臥位に比べて安定せず, 難しいことが挙げられる。また, 次章で再度検討するが, 体位による $R^2$ 値の差異の原因の一つとして, 照射される輝点の高さ分布が仰臥位の場合と比較して広がるために, 実際の輝点の照射高さの変化量に対する画像中での輝点のフレーム間移動量が, それぞれの輝点によって異なることが挙げられる。

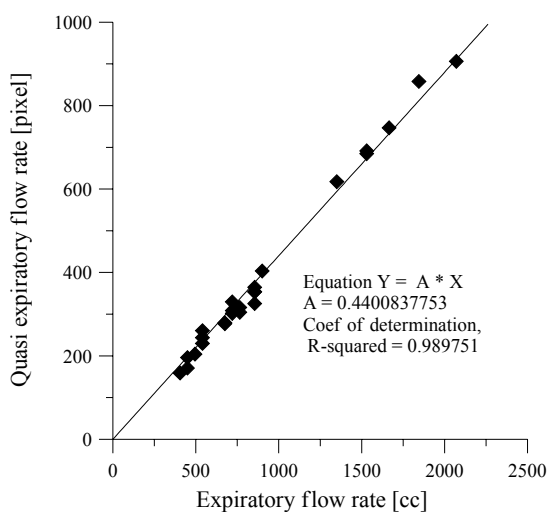
しかしながら, この結果は, 呼吸による就寝者の胸部・腹部における体積変動が実際の呼吸流量に準じており, 被験者が同じ姿勢を取る限りにおいて, 本システムで求められた準一回換気量の増減を調べることにより, 実際の呼吸流量の時間変化率を知ることができる可能性を十分に示唆しているものと考えられる。



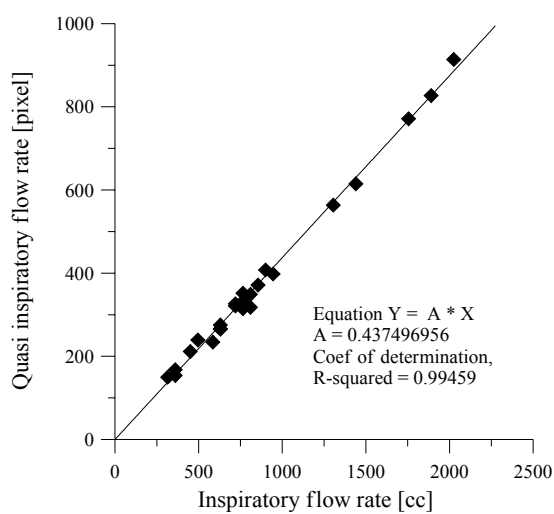
図 4.4 スパイロメーターによる換気量測定の様子

Fig. 4.4 Ventilation measurement by spiro-meter.

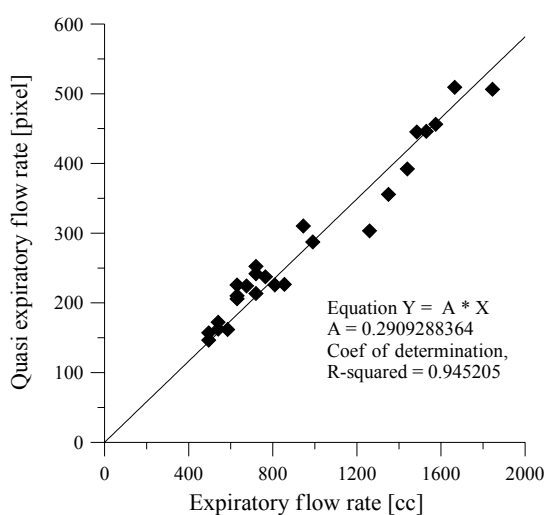
スパイロメーターにおいては、鼻にピン（洗濯ばさみのような鼻栓）を取り付け、マウスピースを口にくわえて、換気量測定を行う。



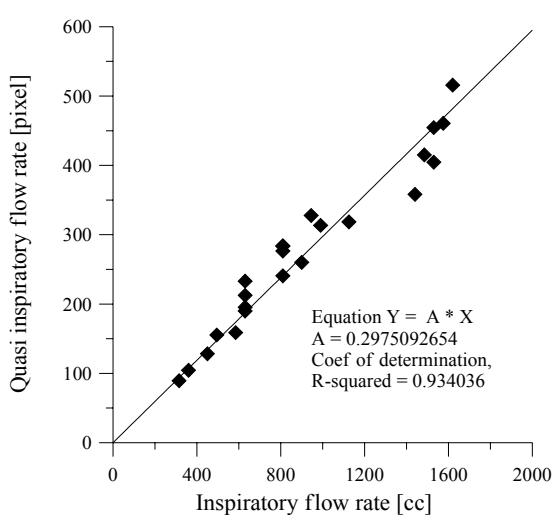
(A) Inspiratory air in spine position.



(B) Expiratory air in spine position.



(C) Inspiratory air in lateral recumbent position.



(D) Expiratory air in lateral recumbent position.

図 4.5 スパイロメーターによる呼吸流量と本システムによる準呼吸流量

((A) 仰臥位における呼気流量, (B) 仰臥位における吸気流量,

(C) 側臥位における呼気流量, (D) 側臥位における吸気流量)

Fig. 4.5 Ventilation measured by spirometer and quasi-ventilation measured by our proposal system.

比例式  $y = Ax$  を回帰直線として線形近似を行った結果, 2つの装置の測定値の  $R^2$  値は, 仰臥位と側臥位の両方で概ね 0.93 以上と高い相関性を示している。

表 4.2 スパイロメーターによる呼吸流量と本システムによる準呼吸流量との相関性

Table 4.2. Correlativity between ventilation measured by spirometer and quasi-ventilation measured by our proposal system.

被験者 No.	回数	仰臥位 (呼気)	仰臥位 (吸気)	側臥位 (呼気)	側臥位 (吸気)
1	1	0.98	0.99	0.94	0.93
1	2	0.99	0.99	0.96	0.94
1	3	0.98	0.98	-	-
2	1	0.95	0.98	0.91	0.93
2	2	0.94	0.95	0.90	0.94
2	3	0.94	0.96	0.91	0.92
3	1	0.94	0.93	0.89	0.91
3	2	0.95	0.96	0.91	0.92
3	3	0.95	0.95	0.93	0.92
4	1	0.99	0.99	0.95	0.96
4	2	0.99	0.98	0.95	0.95
4	3	0.98	0.98	0.94	0.96

### 4.1.3 簡易型 PSG との比較

本システムと簡易型 PSG 装置との同時測定により、本システムが簡易型 PSG 装置と同様に就寝者の呼吸モニタリングを実施可能であることについて検証した。簡易型 PSG 装置は SYNECTICS 社製 MICROSLEEP であり、口鼻部に設置される気流測定用サーミスタ、咽頭部に設置されるいびき音測定用マイクロフォン、腹部に設置される呼吸運動測定用加速度センサおよび体位測定用傾斜センサ、指先に設置されるパルスオキシメータから構成される。

被験者は、20 代男性 2 名、30 代男性 1 名、40 代女性 1 名、60 代男性 1 名、70 代男性 1 名、80 代女性 1 名の計 7 名であった。就寝状態監視の継続時間は、対象者が眠りに入ってから覚醒するまでの任意の時間とし、概ね 3~6 時間であった。また、70 代男性および 80 代女性は OSAS 患者であることが事前の検査でわかっている。20 代男性の内の 1 名、40 代女性、60 代男性を対象として、睡眠ステージを把握するために脳波計による測定を同時に実施した。

図 4.6 に、結果の一例として 20 代男性の測定結果の一部を示す。図 4.6 (A) は、入眠時における本システムによる探索窓 I の波形である。図 4.6 (B), (C) は、それぞれ、図 4.6 (A) と同時に測定された簡易型 PSG 装置のサーミスタによる波形および加速度センサによる波形である。このとき、脳波計による解析結果によれば、対象者の睡眠ステージは、覚醒(Awake)から睡眠(Non REM)へ移行している状態である。入眠時には、呼吸が不規則になり、周期的に増大、減少を繰り返すことが知られているが<sup>(27)</sup>、図 4.6 により、本システムにおいても簡易型 PSG 装置と同様に呼吸の周期的な変動を測定できていることがわかる。

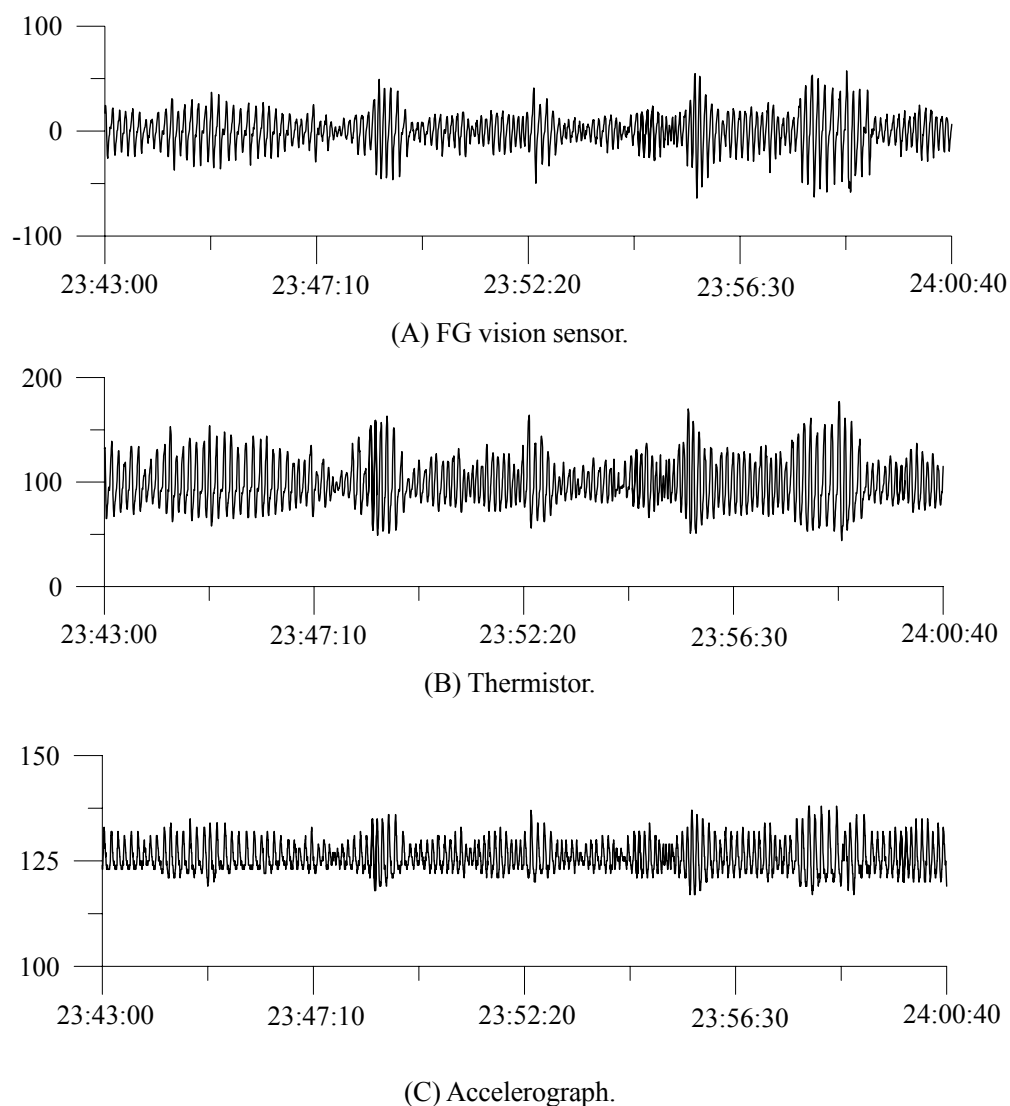


図 4.6 簡易型 PSG と本システムとの呼吸波形の比較

((A) FG 視覚センサ, (B) サーミスタ, (C) 加速度センサ)

Fig. 4.6. Respiratory wave measured by PSG and respiratory wave by our proposal system.

入眠初期段階においては、呼吸が不規則になり、周期的に増大、減少を繰り返すことが知られている。本システムにおいても、従来の呼吸計測技術であるサーミスタおよび加速度センサと同等に、入眠時の呼吸変動を捉えることができています。

さらに、測定結果の一例として、図 4.7 に、70 代男性を対象としたときの本システムの測定結果と簡易型 PSG 装置の測定結果との比較について示す。図 4.7 より簡易型 PSG 装置と同様に、本システムでも SAS 特有の呼吸波形が測定されていることがわかる。

サーミスタにより測定される波形（図 4.7 (B)）がフラットとなる無呼吸時において、本システムにより得られる波形（図 4.7 (A)）は、ほぼフラットになっている。このとき、加速度センサによる波形（図 4.7 (C)）は、わずかではあるが振動している。加速度センサによる波形の振動は、加速度センサが取り付けられている腹壁が無呼吸時にも呼吸努力により上下動していることを示している。OSAS の発症の際に、OSAS においては、気道の閉塞により気流の通過が停止しているにも関わらず呼吸努力が行われるため、胸郭と腹壁との上下動に位相差が生ずる現象が高い頻度で見られることが知られている。本システムにより測定される波形は、胸郭および腹壁の両方の動きを足し込むことにより求められるため、各部位の上下動による振幅が位相のずれにより打ち消されることとなる。このため、本システムにより測定される波形は、サーミスタにより測定される波形と同様にフラットとなっている。したがって、本システムによる波形から無呼吸時に算出される準一回換気量はほぼゼロとなる。

測定対象者が覚醒状態にある場合に、準一回換気量と実際の一回換気量との間に相関関係が成立することは前述のとおりであるが、本測定結果により、就寝中であってもこれらの相関関係が維持されている可能性が示唆された。就寝中における非接触・無拘束条件下での一回換気量測定技術は確立されていないため、比較検討が不可能であり、この事実を証明することは困難である。しかしながら、われわれは、以上の検証実験の結果により、本システムによる呼吸計測に十分な妥当性が存在することが示されたものと考えている。

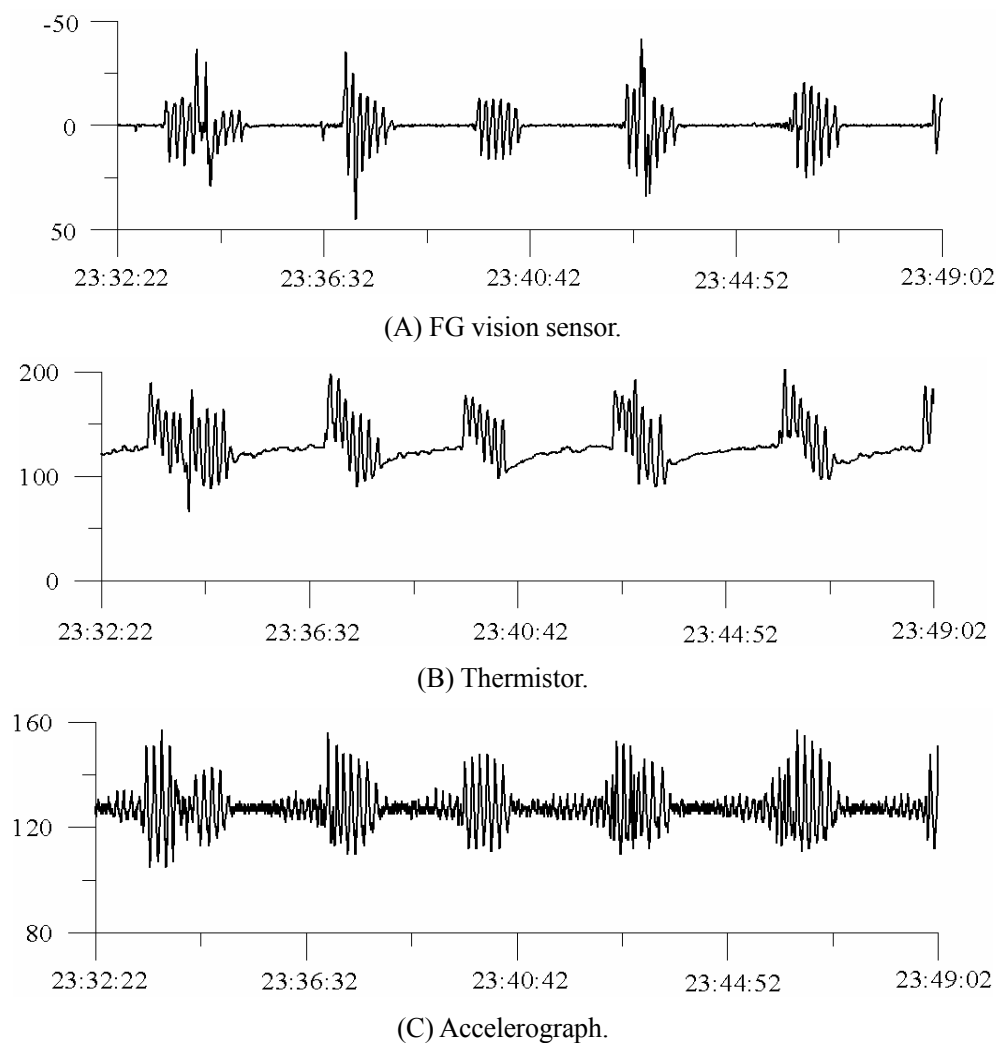


図 4.7 簡易型 PSG と本システムとの呼吸波形の比較

((A) FG 視覚センサ, (B) サーミスタ, (C) 加速度センサ)

Fig. 4.7. Respiratory wave measured by PSG and respiratory wave by our proposal system.

サーミスタによる測定結果より、気道の閉塞時には呼吸流が停止していることがわかる。一方、加速度センサによる測定結果より、気道閉塞時においても呼吸努力による腹壁の上下動が現れていることがわかる。本システムによる呼吸停止時の波形は、加速度センサよりもむしろサーミスタの測定波形に近いことから、呼吸流量の変動を正しく反映しているものと考えられる。



## 4.2 フィールドテスト

### 4.2.1 終夜モニタの概要

新潟県見附市の老人保健施設「ケアプラザ見附」において、本システムを用いた終夜就寝状態監視を実施した。施設に入所中の年齢 72～102 歳の高齢者 65 名（男性 19 名，女性 46 名）を対象とし，20 時から翌朝 6 時までの 10 時間にわたり，本研究の呼吸モニタリングシステムを用いて，一人当たり 2～7 日間の終夜就寝状態監視を実施した。

図 4.8 に，施設に設置されたシステムの全体構成について示す。今回のフィールドテストにおいては，FG 視覚センサを，監視対象者となる高齢者が居住する個室に設置した。FG 視覚センサにより取得された画像データは，個室の天井に取り付けられた制御装置を介して，別室に設置された処理装置に入力され，計測用ソフトウェアにより一晩にわたる波形データが保存される。図 4.9 に，個室に設置された FG 視覚センサを，また，図 4.10 に別室に設置された処理装置を示す。

また，フィールドテスト用のシステムには，FG 視覚センサ以外に，図 4.11 に示す感圧スイッチを用いた。本システムにおいては，マットレスの下の床板に 9 枚の感圧スイッチが設置されており，スイッチの ON/OFF が就寝者の在／不在に対応した情報として処理装置に保存される。

終夜就寝状態監視に際しては，本人と家族に対して十分なインフォームドコンセントを行い，了解が得られた場合に同意書を取り交わした。今回の試験においては，センサの存在が被験者の睡眠を妨げることはなく，また，終夜就寝状態監視に伴うトラブルは一件も発生しなかった。

表 4.3 に，被験者の詳細について示す。被験者は，痴呆性を示す痴呆性高齢者群（以下，グループ I），脳卒中疾患を経験したことがある脳卒中高齢者群（グループ II），および，それ以外の非痴呆性高齢者群（グループ III）の 3 つに分類した。グループ III の被験者の病歴は，脳腫瘍が 4 名，頸椎損傷後遺症が 3 名，四肢の関節障害が 3 名，廃用症候群が 6 名である。

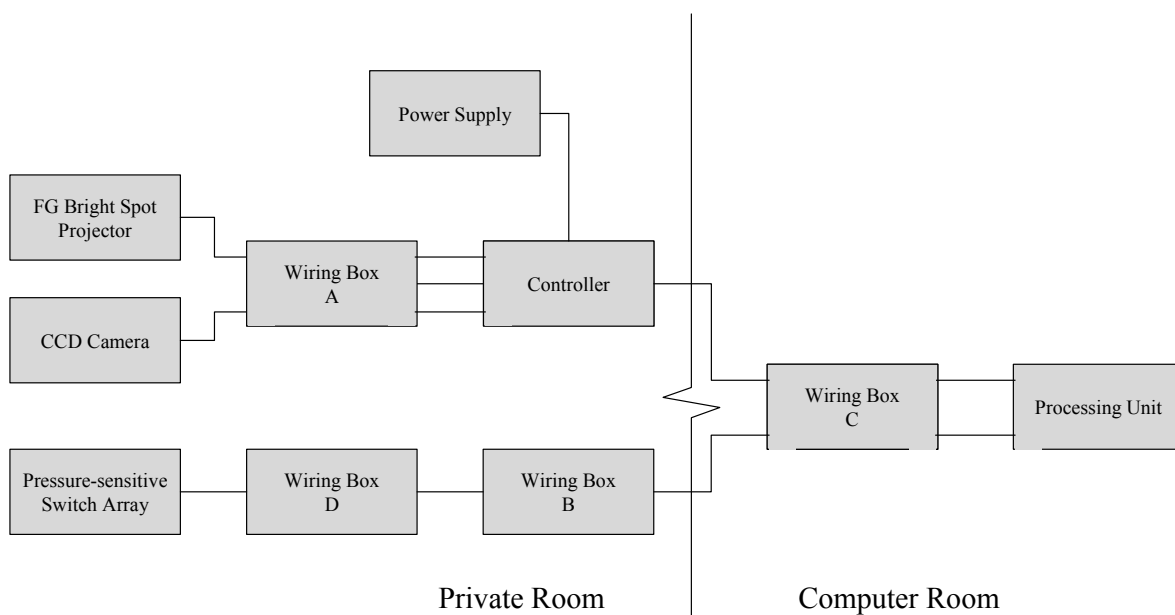


図 4.8 フィールドテストシステムの全体構成

Fig. 4.8. Configuration of field test system.

FG 視覚センサは、施設入居中の高齢者の個室に設置され、別室に設置された処理装置によりデータの取得・解析・保存が行われる。



図 4.9 個室に備え付けられたセンサ部

Fig. 4.9. Sensor assembly installed in private room.

ベッドの直上に配置されるように、写真スタジオなどで撮影機材の固定に用いられるポールやアーム（マンフロット社製）を利用して FG 視覚センサを設置した。制御装置は、天井裏に設置した。



図 4.10 処理装置

Fig. 4.10. Processing unit.

処理装置は、監視対象者の個室とは別室に設置された。個室の天井裏に設置された制御装置から天井裏を通じて処理装置までの配線が行われた。

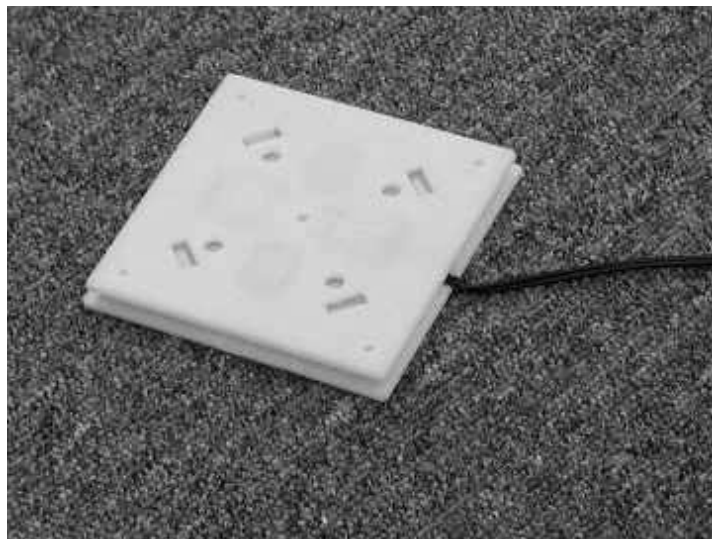


図 4.11 感圧スイッチ

Fig. 4.11. Pressure-sensitive switch.

感圧スイッチ（テープスイッチジャパン社製）は、荷重がかかると導通する仕組みとなっている。フィールドテスト用システムでは、9つの感圧スイッチが、 $3 \times 3$ のマトリクス状にベッドの床板に対して取り付けられ、就寝者の在床の判別に用いられる。動作しているスイッチの個数が3個以上のとき、“在床”と判別し、2個未満のときには、“不在（もしくはベッドの端部にすわっている）”と判別する。

表 4.3 フィールドテストにおける被験者

Table. 4.3. Test subjects of field test.

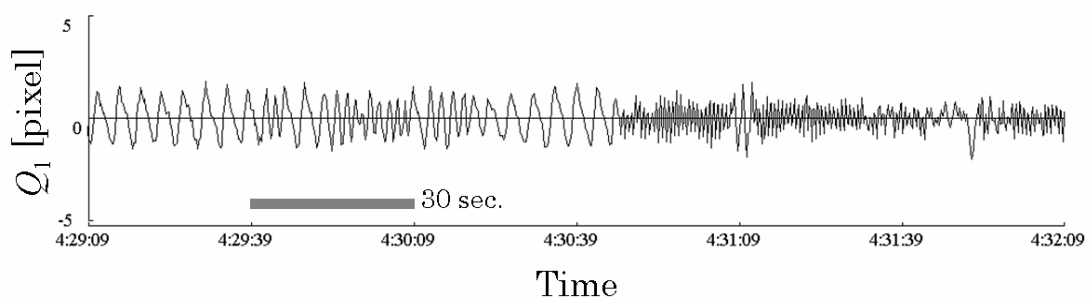
	Male	Female	Sum
Number	19	46	65
Age	72~91	71~102	71~102
Average age	81.2	83.5	82.7
Dementia patients (Group I)	10	15	25
Patient with cerebral apoplexy (Group II)	7	15	22
Non-dementia patients (Group III)	2	16	18

#### 4.4.2 高齢者の睡眠時呼吸障害

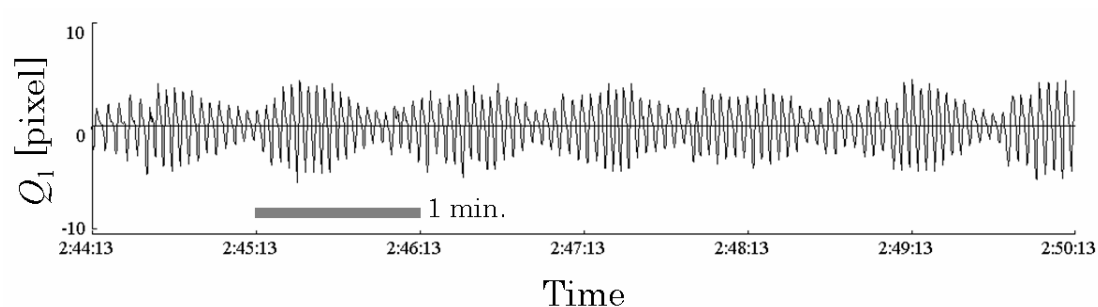
終夜就寝状態監視の結果として、65名中64名に、なんらかのSDBが見られた。図4.12に、被験者の呈したSDBの一例を示す。図4.12に示したとおり、低振幅を伴う頻呼吸、Cheyne Stokes呼吸、および、SASによる呼吸停止が、被験者に見られた。

図4.13に、各グループに見られた呼吸変動の発生の割合を示す。呼吸変動の中でも、SASによる呼吸停止が、グループIでは68% (25名中17名) に、また、グループIIでは73% (22名中16名) に見られ、グループIIIにおける出現率11% (18名中2名) と比較して、大きな出現率を示した。グループIおよびIIにおいては、無呼吸低呼吸指数(AHI)が30/hr以上の重篤なSASの症例が数多く見られた。Ancoli-Israelら<sup>(28)</sup>によりSASが痴呆症に関与することが、また、Shaharら<sup>(29)</sup>によりSASが脳卒中の重症度に関与することが、報告されている。今回の結果は、それらの報告を裏付けているものと考えられる。

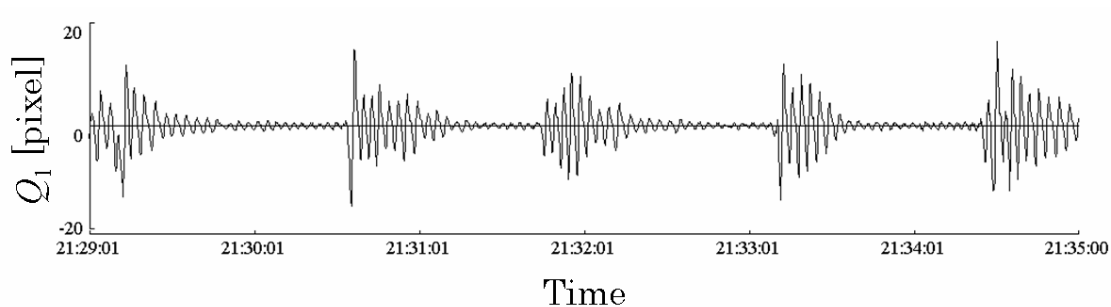
また、図4.14に示すように、睡眠中の覚醒、寝返り、あるいは、微小覚醒反応による体動と考えられる波形が、多くの被験者に見られた。体動の出現は断眠を示すものであり、連続して発生しているような波形を示すような場合においては、就寝者が完全に覚醒しているものと考えられる。特に、SASの症例を呈した被験者に関しては、無呼吸が連続して現れた直後に、浅眠あるいは覚醒による体動が頻発していることがわかった。この事実は、SASが高齢者の不眠の一因となっているという報告<sup>(30)</sup>を裏付けるものと考えられる。



(A) Low-voltage tachypnea.



(B) Cheyne Stokes' Respiration.



(C) Sleep Apnea Syndrome.

図 4.12 睡眠時呼吸変動

((A) 低振幅頻呼吸, (B) Cheyne Stokes 呼吸, (C) 睡眠時無呼吸症候群)

Fig. 4.12. Sleep respiratory fluctuation.

被験者の呈した呼吸変動として、低振幅を伴う頻呼吸、Cheyne Stokes 呼吸、および、SAS による呼吸停止が見られた。



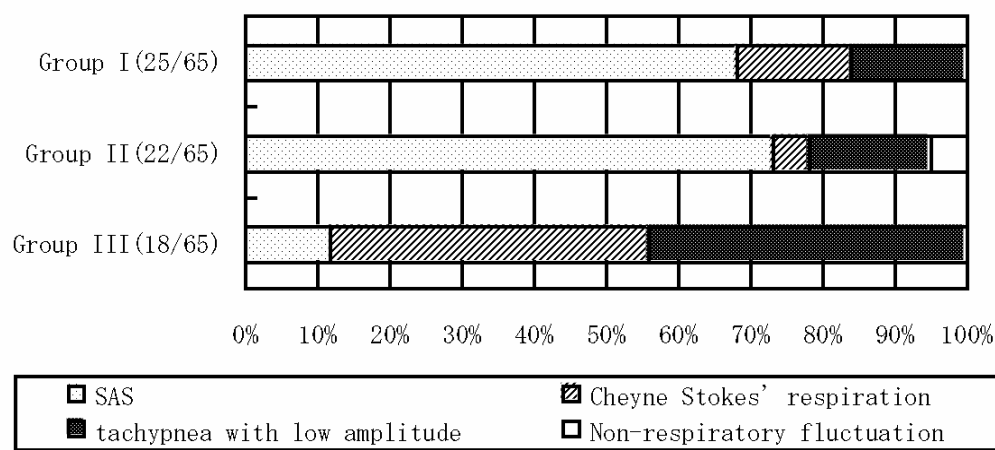


図 4.13 睡眠時呼吸障害の割合

Fig. 4.13. Percentage of sleep respiratory disturbance.

グループ I ~ III のそれぞれに見られた呼吸変動の発生の割合である。呼吸変動の中でも SAS による呼吸停止が、グループ I およびグループ II において、グループ III と比較して大きな出現率を示した。

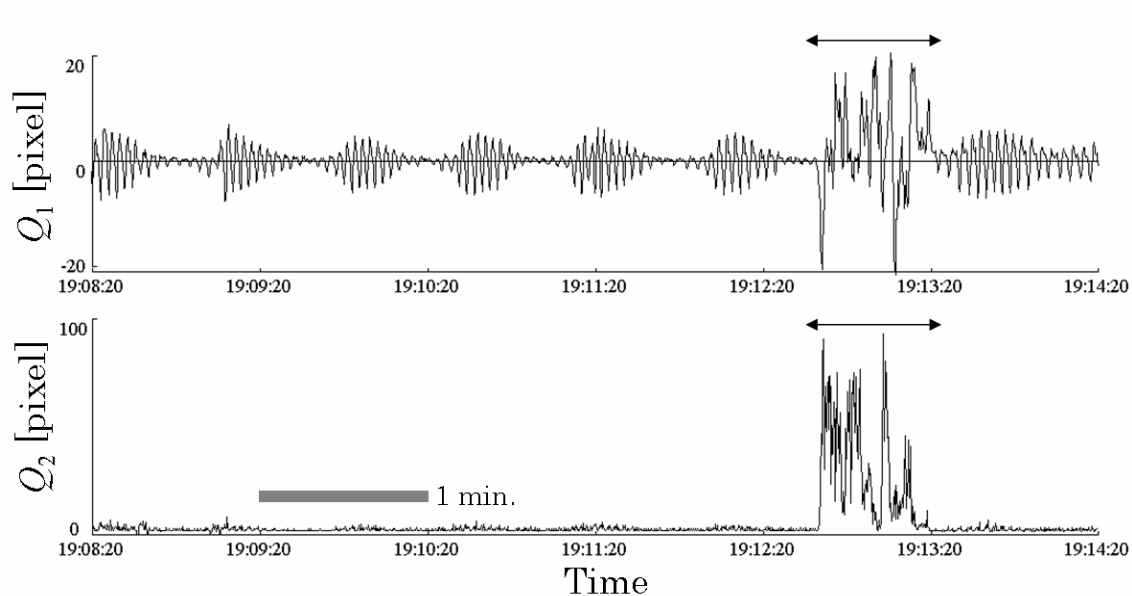


図 4.14 断眠時の波形

Fig 4.14 Waveform in sleep deprivation.

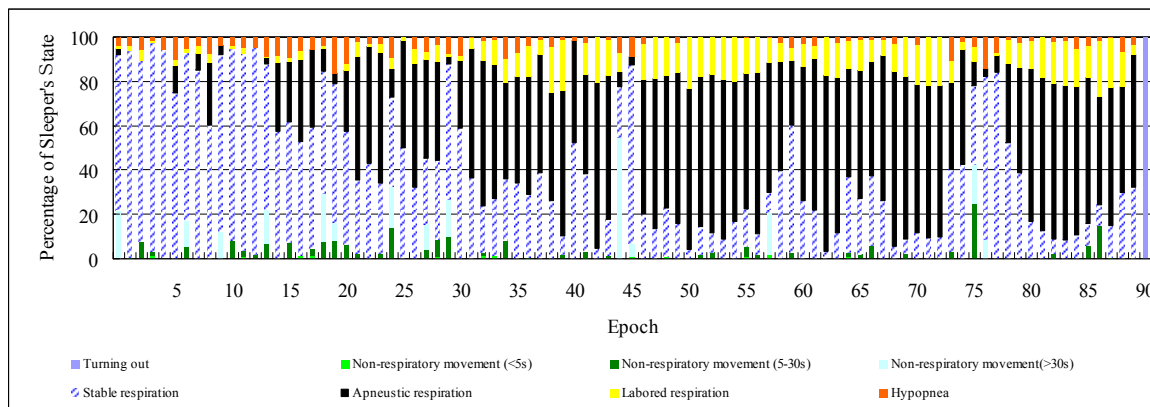
SDB が発生した直後に、睡眠中の覚醒、寝返り、あるいは、微小覚醒反応による体動と考えられる波形が、数多く見られた。特に、SAS の症例を呈した被験者に関しては、無呼吸が連続して現れた直後に、浅眠あるいは覚醒による体動が頻発していることがわかった。

### 4.4.3 高齢者の睡眠障害

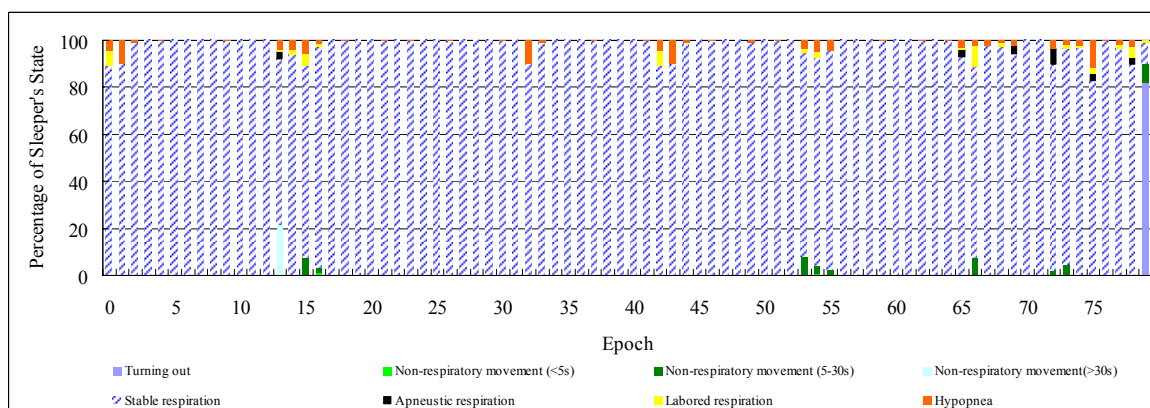
図 4.15 は、被験者の状態を、“非呼吸体動（5 秒以内）”、“非呼吸体動（30 秒以内）”、“非呼吸体動（30 秒以上）”、“呼吸運動安定”、“呼吸運動増大”、“呼吸運動低下”、“呼吸運動停止”、“離床”の 8 種類に分類し、各状態が占める割合を 6 分単位で集計し、これを 100% 積み上げ棒グラフとして出力した結果の一例である。なお、“離床”の判定には、マットレスに設置された感圧スイッチを用いた。

図 4.15 (A) に示した結果は、痴呆症高齢者（82 歳男性）の就寝状態の時間変化を示すものであり、着床から 1 時間 30 分後以降（Epoch15 以降）、呼吸運動が停止する無呼吸時間の割合が増え始め、特に、就寝時間の後半においては、無呼吸時間が支配的となっている。無呼吸後には、気道の開通に伴い、大きな換気運動がおきることから、無呼吸時間が支配的となっている時間帯においては、同時に呼吸運動の増大が発生していることがわかる。また、就寝時間の全般にわたり、非呼吸体動が発生しており、無呼吸による断眠が多く発生していることが予想される。図 4.15 (B) は、若年健常者の就寝状態の時間変化を示したものであり、無呼吸や非呼吸体動が顕れていない。2 つのグラフの比較より、痴呆症高齢者と比較して若年健常者の睡眠が安定していることは、明らかである。

図 4.16 は、体動の発生時間帯から被験者の睡眠障害を分類し、各グループにおける睡眠障害の発生状況の一例を示したものである。1995 年の厚生省の委託研究による調査により、50 歳以降の初老期から老年期に掛けて、睡眠障害に悩む者の出現率が急増することが報告されているように<sup>9)</sup>、睡眠障害が加齢と共に増加する事は周知の事実であるが、今回の終夜就寝状態監視の結果、施設に入居する高齢者の多くに睡眠障害が発生しているという事実が確認された。



(A) SAS patient.



(B) Normal.

図 4.15 就寝者の状態 ((A)SAS 患者, (B) 健常者)

Fig. 4.15. State of respiration.

被験者の状態を 8 種類に分類し、各状態が占める割合を 6 分単位で集計し、これを 100% 積み上げ棒グラフとして出力した結果である。若年健常者の就寝状態には、無呼吸や非呼吸体動が顕れておらず、痴呆症高齢者と比較して睡眠が安定していることが 2 つのグラフの比較より明らかである。

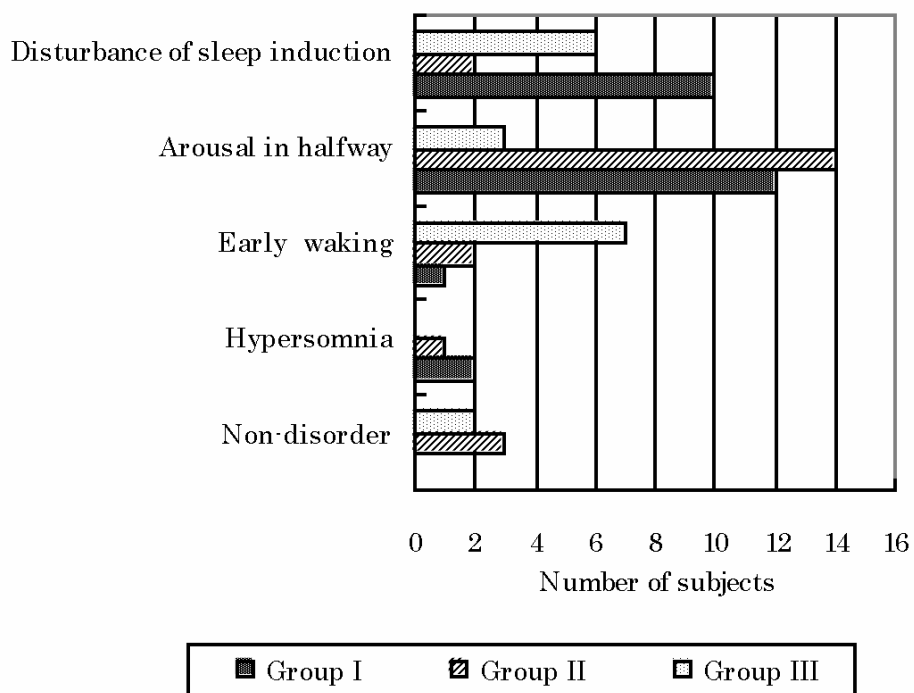


図 4.16 入居高齢者に見られた睡眠障害

Fig. 4.16. Sleep disorder of test subjects.

体動の発生時間帯から被験者の睡眠障害を分類し、グループ I～IIIにおける睡眠障害の発生状況を示したものであり、入居高齢者に睡眠障害が多発していることがわかる。

図 4.17～4.21 は、1 時間にわたる SAS 患者である 70 代男性の就寝中の呼吸波形とその時間帯における呼吸安定性を示す頻度散布図を示したものである。

これらの頻度散布図は、23 時 48 分から 6 分間毎に一回呼吸時間と準一回換気量について集計したものである。前章で説明したとおり、SAS により呼吸が乱れている場合には分布が分散し、正常な呼吸運動を呈している場合には一箇所にピークが現れるため、頻度散布図における出現頻度のばらつき度合いをみることにより、呼吸の安定性を一目で把握でき、連続的に出力することで、終夜を通しての就寝者の呼吸時間（すなわち呼吸数）や準一回換気量の推移を知ることが可能である。

呼吸波形より、23 時 48 分から 23 時 53 分頃までは呼吸が安定しているが、それ以降 24 時 13 分頃まで無呼吸が発生していることがわかる（図 4.17～4.19）。24 時 14 分頃に非呼吸運動が検出されていることから、測定対象者は瞬間的に覚醒し、浅眠状態に入ったものと考えられ、24 時 18 分頃まで呼吸が安定している（図 4.19）。その後は 24 時 30 分頃まで、SAS による無呼吸波形と正常な呼吸波形が混在している（図 4.20）。24 時 31 分頃から 34 分頃まで 2 回にわたり大きな体動が検出され、その後しばらくの間呼吸が安定していることから、測定対象者は覚醒したものと考えられる（図 4.20～4.21）。

SAS の症状を呈する測定対象者に関しては、無呼吸が連続して現れた直後に浅眠あるいは覚醒に伴う体動が現れており、SAS が不眠等の睡眠障害の一因となっていることが本システムにより確認された。

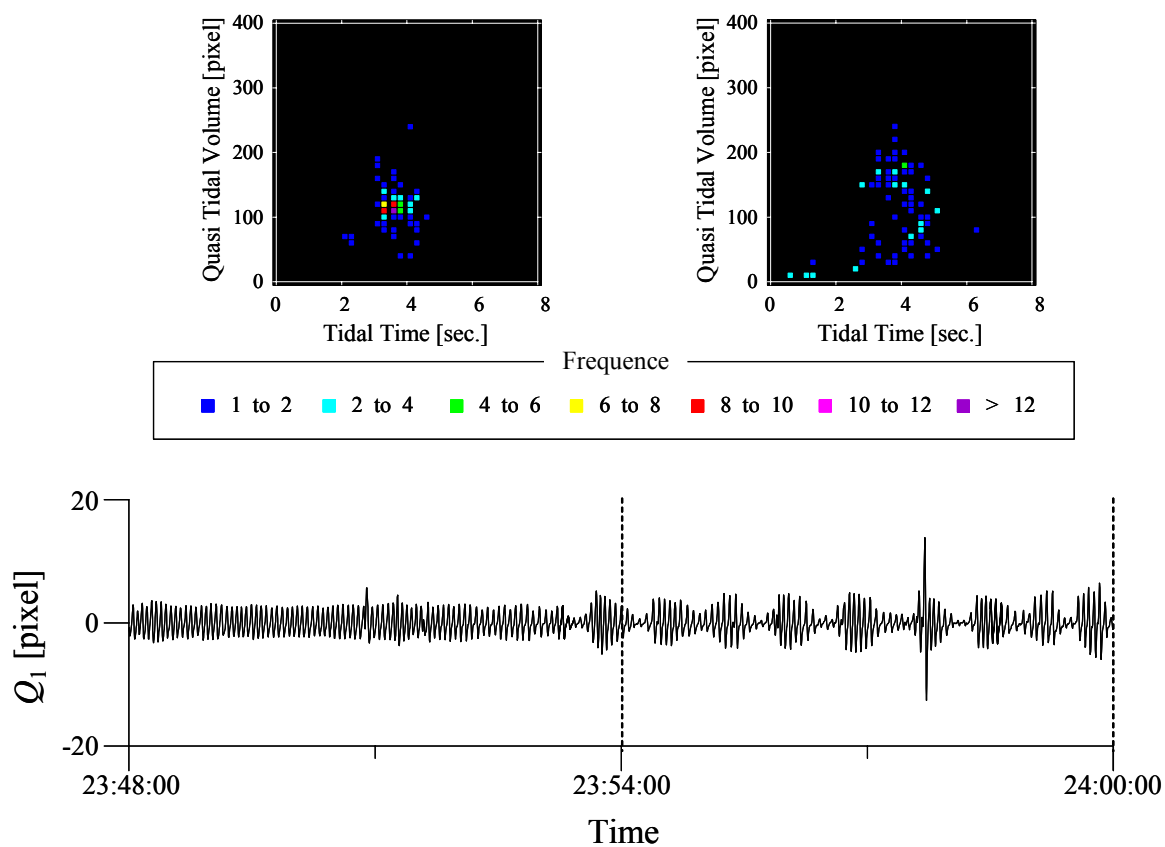


図 4.17 呼吸波形と呼吸安定性を示す頻度散布図(1)

Fig. 4.17. Respiratory wave and frequency scatter plot of sleeper's respiration stability (1).

23 時 48 分から 23 時 53 分頃までは呼吸が安定しているが、それ以降 24 時 13 分頃まで無呼吸が発生していることがわかる。

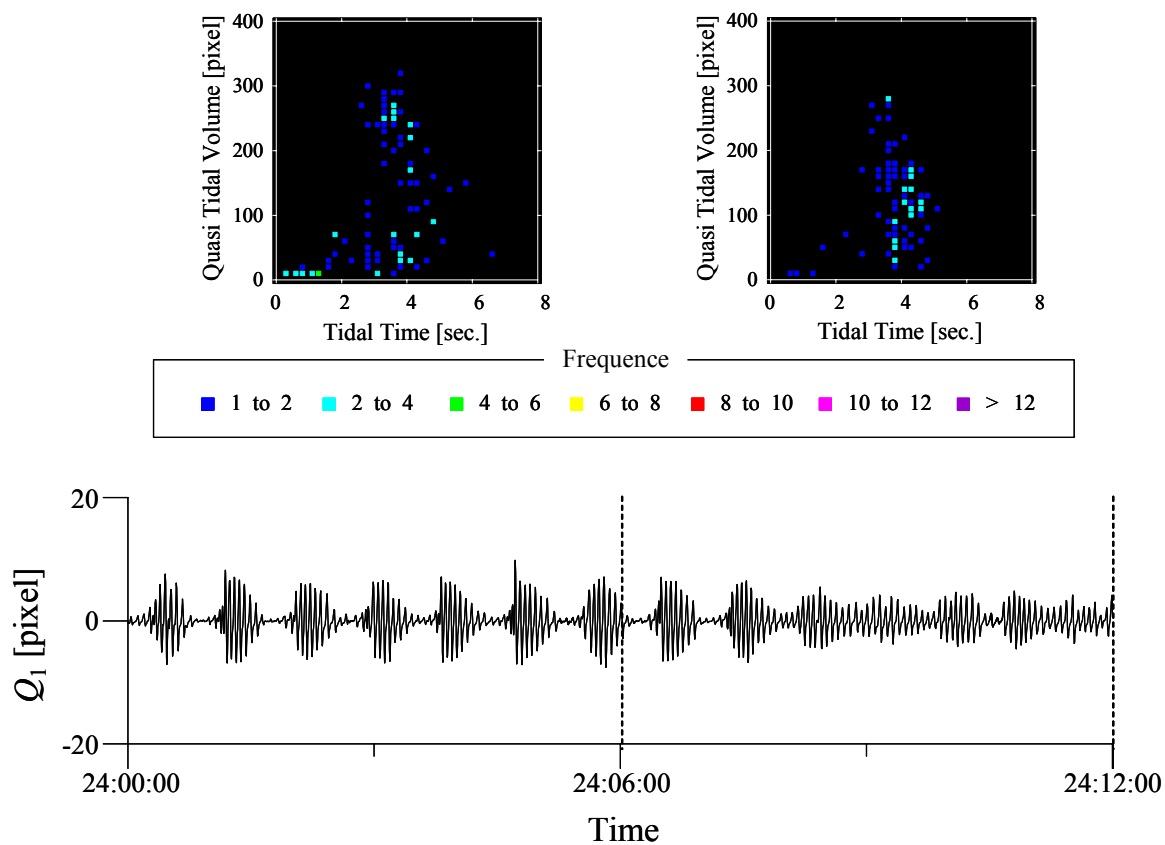


図 4.18 呼吸波形と呼吸安定性を示す頻度散布図(2)

Fig. 4.18. Respiratory wave and frequency scatter plot of sleeper's respiration stability (2).

無呼吸状態が継続しており，呼吸安定性を示す頻度散布図の分布にもばらつきが見られる。



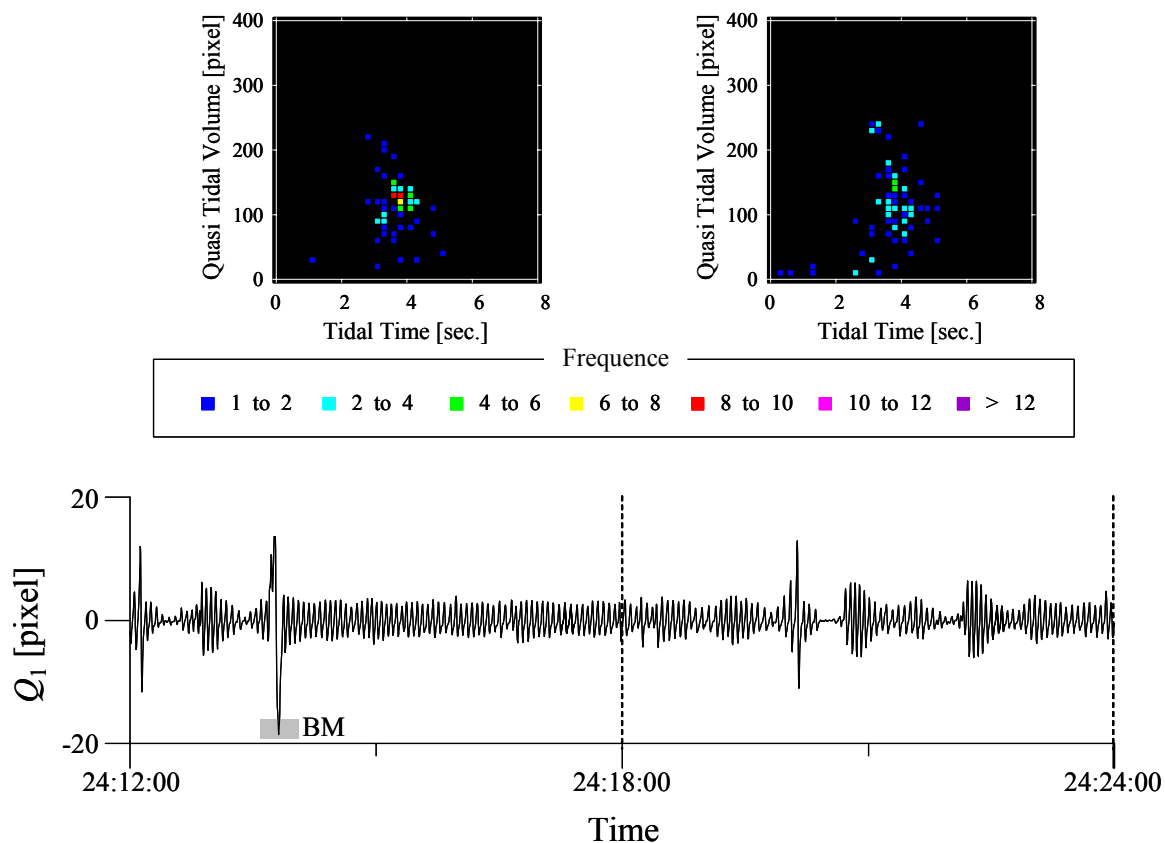


図 4.19 呼吸波形と呼吸安定性を示す頻度散布図(3)

Fig. 4.19. Respiratory wave and frequency scatter plot of sleeper's respiration stability (3).

24 時 14 分頃に非呼吸運動が検出されていることから、測定対象者は瞬間的に覚醒し、浅眠状態に入ったものと考えられ、24 時 18 分頃まで呼吸が安定している。続く 24 時 30 分頃まで、SAS による無呼吸波形と正常な呼吸波形が混在していることから、24 時 14 分頃の体動検出後、浅眠状態にあるものと考えられる。

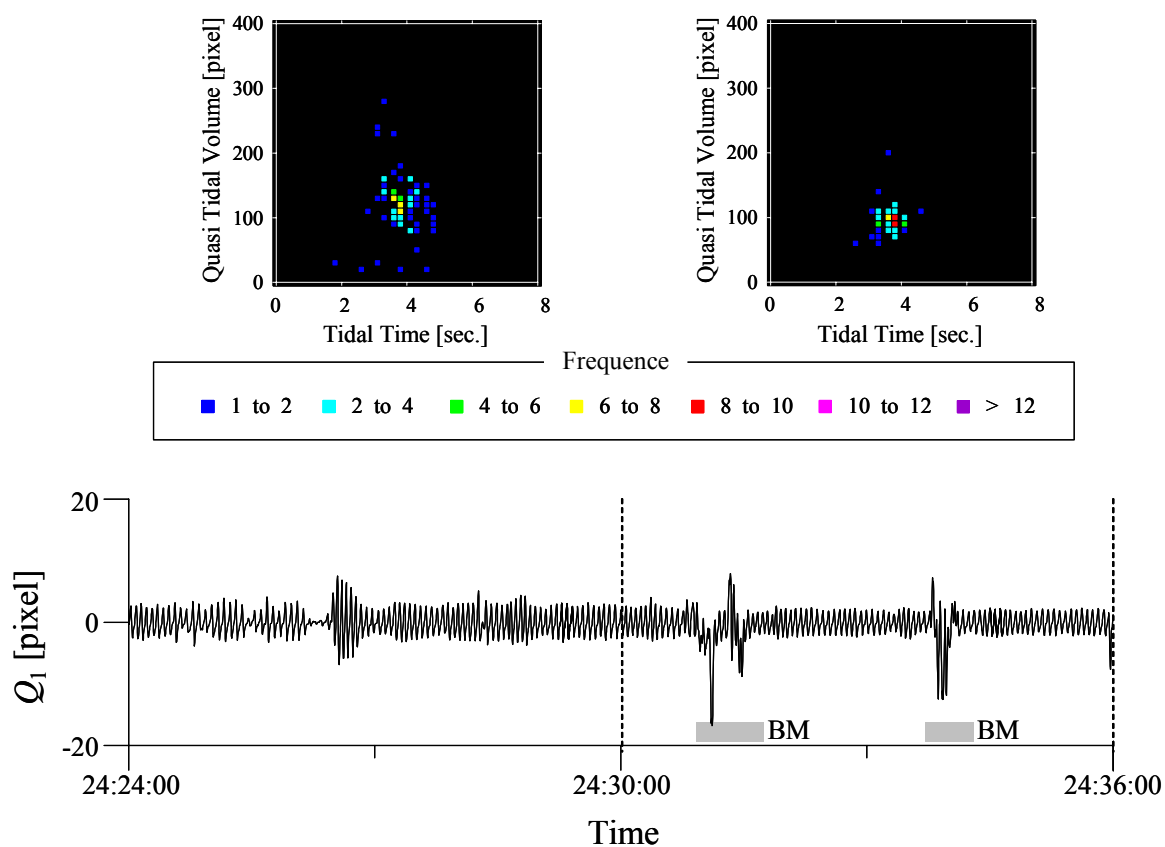


図 4.20 呼吸波形と呼吸安定性を示す頻度散布図(4)

Fig. 4.20. Respiratory wave and frequency scatter plot of sleeper's respiration stability (4).

24 時 31 分頃から 34 分頃まで 2 回にわたり大きな体動が検出されている。

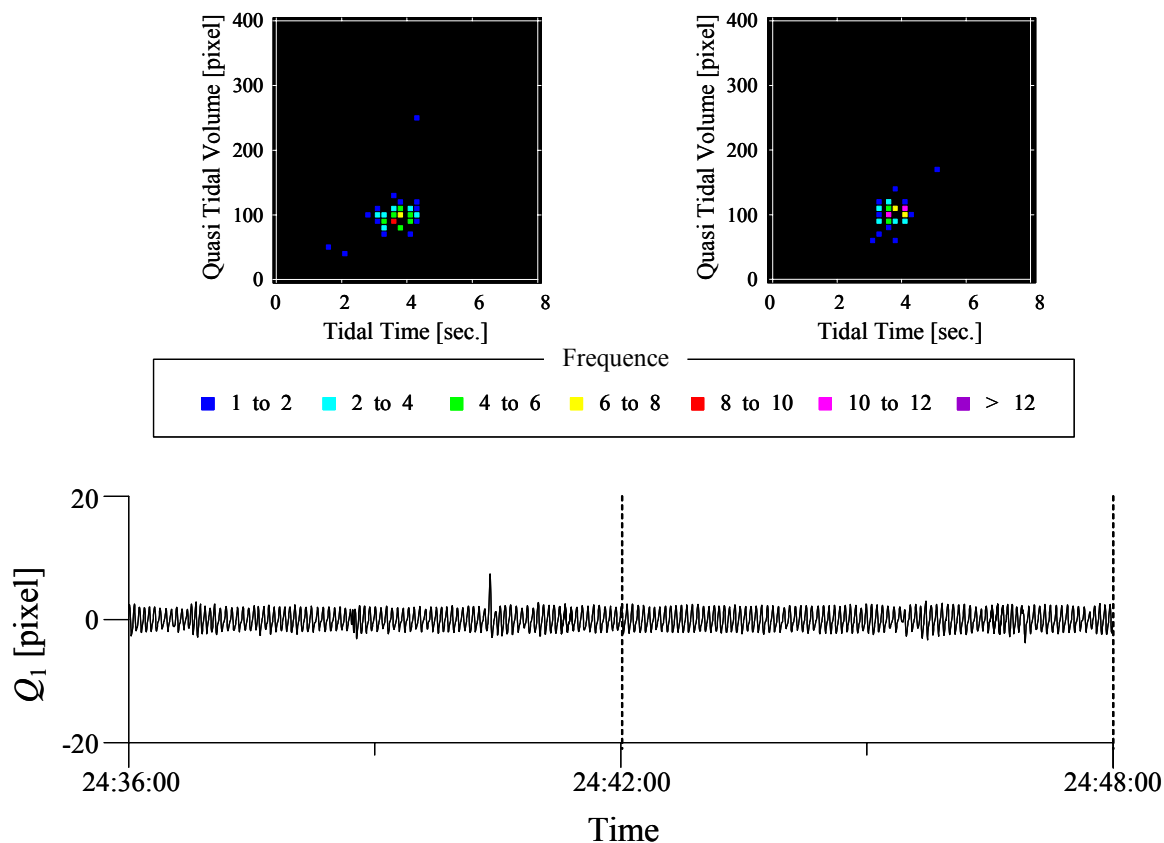


図 4.21 呼吸波形と呼吸安定性を示す頻度散布図(5)

Fig. 4.21. Respiratory wave and frequency scatter plot of sleeper's respiration stability (5).

大きな体動が検出された後、しばらくの間呼吸が安定していることから、測定対象者は覚醒したものと考えられる。呼吸が安定状態に入ったことから、呼吸安定性を示す頻度散布図の分布にも急峻なピークが見られる。

## 4.3 本章のまとめ

本章では、次章で述べる老人保健施設におけるフィールドテストに先立ち行われた予備実験について述べた。

被験者 10 人 (20 代男性) を対象として、本システムによる測定を行い、これと同時に、被験者の口鼻部に対して、空気の漏れが無いように、換気量計測用オリフィス流量計を装着し、実際の呼吸流量を測定した。このとき、4通りの被験者の姿勢 (仰臥位, 伏臥位, 左右それぞれの側臥位) および掛け布団がある場合とない場合について検討した。本システムによる呼吸波形を入力波形, オリフィス流量計による波形を参照波形として, 2 つの波形の相関係数を算出した結果, それらの最大値は, 就寝者の姿勢や掛け布団の有無に関わらず, 0.85 以上の高い値を示しており, 本システムにおける呼吸波形は, 実際の呼吸換気量変動を正確に反映していることが確認できた。

また, 20 代から 40 代男性である被験者 4 名を対象として, 本システムによる測定と同時に, スパイロメーターを用いて被験者の実際の呼吸流量を測定した。2通りの被験者の姿勢 (仰臥位, 側臥位) について測定を行った結果, 本システムにより測定された準一回呼吸流量および準一回吸気流量とスパイロメーターにより測定された実際の一回呼吸流量および準一回吸気流量との間に,  $y = Ax$  を回帰直線とした場合の  $R^2$  値は, 仰臥位と側臥位の両方で概ね 0.90 以上と高い相関性を示すことがわかった。

この結果により, 呼吸による就寝者の胸部・腹部における体積変動が実際の呼吸流量に準じていることが確認され, 被験者が同じ姿勢を取る限りにおいて, 本システムで求められた準一回換気量の連続する呼吸間での増減を調べることで, 実際の呼吸流量の時間変化率を知ることが可能となるものと考えられた。

さらに, 本システムと簡易型 PSG 装置とを併用し, 本システムが簡易型 PSG 装置と同様に就寝者の呼吸モニタリングを実施できることを検証した。簡易型 PSG 装置を構成するサーミスタおよび加速度センサとの比較実験により, 本システムにおいても, これらの従来技術と同様に呼吸計測が可能であることがわかった。本システムによる呼吸停止時の波形は, 加速度センサよりもむしろサーミスタの測定波形に近いことがわかり, この結果は, 本システムの測定結果が呼吸流量の変動を正しく反映していることを示唆するものと考えられた。

さらに, 本章では, 新潟県見附市の老人保健施設において実施されたフィールドテストに

ついて述べた。

新潟県見附市の老人保健施設「ケアプラザ見附」において、本システムを用いた終夜モニタリングを実施した。施設に入所中の年齢 72～102 歳の高齢者 65 名（男性 19 名，女性 46 名）を対象とし，20 時から翌朝 6 時までの 10 時間にわたり，本研究の呼吸モニタリングシステムを用いて，一人当たり 2～7 日間の終夜モニタリングを実施した。その結果，今回の試験においては，センサの存在が被験者の睡眠を妨げることはなく，また，モニタリングに伴うトラブルは一件も発生しなかった。

モニタリングの結果として，65 名中 64 名に，低振幅を伴う頻呼吸，連続する Cheyne Stokes 呼吸，および，SAS による呼吸停止などの呼吸変動が見られた。呼吸変動の中でも，SAS による呼吸停止が，痴呆症高齢者群では 68%（25 名中 17 名）に，また，脳卒中経験者群では 73%（22 名中 16 名）に見られ，それ以外の群における出現率 11%（18 名中 2 名）と比較して，大きな出現率を示した。SAS が痴呆症に関与することや，SAS が脳卒中の重症度に関与することが，報告されているが，今回の結果は，それらの報告を裏付けるものと考えられる。

また，体動の発生時間帯から被験者の睡眠障害を分類し，各グループにおける睡眠障害の発生状況について調べた。睡眠障害が加齢と共に増加する事が報告されているが，今回の終夜モニタリングの結果においても，高齢者の睡眠障害が多発することが確認された。

## 5 検討

本章では, 本システムによる非接触呼吸計測の有効性および測定感度について検討する。また, 本システムの開発に残された技術的課題として, 体積変動の取得と姿勢情報の取得について論じる。

## 5.1 有効性の検討

### 5.1.1 非接触呼吸計測の有効性について

本節では、本システムによる非接触呼吸計測の有効性について検討する。

本システムにおいて、簡易型 PSG と同等の呼吸計測が実施できていることは、§4.1.3 に示したとおりであるが、本システムの大きな特徴は非接触・無拘束での呼吸モニタリングを実施可能であることにあるものと考え、予備実験で行った本システムと簡易 PSG との比較試験を、老人保健施設において実施したフィールドテストにおいても実施した。

比較試験においては、フィールドテスト対象とした高齢者 65 名（男性 19 名，女性 46 名）の内、本システムで SAS の疑いがあると考えられた高齢者に協力を依頼し、同意を得られた計 12 名（男性 8 名，女性 4 名）に対して実施した（1 名当たり 2 回測定を実施）。なお、比較試験への協力依頼に際しては、本比較試験の内容に関する十分な説明を行い、実際に簡易型 PSG のセンサを装着して頂いた上で、本比較試験への協力の可否を文書にて回答頂いた。また、本比較試験においては、グループ I に属する痴呆症高齢者は、対象から除外した。

比較試験の結果、予備実験と同様に、本システムによる呼吸計測が、簡易型 PSG と同等の呼吸計測が実施可能であることがわかった。しかしながら、簡易 PSG の計測結果より、協力者の多くは、就寝の途中で、簡易 PSG の気流測定用サーミスタの拘束感に耐えられず、故意に、あるいは、無意識のうちに、気流測定用サーミスタを取り外してしまっているという事実が明らかとなった。

図 5.1 に、簡易 PSG による計測結果を示す。図 5.1 においては、3 時 41 分ぐらいに気流測定用サーミスタの脱離があり、脱離後には呼吸運動測定用加速度センサによる波形が得られているにもかかわらず、気流測定用サーミスタによる波形が測定できていないことを示している。本比較試験において、試験対象者が起床時間まで気流測定用サーミスタを取り外すことなく計測を完了できたのは、24 例中、実に 5 例だけであった。

PSG による呼吸計測は、計測対象者が、SAS 等の SDB のスクリーニングなどを目的としており、計測に対して十分なモチベーションを持っている場合には実施されてはいるが、以上の結果が示すように、就寝者に対して極めて多大なストレスを与えており、不自然な状態での睡眠を強いている可能性があるものと考えられる。本システムにおいては、非接触・無拘束での呼吸計測が可能であることから、このような問題は発生せず、測定データが脱落す

ること無く就寝者呼吸計測を実施できている。また、PSGにおいてはセンサの装着や配線を要することから測定準備に時間や手間が掛かるのに対し、本システムでは、一切必要とせず、また、配線により就寝者の動作・行動を制約することも一切ない。

以上の通り、本システムよる非接触・無拘束呼吸計測は、従来の就寝者呼吸計測手法と比較して、多くの優位性を有することが明らかとなった。



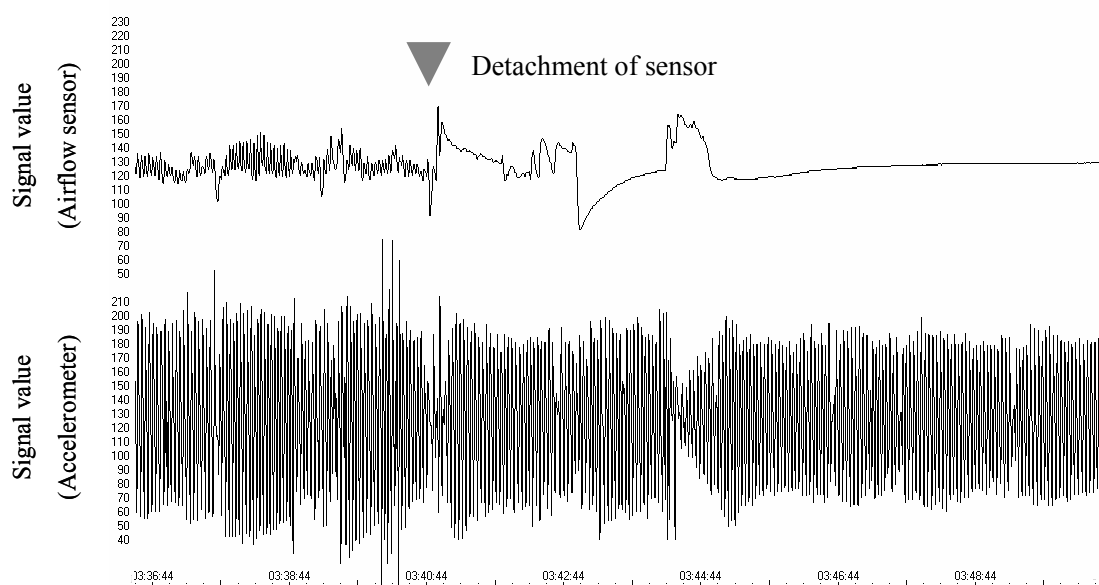


図 5.1 気流測定用サーミスタの脱離

Fig. 5.1. Detachment of airflow sensor.

簡易 PSG による計測結果の一例であり、3 時 41 分ぐらいに気流測定用サーミスタの脱離が発生し、脱離後には呼吸運動測定用加速度センサによる波形（下方のグラフ）が得られているにもかかわらず、気流測定用サーミスタによる波形が測定できていないことを示している。

### 5.1.2 非接触呼吸計測の測定感度について

本節では、本システムによる非接触呼吸計測の感度について検討する。

OSAS においては、気道閉塞時の呼吸努力により、胸郭と腹壁の動きが逆転することが知られている。本システムにより OSAS 患者を対象とした測定を行い、図 5.2 に示すように、輝点画像の領域を、就寝者の胸部に該当すると考えられる領域（胸部領域）と腹部に該当すると考えられる領域（腹部領域）とを設定し、それぞれの領域について輝点の重心座標移動量の総和を算出して呼吸波形を求めた。

図 5.3 に、胸部領域、腹部領域、および、全領域（胸部領域＋腹部領域）において求められた呼吸波形を示す。気道開通時においては、それぞれの領域において求められた呼吸波形が同位相を示しているのに対し、気道閉塞時には、呼吸努力により胸部領域と腹部領域の位相が反転していることがわかる。

測定データは就寝者が厚手の毛布を掛けている状態で取得されたものであり、本結果は、本システムによる非接触呼吸計測により、就寝者の体表に寝具が掛っている状態であっても詳細な呼吸運動を知ることができる可能性を示唆するものである。本システムによる非接触呼吸計測は、以上の通り、高い感度を示すことから、SDB スクリーニングだけでなく肺機能測定などの詳細な呼吸運動計測への応用が期待できるものと考えられる。

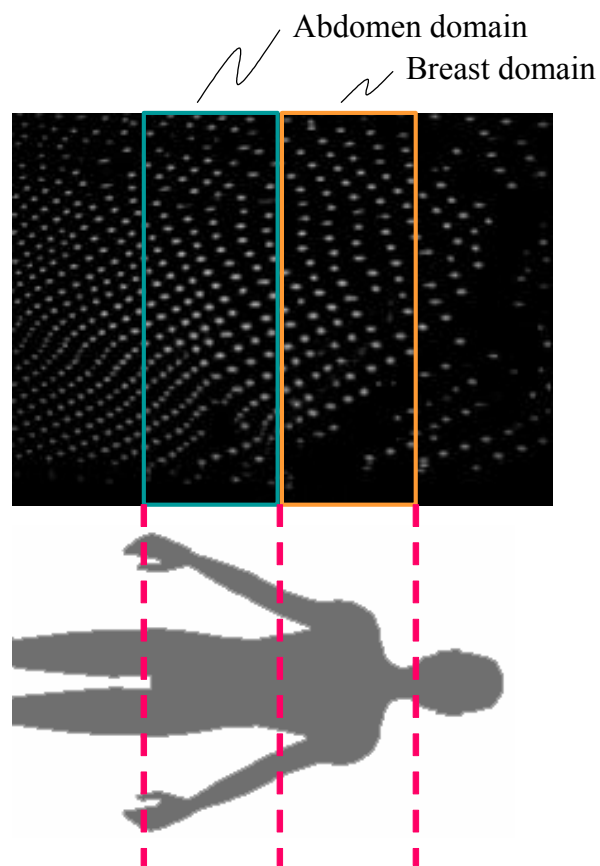


図 5.2 胸部領域と腹部領域

Fig. 5.2. Breast domain abdomen domain.

本システムにより OSAS 患者を対象とした測定において、輝点画像の領域を、就寝者の胸部に該当すると考えられる領域（胸部領域）と腹部に該当すると考えられる領域（腹部領域）とを設定し、それぞれの領域について輝点の重心座標移動量の総和を算出して呼吸波形を求めた。胸部領域および腹部領域の範囲は、水平方向 160 pixel、垂直方向 640 pixel とした。

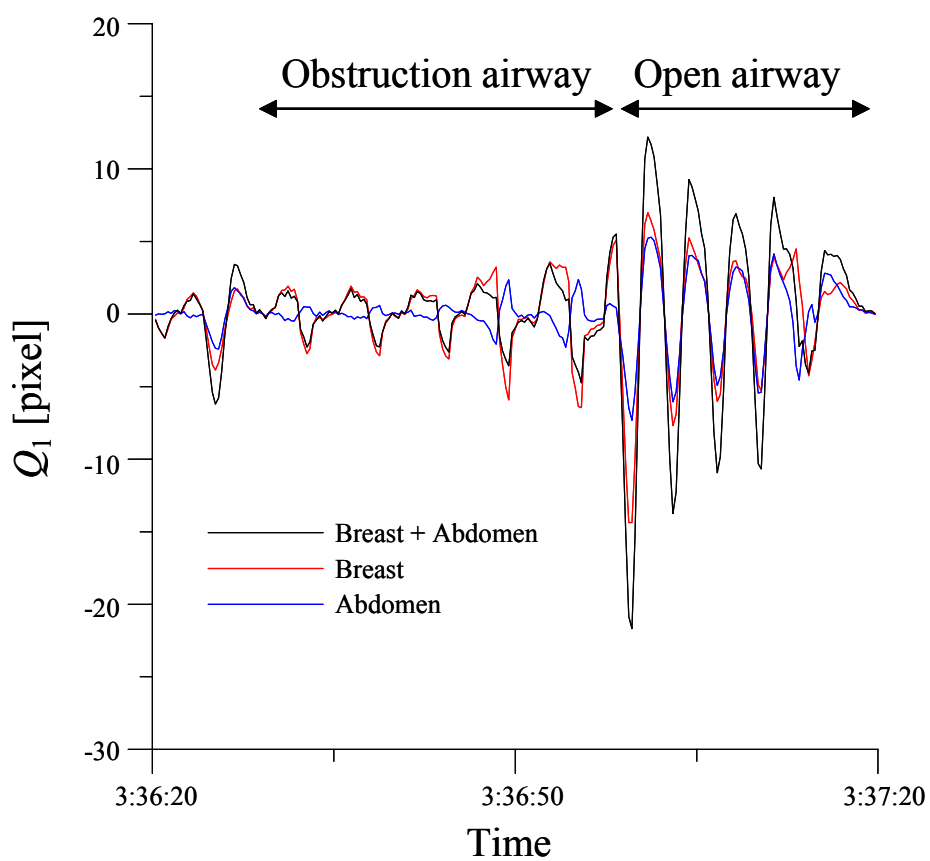


図 5.3 胸部領域および腹部領域における呼吸波形

Fig. 5.3. Respiration waveform of breast domain abdomen domain.

気道開通時においては、それぞれの領域において求められた呼吸波形が同位相を示しているのに対し、気道閉塞時には、呼吸努力に伴い胸部領域と腹部領域の位相が反転している。

## 5.2 技術的課題

### 5.2.1 体積変動の取得

§4.1.2 により本システムで算出される準一回換気量は十分な妥当性を有するものであると考えられる。また、§4.2 においては、準一回換気量に基づき就寝者の呼吸状態の解析を行うことで、終夜にわたる呼吸状態の把握を容易に実現できることを示した。本節では、本システムを更に有効なものとするための技術的課題として、準一回換気量について再度検討することとした。

本システムでは、準一回換気量を、フレーム間での輝点の座標移動量の総和として求めている。これは、就寝者の体表あるいは寝具表面の移動を空間離散的にサンプリングして総和していることに等しいものと考えられる。しかし、準一回換気量は、次元がピクセル量であり絶対量としての換気流量を表すものでないことから、これより得られる情報として考えられるのは、準一回換気量どうしの比較による相対的な換気流量変動である。

また、フレーム間での輝点の座標移動量の総和として準一回換気量を求めるということは、図 5.4 に示すように、就寝者の体表面・寝具表面を平面として近似し、当該平面の上下動を求めることに等価である。実際の就寝者の体表には当然凹凸があり、特に、就寝者が側臥位にある場合においては、その凹凸が大きいものとなる。

図 5.5 は、本システムの光学配置において、§2.1.1 にて示した式 (1)における  $Z_0$  (前フレームにおける輝点の照射高さ) から輝点が  $\Delta Z = 1\text{mm}$  だけ上下動したときの画像上での移動ピクセル量  $\Delta\delta$  を示している。就寝者が側臥位をとっており、仮に、照射される輝点の最高点のセンサからの垂直距離が  $1300\text{mm}$ 、最低点のセンサからの垂直距離が  $1600\text{mm}$  と仮定した場合には、最高点と最低点とでは  $1\text{mm}$  の上下動に対する画像上での移動ピクセル量が大きく異なっていることがわかる。

本システムでは、単純に輝点の座標移動量の総和を求めることで準一回換気量を算出しており、前述の通り、体表を平面モデルとして近似し、 $Z_0$  の差異による輝点の移動ピクセル量の違いを無視している。このため、§4.1.2 の図 4.5 において、側臥位における準一回換気量と一回換気量との相関値は、仰臥位の相関値と比較して低い値を示したものと考えられる。

就寝者体表あるいは寝具表面に照射された各輝点の三次元座標を求めることができれば、輝点間の空間形状を補間することで、体表あるいは寝具表面の体積の算出が可能となる。呼

吸運動による就寝者体表あるいは寝具表面の体積変動は、準一回換気量と比較して、一回換気量との間に更に高い相関性を有するものと考えられる。したがって、本システムの技術的課題のひとつとして、“体積変動の取得”が挙げられるものと考えた。

なお、本システムのセンサ部の構成においては、各輝点の三次元座標を算出することは、原理上、不可能であるが、筆者らは、2台の撮像デバイスを用いることで各輝点の三次元座標算出を実現している<sup>(31)</sup>。ただし、2台の撮像デバイスを用いることで、光学配置に関するパラメータを厳密に把握しておく必要があること、キャリブレーション処理が必要となること、計測における処理量が増加することなど、いくつかの課題が残されており、実用化には更なる検討が必要であると考えている。

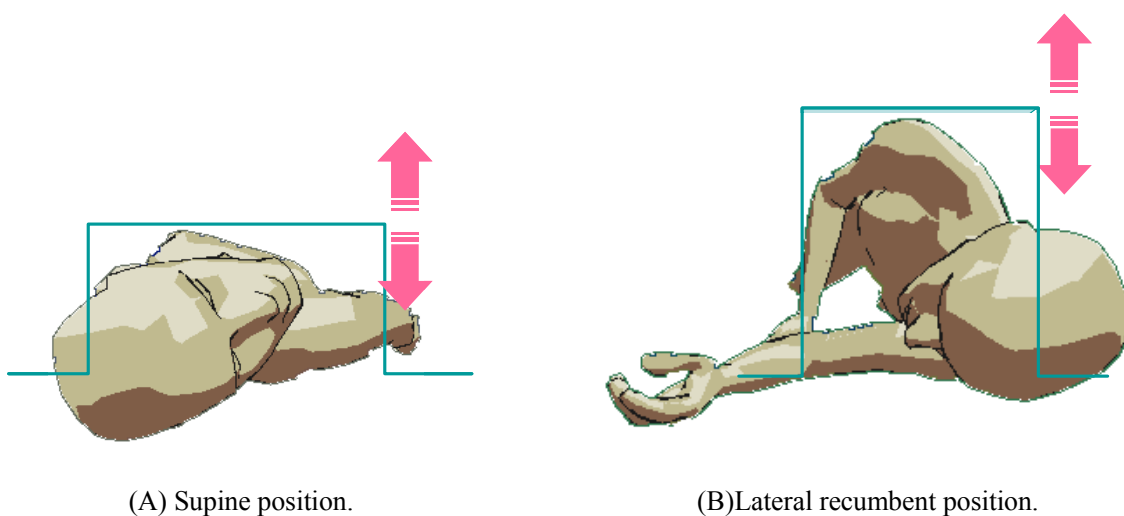


図 5.4 準一回換気量算出における体表モデル

Fig. 5.4. Body surface model in quasi tidal volume calculation.

本システムで算出される準一回換気量は、就寝者の体表面・寝具表面を平面として近似したモデルにおいて平面の呼吸一回あたりの上下動量と等価である。実際には、体表には凹凸があるため、特に、就寝者が側臥位にある場合においては凹凸が大きいものとなる。

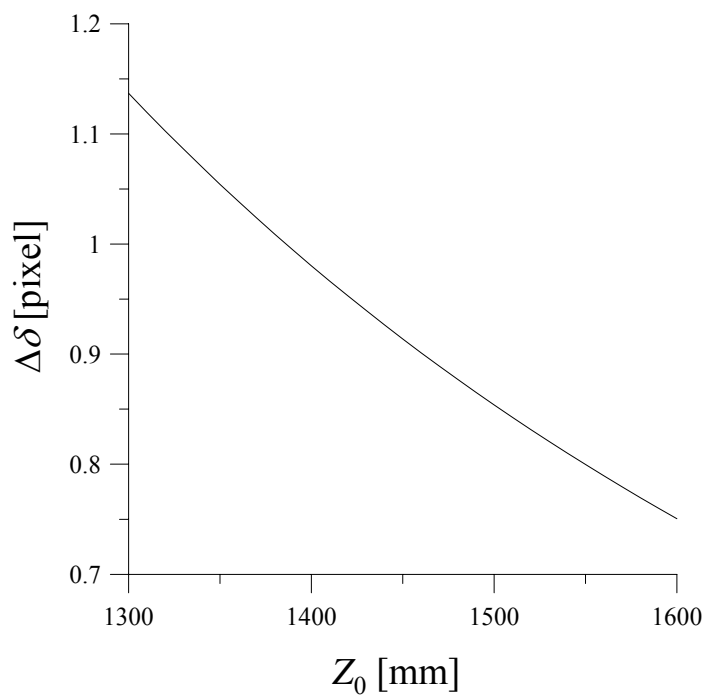


図 5.5 Inter-frame shift quantity of bright spot.

Fig. 5.5 輝点のフレーム間移動量

本システムの光学配置において、前フレームにおいて輝点が照射された点の高さから次フレームにおいて輝点が 1mm だけ上下動した際に、画像上で輝点がどれだけのピクセル量が移動するかを示している。輝点の照射ポイントがセンサからの垂直距離 1300mm の位置にある場合とセンサからの垂直距離 1600mm の位置にある場合とでは、1mm の上下動に対する画像上での移動ピクセル量がそれぞれで大きく異なっている。



## 5.2.2 姿勢情報の取得

就寝者の姿勢は、通常、仰臥位、伏臥位、側臥位（左右）に分類される。PSGにおいては、傾斜計を就寝者の腹部に設置することで、就寝者の姿勢の判定を行っている。本システムにおいても姿勢の判定が取得されることが望ましいと考える。何故なら、本システムで測定される就寝者体表の動きは、姿勢によって発生のメカニズムが異なるものと考えられるからである。

図 5.6 に示すとおり、仰臥位においては、輝点群は直接に胸郭および腹壁に照射されるため、本システムによる非接触呼吸計測により胸郭および腹壁の動きを直接的に測定していることとなる。

これに対して、伏臥位においては、輝点群は背中に照射される。吸気時には、胸壁および腹壁の膨張に伴いマットレスに対し発生する反発力により、体表が上方へ持ち上がることとなり、呼気時には、胸壁および腹壁が収縮し、マットレスに対し発生していた反発力が減じ、その結果として体表は下方へ移動する。

また、側臥位においては、就寝者の体躯の向きによって、体表の上下動の発生メカニズムが異なるものと考えられる。すなわち、就寝者がうつ伏せ気味の側臥位をとっている場合は、側臥位と同様のメカニズムにより体表の上下動が現れ、他方、仰向け気味の側臥位をとっている場合には、仰臥位と同様のメカニズムにより体表の上下動が現れるものと考えられる。どちらの場合であっても、側臥位においては、肩部や腕部に輝点が照射される場合もあり、この場合は仰臥位および伏臥位とは異なる発生メカニズムにより体表上下動が現れるものと考えられる。

呼吸運動を直接的に捉えているのは、就寝者が仰臥位にある状態の計測データであると考えられ、より詳細に就寝者の呼吸運動を解析したい場合には、仰臥位時のデータを選択的に用いる必要がある。すなわち、就寝者の姿勢に関する情報を取得することができれば、測定データの取捨選択が可能となり、どの時間帯のデータを重視すべきかを判断する基準とすることができるものとする。

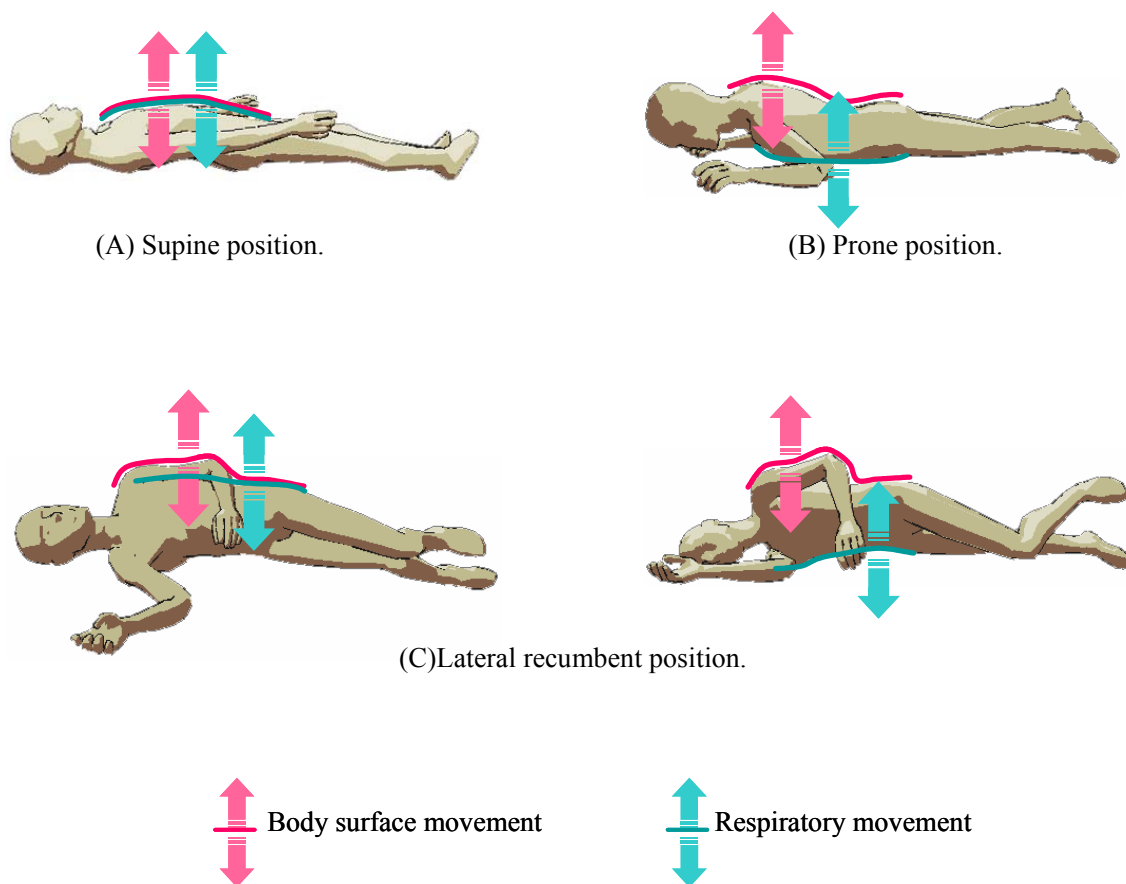


図 5.6 体表上下動の発生メカニズム

Fig. 5.6 Generation mechanism of body surface movement.

仰臥位においては、輝点群は直接に胸郭および腹壁に照射されることとなるため、呼吸による胸郭および腹壁の動きは就寝者体表に現れる。一方、伏臥位においては、仰臥位と異なり、就寝者体表の上下動は呼吸運動を間接的に反映して現れるものと考えられる。側臥位においては、就寝者体表の上下動が、呼吸運動を直接的に反映して現れる場合と間接的に反映して現れる場合とがあるものと考えられる。また、側臥位においては、就寝者体表に肩や腕が存在する場合、間接的に呼吸運動を反映した結果として就寝者体表の上下動が現れるものと考えられる。

## 5.3 本章のまとめ

本章では、本システムによる非接触呼吸計測の有効性について検討した。老人保健施設において実施したフィールドテストにおいても、予備実験と同様に、本システムと簡易 PSG との比較試験を実施した。本比較試験は、フィールドテスト対象とした高齢者の内、本システムで SAS の疑いがあると考えられた高齢者に協力を依頼し、同意を得られた計 12 名（男性 8 名、女性 4 名）に対して実施した。

比較試験の結果、協力者の多くは、就寝の途中で、簡易 PSG の気流測定用サーミスタの拘束感に耐えられず、故意に、あるいは、無意識のうちに、気流測定用サーミスタを取り外してしまっているという事実が明らかとなった。試験対象者が起床時間まで気流測定用サーミスタを取り外すことなく計測を完了できたのは、24 例中、僅か 5 例だけであった。本結果より、気流測定用サーミスタによる呼吸計測が、就寝者に対して極めて多大なストレスを与えており、不自然な状態での睡眠を強いている可能性があるものと考えられた。

一方、本システムにおいては、予備実験と同様に、簡易型 PSG と同等の呼吸計測が実施可能であることが明らかとなった。本システムによる呼吸計測は、非接触・無拘束で実施可能であることから、測定データの脱落無く就寝者呼吸計測を実施することができた。本システムでは、センサ装着や配線の手間を一切必要とせず、また、ワイヤによる就寝者の動作および行動を制約することがない。以上の通り、本システムによる非接触・無拘束呼吸計測は、従来の呼吸計測手法と比較して、多くの優位性を示すことが明らかとなった。

また、本章では、本システムによる非接触呼吸計測の感度について検討した。本システムにより OSAS 患者を対象とした測定を行い、輝点画像の領域を、就寝者の胸部領域腹部領域とを設定し、それぞれの領域について輝点の重心座標移動量の総和を算出し呼吸波形を求めた。その結果、気道閉塞時に、呼吸努力により胸部領域と腹部領域の位相が反転している様態を測定できていることが明らかとなった。この結果は、測定データは就寝者が厚手の毛布を掛けている状態で取得されたものである。したがって、本システムによる非接触呼吸計測は高い感度を備えており、寝具の存在があっても詳細な呼吸運動を知ることができるものと考えられた。

更に、本章では、本システムの開発において残された技術的課題について検討した。

まず、就寝者体表あるいは寝具表面の体積変動の取得について、検討した。本システムで

は算出される準一回換気量は、次元がピクセル量であり絶対量としての呼吸換気流量を表すものでないことから、準一回換気量により得られる情報が、就寝者が同一姿勢をとり続けている間の相対的な呼吸換気流量変動に限定される。また、準一回換気量の算出に際しては就寝者の体表面・寝具表面を平面として近似したモデルが想定され、この平面の上下動を求めているのに等価となる。しかし、実際には、体表には凹凸があり、特に、就寝者が側臥位にある場合においては、その凹凸が大きいものとなる。このため、準一回換気量と一回換気量との相関値が、仰臥位と比較して低い値を示したものと考えられた。

就寝者体表あるいは寝具表面の体積変動は、絶対的な呼吸換気流量に対応する量であり、本システムにより算出される準一回換気量よりも、実際の一換気量との間に更に高い相関性を備えるものと考えられる。したがって、今後の技術的課題として、就寝者体表の体積変動の算出の実現について検討を加えていく必要があるものと考えた。

さらに、就寝者の姿勢情報の取得に関して検討を加えた。就寝者体表の動きは、姿勢によって発生のメカニズムが異なっていることから、本システムによる非接触呼吸計測において、呼吸運動を直接的に捉えているのは、就寝者が仰臥位にある状態の計測データである。したがって、より詳細に就寝者の呼吸運動を解析したい場合には、仰臥位時のデータを選択的に用いる必要があるものと考えた。就寝者の姿勢に関する情報を取得することができれば、測定データの取捨選択が可能となり、どの時間帯のデータを重視すべきかを判断する基準となりうる。したがって、本システムの技術的課題として、就寝者の姿勢情報の取得について検討していくべきであると考えた。

## 6 結論

超高齢化社会の到来を迎え、健康状態の把握や病気の発症の早期発見を目的とした生命徴候の日常的なモニタリングが有用であると考えられてきおり、特に、長期的なモニタリングを実施することを想定した、拘束性が低く、また、簡便に実施可能となるモニタリング技術の開発が求められている。

呼吸は、個人の健康状態を反映した生命兆候であり、また、“睡眠の質”を決定する重要な要素であることから、睡眠中の呼吸を測定することに対し、われわれは大きな社会的意義を見だし、呼吸を終夜にわたり非接触・無拘束でモニタリングする就寝者呼吸モニタリングシステムを開発することを本研究の目的とした。本研究では、従来技術で困難であった就寝者の姿勢や位置の変化に対するロバストネスの確保や呼吸運動の定量的な測定を実現し、かつ、継続的に実施することが可能となるよう十分な実用性を持つことに重点を置き、就寝者呼吸モニタリングシステムの研究開発に取り組んだ。

本研究においては、まず、就寝者の胸郭・腹壁にドットマトリックパターン光を照射し、このパターン光を撮像装置で撮影し、呼吸運動に伴うパターン光の移動を調べることで、呼吸計測を行う非接触呼吸計測方法を提案した。就寝者呼吸モニタリングシステムにおいては、ドットマトリックパターン光を照射するデバイスとしてファイバースケイティング輝点照射装置を適用し、撮像装置である CCD カメラにより輝点画像を取得し、汎用のパーソナルコンピュータで構成される処理装置により画像キャプチャすることで、呼吸計測を行うこととした。そして、画像の取得、および、取得画像の処理により就寝者の呼吸波形、呼吸数などの就寝者の呼吸状態に関するデータの算出を行う計測用ソフトウェアを開発し、処理装置に搭載した。また、計測用ソフトウェアにより出力されたデータファイルを読み込み、就寝者の呼吸状態および就寝状態を自動解析し、これを画面出力する解析用ソフトウェアを開発した。計測用ソフトウェアにおいては本研究で提案した計測アルゴリズムに基づき、また、解析用ソフトウェアにおいては本研究で提案する状態解析アルゴリズムに基づき、それぞれ処理を行うこととした。

本研究では、予備実験により、本システムの有効性について検討した。予備実験においては、まず、本システムと換気量計測用オリフィス流量計による比較実験により、本システムによる測定結果が、実際の換気量変動を正確に反映できていることを確認した。次に、本システムとスパイロメーターとの比較実験により、本システムにより測定される胸部・腹部に現れる呼吸運動が実際の呼吸流量に準じていることが明らかとなった。さらには、被験者が同じ姿勢を取る限りにおいて、本システムで求められた“準一回換気量”の連続する呼吸間

での増減を調べることにより、実際の呼吸換気量の時間変化率を知ることができるものと考えられた。また、本システムおよび簡易型 PSG 装置による同時測定を行い、本システムが簡易型 PSG 装置と同様に就寝者の呼吸モニタリングを実施できることを確認した。本システムによる呼吸停止時の波形は、腹部に設置された加速度センサよりもむしろ口鼻に設置されたサーミスタの測定波形に近いことがわかり、この結果は、本システムの測定結果が呼吸流量変動を正しく反映していることを、示唆するものと考えられた。

加えて、本稿では、新潟県見附市の老人保健施設において実施されたフィールドテストについて述べた。フィールドテストでは、施設に入所中の年令 72~102 歳の高齢者 65 名（男性 19 名、女性 46 名）を対象とし、20 時から翌朝 6 時までの 10 時間にわたり、本研究の呼吸モニタリングシステムを用いて、一人当たり 2~7 日間の終夜モニタリングを実施した。モニタリングの結果として、65 名中 64 名に、低振幅を伴う頻呼吸、連続する Cheyne Stokes 呼吸、および、SAS による呼吸停止などの呼吸異常が見られた。呼吸変動の中でも、SAS による呼吸停止が、痴呆症高齢者群では 68%（25 名中 17 名）に、また、脳卒中経験者群では 73%（22 名中 16 名）に見られた。これら二群の SAS 出現率は、それ以外の群における出現率である 11%（18 名中 2 名）と比較して大きな値を示しており、SAS と痴呆症の関係や SAS と脳卒中の重症度との関係に関する報告を裏付ける結果が得られたものと考えられる。そして、体動の発生時間帯から被験者の睡眠障害を分類し、各グループにおける睡眠障害の発生状況について調べ、入居高齢者に睡眠障害が多発していることを確認した。

そして予備実験と同様に、老人保健施設において実施したフィールドテストにおいても、本システムと簡易 PSG との比較試験を実施し、本システムによる非接触・無拘束呼吸計測の有効性について検証した。また、本章では、本システムによる非接触呼吸計測の感度について検討し、OSAS における気道閉塞時に、呼吸努力により胸部領域と腹部領域の位相が反転している様態を測定できていることが明らかとなった。この結果は、本システムによる非接触呼吸計測は、寝具の存在があっても高い感度を備えており、詳細な呼吸運動を知ることができるものと考えられた。更に、就寝者体表あるいは寝具表面の体積変動の取得、および、寝者の姿勢情報の取得を、本システムの開発を更に進めていく上での残された技術的課題として考え、検討を加えた。

本研究においては、われわれの提案する就寝者呼吸モニタリングシステムの呼吸計測および就寝状態判別に関する基礎的性能の検証を目的として、従来技術との比較検討を行ったが、今後は、本システムによる呼吸計測の特性を明らかにするための更なる検証実験が必要であ

ると考える。特に、本システムにより就寝者の詳細な体表変動計測が可能となることから、体表変動と実際の肺機能とが如何なる関係にあるのかを明らかにすることは、本システムによる呼吸測定の実用性を考える上で重要な課題である。また、SDB、特に、SASの診断に関しては、各種の診断技術が実用化されていることから、これらの技術によるデータとの比較検討を行い、医療の現場における本システムの適用可能性を判断することは、早急に取り組むべき課題である。今後は、医療分野との更なる連携を深め、これらの課題を解決すべく、数多くの基礎試験・臨床試験に取り組み、医学的視点から本システムの改良・改善を行いたいと考えている。



## 謝辞

研究の遂行および本論文をまとめるにあたり、適切なお指導を賜りました慶應義塾大学理工学部電子工学科 中島真人教授に深い感謝の意を表します。

本論文を審査して下さると共に、本研究の内容に関して数々の貴重なご示唆を賜りました慶應義塾大学理工学部情報工学科 小沢慎治教授，慶應義塾大学理工学部電子工学科 池原雅章教授，慶應義塾大学理工学部電子工学科 岡田英史助教授に深く感謝申し上げます。

FG 視覚センサの製作およびシステム構築に関してお力添え賜りました，住友大阪セメント株式会社新規技術研究所の竹村安弘氏，味村一弘氏のご協力に感謝いたします。

予備実験の実施に際し，ご指導ならびにご協力を賜りました慶應義塾大学医学部呼吸循環器内科 山口佳寿博助教授（現 佐野厚生総合病院副院長）ならびに仲村秀俊助手（現 東京電力病院内科副科長）に感謝申し上げます。

フィールドテストの実施に際しては，元見附市長大塩満雄（故人）のご支援によるところが大きかったことを述べ，深く感謝の意を表します。また，フィールドテストにおけるご指導ならびにご協力を賜りました新潟県見附市老人保健施設ケアプラザ見附 青木廣市施設長（現 額田記念病院医師），植田礼子婦長，ならびに見附市役所 山本俊一助役に感謝申し上げます。

最後に，本研究の遂行にあたり様々なお支援を賜りました慶應義塾大学理工学部電子工学科中島研究室の皆様に感謝いたします。特に，救急対応画像センシングプロジェクトのメンバーの皆様には，多大なお協力を頂きました。改めて感謝の意を表します。

## 参考文献

- (1) 戸川達男:「高齢化社会におけるBME技術の役割」, BME, Vol. 14, No. 2, pp. 3-7 (2000)
- (2) 田中志信, 中川原実, 山越憲一:「生理機能の在宅モニタ技術」, BME, Vol. 14, No. 2, pp. 8-17 (2000)
- (3) H. Aoki, Y. Takemura, K. Mimura, and M. Nakajima: “Development of Non-restrictive Sensing System for Sleeping Person Using Fiber Grating Vision Sensor,” Proc. MHS 2001, Nagoya, Japan, pp.155-160 (2001)
- (4) 青木広宙, 青木廣市, 中島真人:「近赤外輝点マトリックス照射による非接触・無拘束就寝者監視システム」, 電気学会論文誌 C, Vol. 124, No. 6, pp. 1251-1258 (2004)
- (5) 大林完二/監修:「症状からみた救急処置 ー内科編ー」, 発行:日本医師会, pp.1-18 (1992)
- (6) 西山 潔:「入浴中の突然死を防ぐ」, 東京ガス都市生活研究所都市生活レポート, No. 35, p. 3 (1996)
- (7) AASM task force.: “Sleep-related breathing disorders in adults: Recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research,” Sleep, Vol. 22, pp.667-689 (1999)
- (8) W. Dement, L. Miles, M. Carskadon: “White paper” on sleep and aging. J. Am. Geriatr Soc. Vol. 30, pp. 25-50 (1982)
- (9) 早河敏治, 粥川裕平, 太田龍朗:「老年期の不眠症」, 老年精神医学雑誌, Vol. 10, No. 4, pp. 411-418 (1999)
- (10) 赤柴恒人著:「呼吸の仕組みとその管理」, 発行:昭林社, pp. 135-141 (1999)
- (11) 久保田博南著:「バイタルサインモニタ入門」, 発行:秀潤社, pp. 52-59 (2000)
- (12) 日本睡眠学会編集:「睡眠学ハンドブック」, 発行:朝倉書店, pp.482-483 (1994)
- (13) J. Alihanka, K. Vaahtoranta, and I. Saarikivi: “A New Method for Long-term Monitoring of the Ballistocardiogram, Heart Rate, and Respiration,” Am. J. Physiol., vol. 240 (1981)
- (14) 西田佳史, 武田正資, 森 武俊, 溝口 博, 佐藤知正:「圧力センサによる睡眠中の呼吸・体位の無侵襲・無拘束な計測」, 日本ロボット学会誌, Vol. 16, No. 5, pp. 705-711 (1998)

- (15) 斎藤義明, 堀 潤一, 木竜 徹:「磁気センサを用いた無意識呼吸心拍動検出装置の開発」, 医用電子と生体工学, Vol. 38, No. 2, pp. 10-18 (2000)
- (16) 西田佳史, 森 武俊, 溝口 博, 佐藤知正:「視覚情報による睡眠時無呼吸症候群診断手法」, 日本ロボット学会誌, Vol. 16, No. 2, pp. 274-281 (1998)
- (17) 中井宏章, 渡邊 睦, 三宅啓夫, 高田敬輔, 山下 馨, 新盛英世, 石原 謙:「動画像処理による呼吸モニタリング」, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J83-D-II, No. 1, pp. 280-288 (2000)
- (18) 中沢和夫, 大矢晃久, 中島真人, 油田信一:「視覚センサによる三次元形状計測」, 電気学会論文誌, Vol. 107, No. 7, pp. 659-665 (1987)
- (19) 山口順一, 中沢和夫, 中島真人:「ファイバグレイティングを用いた実時間侵入者検知システム」, 電気学会論文誌, Vol. 110, No. 7, pp. 814-820 (1990)
- (20) 山口順一, 中島真人:「画像情報を用いた状況把握 ファイバグレイティング視覚センサを用いた自動車後方監視システム」, センサ技術, Vol. 13, No. 4, pp. 18-22 (1993)
- (21) 伊藤隆太郎, 中島真人, 寺田賢二, 山口順一:「ファイバグレイティング視覚センサを用いた混み合い状況下での通過人数計測」, 画像電子学会誌, Vol. 24, No. 5, pp. 550-556 (1995)
- (22) 岩井嘉昭, 伊藤隆太郎, 中島真人, 石川直人:「ファイバグレイティング視覚センサを用いたドライバの顔の向きを検出」, 画像センシングシンポジウム講演論文集, Vol. 2, pp. 87-90 (1996)
- (23) 中島真人:「セキュリティの高度化に貢献する光エレクトロニクス FG 視覚センサを用いた人の顔の照合」, Optronics, Vol. 198, pp. 138-147 (1998)
- (24) H. Machida, J. Nitta, A. Seko, and H. Kobayashi: “High Efficiency Fiber Grating for Producing Multiple Beams of Uniform Intensity,” Appl. Opt., Vol. 23, No. 2, pp.330-332 (1984)
- (25) J. Webster, D. Kripke, S. Messin, D Mullaney, G. Wyborney: “An activity-based sleep monitor system for ambulatory use,” Sleep, Vol. 5, pp. 389-399 (1982)
- (26) R. Cole, D. Kripke, W. Gruen, D. Mullany, J. Gillin: “Automatic sleep/wake identification from wrist activity,” Sleep, Vol. 15, pp. 461-469 (1992)
- (27) 日本睡眠学会編集:「睡眠学ハンドブック」, 発行:朝倉書店, pp. 45-46 (1994)
- (28) S. Ancoli-Israel, M. R. Klauber, N. Butters, L. Parker, and D. F. Kripke: “Dementia in

- institutionalized elderly: relation to sleep apnea,” *J Am. Geriatr. Soc.*, Vol. 39, No.3, pp. 258-263 (1991)
- (29) E. Shahar, C. W. Whitney, S. Redline, E. T. Lee, A. B. Newman, F. Javier Nietro, and G. T. O'Connor: “Sleep-disordered breathing and cardiovascular disease: cross-sectional results of the Sleep Heart Health Study,” *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, Vol. 163, No. 1, pp. 19-25 (2001)
- (30) 浜原昭仁, 山口成良:「老年期に見られる睡眠時無呼吸症候群」, 臨床精神医学, Vol. 14, No. 12, pp. 1805-1814 (1985)
- (31) 佐藤 勲, 青木 広宙, 竹村 安弘, 味村 一弘, 中島 真人:「異常呼吸診断を目的とした非接触モニタリングシステムの開発」, 第 9 回画像センシングシンポジウム予稿集, .Vol. 9, pp. 317-322 (2003)

# 特許一覧

## 国内特許出願

1. 発明の名称：画像処理方法 出願番号：特願平 11-192405 公開番号：特開 2001-22928 発明者：斎藤兆古，青木広宙 出願人：斎藤兆古，青木広宙
2. 発明の名称：室内監視システム 出願番号：特願平 11-200318 公開番号：特開 2001-28086 発明者：中島真人，青木広宙，本田正，今井聡子 出願人：慶應義塾
3. 発明の名称：三次元形状測定装置 出願番号：特願 2000-315210 公開番号：特開 2002-122416 発明者：青木広宙，中島真人，竹村安弘，味村一弘 出願人：住友大阪セメント株式会社
4. 発明の名称：三次元形状測定装置 出願番号：特願 2000-315211 公開番号：特開 2002-122417 発明者：青木広宙，中島真人，竹村安弘，味村一弘 出願人：住友大阪セメント株式会社
5. 発明の名称：監視装置 出願番号：特願 2000-372820 公開番号：特開 2002-175582 特許番号：3477166 発明者：青木広宙，中島真人，竹村安弘，味村一弘 出願人：慶應義塾，住友大阪セメント株式会社
6. 発明の名称：状態検出装置 出願番号：特願 2001-294488 公開番号：特開 2003-98265 発明者：中島真人，青木広宙，竹村安弘，味村一弘，武居利治 出願人：慶應義塾大学，住友大阪セメント株式会社
7. 発明の名称：パターン光投影装置及び測定装置 出願番号：特願 2002-195169 公開番号：特開 2004-037871 発明者：青木広宙，中島真人，竹村安弘，味村一弘，加藤圭，武居利治 出願人：住友大阪セメント株式会社
8. 発明の名称：高さ分布計測装置及び監視装置 出願番号：特願 2002-195170 公開番号：特開 2004-037274 発明者：竹村安弘，味村一弘，加藤圭，武居利治，青木広宙，中島真人 出願人：住友大阪セメント株式会社

他 国内特許出願 4 件（出願公開前）

## 国際・海外特許出願

1. 発明の名称：MONITOR 出願番号：WO2001JP0010685 公報番号：WO0245585A1 発明者：NAKAJIMA, MAHITO; AOKI, HIROOKI; TAKEMURA,

YASUHIRO; MIMURA, KAZUHIRO 出願人 : KEIO UNIVERSITY; SUMITOMO  
OSAKA CEMENT CO., LTD.; NAKAJIMA, MAHITO; AOKI, HIROOKI; TAKEMURA,  
YASUHIRO; MIMURA, KAZUHIRO

2. 発明の名称 : MONITOR 出願番号 : EP2001000999317 公報番号 : EP1350466A1  
発明者 : NAKAJIMA, MAHITO; AOKI, HIROOKI; TAKEMURA, YASUHIRO;  
MIMURA, KAZUHIRO 出願人 : KEIO UNIVERSITY; SUMITOMO OSAKA  
CEMENT CO., LTD.;

3. 発明の名称 : MONITOR 出願番号 : US2003000432632 公報番号 :  
US2004082874A1 発明者 : NAKAJIMA, MAHITO; AOKI, HIROOKI; TAKEMURA,  
YASUHIRO; MIMURA, KAZUHIRO

他 PCT 出願 1 件