

2 カメラ F G 呼吸モニタリングシステムを用いた 呼吸運動計測及びその応用

2012 年 2 月

佐藤 勲

学位論文 博士（工学）

2カメラFG呼吸モニタリングシステムを用いた
呼吸運動計測及びその応用

2012年2月

慶應義塾大学大学院理工学研究科

佐藤 勲

主 論 文 要 旨

報告番号	甲 第 号	氏 名	佐藤 勲
主論文題目：			
2カメラ FG 呼吸モニタリングシステムを用いた呼吸運動計測及びその応用			
(内容の要旨)			
<p>近年、睡眠時無呼吸症候群が広く知られたことから、睡眠中の呼吸障害の診断に関心が寄せられている。従来より病院内においては、ポリソムノグラフなどの接触型の測定装置を用いて、就寝者の呼吸測定が行われてきた。しかしながら、これらの接触型の測定装置では、種々のセンサを直接患者に取り付ける必要があるため、センサ煩わしさから睡眠が妨げられることや、センサが外れて計測が中断する場合があった。そのため、被験者を拘束せずに自然な呼吸を計測することができる非接触の呼吸モニタリング装置の開発が望まれてきた。非接触・無侵襲な呼吸モニタリング手法として、ファイバグレーティング(Fiber Grating:FG)視覚センサ(以下、FG視覚センサ)と呼ばれる光学的三次元視覚センサを用いたものが提案されている。しかしながら、1台のCCDカメラを有するFG視覚センサを用いた測定においては、輝点投影機とCCDカメラの基線長によって測定のダイナミックレンジが決定されるため、呼吸運動と身体外形の測定を行うことはできず、呼吸運動による体積変動量を定量的に求めること、及び呼吸運動が発生している部位を特定することが困難であった。そこで本論文では、基線長の異なる2台のCCDカメラを用いた2カメラFG視覚センサを用いることで、呼吸運動による体積変動量を定量的に求めるとともに仮想的に表示された身体上に呼吸運動を表示する方法を提案する。また、部位ごとに同定された体積変動量に基づいたデータ解析によって、呼吸機能障害のスクリーニングを行う手法を提案し、医学的な応用可能性について検討する。</p> <p>第1章では、まず研究背景として、人の健康状態と呼吸の関係について述べる。そして、呼吸運動が起きている箇所を特定し、解析を行うことが医学的に有用であることについて述べ、本研究の目的を明示する。</p> <p>第2章では、先行研究について概説する。現在、一般的に使用されているポリソムノグラフなどの接触型の呼吸測定方法と、国内外における非接触型の呼吸測定方法に関する研究動向について概説する。</p> <p>第3章では、まず、システム概要の説明とFG視覚センサの原理を述べる。また、提案手法の詳細を述べる。提案手法では、2台のCCDカメラで撮影した輝点画像から、各輝点の三次元座標系における変移量を求め、それぞれの情報を対応付けることにより、身体外形と呼吸運動量を同時に算出し、呼吸運動による体積変動量を定量的に導出する。また、算出された身体外形と呼吸運動に基づいて、仮想的に表示された身体上に呼吸運動を表示する。さらに、睡眠時無呼吸症候群(SAS)や慢性閉塞性肺疾患(COPD)のスクリーニングを行う。</p> <p>第4章では、本手法の有効性を検証するために、実験を行い考察する。まず、本手法により測定された呼吸運動に基づく体積変動量の定量性を確認するため、従来の呼吸測定装置であるスパイロメータとの比較実験による検証を行い、高い相関性があることを確認している。そして、身体上の部位ごとに導出された体積変動量を解析し、SASやCOPDのスクリーニングが可能であることを確認している。</p> <p>第5章では、本論文の結論を述べ、今後の課題と展望を示している。</p>			
			以上

SUMMARY OF Ph.D. DISSERTATION

School Integrated Design Engineering	Student Identification Number	SURNAME, First name SATO, Isao
<p>Title</p> <p>Breath Movement Measurement by Two Cameras FG Monitoring System and its Applications</p>		
<p>Abstract</p> <p>Recently, sleep apnea syndrome is notorious. Therefore, the concern is sent to the diagnosis of respiratory disturbances while a lot of people are sleeping. Breath measurement in the bed has been done in the hospital with a weighing device of the contact type such as Polysomnograph. However, it is necessary to wear various sensors directly in the patient in the weighing device of these contact types. Therefore, the obstruction of sleep, and the sensor came off and because of the sensor annoyingness of it the measurement occasionally interrupted. The development of the breath monitor device of non-contact that can measure natural breath without rein on the testee has been hoped. Fiber grating vision sensor (FG vision sensor) and a called three-dimensional vision sensor is proposed as a non-contact and noninvasive monitor of breath technique. However, measuring with FG vision sensor that has one CCD camera, the dynamic range of the measurement is decided depending on the base length of the projection machine and CCD camera. It was difficult not to be able to measure the respiratory movement and the body externals, and to specify the part where the respiratory movement had been generated at the same time as quantitatively requesting the amount of the volume change by the respiratory movement. Then, it proposes the method of displaying the respiratory movement on the body that quantitatively requests the amount of the volume change by the respiratory movement with two camera FG vision sensor with two CCD cameras with different base length and is displayed virtual in this thesis. Moreover, it proposes the technique for screening the breath function trouble by the data analysis based on the identified amount of each part of the volume change, and a medical applied possibility is examined.</p> <p>Chapter 1 describes the relation between the person's health condition and breath. Then, this thesis describes that it is medically useful to do the specification of the part where the respiratory movement has occurred, and the analysis. Then, the purpose of the present study is specified.</p> <p>Chapter 2 describes the previous work's outline. It explains the method of measuring breath of the contact type such as Polysomnograph generally used now. In addition, the other research direction in the method of measuring breath is outlined.</p> <p>Chapter 3 describes the explanation of the outline of the system and the principle of the FG vision sensor. Moreover, details of the proposal technique are described. In the proposal technique, the amount of the transition of each bright point in a three-dimensional coordinate system is requested from the spot image of which it takes a picture with two CCD cameras, and each information is associated. As a result, the amount of the volume change by the respiratory movement is quantitatively derived. The respiratory movement is displayed on the body displayed virtual based on calculated body externals and respiratory movement. In addition, sleep apnea syndrome (SAS) and chronic obstructive pulmonary disease (COPD) are screened.</p> <p>Chapter 4 describes the experiment. It is confirmed that the comparison experiment with the Spirometer is conducted, and there is a high correlativity. It is confirmed to be able to screen SAS and COPD by analyzing the amount of the volume change.</p> <p>Chapter 5 describes the conclusion, future tasks and the view of this thesis.</p>		

目次

第 1 章 序論	3
1.1 本研究の背景	4
1.2 本論文の目的	8
1.3 本論文の構成	10
第 2 章 呼吸計測の先行研究	11
2.1 医療現場で用いられる測定機器	12
2.2 呼吸測定装置に関する先行研究	14
2.3 COPD の特殊な検査方法	15
2.4 FG 呼吸モニタの従来研究	16
2.5 本章のまとめ	20
第 3 章 提案システムと計測手法	22
3.1 2 カメラ FG 呼吸モニタの概要	23
3.2 呼吸運動測定処理フロー	28
3.3 FG を用いた輝点投影原理	29
3.4 輝点の抽出	32
3.5 撮影した輝点画像の対応付けと FG 視覚センサの原理	35
3.6 人の概形形状の計測と表示	41
3.7 人の呼吸に伴う 3 次元形状変化量の測定と表示	46
3.8 就寝者の呼吸運動測定と覚醒時の肺機能測定について	55
3.9 呼吸数及び呼吸運動の振幅の解析方法	57
3.10 睡眠時無呼吸症候群の解析方法	58
3.11 1 秒量・1 秒率の解析	61
3.12 胸部および腹部の位相差に基づく COPD の解析方法	62
3.13 本章のまとめ	63
第 4 章 実験及び考察	65
4.1 実験環境	66
4.2 実験概要	68
4.3 スパイロメータとの比較実験	70
4.4 測定範囲の領域分割処理の実験	76
4.5 COPD 判定実験	79
4.6 COPD の判定時間について	86

目次

4.7 1 カメラ FG 呼吸モニタと 2 カメラ FG 呼吸モニタの相違について.....	87
4.8 頭側に Respiration Camera を設置する理由	89
4.9 Respiration Camera の位置の最適化.....	90
4.10 レーザーレンジファインダ等による距離測定機器との併用について.....	90
4.11 1 台のカメラのみを設置して身体概形と呼吸運動の同時測定について.....	91
第 5 章 結論	94
5.1 本研究の総括	95
5.2 今後の課題及び将来の展望.....	96
謝辞.....	97
参考文献	98
業績リスト.....	102

第 1 章 序論

本章では人の呼吸測定装置についての現状及び研究動向について述べ、本研究の目的を明確にする。また、呼吸障害に関する簡単な説明をし、本論文の構成を述べる。

1.1 本研究の背景

呼吸とは、空気中の酸素を肺に取り込み、二酸化炭素を放出することである。肺への空気の流入及び流出は、肺を囲む筋肉の動作に基づいて行われる。人の呼吸は、体温や心臓の動きなどといった生命兆候（バイタルサイン）として、医療機関における救急管理に用いられてきた[4][5]。すなわち、人の体調の良し悪しは、その呼吸運動の状態により判定することが可能である。また呼吸運動の異常は、体調の悪化を招くことがある。すなわち、人の呼吸状態を測定することは、人の健康状態を把握する上で有用であり、より自然な呼吸状態からの診断を行うために、非接触無侵襲による測定が望まれていた。

また、睡眠は人のみならず、生物の普遍的な活動の一つである。人の睡眠時間には個人差があるが[46]～[48]、一般的には、人の睡眠は1日のうち7時間強である。すなわち、1日の3分の1程度が睡眠に費やされる。

そのため、人間の睡眠についての研究が盛んに行われている。例えば1968年には、成人の睡眠分類は、脳波・目電図・筋電図などの検査に基づいて分類するための、国際基準[1]が発表されている。これによると、人間の睡眠は、脳波活動は浅い睡眠状態を示すレム睡眠や、レム睡眠に比べて深い睡眠であるノンレム睡眠について、それぞれ段階を定めて規定している。なお、レム睡眠については、浅い睡眠状態にもかかわらず、刺激によって容易に覚醒しない状態であることが研究により明らかとなっている[2][3]。通常、人間は睡眠状態の時に、レム睡眠とノンレム睡眠の状態を繰り返している。呼吸は、レム睡眠及びノンレム睡眠のどちらであっても行われる。

睡眠中の呼吸障害は、他の症状を誘発する可能性があることが知られている。1990年、米国睡眠障害連合会により作成され睡眠障害の国際的診断分類が発表されている[6]。例えば、後述する睡眠時無呼吸症候群では、睡眠中に十分な休息がとれないことから、日中傾眠や集中力の低下を招くことが知られている。これらの睡眠時の呼吸障害は、睡眠の分断や浅眠をもたらすため、特に60歳以上の高齢者に見られる睡眠障害とされている[7][8][9]。さらに睡眠障害は、心不全や心筋梗塞の原因にもなることが示唆されている。さらに近年では、乳児突然死症候群(SIDS)が睡眠中の呼吸不全により引き起こされる可能性が示唆されている[57]～[59]。

睡眠障害は、発症している人のみならず他の人間を巻き込んだ事故を引き起こすこともあり、先進国の共通した社会的問題となっている[10]。睡眠障害を原因とする有名な事故例としては、1986年のアメリカにおいてスペースシャトルチャレンジャー号が爆発した事故や、1986年のソ連において原子炉が爆発したチェルノブイリ原発事故、1979年のアメリカのスリーマイル島において原子力発電所の放射能漏れ事故、1989年にアラスカ沖においてタンカーのエクソンバルディーズ号が座礁した事故などがある。さらに、睡眠障害のうちでも睡眠時無呼吸症候群を原因とする事故として、1995年にアラスカ沖において客船スタープリンセス号が座礁した事故や、2003年に日本に

において山陽新幹線ひかり 126 号の運転手が時速 270km で走行中に居眠り運転を行った事故がある。

ここで、前述の睡眠時無呼吸症候群について説明する。

元来、睡眠時に周期的な換気停止を繰り返し、昼間に過眠を示す代表的な疾患は、ピクウィック症候群[18][49][51]であった。その後、肥満を伴わない過眠の症例の中にも睡眠時無呼吸を呈する症状が認められ、“Hypersomnia with periodic breathing 周期性呼吸を伴う傾眠症”[52][53]という概念が提起され、睡眠時無呼吸症候群は、1976 年に提唱された[11]。

睡眠時無呼吸症候群(SAS :Sleep Apnea Syndrome) とは睡眠中に頻繁に呼吸が止まる疾患の事であり、一晚(7 時間)の睡眠中に無呼吸が 30 回以上、または睡眠 1 時間あたりの無呼吸が 5 回以上のものと定義されている。ここで、無呼吸とは 10 秒以上の気流の停止[56]である。日本における睡眠時無呼吸症候群の有病率は、人口の約 1%の 120 万人と言われている。睡眠時無呼吸症候群は以下の 3 種類[55]に分類される。

・ 閉塞型睡眠時無呼吸症候群 (Obstructive Sleep Apnea Syndrome:OSAS)

閉塞型睡眠時無呼吸症候群は、上気道の閉塞により鼻腔口腔気流が停止している状態である。このとき、口鼻からは空気の出し入れが無いが、呼吸努力が認められる。しかしながら、この場合には胸部と腹部の呼吸運動が反転する様子が見られる。

閉塞型睡眠時無呼吸症候群は、動脈血酸素飽和度の低下を伴い、反復して起きる症候群である。過眠や不眠とともに、いびきを主症状とすることが知られている[12]。睡眠時無呼吸症候群患者の 95%は、閉塞性であると言われている。睡眠が傷害されると共に、反復する無呼吸により、低酸素血症などを引き起こす。これを原因として、肥満、脳血管障害、不整脈、呼吸不全、高血圧といった合併症を有している場合が多く、ひいては突然死の原因となりうると考えられている[13][14][15]。また、知的能力の障害や正確の変化、行動の異常などを伴う場合もある[16]。なお、日本における OSAS の発現頻度については、さらに高い可能性があり、検討がなされている[17]。

・ 中枢型睡眠時無呼吸症候群 (Central Sleep Apnea Syndrome:CSAS)

中枢型睡眠時無呼吸症候群とは、気流とともに胸腹壁運動、すなわち呼吸運動そのものが停止する無呼吸症候群である。すなわち、呼吸中枢の活動停止により、横隔膜などの呼吸運動が消失した状態である。質性脳障害患者や循環器疾患の際にみられることが多く、閉塞性睡眠時無呼吸症候群に比べ、重篤な合併症が少ないのも特徴である。ここで、いびきは喉を通過する気流により発生するものであるため、CSAS の場合にはいびきが観察されない場合が多い。

・ 混合型睡眠時無呼吸症候群 (Mixed Sleep Apnea Syndrome)

本研究の背景

混合型睡眠時無呼吸症候群は、中枢型睡眠時無呼吸症候群と、閉塞型無呼吸症候群が混合して発生するものである。混合型睡眠時無呼吸症候群は、Gastant ら[18]によると、中枢型無呼吸の後半に、呼吸運動の振幅が増すが、鼻孔における気流を生じない状態とされている。

次に、閉塞型睡眠時無呼吸症候群および中枢型睡眠時無呼吸運動が発生している場合の、胸部及び腹部の呼吸運動の例を示す。

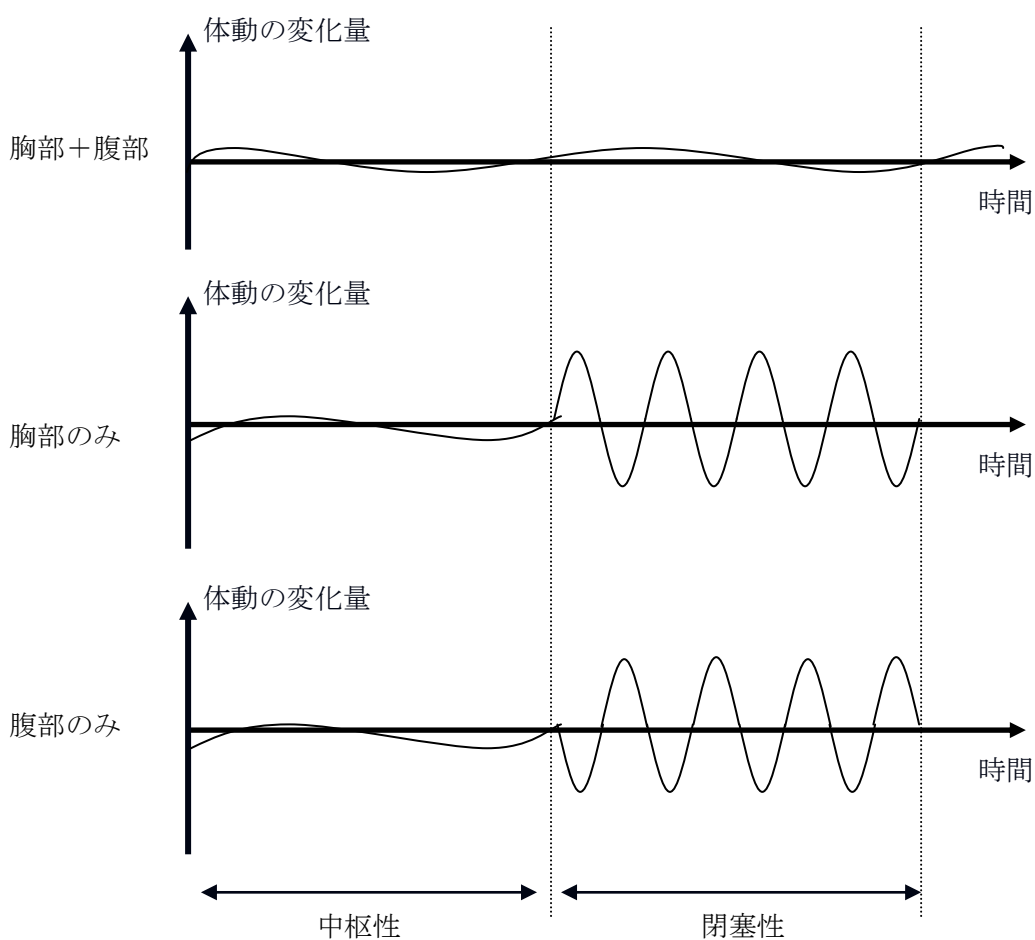


図 1.1 睡眠時無呼吸症候群における体動の比較

さらに睡眠障害の診断以外であっても、呼吸の測定は行われる。特に肺に関する病気

や、手術後の経過を観察するために呼吸状態を測定する機会が多い。特に近年では、慢性閉塞性肺疾患（COPD: Chronic Obstructive Pulmonary Disease）が問題となっている。厚生労働省の統計によると、日本国内における 2008 年の COPD による死者数は 15000 人を超え、死亡原因の第 10 位となっている。なお、推定患者数は 530 万人とされており、治療を受けている患者数は、5%以下である 21 万人であるとされている。COPD は新しい病名であり、これまでに心不全や肺炎で亡くなった人のなかには実際は COPD であった人が含まれていると考えられており、COPD の死因順位は、この先さらに上がっていくものと思われる。

ここで COPD とは、特に喫煙により肺に慢性炎症が生じるものであり、慢性気管支炎、肺気腫、又は両者の併発によりひきおこされる閉塞性換気障害を特徴とする呼吸器障害性疾患である。典型的には COPD の患者は、呼吸運動において、胸部と腹部の運動に位相のずれを生じる。また一般的には、COPD の患者は息が吐きづらくなる症状を有する[19]。これは、空気の通り道となる気管支や、酸素と二酸化炭素の交換を行う肺胞に慢性の炎症を起こすためである。

気管支に炎症が起きると、気管支の粘膜が厚くなるために内側のスペースが狭くなり空気の出し入れがしづらい状態となる。また、健康的な肺胞は弾力性に富むために自然に縮むことができるので、空気を吐き出すことができる場所、肺胞に慢性的な炎症が起きると肺胞の壁が壊れていくつもの肺胞がつながり、大きく広がった状態となる。この場合、肺胞に弾力性が無くなって縮みにくくなるため、空気を十分に吐き出すことが出来なくなる。そのため、酸素の少ない空気がいつまでも肺胞内に残り、新鮮な空気を吸い込むことができなくなる症状を呈する。

被験者が COPD であるか否かは、1 秒率が 70%未満であるか否かによって定まる[61]。一般的な病院の検査において、気管支を広げる薬（気管支拡張薬）を用いてから、後に説明するスパイロメータを用いた呼吸機能検査（スパイロメトリー）により検査を行う。さらに、COPD の重症度（病期）は、1 秒量（FEV₁）によって決められる。いわゆる強制呼気により最初の 1 秒間によって吐き出せる空気の量（1 秒量）は、性別や年齢、体格によって違いがあり、健康な人の 1 秒量（予想 1 秒量）は、慎重や年齢を組み込んだ式（表 1.1、表 1.2）によって求める。

表 1.1 健康な日本人男性の 1 秒量（予測 1 秒量）の計算式

FVC(L):努力性肺活量	$0.042 \times \text{身長 (cm)} - 0.024 \times \text{年齢} - 1.785$
FEV ₁ (L):1 秒量	$0.036 \times \text{身長 (cm)} - 0.028 \times \text{年齢} - 1.178$

表 1.2 健康な日本人女性の 1 秒量（予測 1 秒量）の計算式

FVC(L):努力性肺活量	$0.031 \times \text{身長 (cm)} - 0.019 \times \text{年齢} - 1.105$
FEV ₁ (L):1 秒量	$0.022 \times \text{身長 (cm)} - 0.022 \times \text{年齢} - 0.005$

1.2 本論文の目的

患者の1秒量と、上記の表から計算した健康な人の1秒量とを比較して、80%以上であれば1期の軽症、50%以上80%未満であれば2期の中等症、30%以上50%未満であれば3期の重症、30%未満であれば、4期の最重症であると分類される。分類表については表1.3に示す。

表 1.3 COPD の病期分類

病期	特徴	
軽症	1 秒率が 70%未満	1 秒量が予測の 1 秒量の 80%以上
中等症	1 秒率が 70%未満	1 秒量が予測の 1 秒量の 50%以上 80%未満
重症	1 秒率が 70%未満	1 秒量が予測の 1 秒量の 30%以上 50%未満
最重症	1 秒率が 70%未満	1 秒量が予測の 1 秒量の 30%未満

なお、COPD には病型として、気腫型 COPD と非気腫型 COPD が存在する。すなわち、COPD には、気道が狭くなっている症状を呈している場合であっても、主に肺泡領域に障害を生じている気腫型 COPD と、気道や機関紙に障害を生じている非気腫型 COPD とを分類するものである。また、COPD 患者には気腫型 COPD と非気腫型 COPD の両方を生じている場合もある。

1.2 本論文の目的

本論文は、非接触で詳細に呼吸運動を測定する装置を開発し、測定した呼吸運動波形を解析することにより医療に応用することを目的とするものである。

近年、人の呼吸状態の異常は、体調の異変を知る指針の一つになるものと注目されている。より具体的には、睡眠中の呼吸の異常は他の病気により引き起こされている場合があり、病気の早期発見につながる。また、睡眠中の呼吸異常により睡眠障害が引き起こされることで、重大事故の原因となる場合もある。睡眠中の呼吸状態の検査には、被験者が普段睡眠をとる環境と同等の環境下で測定することが望ましい。したがって、非接触かつ無侵襲の呼吸測定装置が求められていた。さらに、被験者が覚醒状態の場合に肺機能の検査を行う場合であっても、より自然な呼吸状態を測定したいという要望があり、非接触かつ無侵襲の呼吸測定装置が求められていた。

したがって本論文では、赤外光を照射する FG 輝点投影機と、CCD カメラからなる FG 視覚センサにより、非接触かつ無侵襲の呼吸測定を行う手法について述べる。特に本論文

では、CCD カメラを 2 台使い、この 2 台の CCD カメラの基線長がそれぞれ異なるように配置されることで、被験者の身体概形と呼吸運動とを同時に取得し、画面上に表示した身体概形上に、呼吸運動情報を表示することを目的とする。これにより、被験者の呼吸により運動する部位の同定が容易となり、被験者が異常な呼吸状態である場合に、すぐに検知することができると考えられる。

また本論文では、身体概形情報を用いることにより、CCD1 台のみを用いる FG 視覚センサでは推定することしかできなかった呼吸による体積変動量を、定量的に算出することを目的とする。呼吸による定量的な体積変動量が変わることは、肺機能検査において重要であると考えられる。

さらに本論文では、胸部と腹部を自動的に分割することによる閉塞型無呼吸および中枢型睡眠時無呼吸の判定や、胸部と腹部の呼吸運動波形のずれに基づいて COPD 患者のスクリーニングを行うことを目的とする。

これにより、被験者の詳細な呼吸の測定を非接触、無拘束で行い、2 カメラ FG センサの精度および医療診断における有効性を検証する。

1.3 本論文の構成

本論文は5章で構成される。

第1章では、睡眠と呼吸について説明し、呼吸測定により健康状態を把握することの重要性について述べた。

第2章では、先行研究について概説する。現在、一般的に使用されているポリソムノグラフなどの接触型の呼吸測定方法と、非接触型の呼吸測定方法に関する研究動向について概説する。また、本論文で用いるFG輝点投影機による、就寝者以外の被験者の測定について説明する。

第3章では、システム概要の説明とFG視覚センサの原理を述べる。また、提案手法の詳細を述べる。提案手法では、2台のCCDカメラで撮影した輝点画像から、各輝点の3次元座標系における変移量を求め、それぞれの情報を対応付けることにより、身体外形と呼吸運動量を同時に算出し、呼吸運動による体積変動量を定量的に導出する。また、算出された身体外形と呼吸運動に基づいて、仮想的に表示された身体上に呼吸運動を表示する。さらに、睡眠時無呼吸症候群（SAS）や慢性閉塞性肺疾患（COPD）のスクリーニングについて説明する。

第3章では、FG視覚センサにより取得した輝点画像から、身体概形を算出し、詳細な呼吸測定を行う方法について述べる。また、睡眠時無呼吸症候群の判別方法について述べる。

第4章では、本手法の有効性を検証するために、実験を行い考察する。まず、本手法により測定された呼吸運動に基づく体積変動量の定量性を確認するため、従来の呼吸測定装置であるスパイロメータとの比較実験による検証を行い、高い相関性があることを確認する。そして、身体上の部位ごとに導出された体積変動量を解析し、SASやCOPDのスクリーニングが可能であることを確認する。

第5章では、本論文の結論を述べ、今後の課題と展望を示す。

第2章 呼吸計測の先行研究

本章では先行研究について概説する。現在、一般的に使用されているポリソムノグラフなどの接触型の呼吸測定方法と、国内外における非接触型の呼吸測定方法に関する研究動向について概説するとともに問題点を述べる。

2.1 医療現場で用いられる測定機器

医療現場において、睡眠障害などに関する呼吸の検査では、被験者の胸部や口鼻にセンサを取り付ける方法が広く利用されている。例えば、肺機能の検査にはスパイロメータが用いられる。睡眠時無呼吸症候群の検査には、パルスオキシメータ、アプノモニター [54]、スリープテスター、終夜睡眠ポリグラフが用いられる [20][21][60]。ここでは、睡眠時無呼吸症候群および COPD の検査において用いられる測定機器を紹介する。

(1) スパイロメータ

スパイロメータとは、流量計・マイクロコンピュータ・プリンター・液晶ディスプレイなどを搭載した本体と、マウスピース、チューブを有する測定装置である。被験者がチューブに息を吐き出すことにより、被験者の呼吸状態計測を行う。スパイロメータは、呼吸機能の診断及び治療の有効性の検証のために用いられる場合が多い。

例えば、被験者は、マウスピースを咥え強制呼気を行う。スパイロメータでは、このときの空気の通り具合を計測し、例えば COPD の症状を呈しているかを判定するための、1 秒量や 1 秒率などの指標を得ることができる。スパイロメータによる計測は、被験者が座った状態で行うのが一般的である。

(2) パルスオキシメータ

被験者の指先にセンサをつけ、簡易的に患者の血中酸素レベルを測定する装置である [22]。この検査では、経皮的酸素飽和度 (SpO_2) を特定することができる。酸素飽和度が低ければ、呼吸によってきちんと酸素が取り込まれていないものと考えられる。血中酸素飽和度は通常 95% 以上であるが、睡眠時無呼吸症候群などにより十分に呼吸ができない場合には、90% 程度にまで低下する。

センサをつけるだけの検査であるため、患者への負担が少なく、歩行中や睡眠中に装着することが可能であり、生活のなかでの酸素不足が起きる様子を簡単に知ることができるという特徴がある。

(3) アプノモニター

口鼻にセンサを取り付けることで、睡眠中の呼吸による空気の流れを測定する。このセンサは、サーミスタ [50] を用いる。これにより、無呼吸が発生する状態を記録することができる。

(4) スリープテスター

パルスオキシメータとアプノモニターの機能に、いびきの音や、胸部の動きを記録する機能を加えたものである。これにより、パルスオキシメータやアプノモニターのみを使用するときよりも詳細に、睡眠中の呼吸状態を記録することができる。

(5) ポリソムノグラフ

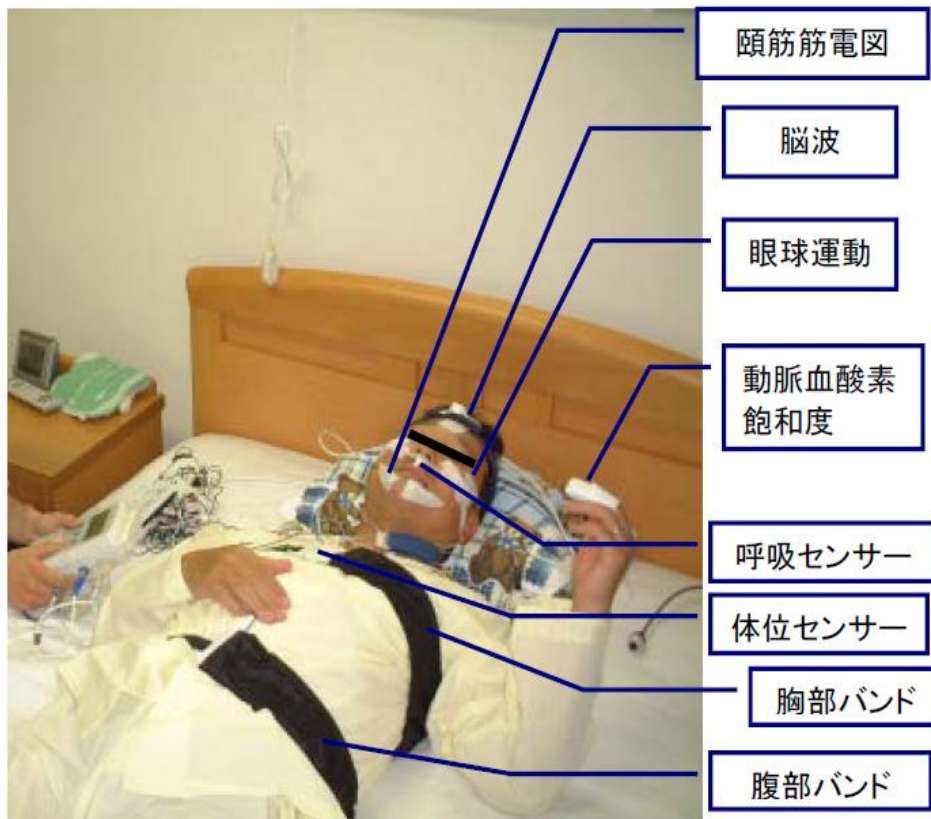
パルスオキシメータやアプノモニター、スリープテスターよりも詳細な検査を行うため

の装置である。ポリソムノグラフでは、呼吸状態と睡眠状態の両方を測定する。

呼吸状態を測定するために、パルスオキシメータと同様に血中酸素飽和度を測定し、アプノモニターと同様に口鼻の気流を測定する。また、マイクロフォンにより気管音を測定し、傾斜度計により体位を測定し、胸部バンドや腹部バンドにより呼吸運動を測定する。

さらに、睡眠状態を測定するために、心電図、脳波、左右の眼球運動、下あごの筋肉の動きを測定する筋電図、下肢心電図によって測定する。より具体的には、心電図を用いて、無呼吸による不整脈や心拍数を測定する。脳波、眼球運動、下あごの筋肉の筋電図に基づいて、睡眠の深さを調べる。下肢心電図によって、周期性四肢運動障害などにより睡眠状態に悪影響を及ぼしている可能性を調べる。これにより、睡眠状態を多角的に調べることができる[23]。この手法による検査では、通常、1～2日の入院を要する。

センサの取り付けにかかる手間や、被験者への拘束感が、検査の実施に際して大きな障害となっている。



参考:国土交通省 HP 睡眠時無呼吸症候群に係る事業用自動車の運転者の健康管理等について[24]

図 2.1 ポリソムノグラフの装着状態

2.2 呼吸測定装置に関する先行研究

これらの装置は、いずれも機器や電極等を人体に接触させて測定を行う装置である。したがって、睡眠を妨げたり、機器を装着することによる違和感により自然な呼吸を行えず測定を正確に行えていない可能性が考えられる。また、長時間の測定を行う場合に、機器が外れてしまう事があり、測定が充分に行えないことがある。そのため近年では、非接触による呼吸診断装置の研究が盛んに行われている。

(6) その他の測定方法

例えば、動脈血ガス分析による COPD の検査方法がある。動脈血ガス分析は、腕や太ももなどの動脈から採血を行い、血液中の酸素や二酸化炭素の量を調べる方法である。COPD が中等症以上に進んでいるときに必要となる検査であり、採血により取得した血液に含まれている気体（ガス）を分析することで、「酸素分圧」「二酸化炭素分圧」「酸素飽和度」がわかり、患者の肺で、酸素と二酸化炭素の交換がどのくらい行われているか、血液のなかへの酸素の取り込み具合について評価を行うことができる。なお、動脈血のなかの酸素が少なくなる低酸素血症や、二酸化炭素が増える高二酸化炭素血症は COPD の重症化のサインである。

しかしながら、動脈血ガス分析では通常の採血とは異なり、静脈ではなく動脈からの採決を行わなければならないことから、検査の前後ではしっかりした止血を行わなければならないという問題もある。

2.2 呼吸測定装置に関する先行研究

国内外において、種々の呼吸測定装置の研究がおこなわれている。これらの呼吸測定装置は、被験者に負担や違和感を与えないようにするものが多い。呼吸測定では、被験者に直接センサ類を接触させて測定を行う接触型の測定装置によるものと、被験者にはセンサ類を一切とりつけずに測定を行う非接触型の測定装置によるものがある。

2.2.1 接触型の呼吸測定装置

接触型の測定装置としては、例えば、圧電センサや、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[25]～[30]。これらの手法は、被験者の心拍や体位を、呼吸数と同時に取得することができる特徴がある。しかしながら、センサが体表に触れている必要があり、就寝者の測定を行う場合には、その体位などによって十分な精度が得られない場合があると考えられる。

2.2.2 非接触型の呼吸測定装置

西田ら[31]が提案する方法では、腹部及び胸部の画像を 2 台の CCD カメラを撮影し、それぞれの CCD カメラで撮影された画像についてのオブティカルフローを計算すること

により、腹部及び胸部における呼吸運動を算出する。この方法では、人体モデル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が判明している。また、胸部と腹部の運動状態から、閉塞型無呼吸症候群を判定する方法が示唆されている。しかしながらこの方法では、2 台の CCD カメラを固定して設置するため、被験者が寝返りなどによって体位を変更した場合に、胸部と腹部の位置がずれ、腹部と胸部の呼吸運動を測定できなくなる可能性があるものと考えられる。

中井ら[32]が提案する方法では、動画像についてフレーム間の差分を算出することにより、呼吸波形を求め、呼吸タイミングを計測している。この手法によれば、被験者の姿勢や位置の変動に対してロバストの呼吸モニタリングを実現しているが、掛け布団の形状などにより、呼吸測定の精度に影響が出やすいものと考えられる。

2.3 COPD の特殊な検査方法

COPD の主な症状は、患者が運動を行った際の息切れなどである。そのため、歩行などの運動をしたときに起きる症状を調べるため、運動負荷試験という検査方法を行う場合がある。また、呼吸を行うための筋力の低下を検査するため、呼吸筋機能検査や睡眠時検査が行われる場合がある。

(1) 運動負荷試験

患者が運動をしたときの呼吸の症状を調べるのが運動負荷試験である。COPD の検査では、例えば「6 分間歩行試験」などが行われる。これは、患者に看護師などが付き添いながらいっしょに平地を歩き、制限時間のなかでどれぐらいの距離を歩くことができたかに加え、歩行中の息苦しきから判定を行う。運動負荷試験を行う際には、例えば前述のパルスオキシメータを装着して SpO₂ 及び脈拍数を測定する。運動負荷試験は、COPD の判定のほか、COPD の治療の効果を見るときにも用いられる。

(2) 呼吸筋機能検査

吸気の際に最も働く筋肉は横隔膜である。健康な人間は呼吸筋が疲れることはないが、COPD 患者の場合には肺に吐き出しきれない空気が残って膨らんでいる状態になるため、呼吸筋の収縮力が弱ってしまう。したがって、呼吸筋の状態を調べる検査を行う場合がある。

(3) 睡眠時検査

COPD 患者の中には、夜間になると呼吸の調節や呼吸筋の収縮がうまくできなくなるため、低酸素状態になる場合がある。したがって、上述のパルスオキシメータを用いて、睡眠中の患者の状態を調べる検査が行われる場合がある。

2.4 FG 呼吸モニタの従来研究

また非接触による人体の測定の研究として、ファイバースケイティング（以下、「FG」と省略）視覚センサを用いて、非接触で 3 次元形状の測定を行う研究が行われてきた [33][34]。ここで、FG 視覚センサを用いた測定研究とは、混み合った状態での人数計測 [35]、侵入者の検知 [36]、顔認証システム [37]、車内におけるドライバの顔方向の検出 [38]、トイレ内の監視 [39]、浴室内の監視 [40]、嚥下摂食障害の測定 [41] などがある。

FG 視覚センサによる 3 次元形状の測定では、その基線長を調節することにより、胸部および腹部の呼吸運動測定が行うだけの精度があることが判明している。したがって、睡眠中の被験者の呼吸運動を測定するための研究がなされてきた [42][43][44][62]。さらに近年では、乳幼児の呼吸が停止することにより死亡する、乳幼児突然死症候群(SIDS)に対応するため、乳幼児用の呼吸運動の監視システムの開発も行なわれている [45]。

従来の FG 視覚センサによる呼吸測定システムは、1 台の輝点投影機と、1 台の CCD カメラと、これらの機器をベッドの位置に対して定位置となるように支持するフレームと、情報処理用の処理装置により構成されている。ここで呼吸測定システムは、CCD カメラを 1 台のみ使用していることから、1 カメラ FG 呼吸モニタとする。

ここで、1 カメラ FG 呼吸モニタについて簡単に説明する。詳細な説明は、本稿の 2 カメラ FG 呼吸モニタの説明の箇所で行う。

輝点投影機は、ベッドの上方（天井方向）において、ベッド上面に輝点を投影するよう、下向きに設置されている。輝点投影機は、ベッドの上面側に輝点を投影する。典型的には、ベッドの上面の全体に輝点が投影される状態となる。ベッド上に投影される輝点の個数は、約 700～800 個である。

CCD カメラは輝点投影機と同様に、ベッドの上部において、下向きに設置されている。ここで、CCD カメラと輝点投影機とは、水平方向に約 1m 程度離れた位置に設置されている。CCD カメラは特に、被験者がベッドに寝た場合に、被験者の胸部および腹部が撮影できるよう設置されており、投影された輝点の画像（輝点投影画像）を取得する。より具体的には、輝点投影画像が CCD カメラのレンズを介して、イメージプレーン上に投影される。CCD カメラで撮影された輝点投影画像は、処理装置に出力される。例えば、CCD カメラでは、1 秒間に 4 フレーム～8 フレームの撮影が実行され、処理装置に出力される。

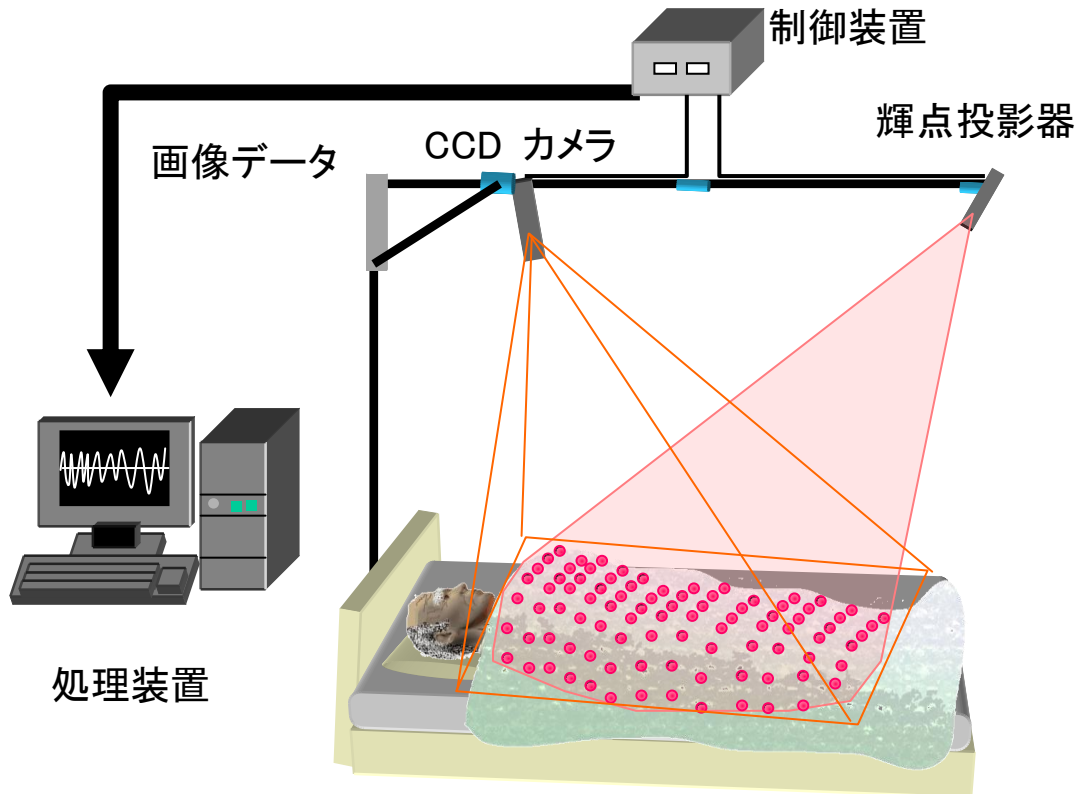


図 2.3 1 カメラ FG による就寝者呼吸監視装置の概略図

例えば輝点投影画像において、吸気の場合に胸腹部の輝点が左方向に移動する場合には、呼気において右方向に移動する様子が見られる。処理装置は、1 フレーム間の各輝点の移動量を累積することで、呼吸運動波形を生成することができる。

この 1 カメラ FG 呼吸モニタにより測定された胸郭部の動きと、換気量が対応していることが、スパイロメータ等を用いた実験により示唆されている。

ここで、1 カメラ FG 呼吸モニタで測定される呼吸パターンの例を挙げる。人は呼吸により空気を体内に取り込み、体内でガス交換をして、体外に空気を排出することを繰り返している。呼吸異常の種類として、頻呼吸、徐呼吸、過呼吸、減呼吸、多呼吸、少呼吸といったものの他に、周期性の呼吸異常であるチェンストークス呼吸やビオー呼吸等が挙げられる。

正常時の呼吸波形では図 2.4(a)に示すように周期的なカーブを描くが、例として、チェンストークス呼吸では図 2.4(b)に示すような呼吸波形となり、またビオー呼吸では図 2.4(c)に示すような呼吸波形となる。

図 2.5 は、1 カメラ FG 呼吸モニタを用いた測定画面の例である。画面左上は、取得さ

2.4 FG 呼吸モニタの従来研究

れた輝点の位置と、その輝点が前フレームからどのように移動したかを色付けにより表現している。青色系に色づけられた輝点の箇所は、吸気運動などにより、輝点がベッド上において上方向、すなわち取得された画面の右方向に移動した部分である。赤色系に色づけられた輝点の箇所は、呼気運動などにより、輝点がベッド上において下方向、すなわち取得された画面の左方向に移動した部分である。

1 カメラ FG 呼吸モニタでは、図 2.5 でわかるように、輝点の位置がわかるものの、その輝点が身体の中のどの位置であるかが分からないという問題がある。例えば、図 2.5 は画面左側を頭側として就寝者が眠っている場面であるが、測定画面をみるだけで被験者がどの場所でどのような姿勢をとっているかは判らない。したがって、被験者の呼吸運動が身体上のどの部位で行われているかが分からないという問題がある。

また、FG 視覚センサは、

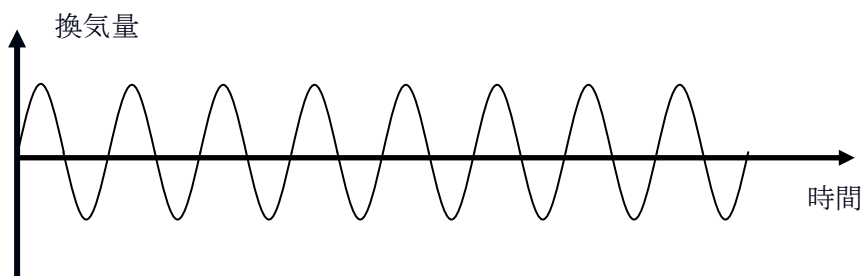
$$Z = \frac{h^2 \delta}{dl + h\delta} \quad (2.1)$$

$$X = \frac{x + \delta}{l} (h - Z) \quad (2.2)$$

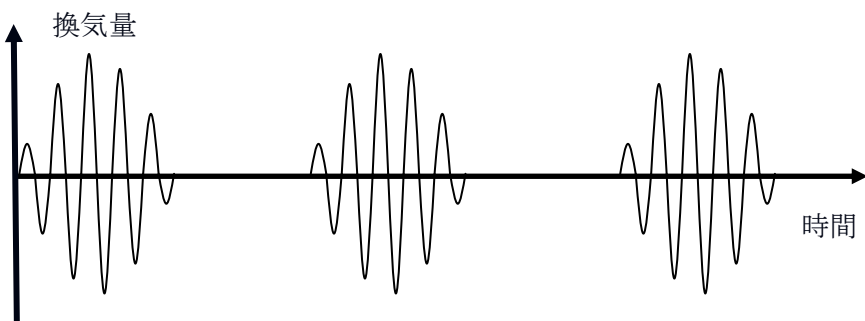
$$Y = \frac{y}{l} (h - Z) \quad (2.3)$$

の式に基づいて、3次元座標を求めるものである。ここで、 h は対向平面から CCD カメラのレンズまでの距離であるが、1 カメラ FG 呼吸モニタでは、CCD カメラから被験者に当たった各輝点までの距離が未知であり、式(2.1)の Z を算出することができない。すなわち、1 カメラ FG 呼吸モニタでは、上記の式を用いて、呼吸運動による定量的な体積変動量を求めることが出来なかった。この点については、後に詳述する。

(a) 正常時の呼吸



(b) チェーンストークス呼吸



(c) ビオー呼吸

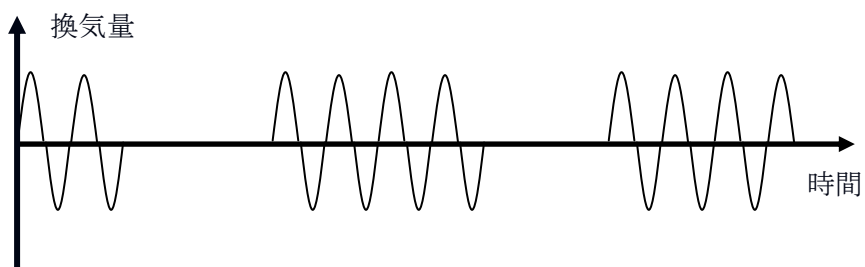


図 2.4 呼吸波形の比較

2.5 本章のまとめ

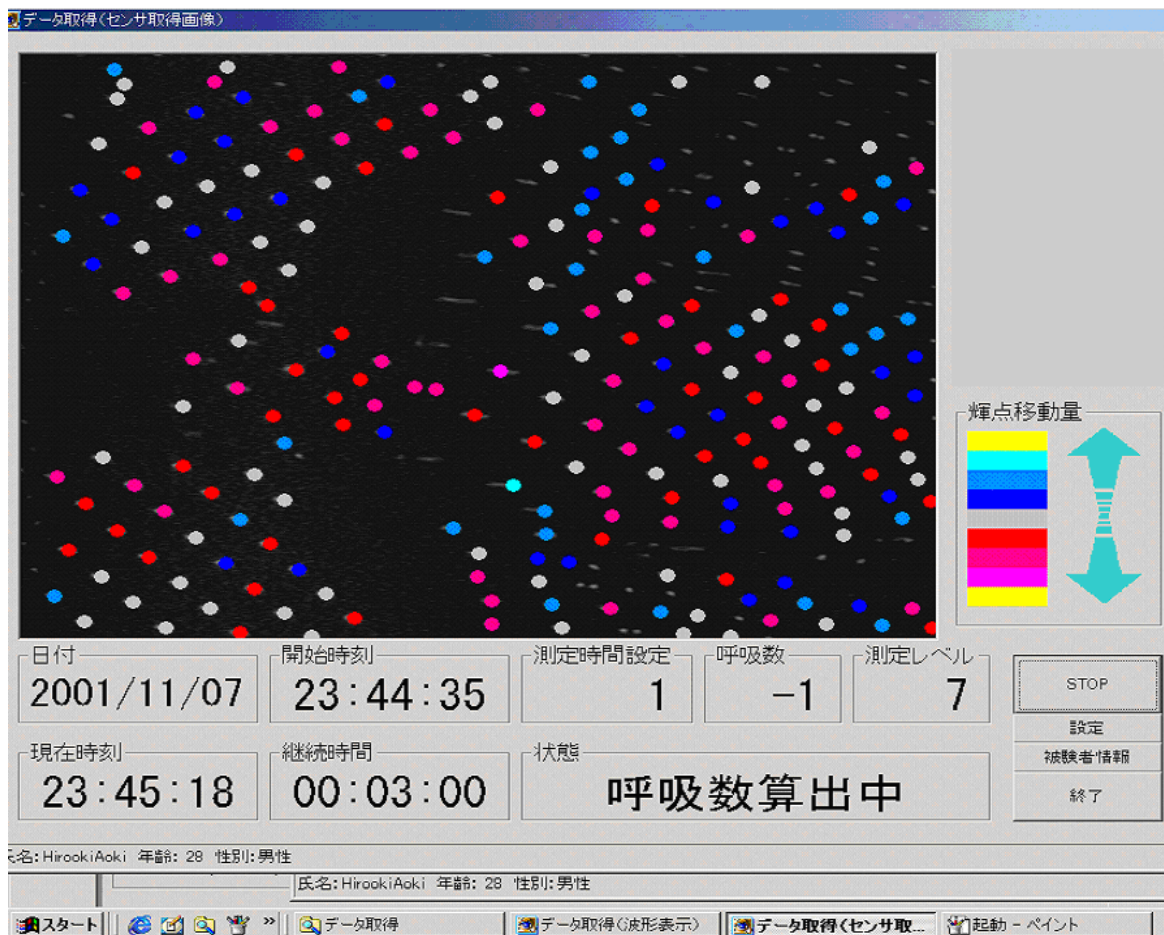


図 2.5 1 カメラ FG 呼吸モニタの測定画面例

2.5 本章のまとめ

本章では、従来技術と先行研究について述べた。

はじめに、現在、医療機関で一般的に使用されているスパイロメータ、アプノモニター、パルスオキシメータ、スリープテスター、ポリソムノグラフについて説明し、これらの機器が接触型の装置であること、及びその問題点について述べた。

次に、被験者に違和感を与えることなく測定を行う先行研究について述べた。先行研究では、接触型の装置と、非接触型の装置があることを説明した。接触型の装置については、被験者の体勢などにより、精度に影響がある可能性について述べた。非接触型の装置についても、被験者の体勢や、測定環境により、その測定精度に影響がある可能性について述べた。

また、従来行われているファイバースコーピング (FG) 視覚センサを用いて行ってい

る、様々な研究について紹介した。

さらに、1つの CCD カメラと1つの FG プロジェクターにより構成されている、1カメラ FG 視覚センサを用いて行う就寝者の呼吸測定について述べた。

第3章 提案システムと計測手法

本章では、システム概要の説明と FG 視覚センサの原理を述べる。また、提案手法の詳細を述べる。提案手法では、2 台の CCD カメラで撮影した輝点画像から、各輝点の 3 次元座標系における変位量を求め、2 台の CCD カメラで取得した輝点情報を対応付けることにより、身体外形と呼吸運動量を同時に算出し、呼吸運動による体積変動量を定量的に求める。また、算出された身体外形と呼吸運動に基づいて、仮想的に表示された身体上に呼吸運動を表示する。さらに、睡眠時無呼吸症候群 (SAS) や慢性閉塞性肺疾患 (COPD) のスクリーニングについて説明する。

3.1 2 カメラ FG 呼吸モニタの概要

本システムの構成例を図 3.1 に示す。以下、この図を用いて構成を説明する。本システムは、輝点投影機、2 台の CCD カメラ、支持部、制御回路、処理装置により構成されている。このシステムは 2 台の CCD カメラを用いていることから、以下、2 カメラ FG 呼吸モニタと呼ぶ。

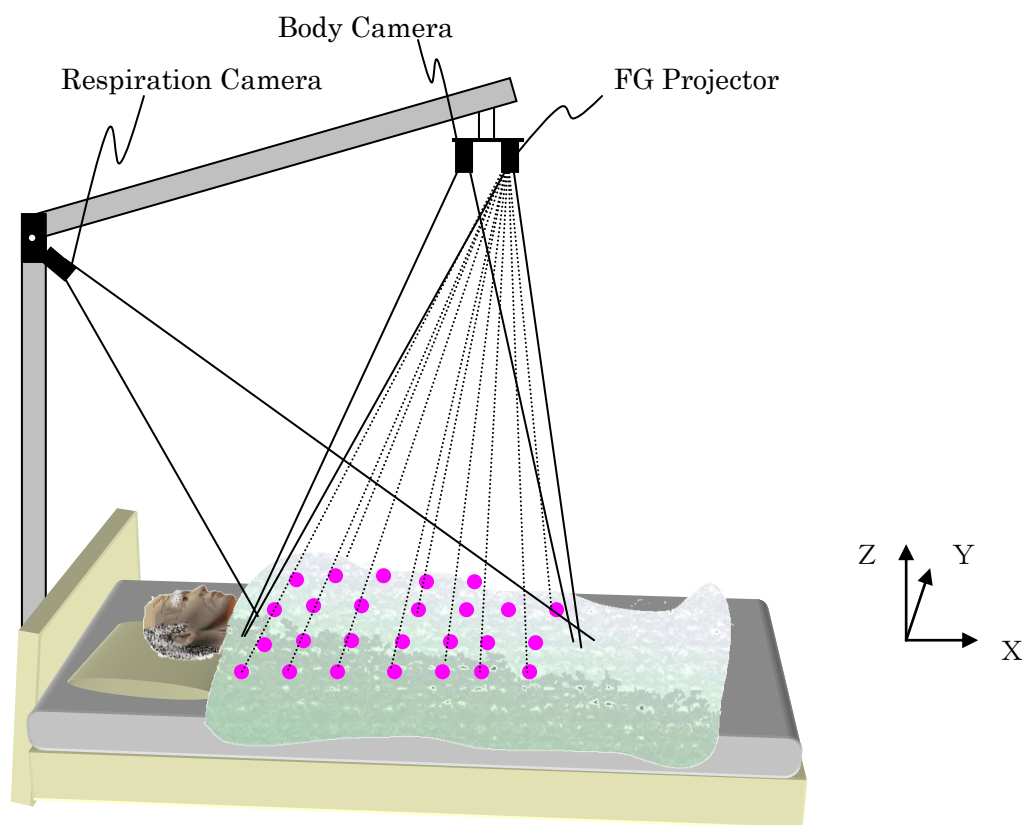


図 3.1 本システムの構成

3.1.2 カメラ FG 呼吸モニタの概要

3.1.1 輝点投影機について

輝点投影機はベッドの真上に設置される。また輝点投影機は、ベッドに向かって輝点を投影するよう下向きに設置される。ここで輝点投影機は、被験者がベッド上に横たわった状態において、被験者の胸部または腹部の真上となる位置に設置する。例えば、被験者がいないベッド上面から輝点投影機までの距離を 1760mm とする。輝点投影機の光軸方向は、ベッド面に対して垂直になるように設置する。輝点投影機は有線で制御回路に接続しており、制御回路からの入力された制御信号に基づいて、輝点を投影する。輝点投影機から投影される輝点は赤外光であり、被験者からは不可視である。例えば輝点投影機は、波長は 810nm のものを使用し、制御装置による制御に基づいて、一定のパルス幅で光を照射する。なお、輝点の強度は JIS 規格のレベル 1 に相当に抑えられており、輝点 1 点あたりのパワーは約 1 μ W 程度となる。そのため終夜実験のような長時間の測定を行う際にも問題とならない。

3.1.2 Body Camera について

一方の CCD カメラは、輝点投影機から水平方向に、60mm 離れた位置に設置する。すなわち基線長を 60mm とする。典型的にはこの CCD カメラは、ベッドに被験者が横たわっている状態において、輝点投影機から水平方向に、被験者の頭側の位置に設置する。したがって、輝点投影機がベッド上面から 1760mm に設置されている場合には、この CCD カメラも 1760mm の高さに設置する。以後この CCD カメラを Body Camera とする。Body Camera は輝点投影機と同様に、光軸方向がベッド面に対して垂直になるように設置する。Body Camera は、赤外光を透過するバンドパスフィルタを備え、制御装置による制御に基づき輝点投影機の投影のタイミングと同期して、輝点投影機が投影した輝点を撮影する。ここで Body Camera が撮影した画像を、輝点投影画像 1 とする。Body Camera が撮影した輝点投影画像 1 は、制御回路を介して処理装置に出力される。Body Camera で撮影された輝点投影画像 1 を、処理装置に表示した状態を図 3.2 に示す。Body Camera のレンズの焦点距離は 12mm である。また Body Camera による撮影の最大速度は、20 フレーム/sec である。対向平面であるベッドに対して、真上から投影された輝点群を、そのすぐ近くからほぼ直角に見下ろすように撮影した状態であるため、非常に規則正しく輝点が撮影されている様子が判る。

Body Camera により取得された輝点投影画像 1 では、ベッド上に人が入ることによって、輝点が画面右方向に移動する様子が見られる。例えば、30cm 程度の厚みである被験者が測定領域に入った場合には、被験者に当たっている輝点は、画面右方向に 10~15pixel 程度移動する。なお、Body Camera により取得された輝点投影画像 1 では、呼吸によってごく微量の輝点の移動が見られるが、1pixel 未満の動きであることが多い。したがって、Body Camera が撮影した輝点投影画像は、ベッド上に横たわる被験者の身体概形を取得するために用いる。

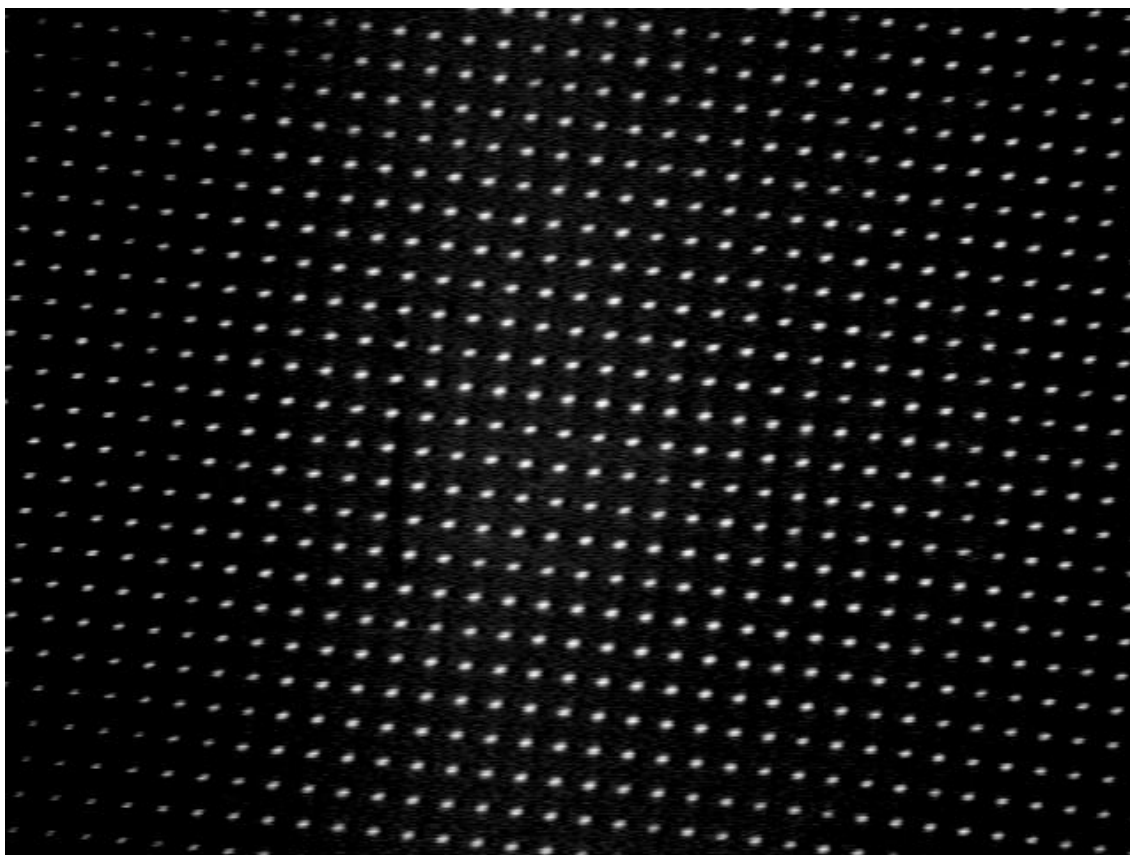


図 3.2 Body Camera で撮影された輝点投影画像

3.1.3 Respiration Camera について

他方の CCD カメラは、基線長を 760mm とする位置に設置する。典型的にはこの CCD カメラは、被験者がベッドに横たわる場合において、ベッドの頭側の端部の直上である。以後、この CCD カメラを Respiration Camera とする。Respiration Camera の光軸は、Body Camera のベッド上の光軸の位置と合うように、ベッド上面に対して斜め方向に向けた状態で設置する。ここで、ベッドに被験者が横たわった場合の頭一足を結ぶ軸を X 軸、左右方向を Y 軸、高さ方向を Z 軸とする (図 3.1 参照)。輝点投影機と Body Camera と Respiration Camera は、X 軸においてすべて一直線上に並んだ状態とする。例えば、Respiration Camera を輝点投影機等と同じ高さに配置する場合には、Respiration Camera を下方向から約 21.7° 足側に向けた状態とする。Respiration Camera 赤外光を透過するバンドパスフィルタを備え、制御装置による制御に基づき輝点投影機の投影のタイミングと同期して、輝点投影機が投影した輝点を撮影する。ここで、Respiration Camera が撮影した画像を、輝点投影画像 2 とする。Respiration Camera が撮影した輝点投影画

3.1.2 カメラ FG 呼吸モニタの概要

像 2 は、制御回路を介して処理装置に出力される。Respiration Camera で撮影された輝点投影画像 2 を、処理装置に表示した状態を図 3.3 に示す。Respiration Camera のレンズの焦点距離は 12mm である。また Respiration Camera による撮影の最大速度は、20 フレーム/sec である。Respiration Camera で撮影した輝点投影画像 2 は、ベッド面に対して斜め方向に撮影されることになるため、輝点画像の左側の輝点の間隔が広がるようになる。なお、図 3.3 における画面左側の輝点の歪みは、枕に輝点があたっている箇所及びシーツの歪みによるものである。

Respiration Camera により取得された輝点投影画像 2 では、ベッド上に人が入ることによって輝点が一定方向に大幅に動く様子が見られる。無人状態のベッド上に、厚さ 30cm 程度の被験者が入った場合には、被験者に当たっている輝点については、20pixel 以上の画面の右側方向への移動が観察される。また、被験者の呼吸により、輝点はある程度の移動が見られる。例えば吸気の場合には画面右方向に 4pixel、呼気の場合には画面左方向に 4pixel といった具合である。したがって、Body Camera が撮影した輝点投影画像 2 は、ベッド上に横たわる被験者の呼吸運動を取得するために用いる。

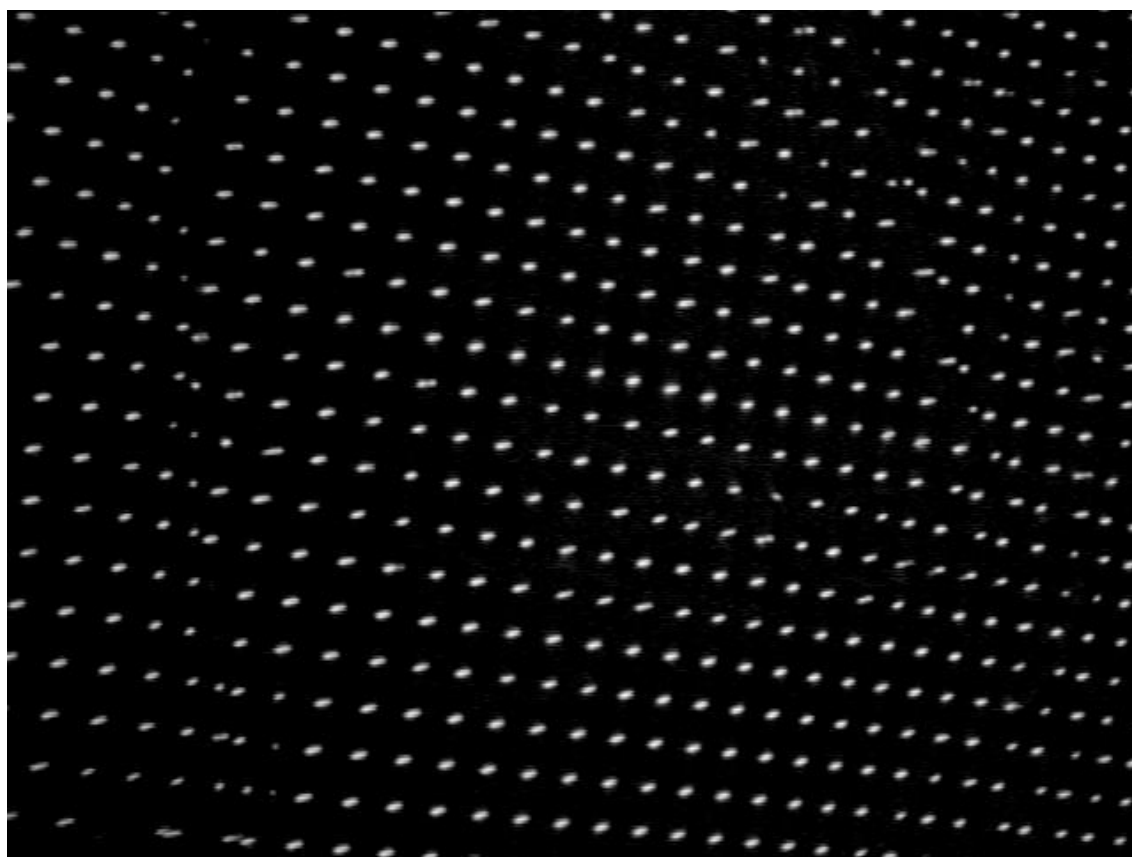


図 3.3 Respiration Camera で撮影された輝点投影画像

3.1.4 支持部について

支持部は、輝点投影機と、2 つの CCD カメラを支持するフレームである。支持部は、基部と、幹部と、腕部により構成されている。

基部は車輪を備える。支持部は、基部の車輪により、支持部ごと輝点投影機等の構成物品を移動させることで、2 カメラ FG 呼吸モニタを容易に移動させることができる。また典型的には、基部に制御回路を設置する。

基部には、幹部が略垂直方向に設けられている。幹部は上下方向に伸縮可能である。Respiration Camera は、幹部の上部に、任意にその向きを変更できる状態で設けられている。幹部を上下方向に伸縮させることにより、Respiration Camera の高さを容易に変更することができる。

幹部の他端には腕部が設けられている。なお、腕部は幹部に対して任意の回転可能であり、固定することができる。また腕部は長手方向に伸縮可能である。腕部の端部には、輝点投影機と Body Camera が、それぞれ任意に向きを変更できる状態で設けられている。したがって使用者は、腕部を任意に調整することにより、輝点投影機と Body Camera の位置を変更することができる。

3.1.5 制御回路について

制御回路は、支持部の基部に設置されている。制御回路は、輝点投影機が輝点を投影するタイミングと、2 つの CCD カメラの撮影のタイミングの同期をとっている。また制御回路は、2 つの CCD カメラで撮影された輝点画像を、処理装置に出力する。

3.1.6 処理装置について

処理装置は、輝点投影画像の処理を行う演算部と、演算過程や演算結果を保存する記憶部、2 つのカメラからの輝点投影画像を入力する I/O ボードと、キーボードやマウス等の入力手段と、ディスプレイ等の映像出力手段と、決まった時間ごとに合図を出すための音出力手段を備えている。典型的にはパーソナルコンピュータ (PC) である。なお、処理装置が備えるものは、上記に限られない。

処理装置は、制御回路を介して 2 つのカメラから入力された輝点投影画像及び輝点投影画像 2 の画像処理を行う。より具体的には、処理装置は I/O ボードを介して、2 つのカメラから出力されたそれぞれの輝点投影画像を同時に入力する。ここで I/O ボードは、株式会社フォトロン製の FDMPCI-2ch を用いることで、同時に 2 つの輝点投影画像を入力して処理を行う。処理装置による輝点投影画像の処理は、C 言語で書かれたプログラムに基づいて行う。輝点投影画像の処理については、後に詳述する。

3.2 呼吸運動測定処理フロー

次に、2カメラ FG 呼吸モニタによる呼吸測定処理フローについて、説明する。図 3.4 に示すように、2カメラ FG 呼吸モニタによる測定処理フローでは、Respiration Camera の処理過程と Body Camera の処理過程が存在し、Body Camera を用いて得られた身体概形情報を、呼吸による体積変動量の計算に利用している。

まず、輝点投影機から投影した輝点を2台の CCD カメラを用いて撮影する。ここで Body Camera により撮影した画像を輝点投影画像 1、Respiration Camera により撮影した画像を輝点投影画像 2 として、制御回路を介して処理装置に出力する。

処理装置は画像処理を行い、輝点投影画像 1 および輝点投影画像 2 のそれぞれから、輝点を抽出する。輝点の抽出は、それぞれの輝点投影画像の輝度値に基づいて行う。

次に、処理装置は、輝点投影画像 1 について基準画像が記憶されているか否かを確認する。基準画像が記憶されていなければ、取得された輝点投影画像 1 を基準画像とし、基準画像の輝点の座標を記憶する。基準画像が記憶されたら、被験者の呼吸運動の測定を開始する。

処理装置は、算出された身体概形と呼吸運動をディスプレイ上に表示するとともに、測定目的にあわせて演算を行う。また、処理装置は、輝点の座標情報に基づいて、身体概形と呼吸運動の量を算出する。

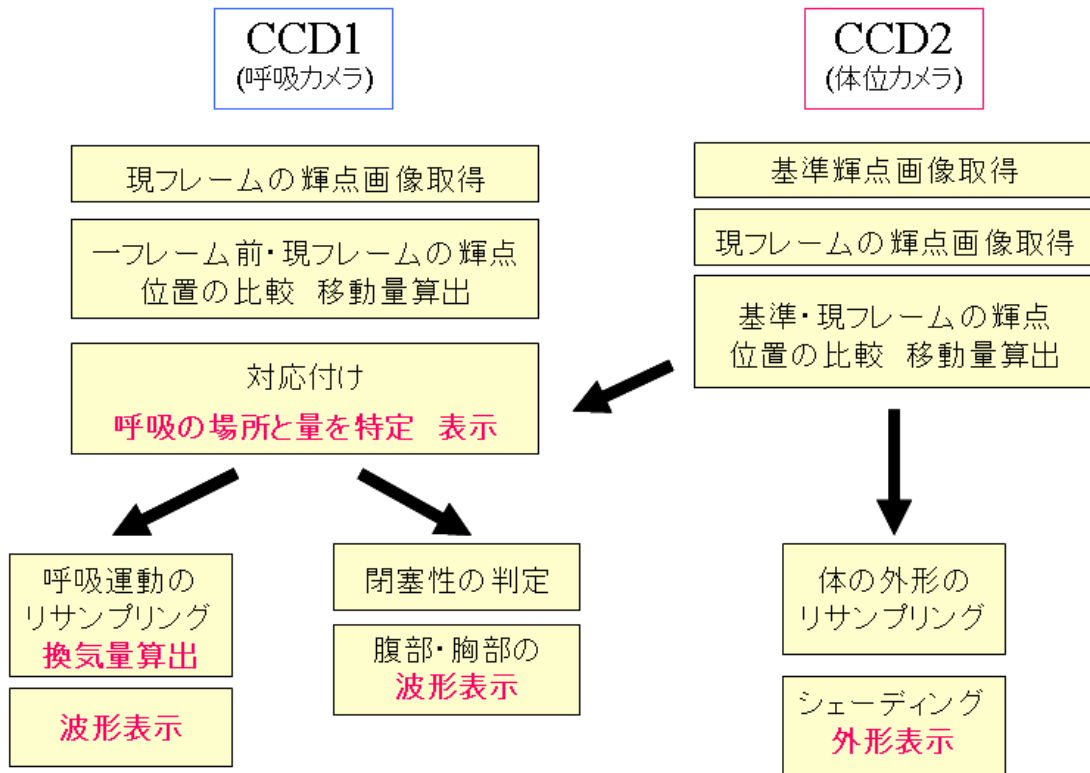


図 3.4 処理の流れ

3.3 FG を用いた輝点投影原理

はじめに、輝点投影機から投影した輝点を 2 台の CCD カメラを用いて撮影する (ST11)。ここで、輝点投影機から輝点を投影する手法について述べる。

輝点投影機は、ファイバースプレッドング (FG) 素子とレーザー発生器を備えている。ファイバースプレッドング素子とは、直径 20 μm 程度の光ファイバーをシート状に並べた、位相分布型の回折格子である。本システムではこれを 2 枚直交した物を使用する。

レーザー光を FG 素子に垂直に入射すると、光ファイバーがそれぞれシンドリカルレンズとして作用し、レーザー光は、図 3.5 に示すように光ファイバーの焦点で集光した後、多数の球面波となって広がる。このとき広がった光は、干渉作用により投影面に一定の間隔で光の強弱が現れる。たとえば FG 素子 1 枚に光を入射させた場合は、光の強弱により対向平面上に明暗の縞模様が観察される。本システムで使用するように、2 枚の FG 素子を直交させた状態で重ねたものに光を入射させた場合には、図 3.5 に示すように、投影面に正方格子状に輝点行列が投影される。

FG の焦点面における光強度 $f(x)$ は定性的に、

3.3 FG を用いた輝点投影原理

$$f(x) = (\text{comb}(x) \times \text{rect}(x)) \otimes g(x) \quad (3.1)$$

である。ここで、 $\text{comb}(x)$ は光ファイバを配列とした櫛形の関数、 $\text{rect}(x)$ は矩形関数、 $g(x)$ は1本の光ファイバーの焦点での光強度、 \otimes は重畳積分を表す。

FGの有効開口を $D=1\text{mm}$ とし、波長が $\lambda=810\text{nm}$ のレーザーを使用した場合、

$$\frac{D^2}{\lambda} = \frac{(1 \times 10^{-3})^2}{810 \times 10^{-9}} \doteq 1.23 \text{ m} \quad (3.2)$$

より遠方からフラウンホーファ回折とみなす事ができ、1.23m以上離れた所にできる回折パターンは、定性的にフーリエ変換光学系で表す事ができる。

これにより投影面に生じる回折パターン $F(X)$ は、投影面での輝点の間隔 $\text{COMB}(X)$ 、一つの輝点の強度分布を $\text{SINC}(X)$ 、輝点すべてについての強度分布を $G(X)$ として、

$$F(X) = (\text{COMB}(X) \otimes \text{SINC}(X)) \times G(X) \quad (3.3)$$

と表す事ができる。

FGには構成が簡単であるため制作が容易であり、回折光の強度分布が高次まで一様であること、微少幅のスリット列とみなす事が出来ること、入射光の殆どが透過するため利用効率が高い事などから、観察領域に輝点マトリクスを投影するための投光素子として、使用しやすいという利点がある。これにより、図3.6のように投影面に輝点が投影される。

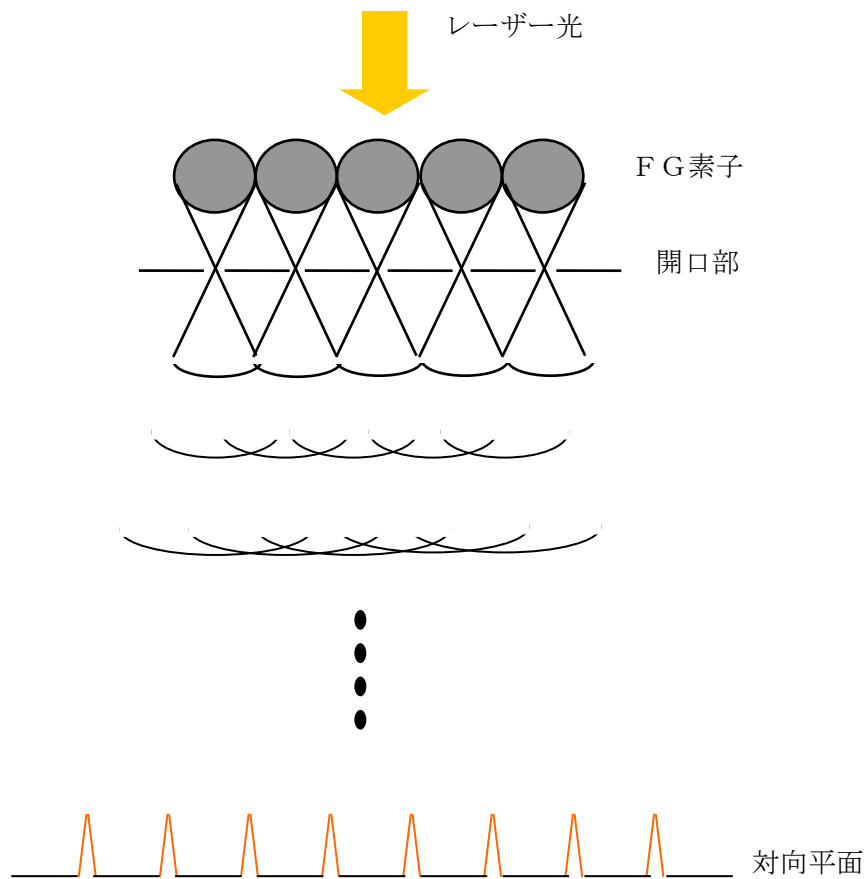


図 3.5 FG 素子にレーザー光を照射することによって生じる輝点パターン

3.4 輝点の抽出

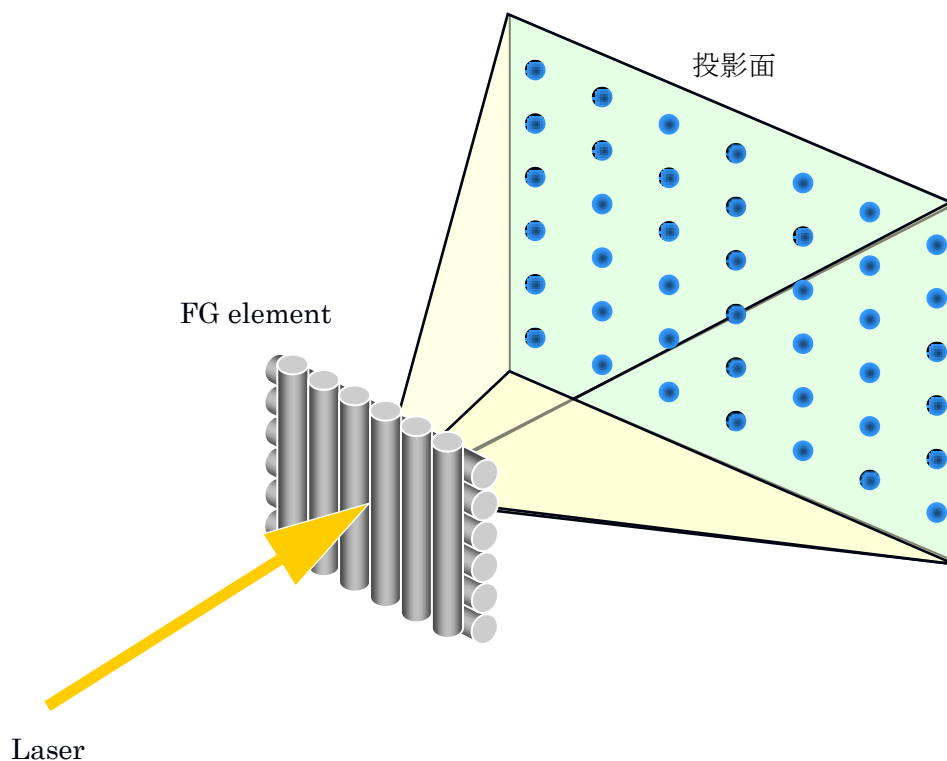


図 3.6 FG によって生成される輝点行列

3.4 輝点の抽出

処理装置では画像処理を行い、輝点投影画像 1 および輝点投影画像 2 のそれぞれから、輝点を抽出する (ST12)。すなわち CCD カメラを用いてベッド上に投影された輝点を撮影し、CCD カメラのイメージプレーン上に映された輝点の座標を求める。ここで輝点の座標として、輝点の重心座標を用いる。各輝点の重心座標の抽出は以下の方法で行う。

まず、輝点投影画像の画面全体の輝度値の累積値を計算する。例えば累積値の 95% 以上の輝度値を持つものを輝点とする閾値処理を行う。より具体的には、累積値の 95% 以上の箇所はその輝度値のままとし、それ以外の箇所の輝度値を 0 とする。なお、照明光として白熱灯を用いるなど、外乱光の影響が強い環境下では、図 3.7 に示すように測定領域を分

割し、それぞれの領域で閾値を設けることにより測定が可能となる。例えば照明光の関係で画面左上端や左下端のなどにおいて輝点の輝度が低くなりがちな場所がある場合であっても、すべての領域で輝点を認識させることができる。

次にラベリング処理を行い、輝度 0 以外の一定個数以上の連結画素があった場合を 1 つの輝点とみなす。ここで連結画素数が多すぎる場合は外乱光の影響が強いものとし、輝点として扱わない。また連結画素数が少なすぎる場合には、ノイズであると判断し輝点として扱わない。

各画素の位置座標を (x, y) 、輝度を $B(x, y)$ としたときの各輝点重心位置は以下の手順により求める。

手順 1. 画像上を走査していき、輝点ごとに x, y の一次モーメントのサンメンション SUM_x および SUM_y と 0 次モーメント SUM_B を、

$$SUM_x = \sum(xB(x, y)) \quad (3.4)$$

$$SUM_y = \sum(yB(x, y)) \quad (3.5)$$

$$SUM_B = \sum B(x, y) \quad (3.6)$$

により求める。

手順 2. 輝点の重心の位置 $g_i(x_i, y_i)$ を

$$x_i = \frac{SUM_x}{SUM_B}, y_i = \frac{SUM_y}{SUM_B} \quad (3.7)$$

より求める。

画像上全ての輝点について、手順 1、2 を行ったら、処理を終了する。

3.4 輝点の抽出

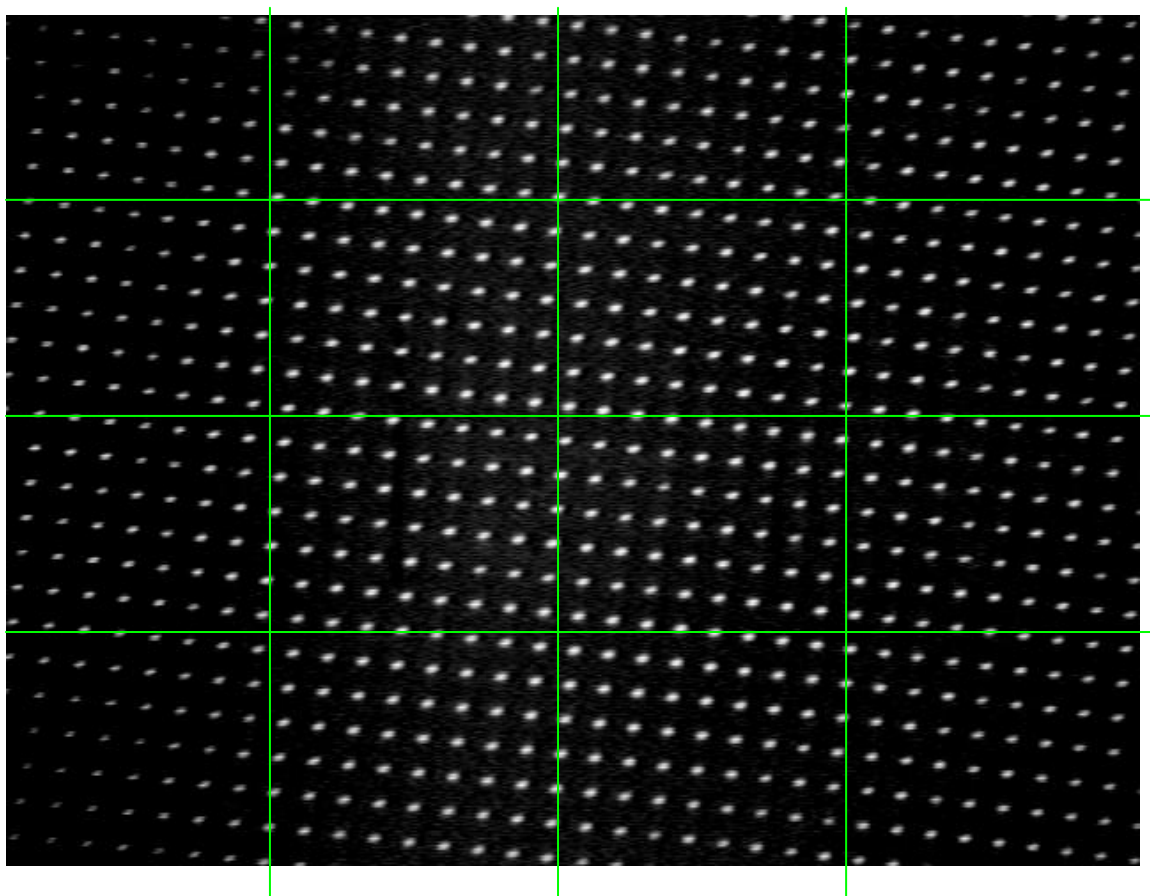


図 3.7 閾値処理における測定範囲の分割

3.5 撮影した輝点画像の対応付けと FG 視覚センサの原理

処理装置は、2 つの輝点投影画像の輝点の対応付けを行う (ST14)。本システムでは、呼吸運動による胸部及び腹部の体積変動量を計測するために 2 つの輝点投影画像の輝点の対応付けが必要となる。

3.5.1 FG 視覚センサの原理

対応付けの必要性を説明するため、まず FG 視覚センサの原理を以下に示す。輝点投影機と CCD カメラから構成される装置を FG 視覚センサと呼ぶ。

図 3.8 に示すように、輝点投影機及び CCD カメラのイメージプレーンを用いた FG 視覚センサの光学配置を、カメラのレンズを原点(0,0,0)として、FG を(0,d,0)、イメージプレーンを(0,0,l)に配置する。

この光学配置において、輝点を照射している中に物体が挿入されると、図中の a_1 および a_2 に示すように、輝点はイメージプレーン上において一定の方向に移動する。イメージプレーン上での輝点の移動量を δ とすると、輝点の 3 次元座標 (X, Y, Z) は次式によって与えられる。

$$Z = \frac{h^2 \delta}{dl + h\delta} \quad (3.8)$$

$$X = \frac{x + \delta}{l} (h - Z) \quad (3.9)$$

$$Y = \frac{y}{l} (h - Z) \quad (3.10)$$

h は対向平面からレンズまでの距離、 d は FG とレンズとの中心距離(基線長)、 l はレンズとイメージプレーンとの距離を示す。 d の値は高さの検出範囲を予め決める事により決定する。FG 視覚センサは空間を粗くサンプリングする事となるため分解能は低下するが、イメージプレーン上における輝点の稼動範囲のみを走査することによって距離データを高速に取得できるため、処理時間の短縮が可能となる。

ここで、Body Camera および Respiration Camera では、 d および l の値は既知である。また Body Camera については、被験者がベッドにいない状態のベッド面を基準とするため h は既知である。しかしながら、Respiration Camera における h の値は、ベッド上の被験者の体格、姿勢などにより変化することとなる。したがって、Body Camera から撮影された輝点投影画像 2 より呼吸運動による胸腹部の上下動の算出には、この h の値を Body Camera で取得した値に基づいて与える必要がある。

3.5 撮影した輝点画像の対応付けと FG 視覚センサの原理

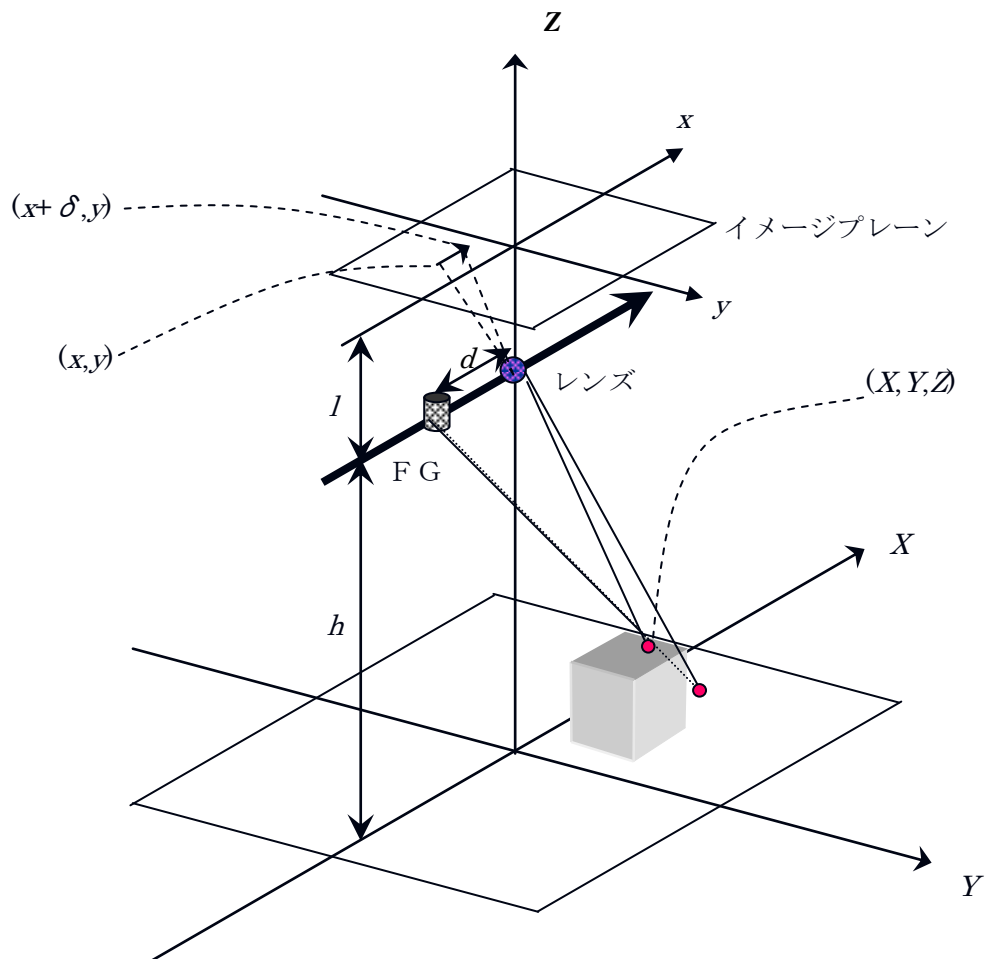


図 3.8 FG 視覚センサの光学配置

3.5.2 基線長について

FG 視覚センサが 3 次元情報を得ることができるセンサであることを、これまで紹介してきた。しかし、どのような高さのものでも測定できるというわけではない。

輝点はそれぞれに特徴がある訳ではないため、現フレームのある輝点のイメージプレーン上の座標を、基準フレームの輝点すべてのイメージプレーン上の座標と比較し、最も近い輝点を同一輝点とみなす。本システムでは、この処理を現フレームのすべての輝点について行うことにより輝点の移動量を算出する。

高さ z 方向の変化量が大きくなるほど輝点の移動量も大きくなるが、移動量が大き過ぎるため、隣接した基準輝点の測定領域に達してしまう場合がある。この場合、輝点の移動量が正しく算出されず、本来より移動量が小さく認識される事や、逆方向の移動とみなされる事がある。

この現象を避けるため、測定対象物に合わせて FG 視覚センサの基線長を調節する必要がある。FG 視覚センサの測定可能な範囲は、CCD と FG の距離によって決まる。CCD と FG の距離を基線長といい、図 3.9 において d に相当する。

図 3.9 のように基線長が短い場合には、移動量 δ は小さく輝点の飛び越えが起こりにくいが、微小な高さ変動に対してノイズとの区別が難しく、呼吸運動のような微小な動きの検出には向いていない。

逆に、図 3.10 のように基線長が長い場合は、僅かな動きであっても移動量 δ に大きく反映されるので、呼吸のような微小な高さ変化の測定することができるが、大きな動きがある場合、輝点の飛び越えが起きることがある。

このような FG 視覚センサの特徴を利用し、対象物の形状を測定するために基線長の長さを短く設定した **Body Camera** を使用し、微細な呼吸運動を測定するために基線長を長く設定した **Respiration Camera** を使用する。

3.5 撮影した輝点画像の対応付けと FG 視覚センサの原理

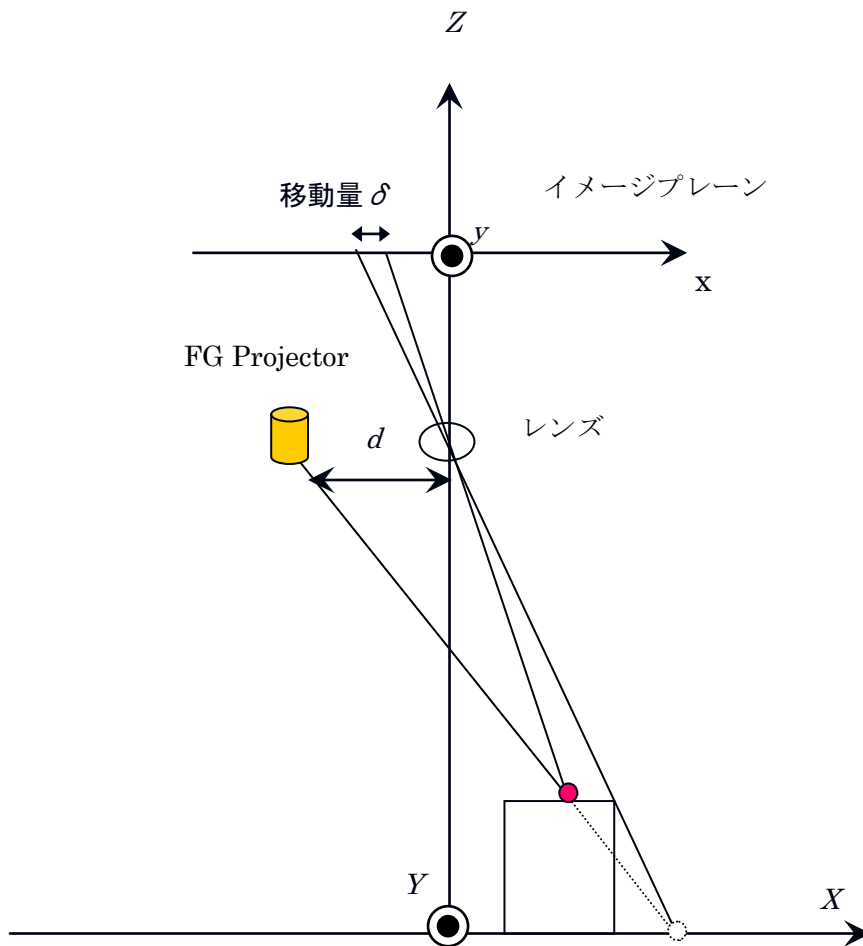


図 3.9 基線長が短い場合

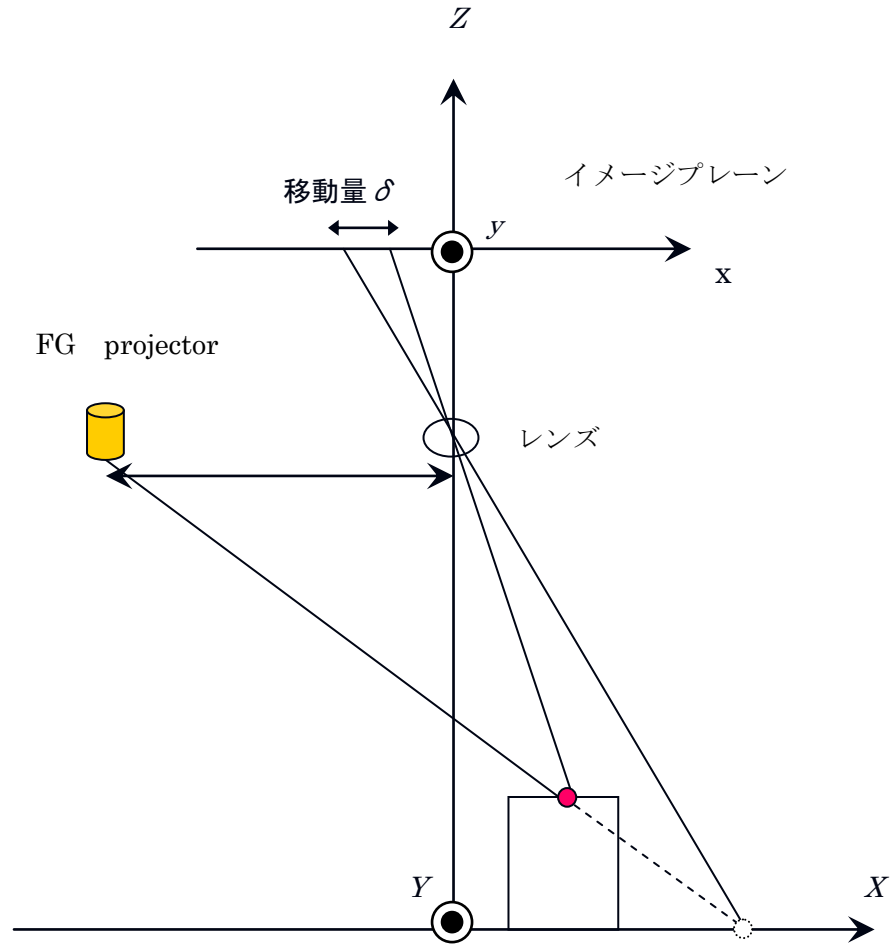


図 3.10 基線長が長い場合

3.5.3 輝点の重心移動量の算出

次に、求めた輝点の位置からイメージプレーン上における輝点の移動量を検出する。

輝点の移動量の限界値は予め決定しているので、基準画像上の輝点からある可動範囲を設定し、輝点投影画像上でその中を走査し移動輝点を検出する。

この可動範囲内に輝点が見つかり移動量を持つものがあれば、これを移動スポットと呼ぶこととし、移動量からそのスポットにおける (X, Y, Z) を求める。

反対に可動範囲の中に輝点が見つからないとき、このスポットを消滅スポットと呼ぶこととする。消滅スポットは輝点の人が頭などに投影された場合に、反射強度が低く、イメージプレーン上に検出されるフレームと、されないフレームが存在する事などから生じるものである。

3.5 撮影した輝点画像の対応付けと FG 視覚センサの原理

本研究は、人の胸腹部を監視することにより呼吸を検出する事を目的とする装置であり、頭部の輝点が検出されない場合であっても、呼吸の算出に大きな影響を与えるものではなく、また消失スポットでの測定は行えないため、消滅スポットは始めから輝点が無いものとして扱うこととする。

また、図 3.9 に示したように、監視領域内に物体が挿入されたとしても、 x 方向にしか輝点が動かないはずであるが、実際には CCD カメラの配置やノイズの影響によって、僅かに y 方向にも移動が見られる。そのため、基準画像における輝点の位置を $g_i(x_i, y_i)$ 、入力画像の輝点の位置を $g_j(x_j, y_j)$ として、入力画像における各輝点の移動量を下式によって求める。

$$\delta_i = \sqrt{(x_j - x_i)^2 + (y_j - y_i)^2} \quad (3.11)$$

求めた移動量から、(2.4) ~ (2.6) 式を用いて輝点の (X, Y, Z) を求める。

3.6 人の概形形状の計測と表示

人の概略形状の計測を行い、算出された概略形状をディスプレイ上に表示する。概略形状の値は 3 次元座標 (X, Y, Z) で算出されるため、ディスプレイ上でロール方向、ピッチ方向、ヨー方向に回転させることができる。人の概形形状をディスプレイ上に表示することにより、測定者が被験者の胸部や腹部で動いている輝点を特定することができる。

3.6.1 基線長に基づく測定範囲及び測定精度について

輝点を撮影して処理装置で処理を行う場合における、CCD カメラの電氣的ノイズや外乱光などの影響による輝点の位置のずれの標準偏差は、およそ ± 0.3 pixel 程度ということが判っている。図 3.11 は、100 フレーム撮影を行い 7 つの輝点を抽出して、輝点のずれを計測したものである。

Body Camera における高さ方向の分解能は約 17mm であり、最大で 650mm まで約 37 段階の測定が可能である。なお、人間が横向きに寝た上で、ある程度の厚さの布団をかぶった時には 500mm 程度である。

Respiration Camera における高さ方向の分解能は約 1.4mm であり、最大で 41mm まで約 36 段階の測定が可能である。

従来の 1 カメラ式の方法では、輝点が非常に多く体上に当たっている事を利用し、呼吸運動波形を算出する際に輝点の移動量を足しこみ、輝点数で割ることによって精度を高めている。しかし、本装置では輝点の位置情報も利用しており、体上の局所の動きを見るところという目的もあるため、1 点ごとの計測精度が重要となる。

3.6 人の概形形状の計測と表示

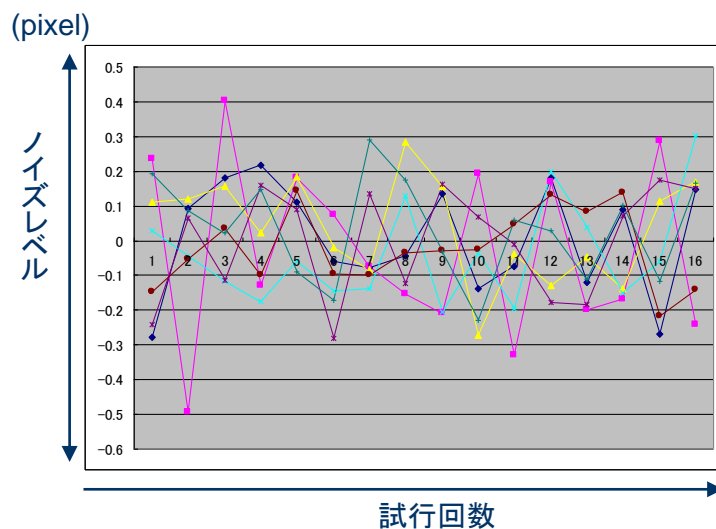


図 3.11 1 輝点でのノイズレベルの測定

3.6.2 輝点座標の index 化による近傍輝点の探索方法

隣接フレームにおける同一輝点の探索、後述する身体概形の補間、呼吸運動の補間のそれぞれの過程において、その近傍に位置する輝点の探索が必要となる。

近傍輝点の探索は輝点の座標情報から行うが、通常、輝点にはラベリングが行われた順に番号が割り振られている。そこで、近傍輝点の探索を容易にするため、輝点番号に index 情報を与える処理を以下のようにして行う。

隣接フレームにおける同一輝点の探索では、画像サイズが 640×480 であるので画面を 48 行 64 列に区切る。なおこのとき、区切られた枠目にそれぞれ輝点が 0~2 点入る状態とするのが望ましく、投影した輝点数に基づいて設定を変更する。

m 行 n 列に属する輝点が 2 点存在する場合は、2 つの輝点に対して $(m,n,1)$, $(m,n,2)$ という輝点番号を与える。同様の処理をすべての輝点に対して行う。

この処理を行った輝点に対して、近傍輝点の探索を行う際には $m-1$ 行から $m+1$ 行、 $n-1$ 列から $n+1$ 列の 9 つの枠目に属する輝点の座標から探索する。ここで、輝点を探索する方向を、その輝点が属する升目と及びその升目と隣り合う基線方向（行方向）の升目の、3 つの升目としないのは、ノイズにより輝点が基線方向以外に動く可能性を考慮してのことである。

身体概形の補間、呼吸運動の補間のそれぞれの過程においては、輝点の 3 次元座標が取得されているため、同様の処理を実空間の X,Y 座標について行う。

これにより、対応点探索をする際に不必要な輝点のマッチングを行う必要がなくなるため、処理時間の短縮化をはかることができる。

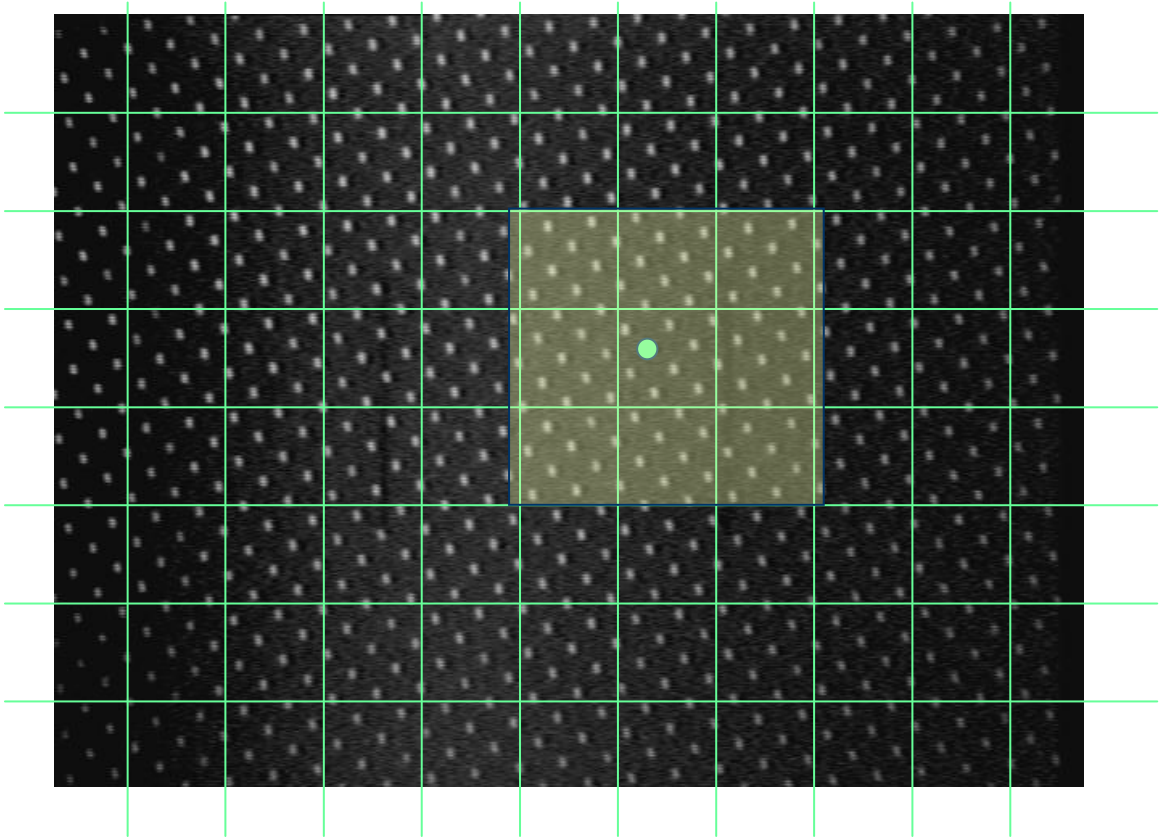


図 3.12 輝点の index 化

3.6.3 概形形状の表示

本システムは、FG により生成される各輝点の基準位置（ベッド上に何も無い状態での各輝点位置）からの移動量により、各輝点の高さ (X, Y, Z) を求めるものである。したがって処理装置は、基準画像から各輝点の重心座標を求め、記憶しておく必要がある。

最初にベッドのほぼ真上に配置した Body Camera を用いて無人時の輝点画像を取得する(ST13)。これを基準輝点画像と名付ける。

ここで輝点投影画像は、ノイズにより輝点とされてはいけない箇所が輝点とみなされる場合や、輝点とみなされるべき箇所が輝点とみなされない場合がある。基準画像において 1 回だけ撮影した輝点投影画像 1 を基準画像として用いると、ノイズの影響が大きくなってしまう。

したがって、基準輝点画像は 5 回撮影し、4 回以上同様の場所に輝点の重心が現れた箇

3.6 人の概形形状の計測と表示

所を基準輝点の存在する位置とする。

同様の場所に重心が現れた回数を n 回とすると、

$$(x_i, y_i) = \sum_{j=1}^n (x_{i,j}, y_{i,j}) / n \quad (3.12)$$

により算出された位置を基準輝点の座標とする。これにより、ノイズの影響を低減した基準画像を得ることができる。

測定時には **Body Camera** から連続して輝点投影画像 1 を取得する。この取得画像と基準画像の比較を行うことで各輝点の移動量を算出する。算出された移動量に基づき、FG 視覚センサの原理により、各輝点の 3 次元の移動量を算出する。

ここで、FG 視覚センサは先述したように空間を粗くサンプリングするものであり、輝点のみで 3 次元形状の構築を行ったものでは、身体概形は判り辛い。そのため、以下の手順で情報の線形補間処理を行う。

1. 補間したい 3 次元座標 (X, Y, Z) から近傍の 3 個の輝点を探索する。但し、3 個の輝点はそれぞれ (X, Y) を基準として、それぞれ異なる象現に属するものとする。

2. 3 個の輝点の 3 次元座標を (x_i, y_i, z_i) とし、以下の式から距離を算出する。

$$\delta_i = \sqrt{(X - x_i)^2 + (Y - y_i)^2} \quad (3.13)$$

また、

$$\text{SUM_A} = \sum \delta_i \quad (3.14)$$

とする。

3. 以下の式を用いて、 (X, Y) における Z を算出する。

$$Z = \sum_{i=1}^3 \frac{(\text{SUM_A} - \delta_i)}{\text{SUM_A}} z_i \quad (3.15)$$

4. 求めたい X, Y について 1~3 を繰り返す。

以上の手順によりリサンプリングを行い構築した身体概形を図 3.13 に示す。図 3.13 は、被験者が仰向けの状態でベッド上に横たわっている場合の例である。図 3.13 では、胸部や腹部のほか、股下までが概形としてとらえられている。なお、身体概形として見やすくするため、デプスキューイング処理による陰影付けを行っている。

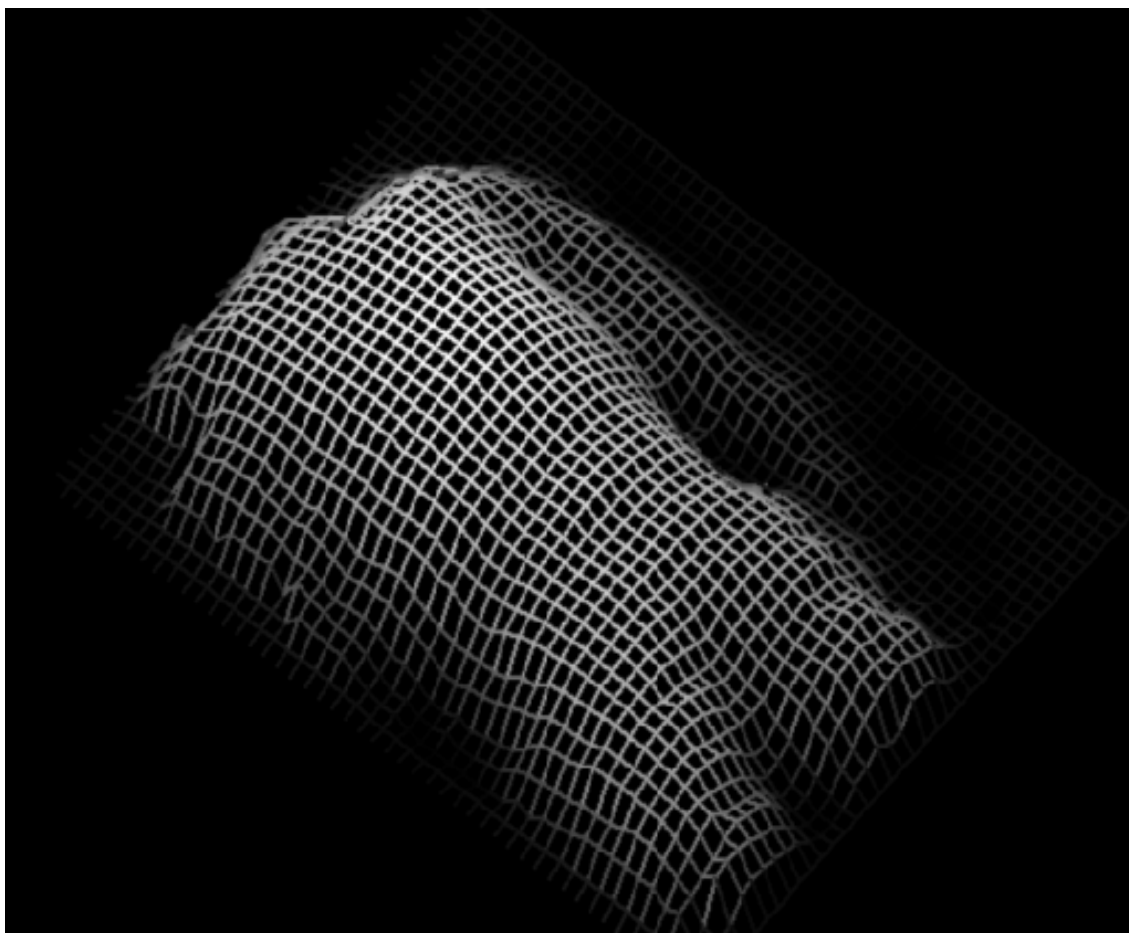


図 3.13 補間後の身体概形の表示

3.7 人の呼吸に伴う 3 次元形状変化量の測定と表示

人の呼吸運動の測定を行い、算出された呼吸運動を前述の身体概形の表示に重ねてディスプレイ上に表示する (ST14)。呼吸運動も身体概形と同様に、3 次元座標 (X, Y, Z) で算出されるため、ディスプレイ上で身体概形とともにロール方向、ピッチ方向、ヨー方向に回転させることができる。呼吸運動をディスプレイ上に表示することにより、測定者は被験者の呼吸運動がおきている部位を特定することができる。

3.7.1 概形用輝点画像と呼吸測定用輝点画像の輝点の対応付け

本手法では、詳細な呼吸を計測するために Body Camera と Respiration Camera の輝点の対応付けを必要とする。

Body Camera と Respiration Camera は光軸合わせを行い、カメラの向きを詳細に合わせる。対応付けは以下の方法によって行う。

1. Body Camera で輝点画像を取得し、各輝点の 3 次元座標を算出する。
2. 求められた 3 次元座標と、CCD カメラの配置を元に、図 3.14 で示す座標系の変換を行う。
3. 相似を使用し、輝点が撮影される Respiration Camera のイメージプレーン上の位置を算出する。
4. Respiration Camera で輝点画像を取得する。
5. 2 で算出された輝点位置と 3 で取得した実際の輝点画像の比較を行い、最も近い位置にある輝点を同一輝点とみなし、Body Camera と Respiration Camera の対応付けを行う。

手順 1~5 を画像上の全ての輝点に関して行うが、Body Camera と Respiration Camera の撮影する範囲の相違から、図 3.15 に示すような対応付けができない箇所が発生する。このような箇所の輝点は消失スポットとして扱い、測定には使用しない。

(X_1, Y_1, Z_1) を Body Camera の座標系における 3 次元座標とし、(X_2, Y_2, Z_2) を Respiration Camera の座標系における 3 次元座標とする。Respiration Camera のレンズ

を座標系 (X_2, Y_2, Z_2) の原点とし Body Camera と Respiration Camera の距離を x とする。

光学配置を考慮し、座標系の変換には以下の式を使用する。

$$\begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_1 - x \\ Y_1 \\ h - Z_1 \end{pmatrix} \quad (3.16)$$

φ は CCD2 がベッド面に対して為す角度であり、図 3.14 で示される h と x より

$$\theta = \arctan(x/h) \quad (3.17)$$

により求めることが出来る。

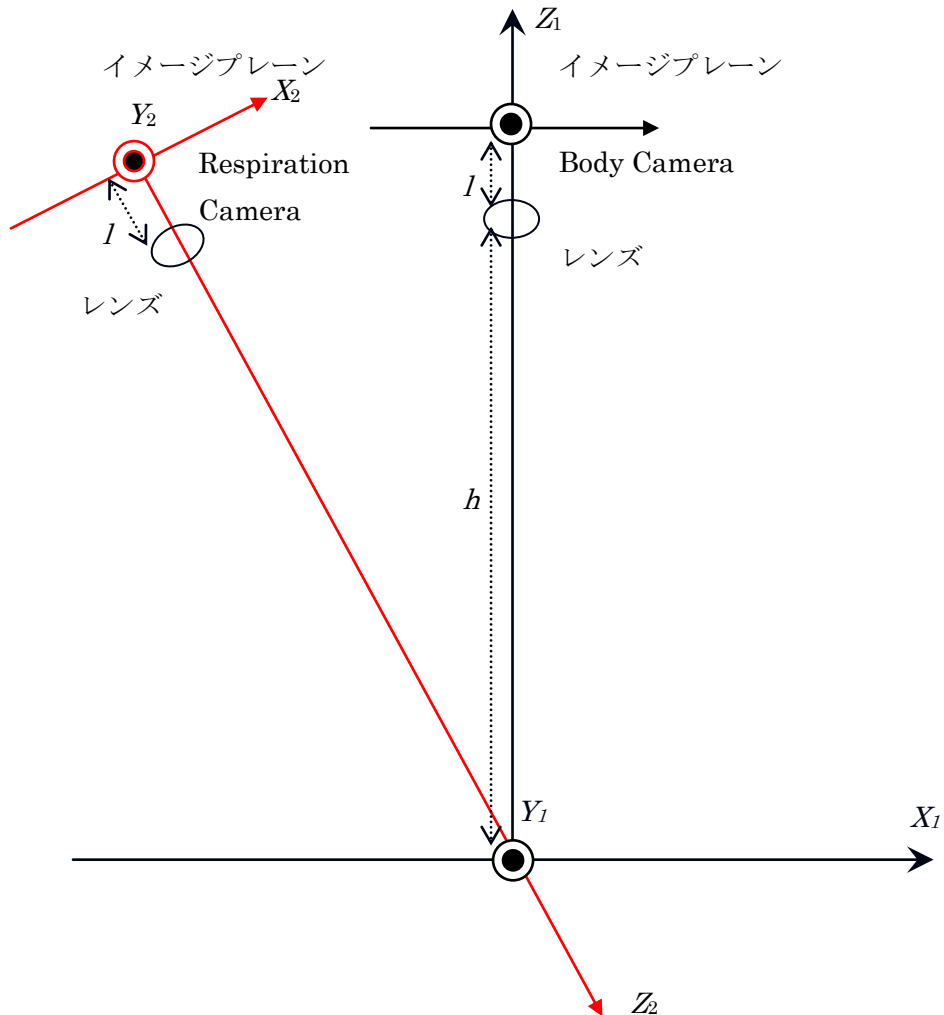


図 3.14 座標系の変換

3.7 人の呼吸に伴う 3 次元形状変化量の測定と表示

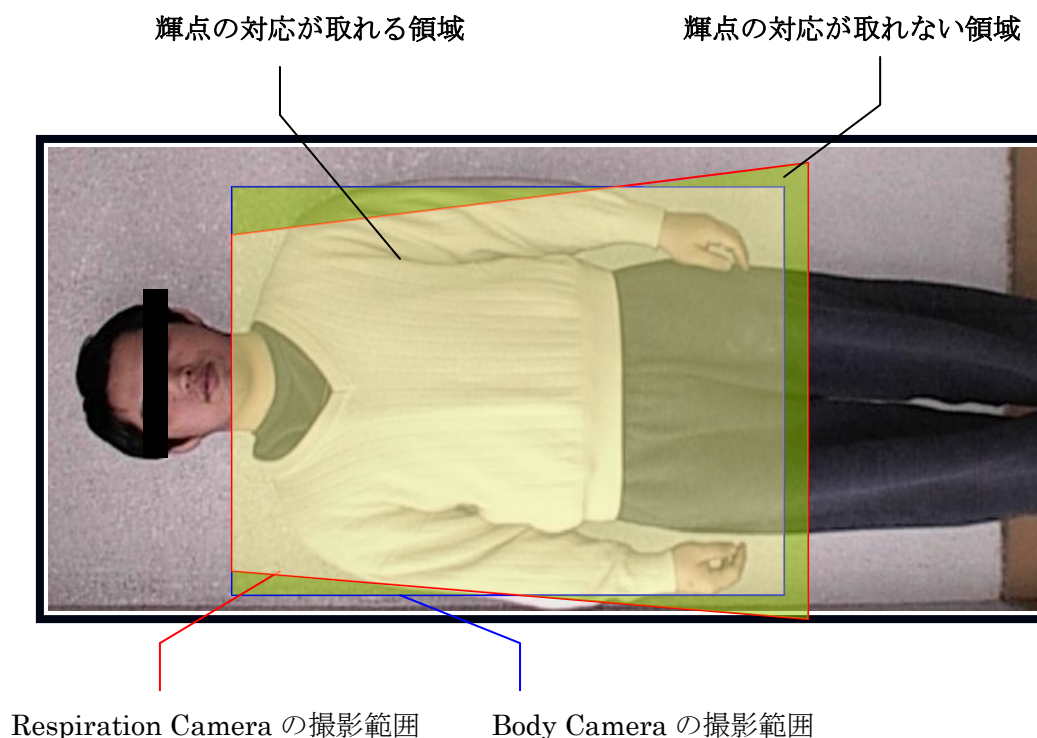


図 3.15 対応付けのできない領域

3.7.2 光軸合わせの方法 1

本システムは、2 カメラの光軸があっていなければ測定ができない。そのため、測定前にカメラの配置と輝点の情報を元に、光軸合わせを行っている。

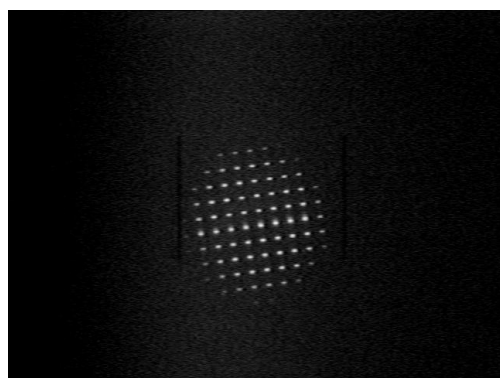
Body Camera で撮影したある一つの輝点が、Respiration Camera で撮影した輝点のどれであるか判れば、CCD カメラの位置関係から光軸のずれを計算できる。しかし、実際には輝点の 1 つ 1 つに特徴は無い。そこで、FG 輝点投影機の前に直径 15mm、長さ 50mm 程度の筒を取り付けることとすると、図 3.16 に示すような、円形状に切り取られた輝点群

3.7 人の呼吸に伴う 3 次元形状変化量の測定と表示

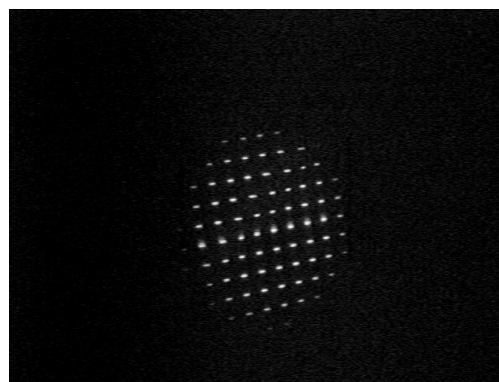
をベッド上に照射させる事が出来る。図 3.16(a)は Body Camera により撮影された輝点投影画像であり、図 3.16(b)は Respiration Camera により撮影された輝点投影画像である。

ここで、通常は輝度の 95%を閾値として輝点の抽出を行うが、この処理を行う場合は、輝点の数が少ないため、通常輝点画像からの輝点抽出を行う場合よりも閾値を引き上げる。例えば閾値を輝度の 98%として輝点の抽出を行う。なお、状況に合わせて閾値を自由に変更できるのが望ましい。

照射された輝点群について、輝点群の重心位置を対応点として用いることによりおよその光軸ずれを計算して、光軸あわせを行う。



(a) Body Camera の輝点投影画像



(b) Respiration Camera の輝点投影画像

図 3.16 光軸合わせのための輝点画像

3.7 人の呼吸に伴う 3 次元形状変化量の測定と表示

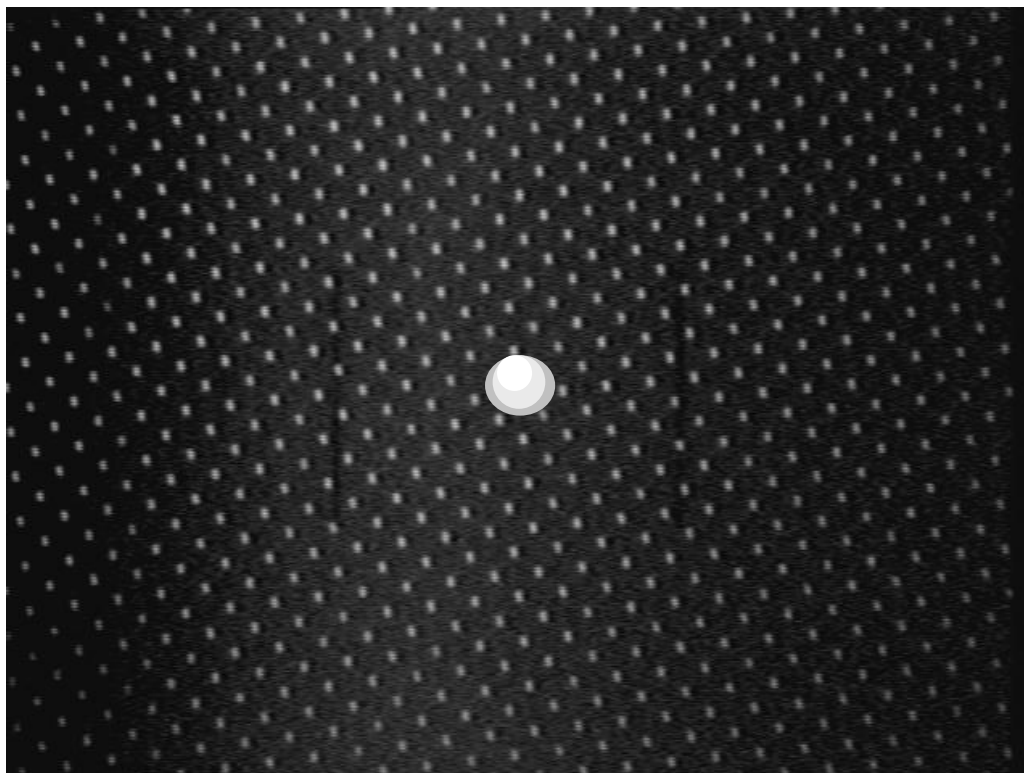
3.7.3 光軸合わせの方法 2

また、本システムの 2 カメラの光軸を合わせる方法は、上記に示した方法のみではない。それ以外の方法として、例えば、点光源を用いて光軸あわせを行う方法が用いることが可能である。

具体的には、点光源として豆電球を用いる方法がある。まず、豆電球をベッド上の **Body Camera** の直下にセットする。直下の位置は、**Body Camera** の位置から紐状のものを吊り下げることで求め、その位置に豆電球をセットする。

次に、**Body Camera** から撮影することで、図 3.17 のように画面の中央付近に、豆電球により生成される輝点が撮影される。ここで、豆電球により生じた輝点の位置が画面の中央となるように、**Body Camera** の向いている向きを調整する。本システムの画面サイズは、縦 480pixel×横 640pixel であるので、豆電球により生じた輝点の座標が(240,320)に近づくよう、**Body Camera** の向きを調整する。

図 3.17 のように、**FG Projector** による輝点投影がされた状態で、豆電球による輝点のみを抽出する場合には、連結された輝点の数から判定する。すなわち豆電球による輝点は、連結している画素が 50~200 の範囲であるといった設定を行うことにより、**FG Projector** による輝点を抽出することなく、豆電球により生じた輝点のみを抽出することができる。



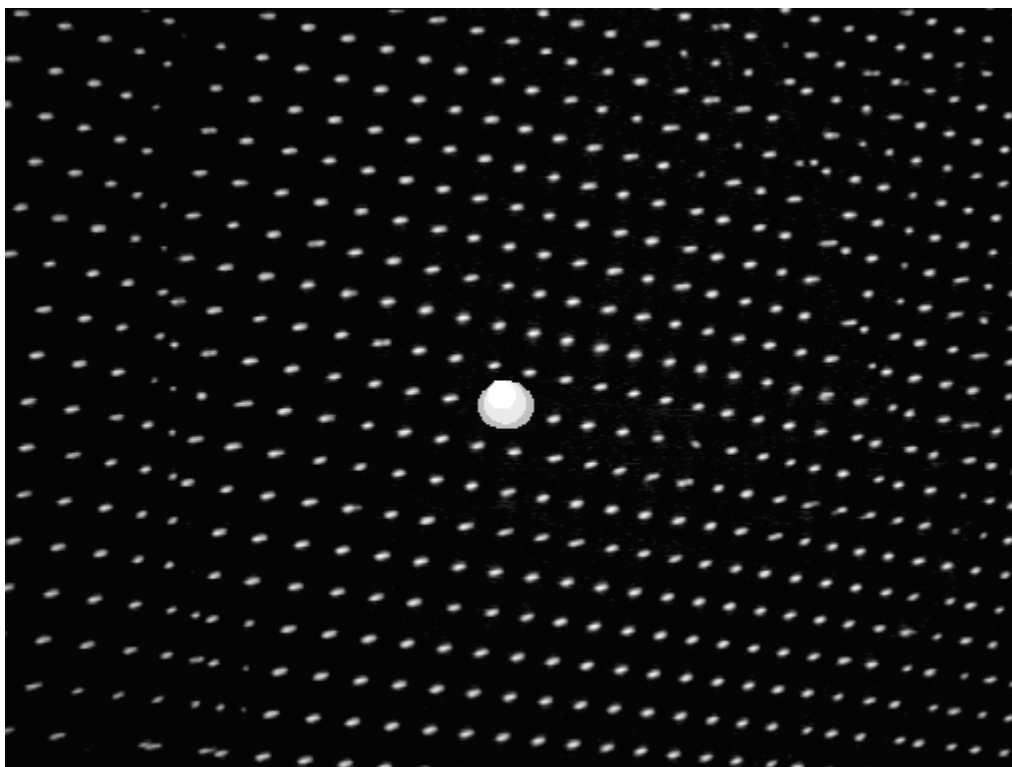
3.17 豆電球により生成される輝点 (Body Camera)

次に、豆電球によって生じた輝点を **Respiration Camera** を用いて撮影する。このとき、

も Body Camera の向きを調整する際にベッド上にセットした豆電球の位置から変化させない。

Respiration Camera については、Body Camera と同様にして豆電球により生じた輝点の位置を取得し、輝点の座標が(240,320)に近づくよう、Respiration Camera の向きを調整する。これにより、Body Camera と Respiration Camera の光軸を合わせることができる。

なお、Body Camera と Respiration Camera のいずれにおいても、画面全体ではなく、画面の中央付近のみを、輝点が存在する可能性のある範囲として絞り込むことにより、豆電球により生じた輝点の座標を取得しやすくなる。



3.18 豆電球により生成される輝点(Respiration Camera)

3.7 人の呼吸に伴う 3 次元形状変化量の測定と表示

3.7.4 呼吸による 3 次元形状変動の表示・変動量の算出

次に、対応付けがなされている Respiration Camera で撮影した輝点画像を用いて、呼吸による微細な胸腹部の運動測定を行う(ST15)。

呼吸運動の測定は、以下の手順により行う。

1. Respiration Camera を用いて輝点画像を取得
2. 取得された輝点画像の各輝点の重心座標を求める。
3. 前フレームの輝点の位置を $g_i(x_i, y_i)$ 、入力画像の輝点の位置を $g_j(x_j, y_j)$ として、入力画像における各輝点の移動量を下式によって求める。

$$\delta_i = \sqrt{(x_j - x_i)^2 + (y_j - y_i)^2} \quad (3.18)$$

4. 下式から、各輝点の移動量を調べる。

$$\Delta Z_2 = \frac{Z_2^2 \delta}{dl + Z_2 \delta} \quad (3.19)$$

5. ΔZ_2 から胸郭の上下運動の測定値を算出する。実空間での高さ変動を求めるため、以下の変換を行う。

$$\Delta Z = -(\Delta Z_2) \cos(-\phi) \quad (3.20)$$

ϕ は式(3.17)で求められた値を使用する。

1. また ΔZ の補間を行う。補間には次式を用いる。

$$\delta_i = \sqrt{(X - x_i)^2 + (Y - y_i)^2 + (Z - z_i)^2} \quad (3.21)$$

以上の処理を行い、呼吸運動の大きな部位を図 3.13 で示した身体形状の表示に色付けして表示を加えたものを図 3.17 に示す。

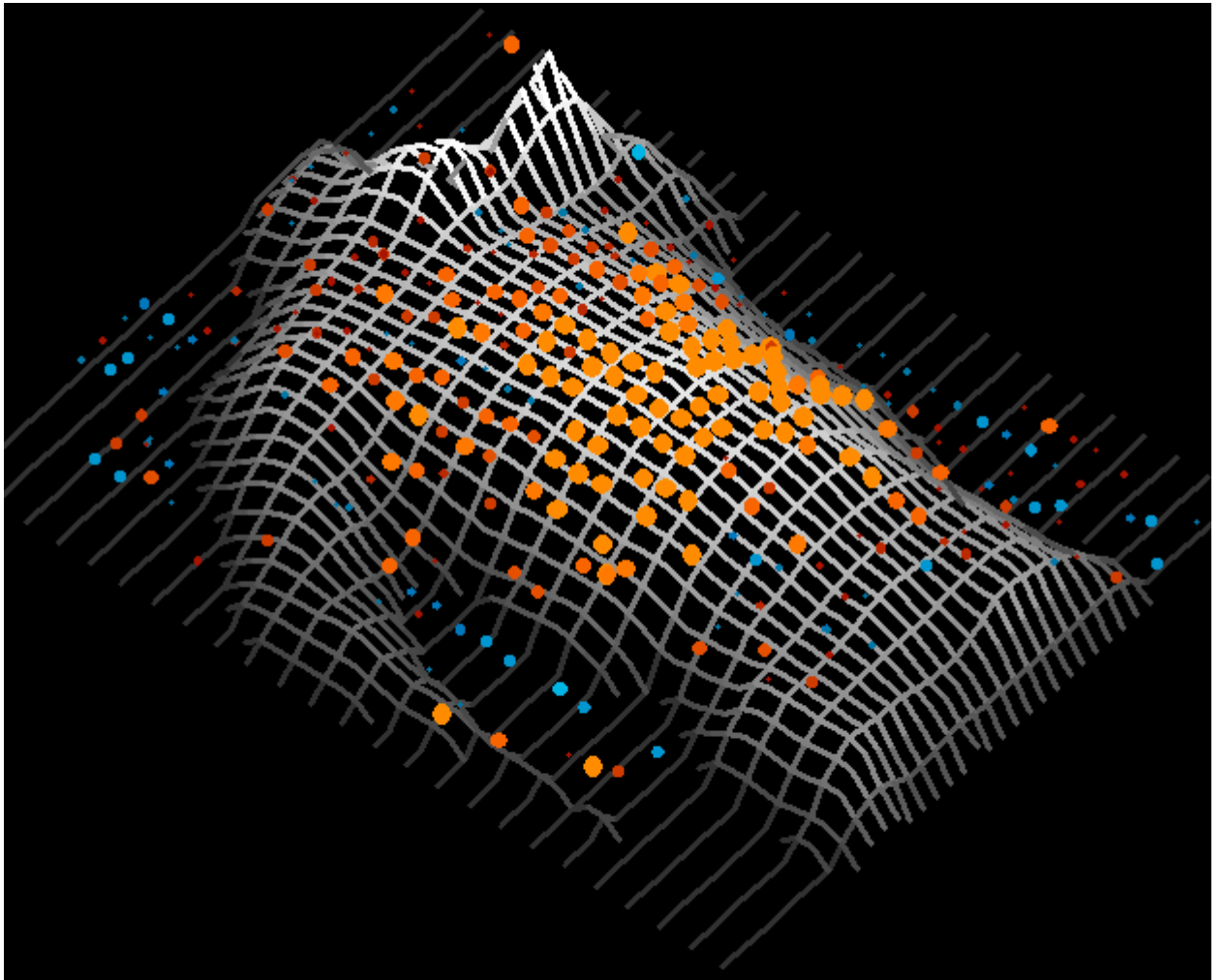


図 3.19 通常の呼吸時の 3 次元形状変化 (呼気)

3.7 人の呼吸に伴う 3 次元形状変化量の測定と表示

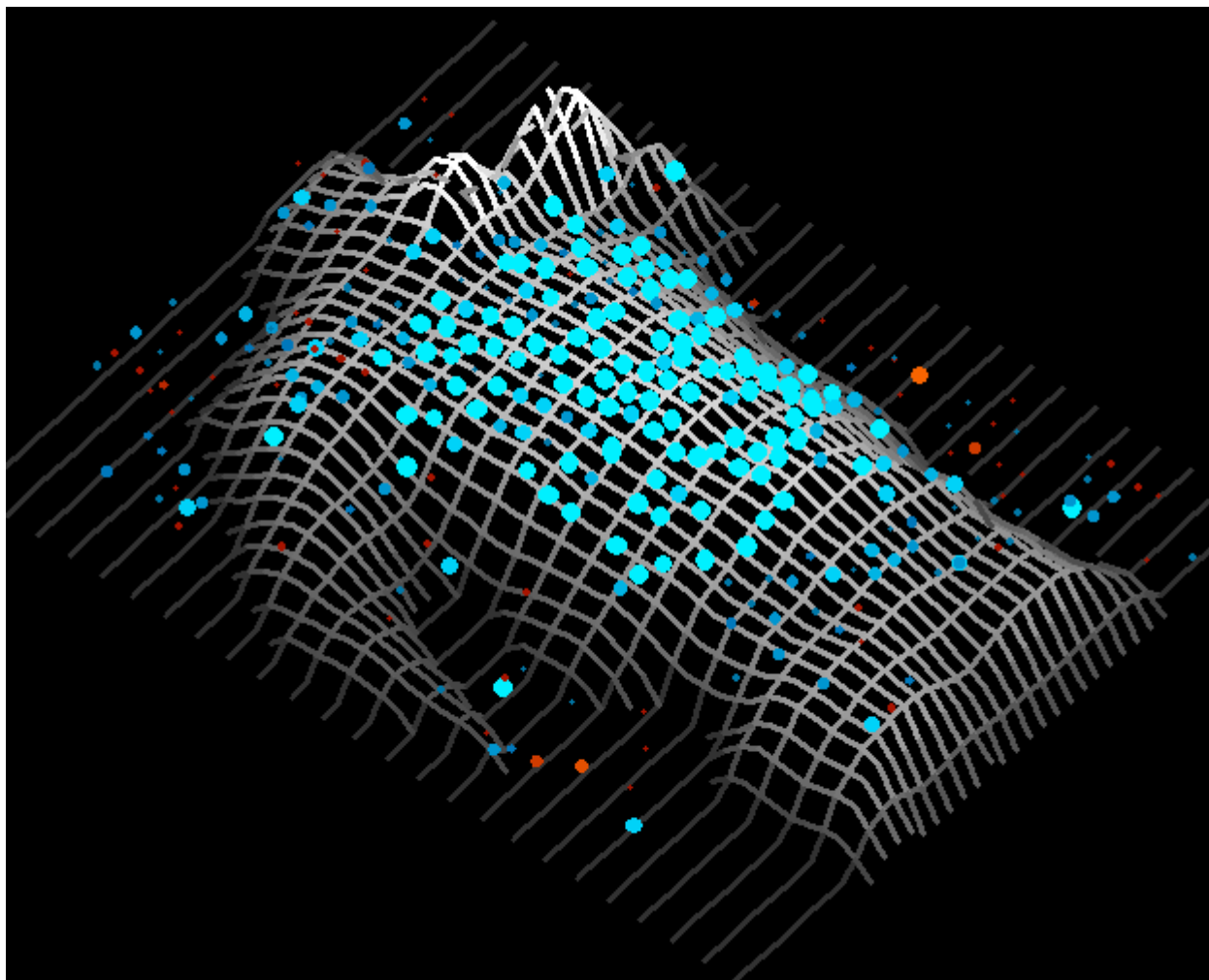


図 3.20 通常の呼吸時の 3 次元形状変化 (吸気)

3.8 就寝者の呼吸運動測定と覚醒時の肺機能測定について

就寝者の呼吸測定を行う際には、短くとも数時間の測定が予定される。このとき測定者は、測定中、常にモニタを監視しているわけではない。また、被験者の測定後にすぐに被験者の測定結果を知りたいという要望もある。したがって、就寝者の呼吸運動測定においては、1秒あたり8フレームの画像を取得して、呼吸運動状態の解析を同時に行うこととしている。なお就寝者の呼吸は、正常な成人男性の場合、1分あたり10回～25回とされている。たとえ、過呼吸になりやすい被験者であっても、1分辺り40回を越えるような呼吸状態となることはほとんどない。逆に、1分あたり5回未満の呼吸状態となることもほとんどない。したがって、被験者の呼吸運動を測定するに際して、輝点画像を1秒当たり8回取得できれば、被験者の呼吸運動を十分に再現することができる。

なお、就寝者の呼吸測定を行う際には、数時間にわたる測定により判定された測定結果だけでなく、数時間分の輝点データの保存も行う。ここで、BMP形式などの画像データとして保存すると、記憶媒体を占める保存容量が大きくなってしまう。したがって、輝点データの保存は、各フレームにおける輝点座標のみを保存することとしている。

肺機能測定では、測定者がモニタを見ながら、被験者に強制呼気などの指示を与えつつ測定を行う。ここで、肺機能測定では1秒率や1秒量といった指標の算出を行いたいという要望があるため、できる限り画像の取得間隔を短くする必要があった。したがって、肺機能測定では1秒間に20フレームの輝点画像を取得することとし、就寝者の測定のとくと同様に、輝点データとして保存することとした。なお、輝点画像の取得中には画像の解析を行わず、測定後に画像の解析を行うこととした。これは測定中に、測定者が処理装置の操作をすることにより、画像取得の処理落ちが起きる可能性があるためである。ここで、1秒量や1秒率の測定の際に処理落ちが起きると、処理結果が大きく変わってしまう場合があるため、処理落ちが起きる可能性を排除するようにした。

肺機能測定においては、手動で測定範囲を区切って胸部と腹部を設定することとしている。このとき、胸部と腹部の分割線は曲線を描くように設定する。

なお、例えば片方の肺だけを手術した被験者について測定を行う際には、右胸、左胸、右腹、左腹というように、測定領域を4分割して測定しても良い。また、図3.19の測定画面に示すように、身体の外形、呼吸運動を表示するとともに、肺活量、1回ごとの換気量、1秒率、1秒量、呼気時間、吸気時間、体積変動量（全体、胸部、腹部）、分時換気量などを表示するのが好ましい。さらに図3.22に示すように、測定領域を4分割した場合のそれぞれの領域の呼吸運動波形などを示しても良い。

3.8 就寝者の呼吸運動測定と覚醒時の肺機能測定について

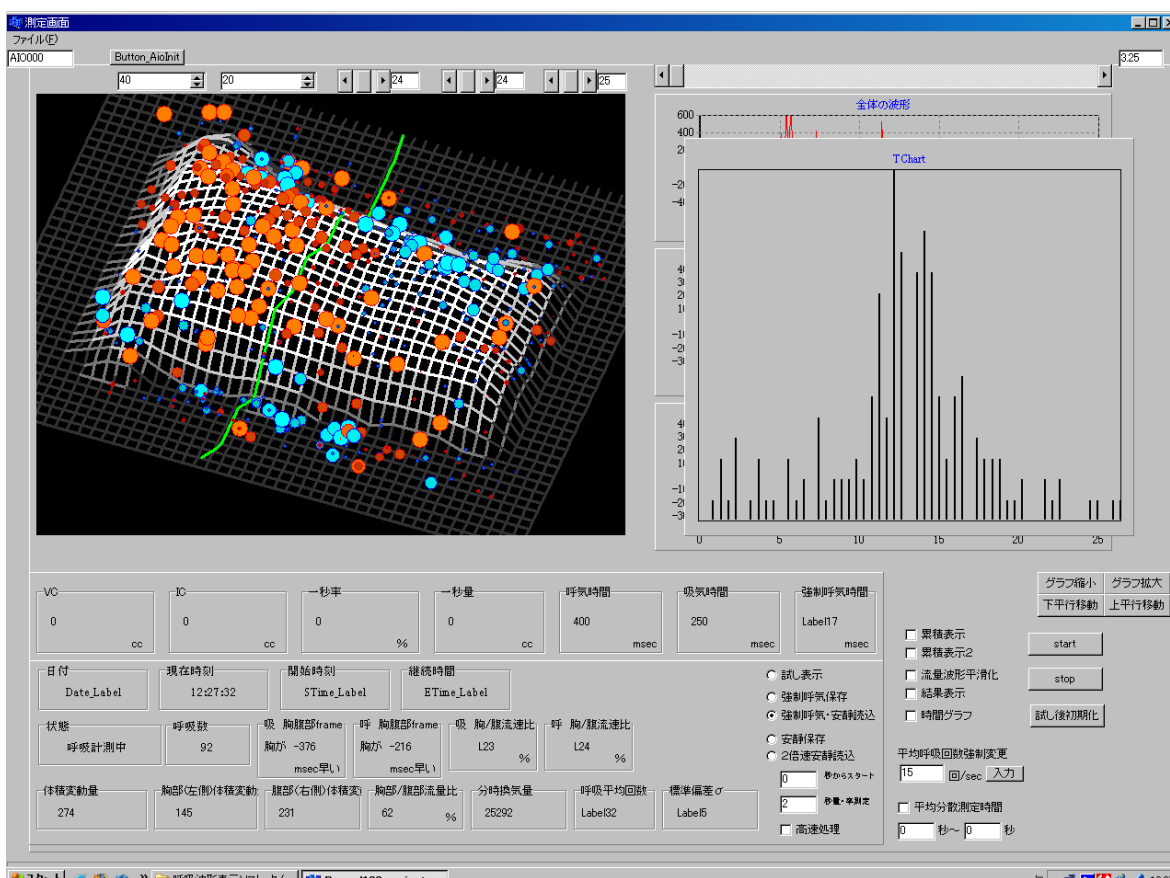


図 3.21 測定中の画面

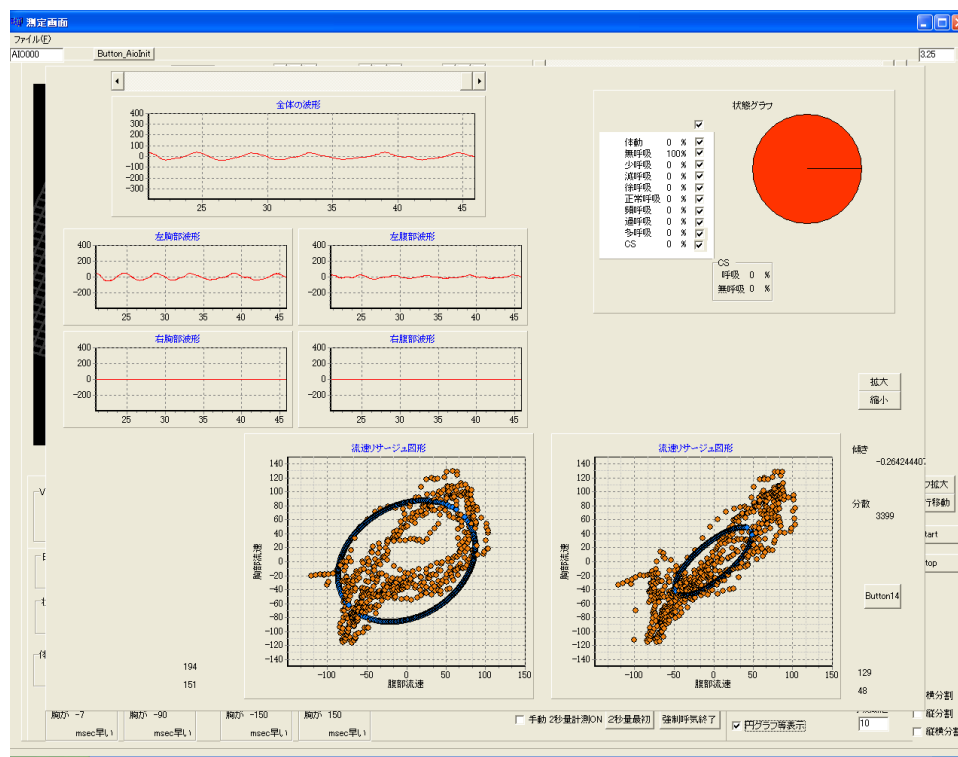


図 3.22 測定結果分析画面

3.9 呼吸数及び呼吸運動の振幅の解析方法

呼吸数及び換気量の測定は、就寝者であっても、覚醒時の肺機能の測定であっても共通して行う。呼吸数および呼吸運動の測定は、被験者の状態を確認する指標として最も典型的な指標だからである。

呼吸数及び換気量は、それぞれ胸腹部の振幅回数および胸腹部の振幅に密接に関連する。より具体的には、呼吸数と胸腹部の振幅回数とはほぼ同一になり、換気量は胸腹部の振幅に比例する。

3.9.1 呼吸数の算出

呼吸数は胸腹部の振幅の回数から算出する。呼吸数の算出は、高速フーリエ変換 (FFT) により行う。前述の通り、人の呼吸運動については、横軸を時間、縦軸を胸腹部の振幅として呼吸運動波形を描くと、ゆるやかな sin カーブとなる。したがって、sin カーブの周波数を求めることで、1分あたりの呼吸数を算出することができる。

3.10 睡眠時無呼吸症候群の解析方法

3.9.2 1 呼吸における体積変動量の算出

本装置では、1 フレーム前の輝点位置と現在のフレームの輝点位置の比較し、各輝点の移動量を算出し、実空間における体積変動を測定する。

毎フレームの体積変動の値から、図 3.23 のような体積変動波形を作成することができる。人間の呼吸は、吸気と呼気の繰り返しによって成り立っており、図 3.23 における 1 周期の波形は呼気運動と吸気運動を表す。

吸気開始から呼気終了までを一呼吸とし、体積変動量を算出する。図 3.23 の縦軸は呼吸運動の速度を表す。そのため波形の積分値が体積変動量となる。但し、体積変動量は、吸気により変動した量と、呼気により変動した量を加算した半分の値とする。

なお、就寝中の被験者を測定する場合には、10 秒以上、呼気速度又は吸気速度が常に基準値以下であれば、無呼吸状態であると判定し、体積変動量を 0 として換算するのが好ましい。

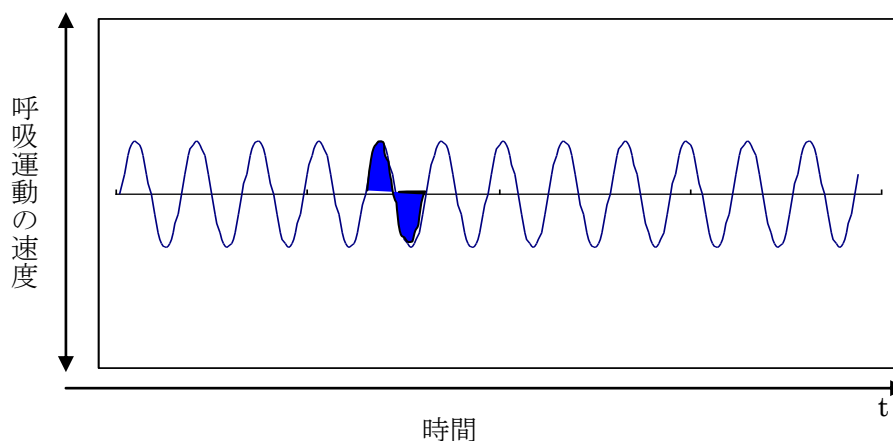


図 3.23 体積変動量の算出

3.10 睡眠時無呼吸症候群の解析方法

ここで被験者を就寝者とし、睡眠時無呼吸症候群を解析するための手法について述べる。睡眠時無呼吸症候群を解析するために、測定範囲の自動領域分割を行う。本処理により、呼吸により身体上のどの部位が上下動しているかを知ることができる。

閉塞性睡眠時無呼吸症候群 (OSAS) は、図 3.24 に示すように睡眠時に喉が詰まっている状態であり、呼吸努力を行うため腹部が運動するが、気流が流れていないという現象がおきる。そのため、図 3.25 に示すように、腹部が上がれば胸部が下がるというように、腹部と胸部で逆の運動を行う様子が見られる。

そこで位相が反転する部位から、腹部領域と胸部領域の境界を自動で求め、領域分割し

て呼吸測定を行うこととした。ここで領域分割を自動で行うこととしたのは、腹部と胸部の境界を手動で設定すると、被験者が動くことによって境界の位置がずれてしまう場合があるためである。

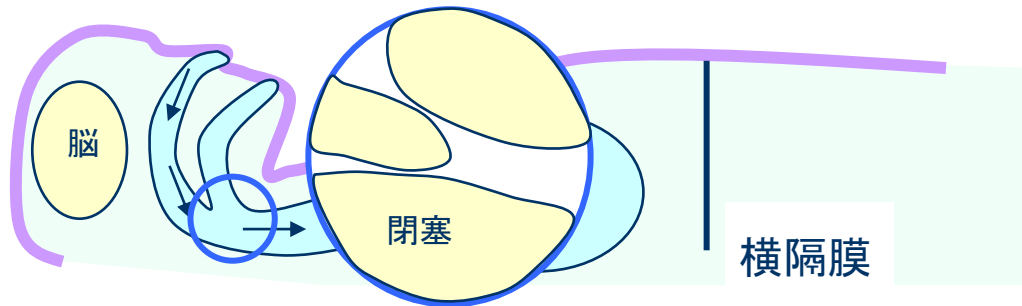


図 3.24 閉塞型睡眠時無呼吸症候群の場合の模式図

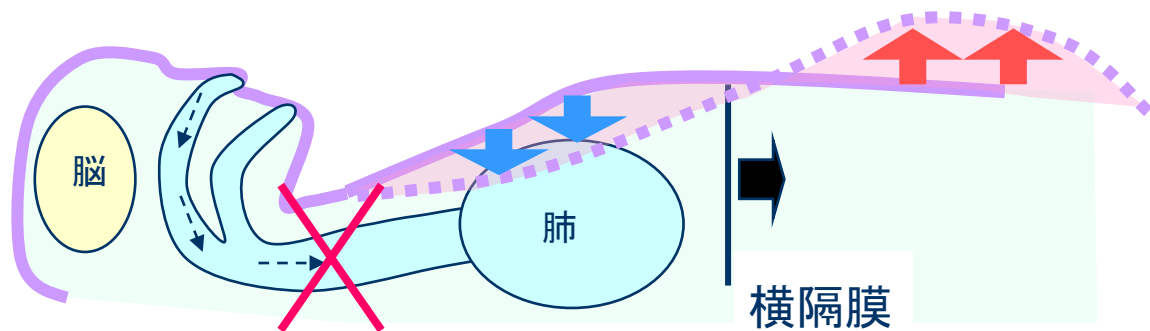


図 3.25 閉塞型睡眠時無呼吸において呼吸努力を行っている場合

したがって、以下の手順により胸腹部の境界を定める。

1. 呼吸による各輝点の $\Delta Z_1 (>0)$ が閾値以上であり、近傍で同様の輝点があれば、ラベリングを行い、同一の輝点群とする。ラベリングされた輝点個数が最大となったものを使用する。
2. 手順 1 と同様の処理を、 $\Delta Z_1 (<0)$ についても行う。
3. 手順 1 で選び出された輝点群の平均位置 $g_1(\mathbf{x})$ を求める。
輝点の個数を B とし、各輝点の 3 次元座標を (X_i, Y_i, Z_i) として、以下の計算

3.10 睡眠時無呼吸症候群の解析方法

を行う。

$$SUM_x = \sum X_i \quad (3.22)$$

輝点の平均座標を $g(x_1, y_1)$ として

$$x_1 = \frac{SUM_x}{B} \quad (3.23)$$

を求める。

- 手順 3 と同様の処理を、手順 2 で選び出された輝点群に対して行う。重心座標を $g(x_2, y_2)$ とし、 x_2 を求める。

- 手順 3 及び 4 で求めた各重心 x 座標 x_1, x_2 から、中点 x_3 を求める。

$$x_3 = \frac{x_1 + x_2}{2} \quad (3.24)$$

x_3 を胸部と腹部の境界点とする。

- 境界点より X 軸に垂直に境界線を引き、胸部と腹部を分割し、それぞれの領域での身体形状の変化を測定する。

上記の方法により胸腹部の分割がなされ、胸腹部で合算により、10 秒以上、体全体での呼吸運動がほとんどない場合には、閉塞型睡眠時無呼吸症候群であるものとして計測する。

胸腹部の分割がなされず、すなわち腹部および胸部の両方に呼吸運動がみられない場合であれば、図脳からの呼吸運動をする旨の指示がない、中枢型睡眠時無呼吸症候群 (CSAS) であるものとして計測する。

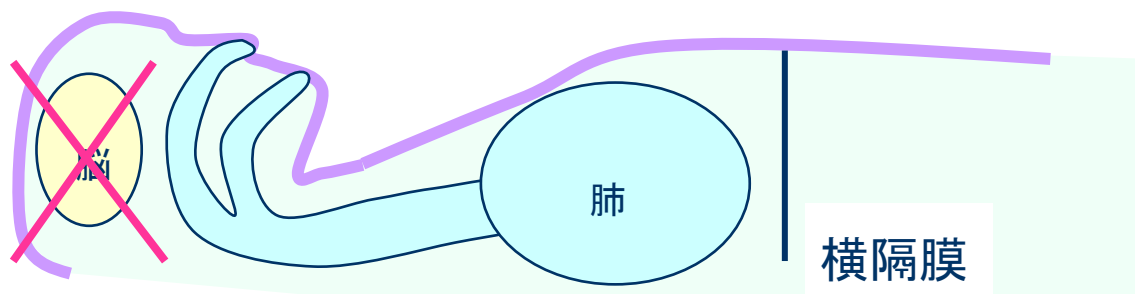


図 3.26 中枢型睡眠時無呼吸症候群の場合の模式図

3.11 1 秒量・1 秒率の解析

また、医療現場における呼吸測定では、1 秒量、1 秒率という指標を用いて呼吸の解析が行われている。ここで1 秒量とは、強制呼気を行った際に1 秒間に呼出することができる量のことであり、1 秒率とは、強制呼気を行った際に呼出することができた量（努力肺活量）のうち、1 秒間に何%を呼出することができたかを示すものである。ここで強制呼気とは、測定者の指示に基づき被験者が可能な限り吸気し、その後、可能な限り呼気を行うものである。正常な被験者であれば、1 秒率は70%以上となることが知られている。

前述の通り、本システムでは呼吸運動の速度波形を生成している。1 秒量・1 秒率を算出するため、呼吸運動の速度波形を積分して、縦軸を胸腹部の運動量とする呼吸運動波形を作成する。

1 秒量・1 秒率の算出は、典型的には以下の手順で算出する。

まず、胸腹部の運動量を平滑化する。次に、吸気量にあたる体積変動量を換算する。一意的に吸気が行われ、吸気にあたる体積変動量が一定値を超えたときに強制呼気の測定を行っているものと判定する。次に吸気から呼気に切り替わる時間を検出し、その時間から1 秒間の呼気量にあたる体積変動量を算出する。これが1 秒量となる。

さらに、強制呼気により呼気から吸気が変わる時間を検出し、その間の体積変動量を努力肺活量とする。1 秒量を努力肺活量で除算した値が、1 秒率となる。

なお、必ずしも1 秒でなくてもよく、例えば2 秒量・2 秒率としてもよい。

3.12 胸部および腹部の位相差に基づく COPD の解析方法

COPD の検査のための測定の場合は、被験者は就寝しない状態で測定を行う。このときの測定時間は 10 分以内であり、被験者の胸腹部の位置はほぼ変化しない。また測定者が被験者に指示を出しながら、処理装置の操作を行うことができる。したがって、睡眠時無呼吸症候群の測定の場合とは異なり、胸腹部の境界は手動で設定し、それぞれの領域の運動波形を取得する。

胸部領域の呼吸運動波形と腹部領域の呼吸運動波形の位相差は、相互相関関数を計算することにより行う。相互相関関数により 2 つの波形の相関度を求めるものであり、以下の式を用いる。

$$\begin{aligned}
 f(t) * g(t-a) &\Leftrightarrow F(\omega)G^*(\omega)e^{-a\omega} \\
 &= A_0e^{+j\varphi_0}A_1e^{-j\varphi_0}e^{-a\omega} \\
 &= A_0A_1e^{-a\omega} \\
 &\Leftrightarrow \delta(t-a) \qquad \qquad \qquad (3.25)
 \end{aligned}$$

ここで、胸部の呼吸運動波形を f 、腹部の呼吸運動波形を g とし、それぞれフーリエ成分 $F(\omega)$ 及び $G(\omega)$ を求め、畳み込みの演算を行う。次に、逆変換を行う。これにより、一方の波形を固定し他方の波形をずらした時の相関を算出し、相関値が最大となったときの位相ずれ量を a として求める。この位相ずれ量を用いて、臨床実験により COPD の検出と、COPD の重症度評価を行う。

3.13 本章のまとめ

本章では、2 カメラ FG 呼吸モニタリングシステムの概要と、処理方法の詳細について述べた。

はじめに、2 カメラ FG 呼吸モニタの構成物品について述べた。2 カメラ FG 呼吸モニタは、2 つの CCD カメラ、1 台の FG プロジェクター、指示部、制御回路、測定装置から構成されることについて説明した。また、2 カメラ FG 呼吸モニタによる処理の概要を説明した。

次に、FG プロジェクターによる輝点投影原理を説明した。すなわち、FG プロジェクターにより、対向平面上に数百点の輝点が投影されることを説明した。さらに、FG プロジェクターにより投影された輝点を、画像処理により抽出する方法について説明した。

また、2 つの CCD カメラで撮影された輝点画像について、それぞれ隣接フレーム間で同一の輝点を対応付ける方法を説明するとともに、FG 視覚センサの原理について説明し、FG 視覚センサにより、被験者の体の形状や、被験者の呼吸運動などの 3 次元情報を取得することが可能であることを説明した。

輝点画像から算出された 3 次元座標に基づいて、身体概形と、呼吸運動を算出するための詳細な処理フローについて説明した。

Body Camera を用いて撮影した輝点画像に基づいて、身体概形をモニタ上に表示する詳細な手順について説明した。より具体的には、Body Camera で撮影した輝点画像を用いて算出した身体概形の精度、 t フレーム時と、 $t-1$ フレームにおける同一輝点の探索方法、実際のモニタ上への表示方法について説明した。

そして、Respiration Camera を用いて撮影した輝点画像に基づいて、身体概形上に呼吸運動を表示する詳細な手順について説明した。より具体的には、Respiration Camera で撮影した輝点画像と、Body Camera で撮影した輝点画像において、同一の輝点を認識するための方法を示した。また、Respiration Camera と Body Camera の光軸を合わせる方法について説明した。さらに、身体概形上に呼吸運動を合わせて表示し、呼吸運動による体積変動量を算出する方法について説明した。

就寝者の呼吸運動測定と、覚醒時の被験者の肺機能測定について述べた。より具体的には、就寝者の呼吸運動測定は 8 frame/sec で、輝点画像の取得と同時に解析を行い、覚醒時の被験者の肺機能測定は、20 frame/sec で、解析を行わずに輝点画像の取得を行うことを説明した。

就寝中の被験者の測定と、覚醒時の被験者の肺機能測定の両方で行われる、呼吸数及び 1 呼吸あたりの体積変動量の算出方法について説明した。

また、就寝中の被験者を測定する際に、被験者が睡眠時無呼吸症候群である場合であって、その睡眠時無呼吸症候群が閉塞型である場合に胸腹部を自動的に分割し、それぞれの領域において呼吸運動を算出する方法について述べた。また、睡眠時無呼吸症候群が閉塞

3.13 本章のまとめ

型であるか、中枢型であるかを判定する方法について述べた。

さらに、COPD 患者のスクリーニングを行うため、覚醒している被験者に強制呼気を行わせ、1 秒量や 1 秒率を算出する方法について述べた。

最後に、通常の呼吸を行っている被験者の呼吸状態から、相互相関関数を用いて、COPD 患者のスクリーニングを行う方法について説明した。

第 4 章 実験及び考察

本章では、スパイロメータを用いて測定された実際の換気量と、FG 視覚センサを用いて測定された体積変動の比較を行い、その相関より本システムの有効性を示す。

また領域分割処理により、胸部領域と腹部領域を自動的に分割し、各領域をそれぞれ測定領域としたときの結果を示し、無呼吸症状の判別を行う。

また手動で領域分割処理を行い、胸部および腹部領域の呼吸運動波形を分析して、COPD の判定を行う。

さらに、実験結果より、スパイロメータとの誤差の検討、分解能に関する検討、医療現場での使用に関する検討、布団の有無に対する課題を述べ、本方式の有効性、問題点を検討する。

4.1 実験環境

図4.1に示す実験システムにおいて、実験を行った。実験用のベッドの寸法は、幅 92 cm、奥行き 205 cm、高さ 47 cm である。

Body Camera と Respiration Camera のレンズは焦点距離 12 mm のものを使用した。

FG 輝点投影器と Body Camera の間隔は 60 mm、FG 輝点投影機と Respiration Camera の間隔 760 mm に設定した。

FG 輝点投影器、Body Camera はベッド上から 1850 mm の高さに設置し、Respiration Camera はベッド上から 1600 mm の高さに設置した。

また、FG 輝点投影機と Body Camera は人の腹部の真上にあたる位置に設置した。

画像取得間隔は、スパイロメータとの比較実験および睡眠時無呼吸症候群の測定実験の際には 0.25 秒、COPD の測定実験においては 0.05 秒とした。CCD カメラで取得される画像サイズは 640×480pixel として実験を行った。

以上が主要な実験環境であるが、以上の実験環境及びその他の実験環境をまとめたものを以下の表に示す。

表 4.1 処理装置の仕様

CPU	Intel PENTIUM-4 3.4GHz
メモリ	1024MB
OS	WindowsXP Professional
キャプチャボード	FDM-PCI IV (フォトロン社製)
キャプチャ画像サイズ (max.)	640×480 ピクセル
フレームレート (max.)	30 frame / 秒
キャプチャデータフォーマット	非圧縮 24bit RGB
ビデオソース	NTSC 信号(RS-170 互換)

表 4.2 撮像素子部の仕様

BodyCamera から FG 輝投影器の距離	60mm
RespirationCamera から FG 輝投影器の距離	760mm
BodyCamera から ベッド面の距離	1850mm
RespirationCamera から ベッド面の距離	1600mm
撮像素子	1/2 Inch IR-CCD
総ピクセル数	811(H)×508(V)
有効ピクセル数	768(H)×494(V)
セルサイズ	8.4mm(H)×9.8mm(V)
スキャニングシステム	2:1 interlace
電子アイリス	1/10,000
焦点距離	12mm
透過波長	812nm

表 4.3 FG 輝点投影器の仕様

ベッド面からの距離	1850mm
レーザー波長	805nm
レーザー出力	90mW
パルス幅	0.1ms
パルスインターバル	1/30s
光ファイバー直径	25 μ m

4.2 実験概要

最初に、2カメラ FG呼吸モニタにより測定された体積変動量の定量性を確認するため、スパイロメータを用いて比較実験を行う。スパイロメータには、HI-101 (チェスト電子製) を使用する。なお、このスパイロメータの測定精度は $\pm 3\%$ 以内または $\pm 50\text{ml}$ 以内である。

次に、2カメラ FG呼吸モニタにより睡眠時無呼吸症候群の判定が可能であることを確認するため、閉塞型無呼吸を模擬した実験を行った。

また、2カメラ FG呼吸モニタにより取得された胸部及び腹部の呼吸運動の位相のずれを利用して、COPD患者の判定実験を行った。



(a) FG 輝点投影機と Body Camera



(b) Respiration Camera



図 4.1 実験システムの構成

4.3 スパイロメータとの比較実験

4.3.1 実験

実験は CCD カメラ 2 台で得られた画像をリアルタイムで処理し、その後計算機に取り込んで処理を行った。

被験者は健康な 20 代男性 5 人である。測定時間は 1 分とした。

仰臥位、伏臥位、右側臥位、左側臥位の 4 通りの姿勢で行い、すべての姿勢において蒲団はかけないものとした。

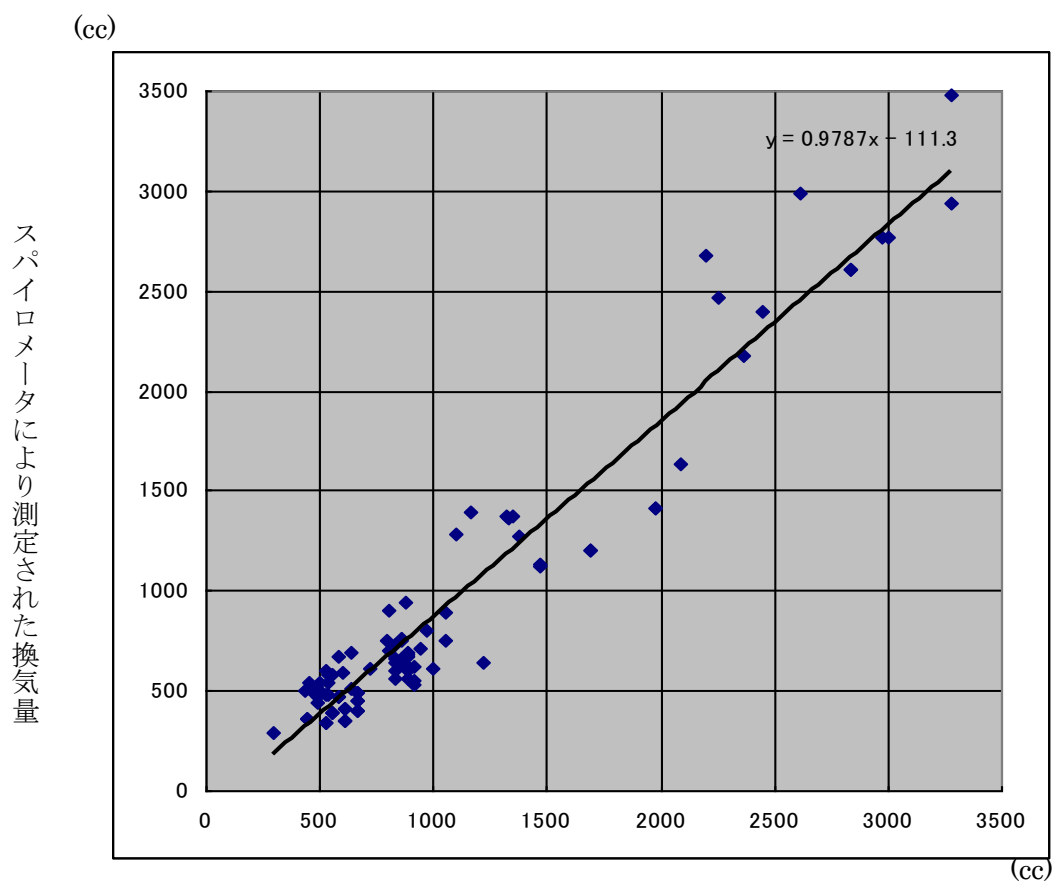
比較結果を以下に示す。ここで有効データ数とは、スパイロメータとの比較に用いることができた呼吸回数である。例えば、仰臥位については 78 回の呼気及び吸気について、2 カメラ FG 呼吸モニタで算出した体積変動量と、スパイロメータにより測定した換気量について比較を行っている。

表 4.4 スパイロメータとの標準偏差・相関値

	有効データ数	相関値
仰臥位	78	0.96
伏臥位	69	0.96
右側臥位	67	0.89
左側臥位	80	0.91

以上の結果より、胸郭部の動きと換気量の高い相関が見られる。

図 4.2~4.5 は、各姿勢において 1 回呼吸を行ったときの、スパイロメータで測定された換気量を縦軸とし、2 カメラ FG 呼吸モニタで測定された体積変動量を横軸とした二次元グラフである。



2カメラFG呼吸モニタで
取得した体積変動量

図 4.2 本システムとスパイロメータで測定された換気量の比較（仰臥位）

4.3 スパイロメータとの比較実験

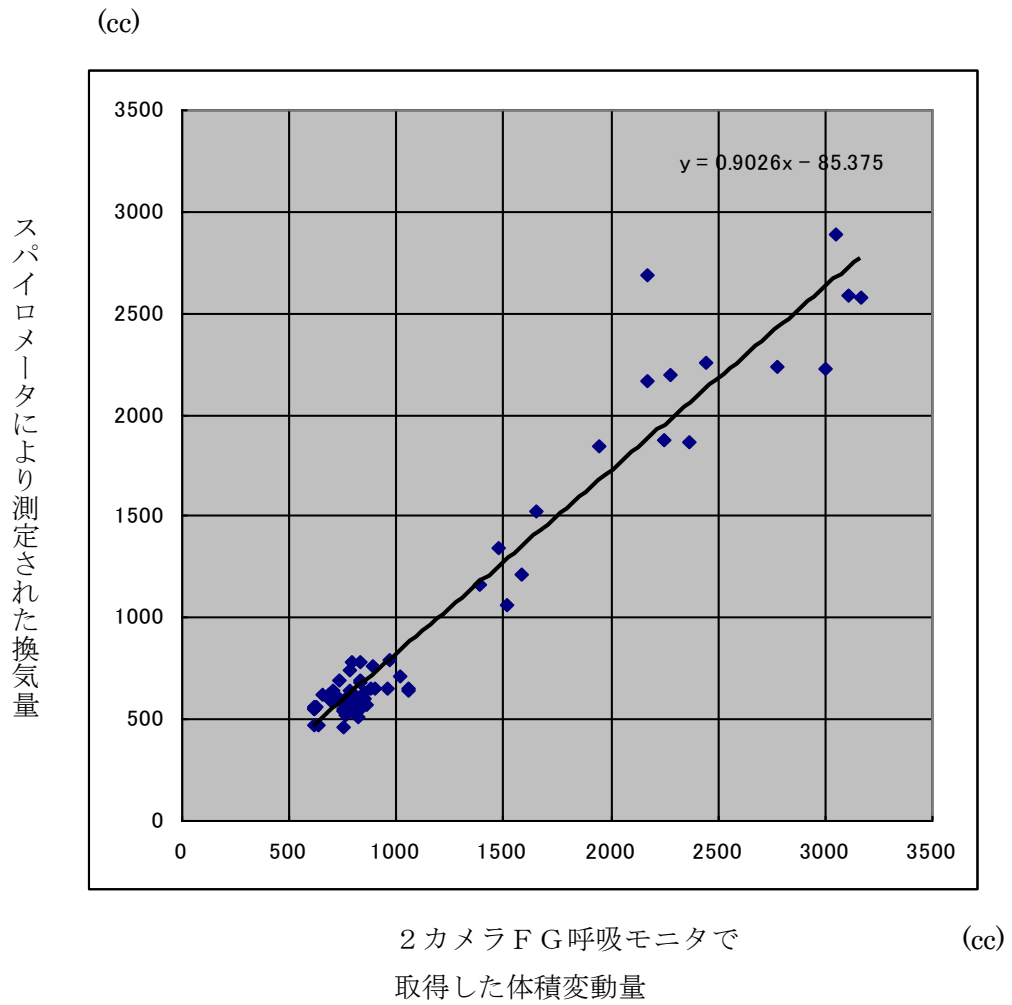


図 4.3 本システムとスパイロメータで測定された換気量の比較 (伏臥位)

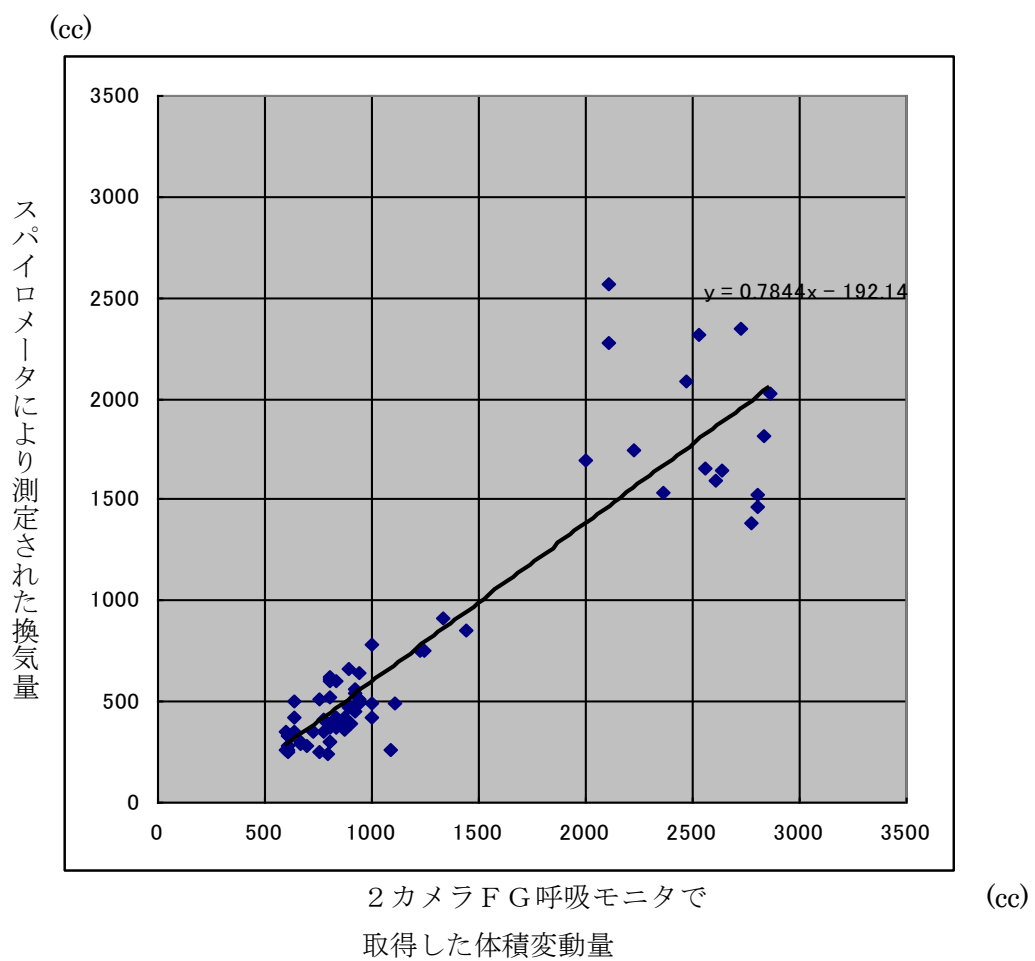


図 4.4 本システムとスパイロメータで測定された換気量の比較 (右側臥位)

4.3 スパイロメータとの比較実験

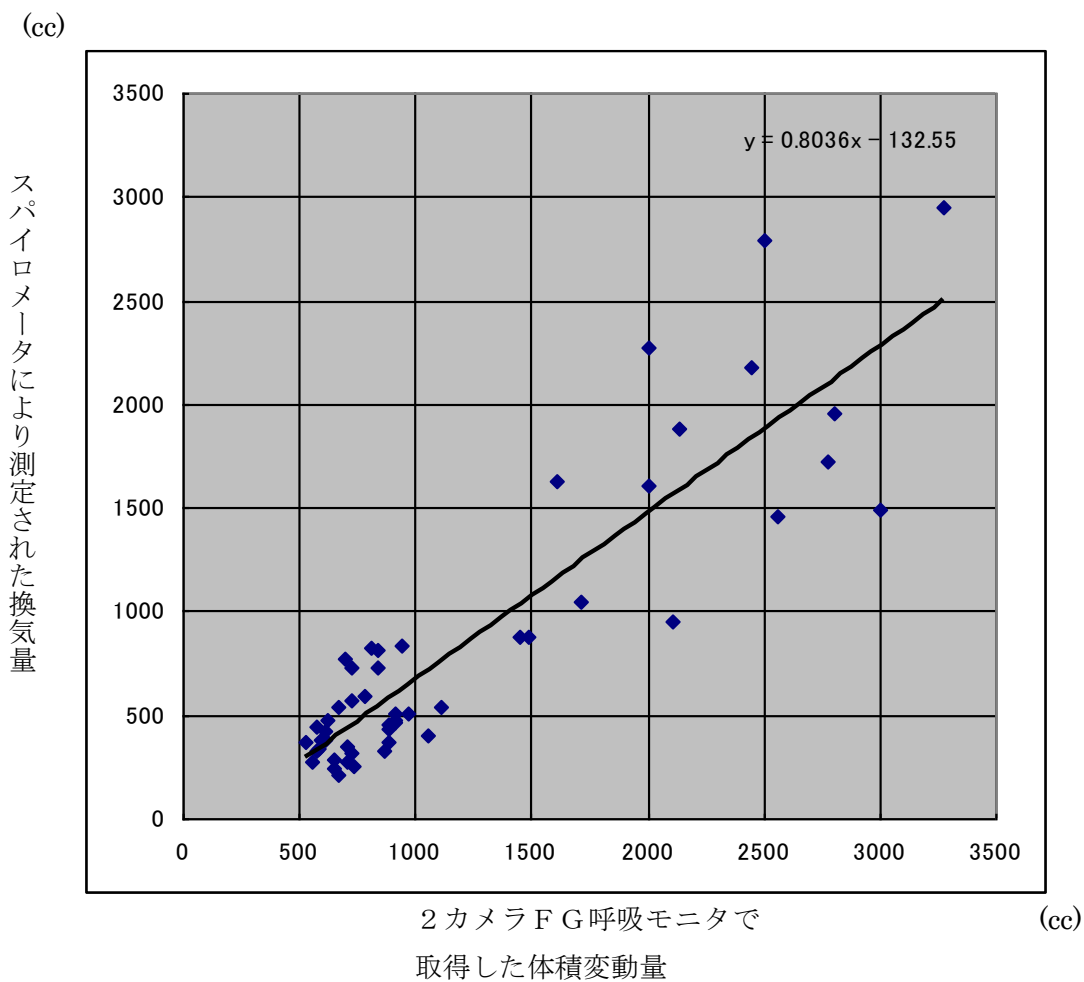


図 4.5 本システムとスパイロメータで測定された換気量の比較 (左側臥位)

4.3.2 考察

実験の結果、スパイロメータとの相関値は総じて高いものとなったが、スパイロメータで測定した換気量の値と本装置で取得した体積変動量を比較すると、横向き時の測定において、本装置の方が小さい値となる。この誤差原因について検討を行う。

図 4.2～図 4.5 に示した 2 次元散布図より、横向き時は仰向け・うつ伏せ時に比べ、換気量と測定された体積変動量の差が大きくなっている。

人が横向きに寝ている場合、呼吸運動はベッド面に対して垂直な動きと、ベッドに平行な腹の膨らみ成分がある。図 4.6 は人が横向きに寝ている時を示している。水色部は横向き時の呼吸運動により体積が変動した部分であり、緑線で囲った部分が、輝点の動きが大きすぎて本装置により測定できない部分である。本システムでは FG 視覚センサの性質上、図 4.6 に示したような腹の膨らみ成分を測定することができない。

そのため横向き時の測定では本来の換気量に比べ、少ない体積変動量として算出されるものと考えられる。ここで、横向きでの呼吸運動は人によって異なるため、横向きという判定をもって一意的に補正を掛けることはできず、横向きでの呼吸運動による体積変動量の算出は今後の課題である。

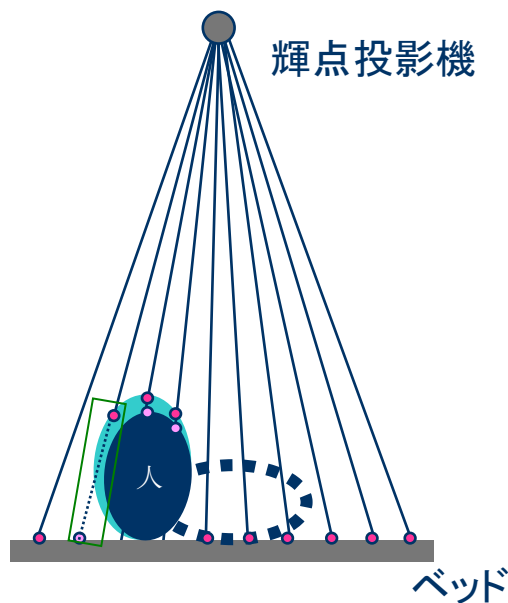


図 4.6 本装置により測定できない呼吸運動

4.4 測定範囲の領域分割処理の実験

4.4.1 実験

呼吸を止めた状態で呼吸運動のみを行い閉塞型無呼吸を模擬し、実験を行った。

図 4.7 にこの実験で得られた呼吸分布の変化を示す。胸部と腹部の領域の分割が行われており、緑色の境界線が描かれている。分割された各領域における体積変動の測定結果を、図 4.8 に示す。

閉塞性の無呼吸が発生した時、胸部と腹部の両方を一つの測定領域とすると、胸部と腹部が逆の動きをするため、体積変動がそれぞれを打ち消し合い、合計の体積変動はほとんど無いものとして測定されてしまう。

そこで、胸部領域と腹部領域を分割し、各領域の体積変動の測定を別々に行うと、各領域が異なった運動を行い、その位相がほぼ反転している様子を得ることができる。この現象は、中枢性の無呼吸では見られない。

以上により、睡眠時に無呼吸になり、体積変動の総和がほぼ 0 となった時、それが閉塞型であるか、中枢性であるかを判別することが可能である。

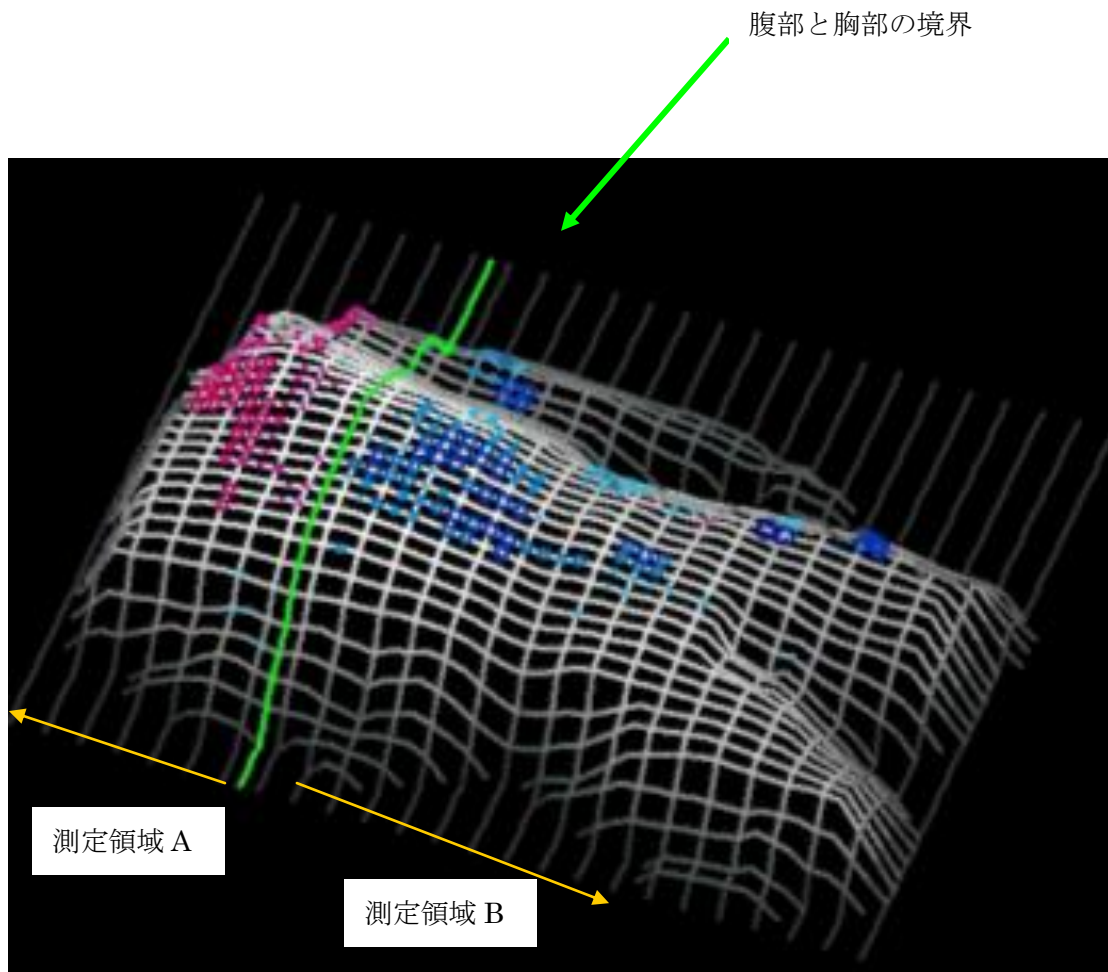


図 4.7 閉塞性無呼吸時の呼吸分布

4.4 測定範囲の領域分割処理の実験

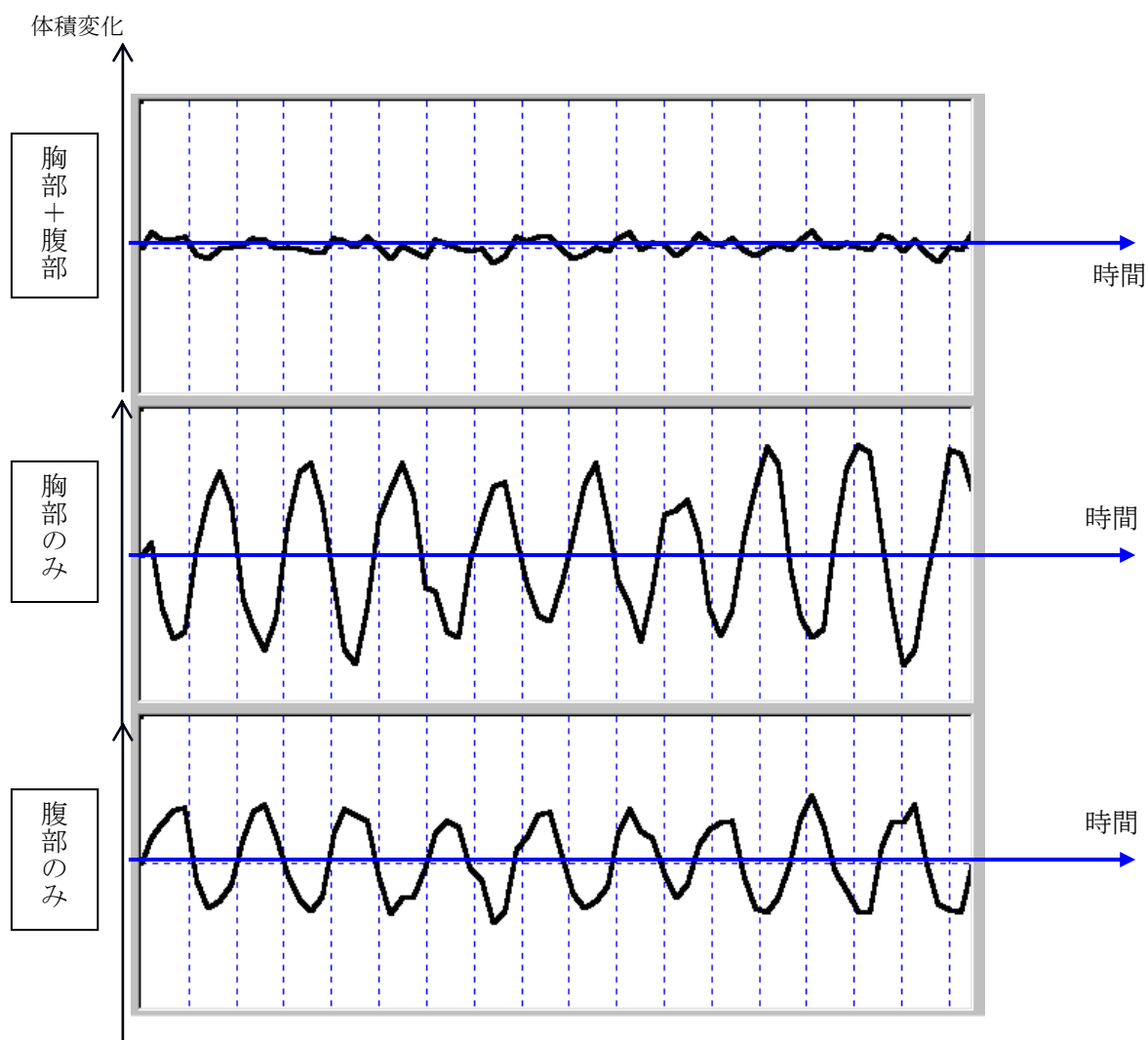


図 4.8 閉塞性無呼吸時の体積変動波形

4.4.2 考察

実験の結果、睡眠時無呼吸症候群について、閉塞型睡眠時無呼吸症と中枢型睡眠時無呼吸症の症状を分離して測定することができることが判った。

ここで睡眠時無呼吸症候群は、1時間あたり5回以上、10秒以上の無呼吸状態となる症状であると定義されているが、重度の睡眠時無呼吸症候群の患者の場合は、無呼吸状態の時間が長くなる症状や、回数が多くなることが知られている。したがって、無呼吸時間の換算と、無呼吸症状の頻度を記録することにより、被験の睡眠時無呼吸症候群の重症度を判定することが可能である。

また実験では、胸腹部の呼吸運動の総和が 0 であり、胸腹部のそれぞれの呼吸運動波形が逆位相となった場合に、閉塞型の無呼吸であると判定した。しかしながら、軽度の OSAS 患者では、胸腹部の呼吸運動が逆位相となる症状はみられるが、気流が確保できているため胸腹部の呼吸運動の総和が 0 とならない場合もある。したがって、呼吸運動の総和に基づいて 1 回ごとの無呼吸症状が軽度であるか重度であるかを判定し、被験者ごとの傾向から重症度を判定することが有効であると考えられる。

4.5 COPD 判定実験

4.5.1 実験 1:相互相関によって胸腹部のずれを算出する妥当性

実験 1 では、健常者 10 名、典型的な COPD 症状を有する患者 5 名を対象に、胸部に対する腹部の位相ずれ量を求め、これにより COPD 患者のスクリーニングが可能かどうかを検討した。ここで、COPD 患者の実験については、慶應義塾大学医学部においてヘルシンキ宣言などにもとづく倫理審査（慶應義塾大学医学部倫理審査 ID:14-50-1）を行い、慶應義塾大学病院及び川崎市立病院の協力により実験データを得ている。

実験は、仰臥位の状態の被験者を対象に、2 分 30 秒間呼吸運動の測定を行い、胸腹部の呼吸運動波形を取得した。呼吸運動波形には、0.2 秒(4frame)で平滑化フィルタをかけた。ここで、図 4.9 に健常者の呼吸運動波形、図 4.10 に COPD 患者の呼吸運動波形の例をそれぞれ示す。図 4.9 及び図 4.10 の波形は、上側半分が吸気、下側半分が呼気に相当する。

図 4.11 は、極値の時間差（ずれ）の平均値と、フーリエ相互相関により算出したずれを比較した図である。図 4.11 の縦軸は、本システムにより取得した胸部と腹部のそれぞれの呼吸運動の 1 呼吸ごとのピークの時刻を、波形を生成する際に用いた値を利用して求め、各ピーク時刻から算出した胸部と腹部のピークのずれの平均値を、各人ごとに示したものである。また、横軸をフーリエ相互相関により算出したずれ量とし、健常者 10 名及び COPD 患者 5 名の測定を行った。その結果、回帰直線は $y = 0.915x + 0.006$ 、決定係数は $R^2 = 0.987$ であった。したがって、手動で求めた位相ずれと、相互相関関数を用いて取得した位相ずれは、強い相関があることがわかる。したがって、相互相関により算出したずれ量は、胸腹部の位相ずれを表すものとして妥当であると考えられる。

4.5.2 実験 1 の結果

健常者及び COPD 患者から取得した胸部、腹部の呼吸運動波形について、極値の時間差の平均値と、フーリエ相互相関により算出したずれを比較した結果、高い相関関係が見られた。すなわち、極値の時間差が大きい被験者ほど、フーリエ相互相関による算出結果でも時間差が大きくなるという結果が得られた。

4.5 COPD 判定実験

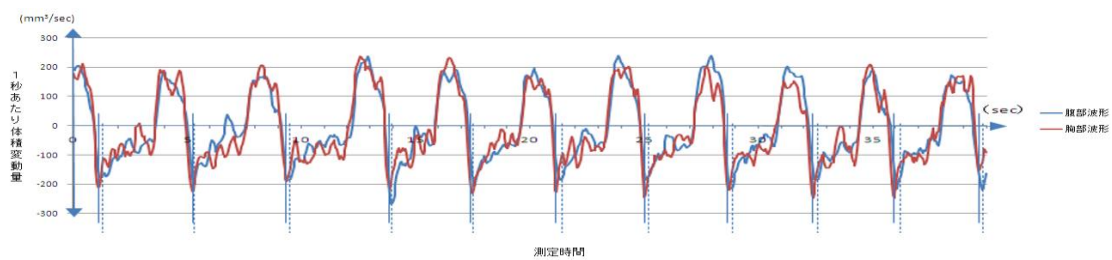


図 4.9 健常者の呼吸速度波形

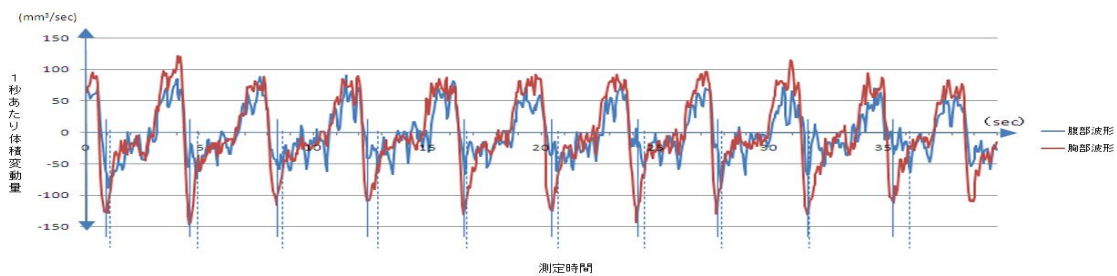


図 4.10 COPD 患者の呼吸運動波形

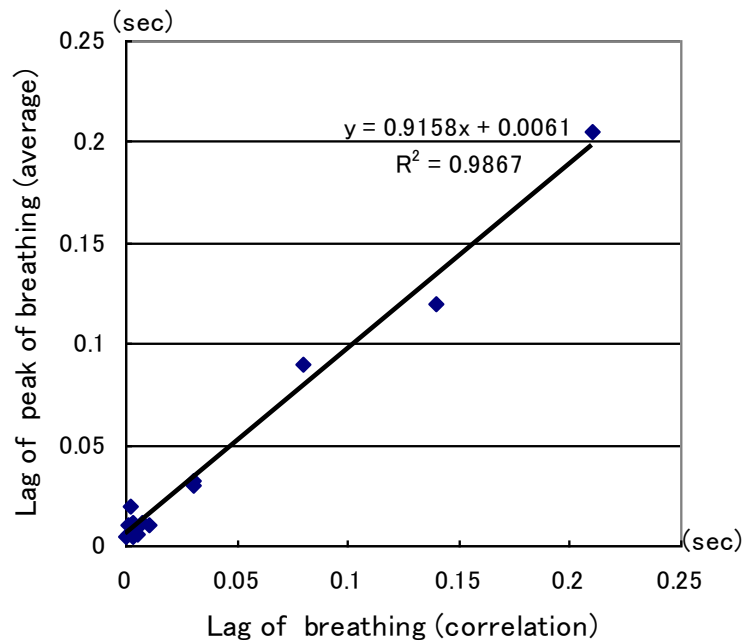


図 4.11 位相ずれの算出方法の比較

4.5.3 実験 2: COPD の検出

実験 2 では、提案手法である相互相関関数を利用して、健常者と COPD 患者の位相ずれを算出することで、COPD を検出する実験を行う。

図 4.9 及び図 4.10 では、胸部と腹部のそれぞれの呼気の極値を算出し、極値の比較を行う箇所に補助線を引いた状態である。極値におけるずれの量を示す箇所を矢印で示している。ただし、この極値比較はあくまで波形の見た目からの直観的理解を意図したもので、定量的な位相ずれ算出法とは関係ないが、図 4.9 における健常者の呼吸運動波形の、胸部・腹部間における呼気の極値でのずれに比べ、図 4.10 で示した COPD 患者の呼吸運動波形では、胸部・腹部間での極値の時間差（ずれ）が大きい様子が観察できる。

4.5.4 実験 2 の結果

5 名の COPD 患者から取得した胸部、腹部の呼吸運動波形に提案手法を適用した結果、胸部の運動に比べて腹部の運動が、吸気において 0.03 秒～0.25 秒遅れている結果が得られた。健常者については、慶應義塾大学医学部においてヘルシンキ宣言などにもとづく倫理審査（慶應義塾大学医学部倫理審査 ID: 14-50-1）のもと、25 人に同様の実験を行ったが、胸部と腹部のずれは 0 秒～0.02 秒であった。すなわち、COPD 患者は胸部と腹部との位相ずれが健常者のものより大きいという結果となった。

図 4.12 は、健常者 10 人と、軽度の COPD 患者 2 人、重度の COPD 患者 3 人の胸部と腹

4.5 COPD 判定実験

部の位相のずれを示したものである。本システムでは、等角直線フィッティングを行う。これにより、CCD Camera による画像取得は 0.05 frame/sec 每で行うが、相関が極大となる箇所を 0.01 秒単位で算出することが可能となる。被験者番号 1~10 は健常者であり、被験者番号 11~12 は軽度の COPD 患者、被験者番号 13~15 は重度の COPD 患者である。この結果、胸部と腹部との位相ずれは、健常者に比べて軽度および重度ともに COPD 患者のほうが大きくなっていることがわかる。

ここで、健常者の位相ずれと COPD 患者の位相ずれの有意差について考える。被験者番号 1~10 を含む 25 名の健常者と、被験者番号 11~15 の COPD 患者のそれぞれの位相ずれに対し t 検定を行った。ここで健常者の位相ずれの平均値は 0.0083 秒、標準偏差は 4.97×10^{-6} 秒である。また COPD 患者の位相ずれの平均値は 0.11 秒、標準偏差は 0.010 秒であった。その結果、有意水準 5% の下で有意差があった。すなわち、健常者と COPD 患者の呼吸運動では、呼吸のずれの平均値に差があり、健常者と COPD 患者の呼吸運動の位相のずれには有意差がある。

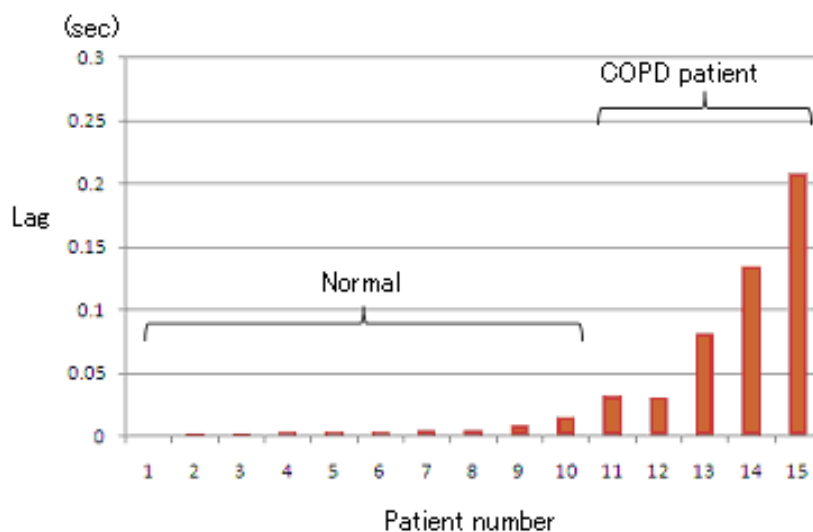


図 4.12 算出された胸部と腹部の呼吸運動のずれ時間

なお図 4.13 は、被験者番号 15 の胸部と腹部の呼吸の相関を算出した例である。CCD Camera による画像取得は 0.05 frame/sec 每で行うが、相関が極大となる箇所を、等角直線フィッティング[16]を用いることにより、0.01 秒単位で算出する。

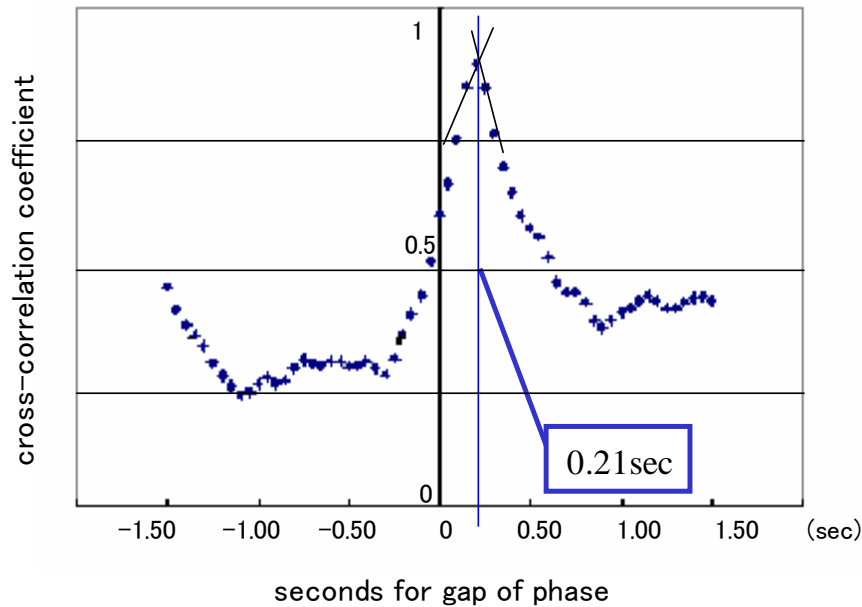


図 4.13 COPD 患者の呼吸における胸部腹部の相互相関

4.5.5 実験 3: COPD の重症度評価

実験 3 では、スパイロメータによる測定と同時に、本実験装置での胸部腹部における呼吸運動の測定を行い、スパイロメータで測定された呼吸波形から算出された 1 秒率と、本実験装置で測定された呼吸運動における、胸部及び腹部の位相のずれの関係を調査した。被験者は実験 1 と同様の 5 名の COPD 患者である。

なお、スパイロメータで測定した呼吸による口鼻の気流と、本実験装置で測定された胸部腹部の呼吸運動の相関関係については、すでに検証されており^[13]、口鼻からの気流量に比例して胸・腹部の運動量が大きくなる状態を 2 カメラ FG 呼吸モニタにより計測可能であることが判明している。

ここでは、COPD 患者の呼吸機能と、それぞれ胸部と腹部の位相のずれについて求めることにより、COPD の重症度と位相ずれとの関連性を示し、COPD の重症度評価を行う。また COPD 患者の呼吸機能の評価基準として、1 秒率を用いる。

4.5.6 実験 3 の実験結果

先に用いた、図 4.9 は、被験者番号 10 の胸部及び腹部の呼吸運動波形を示し、図 4.10 は被験者番号 15 の呼吸運動波形を示したものである。これらの呼吸運動波形について、相互相関を用いて求めた呼吸のずれ時間を縦軸とし、1 秒率を横軸として図 4.14 に示す。

ここで、被験者 15 は重症の COPD であり、強制呼気の実験を行えないほどの重症患者であったため、この被験者の 1 秒率は 0 とする。

4.5 COPD 判定実験

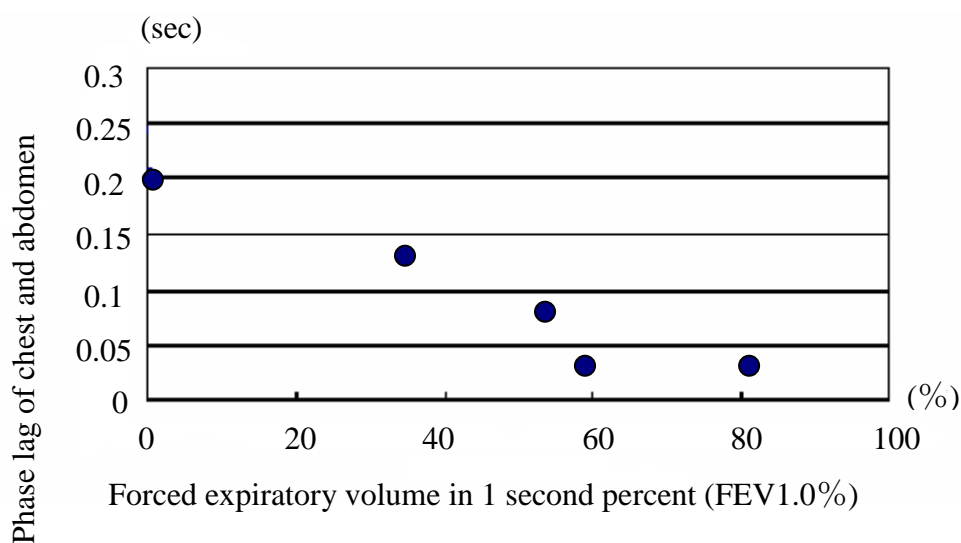


図 4.14 算出された胸部と腹部の呼吸運動のずれ時間

4.5.7 実験結果の検討

図 4.12 に示したように、健常者は、胸部・腹部における呼吸運動の位相のずれが極めて小さいのに対し、COPD 患者では位相のずれが大きくなっている。したがって、胸部・腹部における呼吸運動の位相のずれから、健常者と COPD 患者とをスクリーニングすることができると考えられる。

なお、位相ずれの算出は、実験 1 及び実験 2 と同様に相互相関関数により算出したものを用いる。したがって、約 80 秒の測定結果を解析して位相ずれを算出した結果のみを用いて健常者と COPD 患者とをスクリーニングすることができる可能性がある。

また、図 4.13 に示すように、5 名の COPD 患者の位相のずれと各人の 1 秒率の測定結果を比較した結果、1 秒率が小さい被験者の方が、相互相関により算出した胸部・腹部の呼吸のずれが大きくなる傾向は定量的に示せた。したがって、本手法により呼吸のずれが大きいと判定された患者は、COPD の重症患者であると判定することができる可能性がある。また、本手法により COPD の重症度が測定できる可能性がある。

なお、4 フレームでの平滑化については、必ずしも 4 フレームの長さとしなくても良く、例えば 3 フレームや 5 フレームとしても良い。しかしながら、平滑化にかかるフレーム数は、サンプリング定理に基づき、呼吸運動波形が崩れないよう、およそ 8 フレーム未満とすることが望ましい。また、平滑化に用いるフレーム数が短い場合、呼吸運動波形に高周波のノイズ成分に起因して、相互相関の値の演算を行った際に、極大値が 1 箇所定まらない場合がある。したがって、2 フレームなどのように平滑化が短すぎないようにするのが望ましい。

なお、本手法により呼吸の位相のずれが取得できているか否かを確認するため、閉塞型の睡眠時無呼吸症候群の症状を模擬している間の呼吸運動波形について、同様の方法で位相差を求める実験を行った。

ただし、閉塞型の睡眠時無呼吸症候群の模擬は 40 秒以上連続して行うことができないため、閉塞型睡眠時無呼吸症候群による、胸部と腹部の位相の反転状態が起きている時間帯についてのみ処理を行っている。

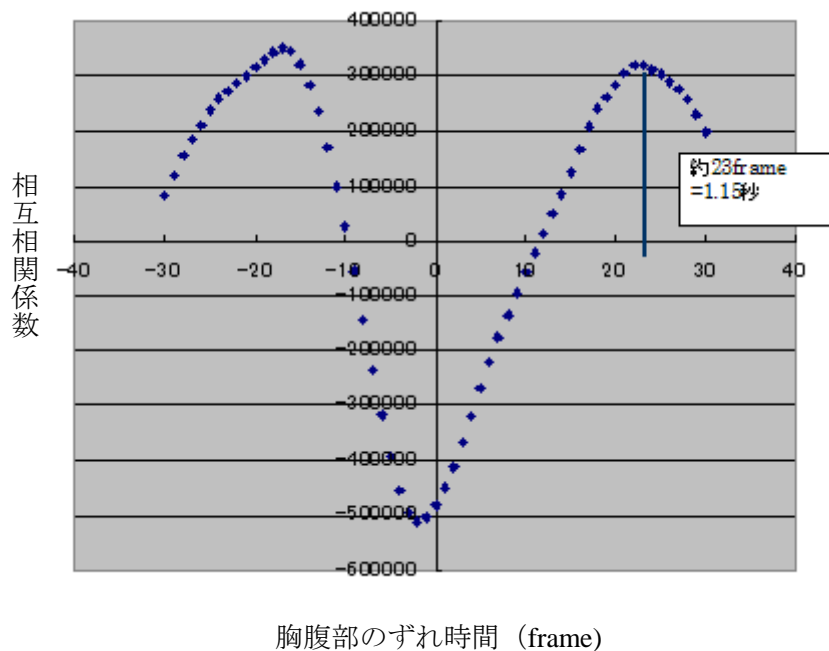


図 4.15 閉塞型睡眠時無呼吸を模擬した場合の位相差

図 4.15 に示したように、閉塞型睡眠時無呼吸を模擬した場合、胸部と腹部の位相差はおよそ 23frame(1.15 秒)である。また、0frame において極小値に近い値となっており、胸部と腹部が判定動作していることがわかる。

4.6 COPD の判定時間について

前述の COPD の判定実験において、相互相関関数を求めるために用いた呼吸運動波形は、およそ 1 分 20 秒間の呼吸運動波形である。より具体的には、例えば 1 分 20 秒間の胸部の呼吸運動波形と、例えば 1 分 40 秒間の腹部の呼吸運動波形とを用いて、相互相関の値が高くなる時間を算出している。

これに対し、短時間の胸部の呼吸運動波形などを用いて、短時間の呼吸運動波形から相関関数を求めることが考えられる。図 4.16 は、COPD 患者の呼吸運動のうち、ある 5 秒間の呼吸運動について相互相関関数を算出したときの図である。

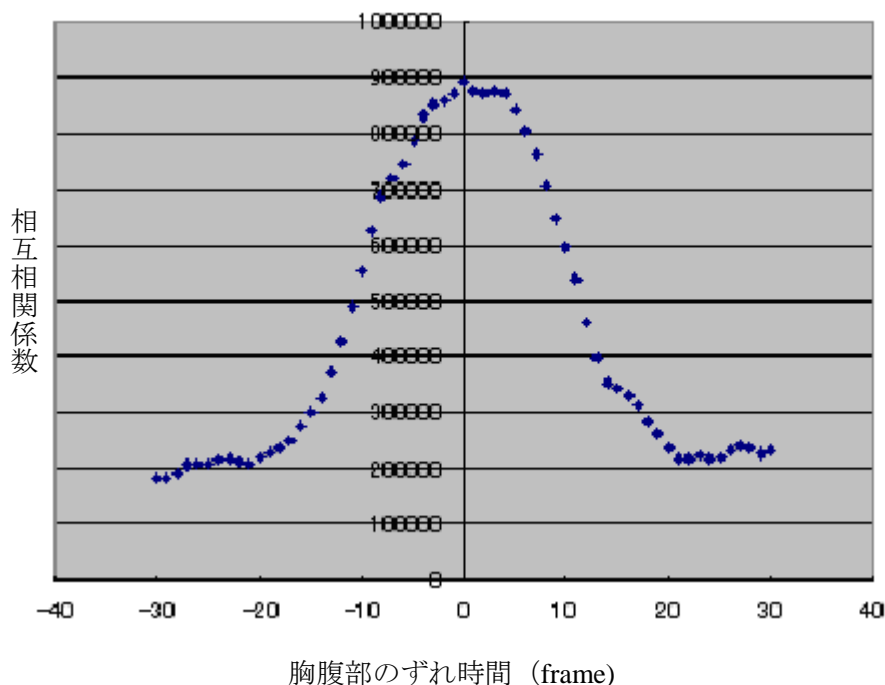


図 4.16 COPD 患者の 5 秒間の呼吸運動波形についての相互相関

図 4.16 に示したように、5 秒間を抽出して相互相関関数を算出しても、COPD の患者の特徴である呼吸のずれが算出できない場合がある。これは 5 秒などの短時間では、その間に 1~2 回の呼吸運動が含まれる程度となるため、どの時点からの 5 秒かによっても差異が生じることにも起因する。

したがって、COPD の判定では、1 回ごとの呼吸ではなく全体の呼吸運動の傾向から、その人の呼吸運動における胸部と腹部の位相差を取得することが肝心である。ここで、正常時の人の呼吸が 10~25 回/分であり、ここでは 10 回以上の連続した呼吸であれば安静

状態での呼吸と考え、測定時間を、1 分 20 秒間と設定している。

4.7.1 カメラ FG 呼吸モニタと 2 カメラ FG 呼吸モニタの相違について

1 カメラ FG 呼吸モニタと、2 カメラ FG 呼吸モニタの特筆すべき相違点は、身体概形上に呼吸運動の表示ができること、及び、定量的な呼吸運動測定が可能であることの 2 点である。

2 カメラ FG 呼吸モニタでは、身体概形上に呼吸運動が表示できることについては、図 3.17 や図 3.18 においてすでに示している。したがって、ここでは 1 カメラ FG 呼吸モニタでは呼吸運動を定量的に測定できず、2 カメラ FG 呼吸カメラでは呼吸運動を定量的に測定できることについて述べる。

まず、FG 呼吸モニタにおいて各輝点の移動量は、前述のとおり、

$$Z = \frac{h^2 \delta}{dl + h\delta} \quad (2.1)$$

$$X = \frac{x + \delta}{l} (h - Z) \quad (2.2)$$

$$Y = \frac{y}{l} (h - Z) \quad (2.3)$$

によって定まる。

ここで、Body Camera における各輝点の h は、ベッド上に投影された輝点から Body Camera までの距離であるので、設置された Body Camera の位置によって一律に定めることができる。

しかしながら、Respiration Camera における各輝点 h は、図 4.17 に示したように被験者上に投影されている輝点までの距離である。この場合一般的に、被験者の頭側の輝点までの h の値は小さくなり、足側の輝点の h の値は大きくなるほか、Respiration Camera の設置角度をあらかじめ取得していても、人の体格、ベッド上における位置、姿勢により、各輝点における h の値が異なる。

したがって、Body Camera を用いた身体概形を計測して利用することにより、ベッド上の身体概形を測定し、各輝点の 3 次元座標を計算することで、体の凹凸を考慮した各輝点の Respiration Camera 用の h の値を算出することができる。

4.7.1 カメラ FG 呼吸モニタと 2 カメラ FG 呼吸モニタの相違について

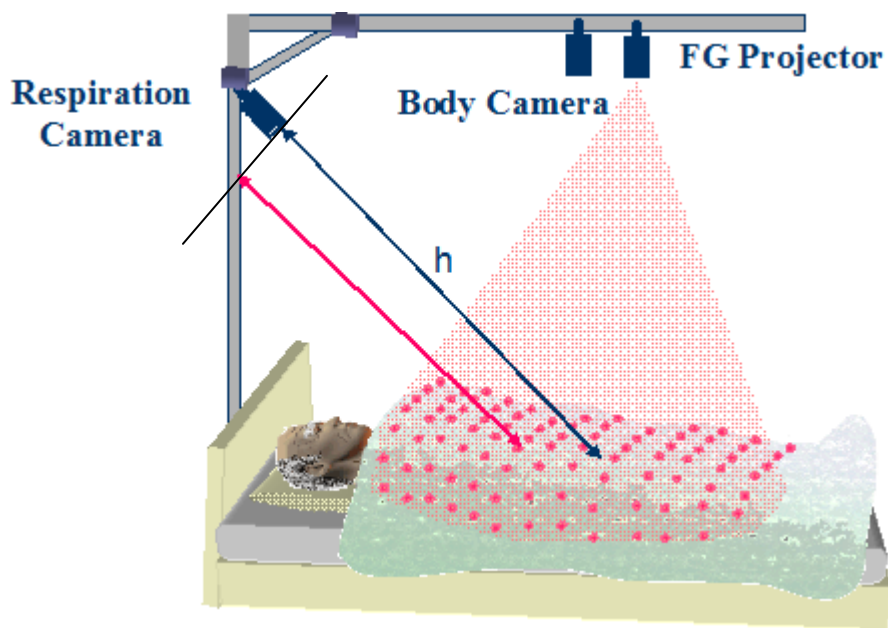


図 4.17 Respiration Camera における h の値

1 カメラ FG 呼吸モニタでは、 h の値がわからないために(2.3)式を用いることができず、単に呼吸運動波形として各輝点の移動量 α の合計を、輝点数で割った値を呼吸運動波形として用いていた。しかしながら、2 カメラ FG 呼吸モニタでは、Respiration Camera における h の値が、Body Camera を用いた測定結果により与えることができるため、(2.3)式を用いて定量的な値として呼吸による運動量を測定することができる。

4.8 頭側に Respiration Camera を設置する理由

本システムでは、頭側に Respiration Camera が配置される構造としているが、たとえば図 4.18 に示すように、足側に Respiration Camera が配置されていても、呼吸運動測定は可能である。

しかしながら、カメラに近い位置にある輝点のほうが、カメラから遠い位置にある輝点に比べ、同様の上下運動であっても画面上の移動量は大きくなる。また、胸部は頭部に近い位置であることや、胸部のほうが腹部に比べて一般的に面積が小さく腹部よりも輝点の動きの重要度が高いことから、頭部側に近い位置に Respiration Camera が設置されることが望ましいと考えられる。

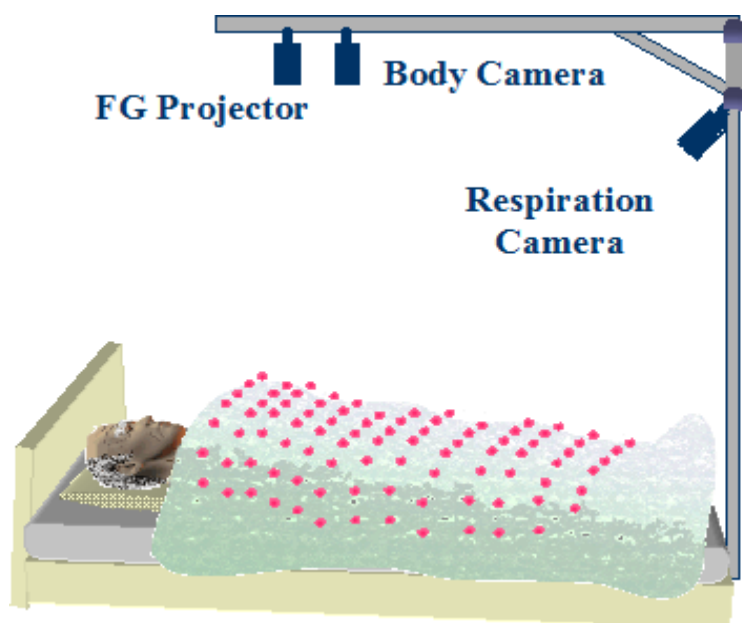


図 4.18 足側に Respiration Camera を設置した場合

4.9 Respiration Camera の位置の最適化

Respiration Camera は、胸部と腹部の呼吸運動による輝点の動きを取得することを目的としている。ここで Respiration Camera によって取得された輝点は Body Camera による測定に基づいて 3次元移動量を算出するための h の値が与えられている。したがって、Respiration Camera は、Body Camera に比べて狭い範囲であって、胸部及び腹部のみを測定できるのが望ましい。

しかしながら、被験者のベッド上の位置は被験者によって異なり、さらに被験者の体格も異なる。したがって、Respiration Camera は、計測範囲が Body Camera に比べて狭い範囲かつ、最大の測定範囲とするのが望ましい。これを踏まえ、Respiration Camera として横 640pixel×縦 480pixel が取得可能な CCD カメラを用いる場合には、CCD カメラの横方向に、被験者の首上から大腿部が撮影されることが望ましい。

4.10 レーザーレンジファインダ等による距離測定機器との併用について

一般に、FG モニタ以外にも距離測定を行うための装置は存在している。例えば、赤外レーザーを発振して目標物に照射し、その反射の度合いで距離測定を行うレーザーレンジファインダや、超音波を目標物に照射し、その反射の度合いで距離測定を行う超音波測定器である。レーザーレンジファインダ等を用いて身体概形の形状を再現し、各輝点から Respiration Camera までの距離が判明するのであれば、Body Camera に代わって、レーザーレンジファインダ等の距離計測機器を用いることができる。

しかしながら、本システムでは Respiration Camera から身体上の輝点までの距離を取得することによって、呼吸運動による定量的な体積変動量を算出する。そのため、レーザーレンジファインダ等を用いて身体の 3次元形状を取得した場合にも、各輝点から Respiration Camera までの距離を、それぞれ算出する必要がある。

レーザーレンジファインダ等により算出した身体概形を生成するためにサンプリングした点を、輝点の位置と全く合わせた状態で測定することは難しい。したがって、レーザーレンジファインダがサンプリングした点から、身体形状を生成し、生成した身体形状から輝点が照射されている点の座標を算出して、マッチングする処理が必要となると考えられる。したがって、本システムに比べて、演算が複雑化し、処理時間が増加する可能性が考えられる。

4.11 1 台のカメラのみを設置して身体概形と呼吸運動の同時測定について

2 台の CCD カメラの中間となる位置に、1 台の CCD カメラを設置して撮影することで、身体概形と呼吸運動の両方を取得できれば、例えば 2 台の CCD カメラで撮影した輝点どうしの対応付けが必要なくなり、より高速な処理を行うことが出来る可能性がある。したがって、1 台のカメラのみを用いて身体概形と呼吸運動の計測が可能であるか否かを考察する。

ここで被験者の体の厚さが 30 cm であり、被験者の体位を仰臥位に限定し、呼吸によって変動する胸部及び腹部の厚さの変動量は上下に 2 cm であるものとする。CCD カメラと FG Projector を設ける位置は、ベッド上から 1800 mm とする。CCD カメラは焦点距離 12 mm とする。

このとき、FG projector と CCD カメラの距離と、被験者の体が測定領域に入った場合の輝点の移動量の関係は以下の通りである。

表 4.5 厚さ 300mm 変動時の画面上の輝点移動量

FG Projector - CCD Camera 間距離 (cm)	20	30	40	50	60	70
輝点移動量 (pixel)	27	41	54	67	80	94

ここで、呼吸運動の一方（例えば呼気）を 2 秒に 1 回行い、1 秒あたりの撮影回数を 20 回とすると、平均的には 0.5 mm / frame を測定することとなる。ここで、厚さ 0.5 mm 変動時の画面上の輝点移動量は、以下のようになる。

表 4.6 厚さ 0.5 mm 変動時の画面上の輝点移動量

FG Projector - CCD Camera 間距離 (cm)	20	30	40	50	60	70
厚さ 0.5mm 変動時の輝点移動量(pixel)	0.11	0.16	0.21	0.26	0.31	0.36

ここで、1 点の輝点について着目した場合、1 フレームにつき約 0.3 pixel 程度のノイズが入ることが判明している。FG Projector と CCD Camera 間の距離は 60 cm 以上とするのが望ましい。

したがって、例えば FG Projector と CCD Camera の距離を 60 cm とした場合、ピクセル間距離が 80 pixel 以上となるように、FG Projector に用いるファイバーの径を変更する。

4.11 1 台のカメラのみを設置して身体概形と呼吸運動の同時測定について

すなわち、CCD Camera で撮影される輝点間隔は 80 pixel 以上となる。この場合、640×480 pixel の画面上に、約 40 個の輝点のみが表示されており、胸部及び腹部に照射される輝点の個数は、10 点程度となる。

図 4.19 は現在の配置で測定する場合の輝点の密度の例であり、図 4.20 は、FG Projector と CCD Camera の距離を 60cm として身体概形を取得するための輝点を照射した場合の密度の例である。

図 4.21 は、図 4.20 に示した輝点が照射されている場合に、身体概形を生成した場合の例である。図 4.21 に示すように、詳細な身体概形の構築は難しく、さらに胸部と腹部の位置を図 4.21 に示した身体概形から決定するのは難しい。また、胸部領域と腹部領域のそれぞれに照射される輝点数は数点ずつとなってしまうため、体積変動量を定量的に算出するには輝点数が少なすぎる事となる。また、図 4.21 に示した身体概形上に吸気運動と呼気運動を表示した場合、

さらに、CCD カメラの画像取得の速度の上昇や、1 分あたりの呼吸数が多い場合や浅い呼吸に対応できなくなる可能性がある。特に、COPD の判定を行う場合には 1 秒間に 20 frame/sec での画像取得が望ましく、この場合には、さらに輝点間隔を広げなければならぬため、1 カメラのみでの身体概形と呼吸運動の両方の計測は不可能となる。

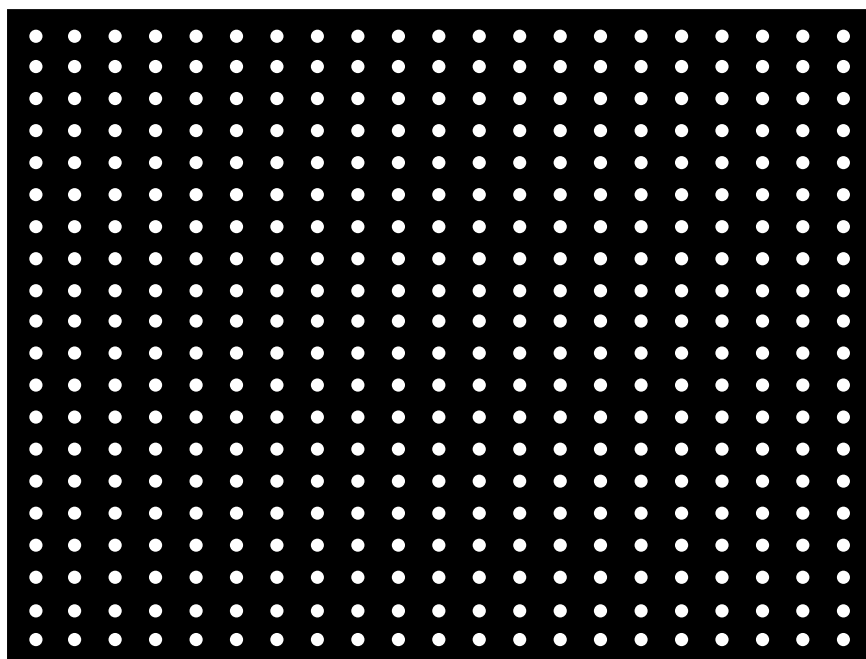


図 4.19 現在の配置で測定する場合の輝点の密度例

4.11 1 台のカメラのみを設置して身体概形と呼吸運動の同時測定について

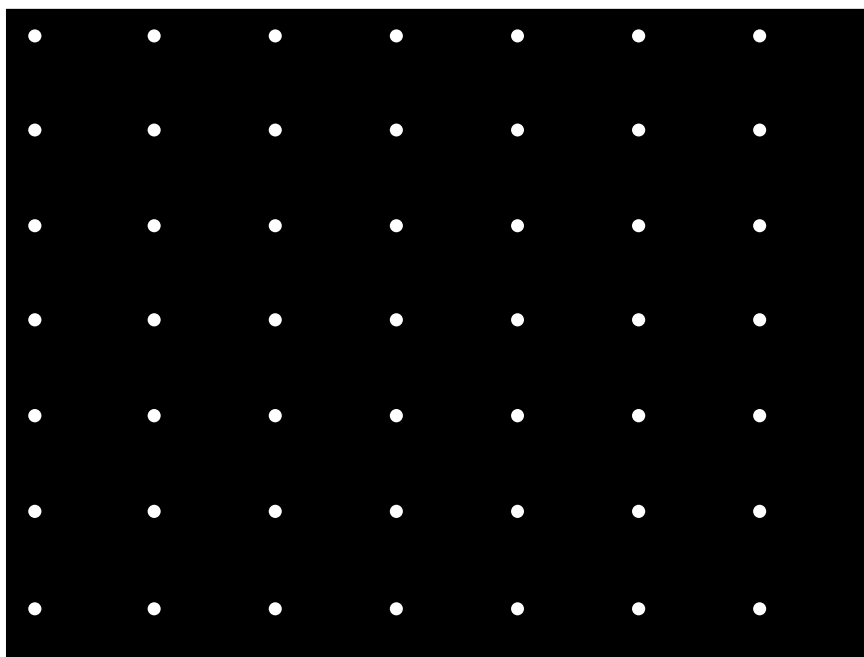


図 4.20 FG Projector と CCD Camera の距離を 60cm とするときの輝点の密度例

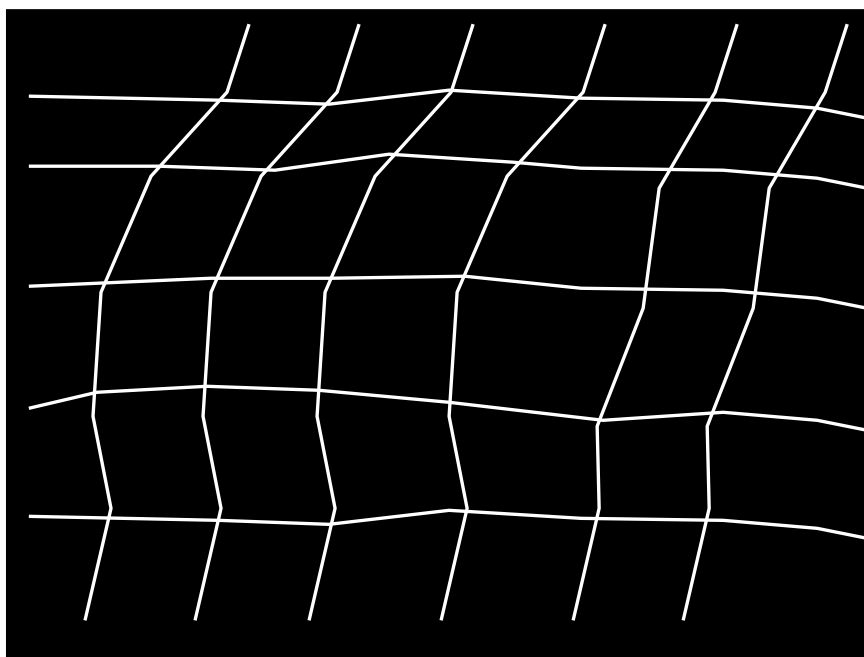


図 4.20 FG Projector と CCD Camera の距離を 60cm としたときに作成できる身体概形

第5章 結論

本章では、本論文の結論を総括的に述べる。

5.1 本研究の総括

本論文ではファイバースコープを用いて、就寝者の呼吸運動を非接触で測定するシステムの提案し、従来法（スパイロメータ法）との比較実験により開発手法の有用性の検証を行った。

現在の呼吸分析用の装置は、患者の身体に様々なセンサをとりつける必要があり、就寝者に身体的及び心理的苦痛を与えてしまうことから、継続的に呼吸モニタリングを実施することは容易ではない。そのため、呼吸の測定は非接触かつ無拘束での呼吸測定装置が望まれていた。

本研究で開発したシステムは、2台の CCD カメラと FG 輝点投影機より構成され、呼吸運動に伴い移動する CCD カメラで取得するものである。輝点の移動は三角測量の原理によるものであり、ファイバースコープを用いた呼吸運動測定では、輝点投影機と CCD カメラとの距離（基線長）によって測定感度及び最大測定量が決定される。そのため呼吸運動と身体概形の測定を1台のカメラで同時に行うことはできない。

そこで本論文では基線長の異なる2台の CCD カメラを用意し、就寝者の呼吸運動モニタリングを非接触、無拘束で行い、身体概形を同時に取得し呼吸運動を測定するシステムを開発した。その結果、1台の CCD カメラのみからでは不可能であった体積変動量の定量化を実現した。また、呼吸運動の可視化により呼吸異常箇所を容易に判断することが可能となった。

本システムによる体積変動測定とスパイロメータを用いた換気量測定を同時に行い、いずれの姿勢についてもスパイロメータと本システムの測定値の間で高い相関が見られ、本システムにより求められた体積変動が換気量に相当する事が確認された。

また、睡眠時無呼吸症候群を呈する患者の症状を、中枢型・閉塞型のどちらであるかを自動的に判別する提案と、COPD の重症度の判定する提案を行っている。

睡眠時無呼吸症候群については、その呼吸運動から中枢型睡眠時無呼吸症候群であるか、閉塞型睡眠時無呼吸症候群であるかを判定するアルゴリズムについて述べ、実験によりこの手法が有効であることを示した。

COPD については、COPD に起因して生ずる特徴的な呼吸パターンを検出し、接触型の装置を用いた強制呼気による診断方法を用いず、ベッド上に横たわって通常の呼吸をするだけで、被験者が COPD 患者であるかどうかを判定できることを示した。また被験者が COPD 患者である場合には、その重症度が測定できる可能性が示唆された。実験として、正常な呼吸パターンと COPD の症状を有している呼吸パターンについて本アルゴリズムを適用した。その結果、COPD を有する被験者の呼吸運動波形では、健常者よりも COPD 患者のほうが腹部の呼吸運動波形と胸部の呼吸運動波形の位相ずれが大きく、さらに重症の COPD 患者のほうが軽症の COPD 患者より位相ずれが大きいという結果が得られた。さらに、t 検定によって健常者の呼吸運動の位相のずれと、COPD 患者の呼吸運動の移送

5.2 今後の課題及び将来の展望

のずれの間には有意差があることがわかった。

5.2 今後の課題及び将来の展望

本システムは、終夜実験により就寝者の呼吸状態を測定し、就寝者の呼吸状態の異常を発見する用途として用いるとともに、覚醒状態の被験者肺機能検査を行うための呼吸運動測定装置として用いられることが期待される。

現在の2カメラFG呼吸モニタでは、就寝者が横向きの場合に、取得される呼吸運動の体積変動量の精度が悪くなる。将来的には、被験者が横向きの場合であっても、仰向けと同様の精度で体積変動量を測定できるようになることが期待される。

睡眠時無呼吸を判定する方法については、胸部と腹部の位相が完全に反転する場合について判定できたが、軽度の閉塞型睡眠時無呼吸の場合などに、胸部と腹部が完全に反転しない場合がある。将来的には、このような胸部と腹部の位相が完全に反転しない場合であっても、閉塞型睡眠時無呼吸を判定できるアルゴリズムが開発されることが期待される。

また、COPDをスクリーニングするための基準となる秒数については、使用するCCDカメラの1フレームにあたる0.05秒とするのが良いものと思われるが、さらに精度よくCOPD患者のスクリーニングを行うためには、より高速のCCDカメラを用い、1フレームあたりの画像取得時間を短くしたうえで解析を行うことが考えられる。

今後は、さらに被験者数を増やして実験評価を行い、臨床応用可能なシステムの構築を目指す。

謝辞

本論文は、筆者が慶應義塾大学理工学研究科総合デザイン工学専攻、中島研究室に在籍中の研究成果をまとめたものである。指導教授であった 中島 真人 教授には、本研究に取り組む機会を頂き、筆者が学部3年から博士4年までの8年間にわたり数多くのご助言を頂いた。また 青木 義満 准教授には、多大な支援とご助力を頂いた。ここに深い感謝の意を表する。

慶應義塾大学 大学院理工学研究科 基礎理工学専攻の田中 敏幸 教授、また同研究科 総合デザイン工学専攻の岡田 英史 教授、池原 雅章 教授には本論文を審査していただいた。本論文に対し画像工学の視点から、数多くのご助言を頂くとともに、本論文の細部にわたってご指導を頂いた。

また、日頃の研究活動に際し、有益なご意見とご討論を頂いた、住友大阪セメント株式会社、竹村安弘氏、味村一弘氏に、心から感謝する。

また、本研究の遂行にあたり、被験者のデータ収集やご助言を頂いた川崎市立病院の辻村周子先生と、東京電力病院の仲村秀俊先生、及び本研究の被験者として協力して下さった多くの方に、心から感謝する。

また、本研究を進めていくにあたりご指導、ご討論を頂きました西浦朋史氏ほか、多忙な中、実験に協力を頂いた、慶應義塾大学理工学部電子工学科中島研究室の皆様には深く感謝する。

最後に、今まで常に温かい目で見守ってくれた家族に、感謝の意を表する。

参考文献

- [1] Rechtschaffen A, Kales A: A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. Public Health Service, US Government Printing Office, Washington DC, (1968).
- [2] Aserinsky E, Kleitman N: Regularly occurring periods of eye motility, and concomitant phenomena during sleep. *Science* 118: pp.273-274, (1953).
- [3] Dement WC, Kleitman N: Cyclic variations in EEG during sleep and their relation to eye movements, body motility and dreaming. *EEG Clin Neurophysiol* 9 : 673-390, (1957).
- [4] 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).
- [5] 久保田博南著 “バイタルサインモニタ入門”, 発行:朝倉書店, pp.482-483, (1994).
- [6] Diagnostic Classification Steering Committee, Thorpy MJ, Chairman: International Classification of Sleep Disorders: Diagnostic and Coding Manual. American Sleep Disorders Association, Rochester, Minnesota, (1990).
- [7] W. Dement, L. Miles, M. Carskadon: "White paper" on sleep and aging. *J. Am. Geriatr Soc.* vol. 30, pp. 25-50, (1982).
- [8] 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).
- [9] 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, pp.1805-1814, (1985).
- [10] 赤柴恒人著 “呼吸の仕組みとその管理”, 発行:秀潤社, pp.52-59, (2001)
- [11] Guilleminault, C, Tilkian A, Dement WC: The sleep apnea syndromes. *Ann Rev Med* 27: 465-484, (1976).
- [12] Association of Sleep Disorders Centers: Diagnostic Classification of Sleep and Arousal Disorders, 1st Ed, prepared by the Sleep Disorders Classification Committee, Roffwarg HP, Chairman. *Sleep* 2: pp.1-122, (1979).
- [13] 菱川泰夫, 杉田義郎, 飯島寿佐美, 手島愛雄, 清水徹男, 西村信哉, 堤俊仁, 八十嶋晶, 松尾龍之介:睡眠時呼吸過眠(睡眠過剰)症候群の臨床, *精神医学* vol.27, no.2, pp.161-171, (1985).
- [14] Phillipson EA, Bowes G: Sleep Disorders. In Fisherman AP (ED): Update Pulmonary Diseases and Disorders. McGraw Hill, New York, (1982).
- [15] Noda A, Okada T, Hayashi H, Yasuma F, Yokota M: 24-Hour ambulatory blood pressure variability in obstructive sleep apnea syndrome. *Chest*, vol.103, pp.1343-1347, (1993).
- [16] 岡田保, 太田龍朗, 寺島正義 “閉塞型睡眠時無呼吸症候群の病態生理” vol.27,

- pp.147-160, (1985).
- [17] 岡田保, 粥川裕平, 太田龍朗, 勝又一夫 "睡眠時無呼吸症候群の疫学と予後" 呼吸と循環 37, 39-43, (1989).
- [18] Gastaunt H, Tassinari C, Duron B: Etude polygraphique es manifestations episodiques (hypniques et respiratoires) diurnes et nocturnes du syndrome de Pickwick. Rev Neurol 112, pp.573-579, (1965).
- [19] 辻村周子, 佐藤勲, 仲村秀俊, 中村美穂, 高橋左枝子, 中島隆裕, 中島真人, 石坂彰敏 "FG 視覚センサを用いた COPD 患者の呼吸運動解析", 呼吸, vol.26, no.2, pt.2, pp.33-34, (2007) .
- [20] 成井浩司 "睡眠時無呼吸症候群がわかる本", pp.94-97, (2005).
- [21] 堀江孝至:"呼吸機能検査ガイドライン", 日本呼吸器学会, (2004).
- [22] Hida W, Miki H, Kikuchi Y, Miura C, Iwase N, Shimizu Y, Takishima T: Home sleep monitor for detecting apnea episodes by nasal flow and tracheal sound recordings. Tohoku J Exp Med 156(suppl): pp.137-142, (1988).
- [23] 日本睡眠学界編集 "睡眠学ハンドブック", 発行:朝倉書店, pp.482-483, (1994).
- [24] 国土交通省 HP 睡眠時無呼吸症候群に係る事業用自動車の運転者の健康管理等について
- [25] 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).
- [26] 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, pp.705-711, (1998).
- [27] 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).
- [28] B. W .Carlson, V. J. Neelson and H. Hsiao: "Evaluation of a non-invasive respiratory monitoring system for sleeping subjects" Physiol. Meas., vol.20, pp 53-63, (1998).
- [29] S.Tanaka: Automatically measurement of blessing and heart beat using the distorted gauge on non-restrained and non-invasive; Instrument and Control Engineers, vol.36, no.3, pp.227-233, (2000).
- [30] M.Ishijima: Cardiopulmonary monitoring by textile electrodes without subject-awareness of being monitored; Medical & Biological Engineering & Computing, pp. 685-690, (1997).
- [31] 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).
- [32] 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

参考文献

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).

[33] 今井聡子, 青木広宙, 本田正, 中島真人 "ファイバグレーティングを用いた 3 次元形状計測システムの開発" 電子通信学会論文誌 D Vol.J69-A, no.12, pp.1929-1935, (1999).

[34] 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).

[35] 伊藤隆太郎, 寺田賢治, 山口順一, 中島真人 "ファイバグレーティング視覚センサを用いた込み合い状況下での通過人数計測" 第 1 回画像センシングシンポジウム講演論文集 pp.103-108, (1995).

[36] 山口順一, 中沢和夫, 中島真人 “ファイバグレーティングを用いた実時間侵入者検知システム”電学論 D, vol.110-D, no.7, pp.814-820, (1990-7).

[37] 寺田賢治, 山口順一, 中島 真人 “ファイバグレーティング視覚センサを用いた人の顔の自動識別” 電学論 C, vol.113-C, no.12, pp.1072-1078, (1993).

[38] 岩井嘉昭, 伊藤隆太郎, 中島真人, 石川直人 “ファイバグレー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).

[39] 清田健司, 竹村安弘, 味村一弘, 中島真人 "階層型ニューラルネットワークを用いたトイレ監視装置" 第 11 回画像センシングシンポジウム講演論文集(SSII2005), vol.11, pp.199-202, (2005).

[40] 西浦朋史, 中島真人 "デュアル撮像素子型 FG 視覚センサによるバスルーム用監視システムの開発" 第 12 回画像センシングシンポジウム講演論文集(SSII2006), Vol.12, pp.44-49, (2006).

[41] 井上公輔, 河原仁志, 中島真人, 青木義満 "FG3 次元視覚センサを用いた非侵襲嚙下摂食機能評価システム", 電気学会研究会資料 GID-08-26, (2008-11).

[42] A.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).

[43] 青木広宙, 竹村安弘, 味村一弘, 中島真人 “FG 視覚センサを用いた就寝者用監視システムの開発”, 第 16 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.187-190, (2001).

[44] 上野剛裕:“セキュリティ用ベッドセンシングシステムの開発”, 修士論文, (2001).

[45] 伊藤裕尚, 佐々木顕, 伊藤裕司, 名取道也, 中島真人:“早産時呼吸アルゴリズムの開発”, 第 13 回画像センシングシンポジウム講演論文集(SSII2007), IN1-09 (2007-6)

[46] Hartmann E, Beakland F, Zwilling G, Hoy P: Sleepneed: how much sleep and what kind? AM J Psychiatry 127, pp.1001-1008, (1971).

[47] 宮下彰夫:睡眠の心理学 鳥居鎮夫編:睡眠の科学 朝倉書店, 東京, pp. 87-105, (1984).

[48] 有廣圭司, 堀忠雄, 村上滋樹 “高専生の睡眠成果いつ調査 (3)”, 呉工業高等学校研究

報告, vol.26, pp.1-9, (1990).

[49]Burwell C, Robin E, Whaley R, Bickelman A: Extreme obesity associated with alveolar hypoventilation: A Pickwickian syndrome. *Am J Med*, vol.21 pp. 811-818, (1956).

[50] 大川匡子: 睡眠障害の補助診断法. 菱川泰夫編: 精神科 MOOK 21, 睡眠の病態, pp127-141, 金原出版, 東京, (1988).

[51]高橋三郎, 阿住一雄, 大沢郁子, 本多裕 "Pickwickian syndorome の終夜ポリグラフィ", 精神経誌, vol.69, pp.570-583, (1967).

[52]Lugaresi E, Coccagna G, Mantovani M: Hypersomnia with Periodic Apneas. *Advances in Sleep Research*, Vol4. SP Medical & Scientific Books, New York, pp.1-151, (1978).

[53]古屋穎児 "周期性呼吸を伴う傾眠症, 臨床症状の特徴と病態生理学的機序について", 精神経誌 vol.77, pp.891-914, (1975).

[54]Hida W, Miki H, Kikuchi Y, Miura C, Iwase N, Shimizu Y, Takishima T: Home sleep monitor for detecting apnea episodes by nasal flow and tracheal sound recordings. *Tohoku J Exp Med* 156(Suppl), pp.137-142, (1988).

[55]Diagnostic Classification Steering Committee, Thorpy MJ, Chairman: International Classification of Sleep Disorders: Diagnostic and Coding Manual. American Sleep Disorders Association, Rochester, Minnesota, (1990).

[56]Guilleminault C, van den Hoed J, Mitler MM: Clinical overview of the sleep apnea syndromes. In Guilleminault C, Dement WC (Eds) : *Sleep Apnea Syndromes*, Kroc Foundation Series, Vol 11. Alen R Liss, New York, pp.1, (1978).

[57]Gould JB, Lee AFS, Morelock S: The relationship between sleep and sudden infant death. *Ann N Y Acad Sci* 533, pp.62-77, (1988).

[58]Schwartz PJ "The quest for the mechanism of the sudden infant death syndrome" Doubts and progress. *Circulation* 75, pp.667-682, (1987).

[59]Steinschneider A "Prolonged apnea and the sudden infant death syndrome" Clinical laboratory observations *Pediatrics* 50, pp.646-654, (1972).

[60]Guilleminault C, Stoohs R "Obstructive sleep apnea syndorome: Whom to treat and how to treat." *Sleep Respir*, pp.517-425, (1990).

[61]COPD (慢性閉塞性肺疾患) 診断と治療のためのガイドライン第 2 版. メディカルレビュー社, (2004).

[62] 竹村安弘, 中島真人, "三次元 F G センサを用いた呼吸運動モニタ 無拘束呼吸運動モニタリング手法と睡眠時無呼吸症診断への応用", 検査技術, vol.8, no.12, pp.30-36, (2003).

業績リスト

1. 定期刊行誌掲載論文（主論文に関する原著論文）
 - (1) 佐藤勲, 青木義満, 中島真人, “2 カメラ FG 呼吸モニタリングシステムの開発”, 画像電子学会誌, vol.38, no.4, pp.385-394, (2009) .
 - (2) 佐藤勲, 青木義満 “2 カメラ Fiber Grating 呼吸モニタを用いた慢性閉塞性肺疾患症状のスクリーニング”, 日本医用画像工学会 vol.30, no.2, (2012), 採録決定
2. 定期刊行誌掲載論文（その他の論文）
 - (1) 辻村周子, 佐藤勲, 仲村秀俊, 中村美穂, 高橋左枝子, 中島隆裕, 中島真人, 石坂彰敏, “FG 視覚センサを用いた COPD 患者の呼吸運動解析”, 呼吸 vol.26, no.2, pt.2, pp.33-34, (2007).
3. 国際学会論文（査読付きの full-length papers）
 - (1) Isao Sato, Masato Nakajima “Non-contact Breath Motion Monitoring System in Full Automation” in Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China, September, pp.3448-3451, (2005).
4. その他の国際会議発表
 - (1) Isao Sato, Masato Nakajima “Non-contact Respiration Monitoring System using fiber grating sensor”, in proceedings of SPIE Optics East, Machine Vision and its Optomechatronic Applications, pp.262-271, (2004).
 - (2) Isao Sato, Masato Nakajima “A study of Non-contact Breath Motion Monitoring System for Respiratory Disorders Diagnosis”, 2004 ICO International Conference Optics & Photonics in Technology Frontier, pp.349-350, (2004).
5. 国内学会発表
 - (1) 佐藤勲, 青木広宙, 竹村安弘, 中島真人 “異常呼吸診断を目的とした非接触呼吸運動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講演論文集 (SSII2003), vol.9, pp.317-322, (2003).
 - (2) 佐藤勲, 中島真人 “非接触・無拘束全自動睡眠時呼吸モニタリングシステム”, 第11回画像センシングシンポジウム講演論文集 (SSII2005), vol.11, pp.215-218, (2005).
 - (3) 辻村周子, 佐藤勲, 仲村秀俊, 竹村安弘, 中島真人 “FG 視覚センサを用いた呼吸運動モニタリングの可能性について”, 第11回画像センシングシンポジウム講演論文集 (SSII2005), pp.367-370, (2005).