



修士学位論文

重症心身障害児者の非接触呼吸機能測定
における呼吸波形解析手法の開発

Respiratory Waveform Analysis Method for
Non-contact Respiratory Function
Measurement of Patients with SMID

三重大学大学院 工学研究科
機械工学専攻
知能ロボティクス研究室

氏 名 小 澄 怜 未

主 査 加 藤 典 彦 准教授

副 査 矢 野 賢 一 教 授

副 査 小 竹 茂 夫 教 授

提出日： 令和 3 年 2 月 8 日

Respiratory Waveform Analysis Method for Non-contact Respiratory Function Measurement of Patients with SMID

Remi Kosumi

Mechanical Engineering, Mie University

ABSTRACT

Patients with SMID (severe motor and intellectual disabilities) have severe limb disorders and severe mental disabilities. More than half of their deaths are due to respiratory disorders. Therefore, it is important to improve respiratory function by respiratory rehabilitation. The effect of respiratory rehabilitation is generally determined by measuring respiratory function such as tidal volume and respiratory rate with an existing respiratory function measuring device, an expired gas analyzer. However, the equipment is expensive and requires direct contact, making it difficult to introduce it in facilities for patients with SMID. Therefore, in this study, we develop a respiratory function measurement system for determining the respiratory rehabilitation effect of patients with SMID inexpensively and non-contactly.

In previous studies, various methods for measuring respiratory function without contact have been researched and developed. The method using a depth camera made it possible to measure the respiratory volume waveform of healthy persons inexpensively and non-contactly. On the other hand, in order to measure respiratory function, it is necessary to detect each respiratory phase of maximum inspiratory phase and maximum expiratory phase from the respiratory volume waveform by respiratory waveform analysis. However, in patients with respiratory illness, it is difficult to detect each respiratory phase due to unstable breathing. In addition, in patients with SMID, the body trembles and moves depending on the symptoms, which makes it more difficult to detect each respiratory phase. In previous studies for patients with respiratory diseases, it was possible to distinguish between breathing and artifacts by limiting the range of respiratory abnormalities. However, patients with SMID have a wide range of respiratory abnormalities that vary from person to person.

Therefore, in this study, we proposed a respiratory waveform analysis method that enables measurement of respiratory function in patients with SMID by using a depth camera, taking into account the tremors and movements of their bodies and their wide range of abnormal breathing. In the proposed method, the criteria for discriminating between body tremor / movement and breathing are set based on the magnitude of abdominal displacement and breathing time.

As a result, a simultaneous measurement experiment using a expired gas analyzer

and the developed system showed sufficient performance to evaluate the respiratory rehabilitation effect in respiratory rate and minute apnea time. In addition, the experiment showed a correlation between the expired gas analyzer and the developed system in minute volume, and showed that it is possible to measure abnormal respiratory rhythm.

目次

第1章	緒言	1
1.1	研究背景	1
1.2	従来研究	5
1.3	研究目的	13
第2章	呼気ガス分析装置による基礎実験	14
2.1	実験概要	14
2.1.1	実験条件	14
2.1.2	被験者	17
2.2	BCV の効果解析	18
2.2.1	解析結果	18
2.2.2	呼吸機能の選定	19
2.3	重症児者の呼吸解析	20
2.3.1	異常呼吸の種類	20
2.3.2	解析結果	22
第3章	深度カメラによる基礎実験	23
3.1	システム構成	24
3.2	呼吸信号の取得	27
3.2.1	ベッド平面の推定	27
3.2.2	呼吸関連領域の抽出	29
3.2.3	呼吸信号の算出	31
3.3	重症児者の呼吸信号の解析	32
3.4	従来手法による実験	35
3.4.1	中川らの呼吸波形解析手法	35
3.4.2	実験結果	39
第4章	呼吸波形解析アルゴリズムの設計	43
4.1	アルゴリズム概要	43
4.1.1	前処理	45
4.1.2	最大吸気位相の検出	47
4.1.3	最大呼気位相の検出	51
4.2	呼吸機能の算出	53

4.3	呼吸波形解析アプリケーション	55
第5章	実験	57
5.1	呼吸検出の性能評価	57
5.1.1	呼吸検出率	57
5.1.2	呼吸検出の正確性	61
5.2	呼吸機能測定のパフォーマンス評価	63
5.2.1	呼吸機能の Bland-Altman 分析	63
5.2.2	分時換気量の相関分析	67
第6章	結言	70
6.1	まとめ	70
6.2	今後の展望	71
	参考文献	72
	謝辞	75
	研究業績	77
	図目次	78
	表目次	81

第1章 緒言

1.1 研究背景

重症心身障害児とは、改正児童福祉法第7条の2より、重度の肢体不自由（運動能力：座位以下）と重度の知的障害（知能指数：35以下）が重複した18歳未満の障害児と定義されている。また、成人した重症児を含めて重症心身障害児者（以後、重症児者）と呼ばれている。Fig. 1.1に示す運動能力と知能指数によって障害レベルが区分される大島の分類では、最も重度な区分1～4のレベルに該当する人たちである。重症心身障害は、脳起因性の重篤な疾病によって生じた障害である。その主要な原因は、出生時・新生児期の低酸素症または仮死（20%）、出生前の不明の原因（11%）、周生期以降の髄膜炎・脳炎（9%）であり、これら上位3病因が40%を占めている。他にも、低出生体重児、てんかん後遺症、新生児期高ビリルビン血症などが挙げられる^[1]。重症児者は中枢神経系の損傷を持ち、言語によるコミュニケーションが困難な知的障害に加え、治療困難な異常反射や強い拘縮、変形、麻痺などの運動障害を伴っている。体の変形の様子をFig. 1.2に示す^[2]。また、重症児者の多くは、脳性麻痺、てんかん、行動障害が重複した病態を呈し、さらに呼吸器疾患をはじめ全身諸器官に亘る重篤な合併症を有する。中でも呼吸機能障害を呈する者が多く、その内容は上気道狭窄、過緊張、胸郭変形による胸郭運動制限、呼吸筋力低下、呼吸筋協調運動障害、気管支炎喘息、気管支攣縮、慢性気管支炎、無気肺、咳機能低下、中枢性低換気などさまざまである^[3]。

Oshima's classification

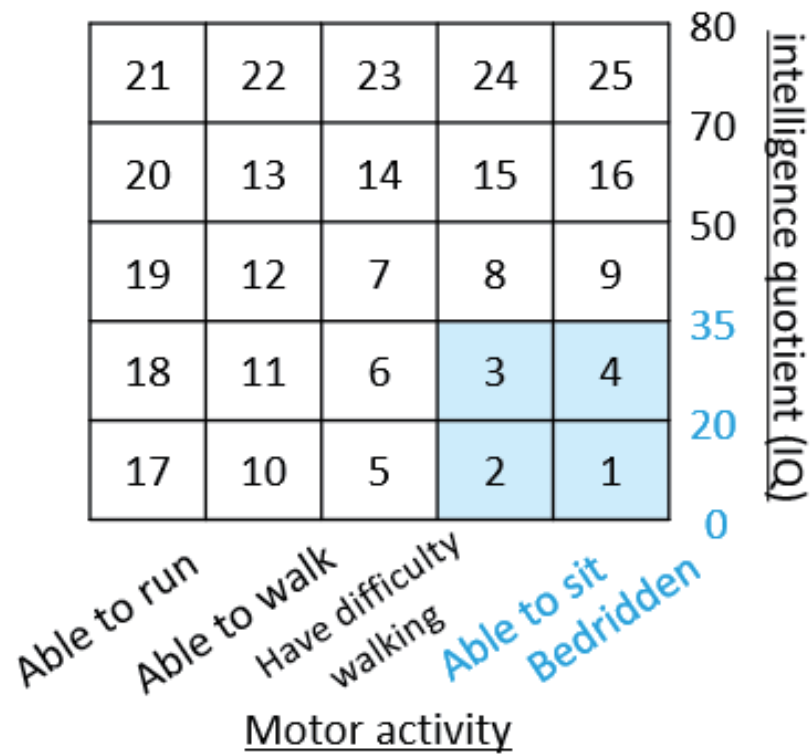


Fig. 1.1 Oshima's classification



Fig. 1.2 Deformed body in patients with SMID

岡田の統計方法によると、重症児者の人口は、2011年時点でおよそ47,030人と推計されている。また、その数は医学・医療の進歩充実により年々増加傾向にある^[3]。重症児者の死亡の原因は、重症児における死因の調査により、肺炎・気管支炎42.4%と呼吸不全10.8%を合わせて呼吸障害で50%を超えるとされている^[4]。そのため、呼吸リハビリテーションによる呼吸機能の改善が重要である。呼吸リハビリテーションには、呼吸筋ストレッチ、筋力増強などの呼吸機能維持療法としての呼吸理学療法と、気道クリアランスを保つための排痰リハビリテーションの二種類がある。重症児者では側弯などの影響で排痰能力が弱くなる。また彼らの多くは胃食道逆流症や嚥下障害を合併し、誤嚥や誤嚥性肺炎を繰り返している。そのため彼らにとっては排痰リハビリテーションが重要である。排痰方法には、姿勢管理（腹臥位）、スクイーミング、吸入、肺内パーカッションベンチレータ（intrapulmonary percussive ventilator：IPV）、排痰補助装置（mechanical insufflation-exsufflation：MI-E）、鼻マスク陽圧換気（nasal-intermittent positive pressure ventilation：NIPPV）、陽・陰圧体外式人工呼吸器（biphasic cuirass ventilation：BCV）などがある。BCVはIPVやMI-Eに比べ肺損傷のリスクが低く、且つ受け入れが容易であることから注目されている^[5]。BCVは胸郭をキュイラスの硬いプラスチックシェルで覆い、陽圧と陰圧を提供して吸気と呼気を補助する人工呼吸器である。Fig. 1.3にBCVによる呼吸リハビリテーションの様子を示す^[6]。重症児者の排痰へのBCVの有用性も報告されており、重症児者への排痰リハビリテーションとしても期待されている^[7]。



Fig. 1.3 BCV

一方で呼吸リハビリテーションの効果は、通常呼気ガス分析装置などの機器により、口と鼻を覆うマスクを装着し、換気量や呼吸数などの呼吸機能を測定することで判定される。しかし、呼吸機能を測定する機器は、高価なこと、マスクの接触を要することから、重症児者施設への導入が困難とされる。マスクの接触は、自然な呼吸の阻害や、皮膚炎や感染症の危険を伴わせる。さらに重症児者への適用については、重症児者が不快感からマスクを外し計測が不可能になるといった問題や、重症児者にストレスや負担がかかるといった問題が見られる。

三重県にある重症児者施設済生会明和病院なでしこでは、40名の重症児者が入所しており、そのうちの9名が誤嚥あるいは誤嚥性肺炎を繰り返しBCVによる16分/回の呼吸リハビリテーションを行っている。しかし、その効果の評価は、発熱や誤嚥性肺炎の病相の頻度などの臨床的評価に留まっている。

1.2 従来研究

近年，非接触で呼吸機能を測定するための様々な手法が研究開発されている．Fig. 1.4 に示す音響センサを用いた胸骨上切痕から呼吸の振動による気管音を計測する手法では，換気量に関する三つの呼吸状態の分類を可能にした^[8]．Fig. 1.5 に示すサーモグラフィを用いた呼吸による鼻の温度変位を計測する手法では，呼吸数に関する三つの呼吸状態の分類を可能にした^{[9][10]}．Fig. 1.6 に示すドップラーレーダを用いた手法では，I:E 比（吸気時間呼気時間比）に関する呼吸パターンの分類を可能にした^{[11][12]}．Fig. 1.7 に示す RGB カメラを用いた呼吸による胸壁の変位を計測する手法では，分時呼吸数（1 分間あたりの呼吸数）の変化の測定を可能にした^[13]．Fig. 1.8 に示す圧電ベッドセンサを用いた手法・レーザーを用いた呼吸による頸部の振動変位を計測する手法では，平均呼吸周波数の測定を可能にした^{[14][15]}．しかし，これらの研究では，呼吸数や大まかな呼吸状態の測定に留まっている．Fig. 1.9 に示す深度カメラを用いた呼吸による胸壁の変位を計測する手法では，健常者に対して換気量・呼吸数・呼吸時間の情報を含む換気量波形の測定を可能にした^{[16][19]}．従って，重症児者の呼吸リハビリテーション効果を判定するための呼吸機能測定手法として本研究への応用が期待できる．

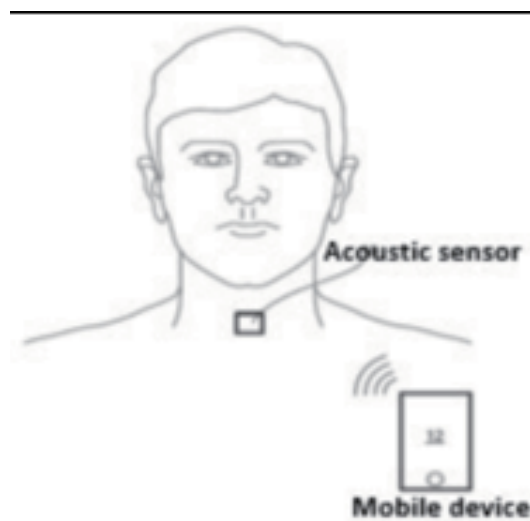
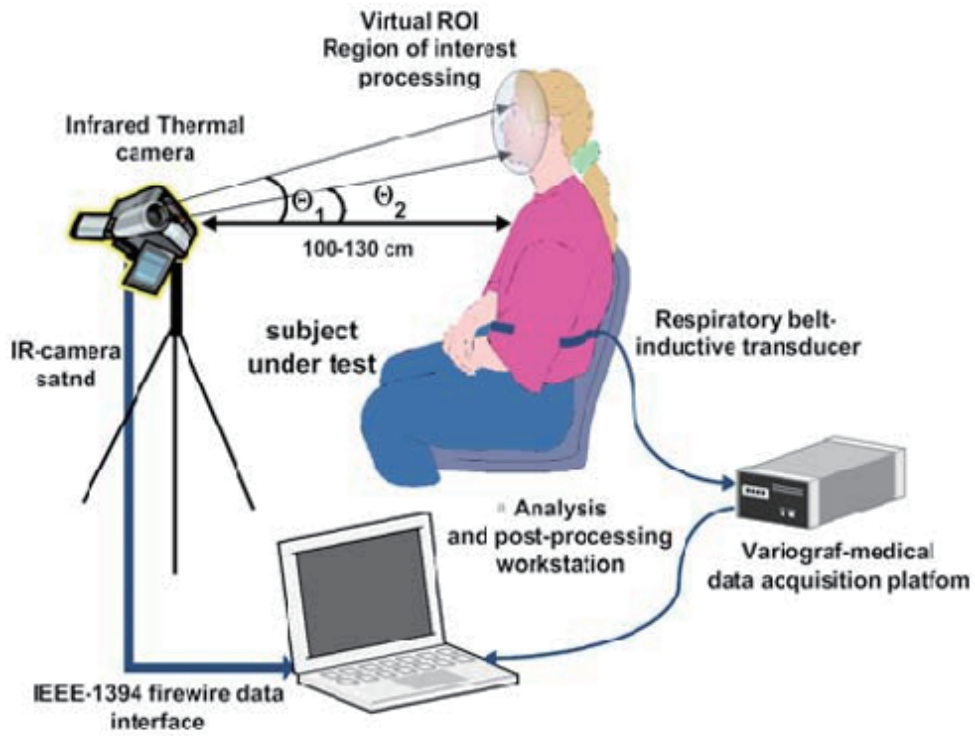
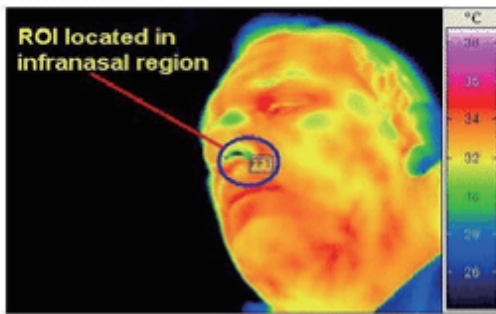


Fig. 1.4 Ventilation status classification system using acoustic sensor



(a) System configuration



(b) Thermography

Fig. 1.5 Respiratory rate status classification system using thermography

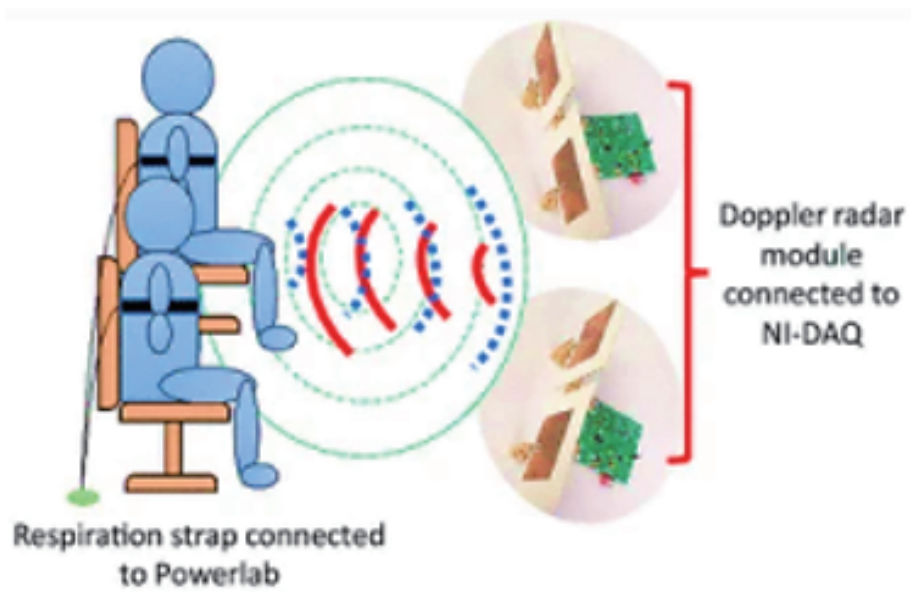


Fig. 1.6 Respiratory pattern classification system using doppler radar

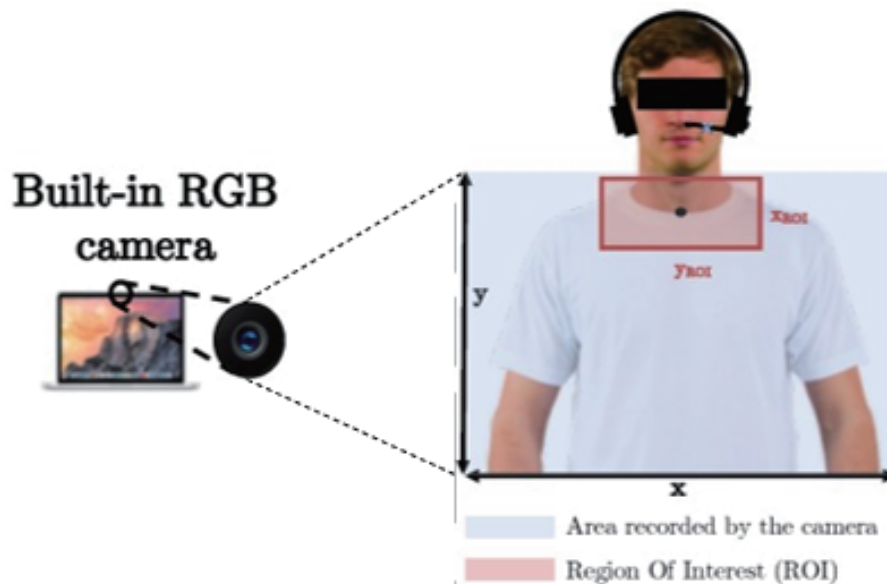
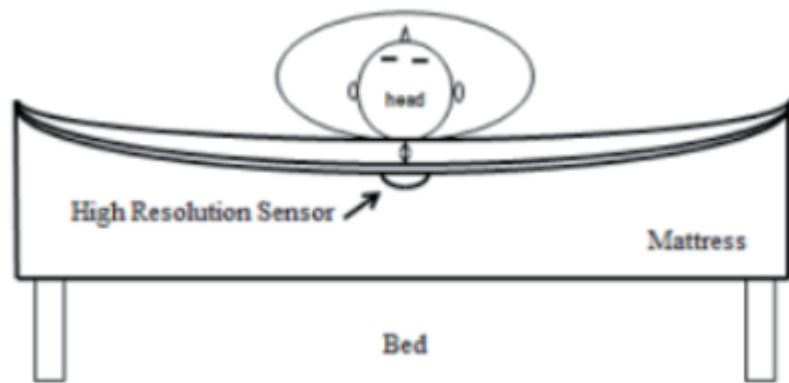
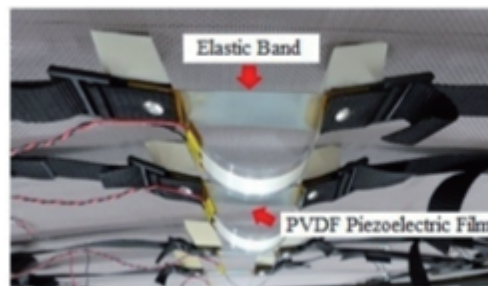


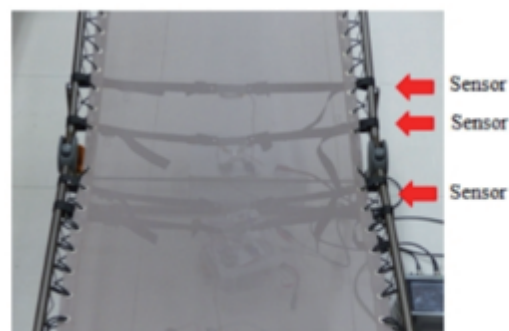
Fig. 1.7 Respiratory rate waveform measurement system using RGB camera



(a) System configuration

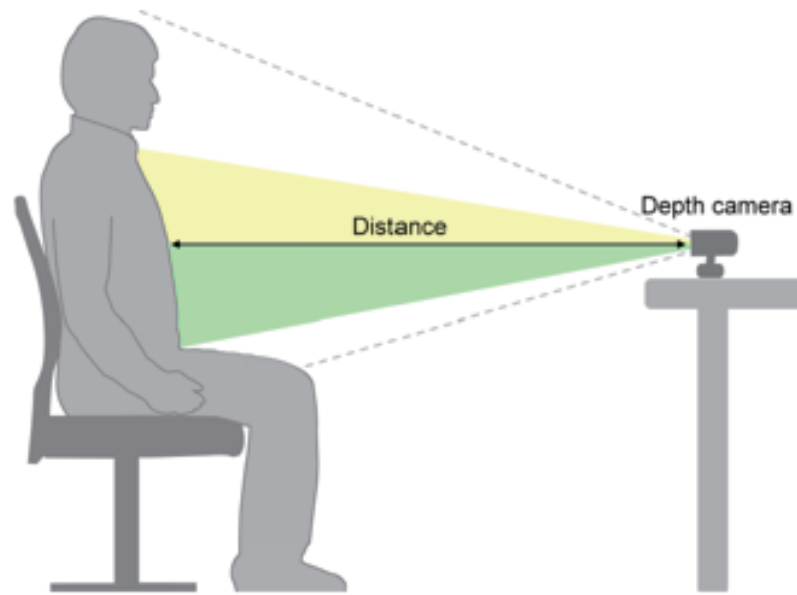


(b) Sensor configuration

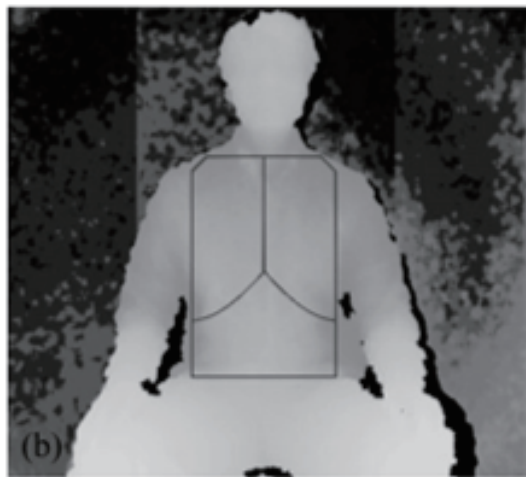


(c) Sensors position

Fig. 1.8 Average respiratory frequency measurement system using piezoelectric bed sensor



(a) System configuration



(b) Depth image

Fig. 1.9 Ventilation waveform measurement system using depth camera

一方で、呼吸による変位を計測した後に、呼吸波形解析を行い各呼吸位相を検出することで呼吸機能を測定することができる。多くの手法ではフィルタリングによりアーティファクトを除去した後に、波形のピーク・ボトムを検出することにより各呼吸機能を測定している。しかし、簡易的なフィルタリングでは呼吸情報も同時に欠如してしまう。Indu Priya Eedara et al.^[8]は、フィルタリングを使用する手法と比べフィルタリングを使用しない手法によって換気量に関する三つの呼吸状態の分類において精度を向上させ、アーティファクトの存在下のまま呼吸機能を検出する有効性について述べた。本研究の対象である重症児者では、呼吸器疾患による呼吸の異常に加え症状により体の震えや動きが含まれるため、呼吸を検出するためにはより大幅なフィルタリングが必要とされる。そのためには呼吸情報の多くが欠如してしまうことが考えられる。そのため、アーティファクトの存在下のまま呼吸機能を検出する必要があると考えられる。

呼吸器疾患を持つ患者に対する呼吸機能検出の研究では、Paul S. Addison et al.^[20]は、深度カメラを用いて胸壁の深度変位を計測した後、二度ローパスフィルターによるフィルタリングを行うことによって呼吸数が正常よりも少ない除呼吸患者の呼吸数検出を可能にした。アルゴリズムのフローチャートを Fig. 1.10 に示す。Sean Ermer, BS et al.^[21]は、加速度センサを用いて胸壁の周囲変位を計測した後、ローパスフィルターによるフィルタリング、およびボトムの深さによるピークプロミネンスと呼吸時間による呼吸判定を行うことによって鎮静を受けている除呼吸患者の呼吸数検出を可能にした。ピークプロミネンスの概要図を Fig. 1.11 に、アルゴリズムのフローチャートを Fig. 1.12 に示す。ピークプロミネンスは前後のボトムのうち値が大きい方のボトムとピークの差の大きさで、アーティファクトにより一呼吸に二つのピークが存在するときのダブルカウントを防ぐためのものである。この手法では10秒以上の呼吸はないと仮定して各ピーク毎に10秒窓を設定し、そのうちに含まれる前後のボトムからピークプロミネンスの検出を行っている。また、2秒以内の呼吸はないと仮定して呼吸時間による呼吸判定を行っている。これら二つの研究では、呼吸の異常範囲を除呼吸に限定することによって除呼吸患者の正確な呼吸数検出を可能にしている。しかし、重症児者では症状の個人差が大きく、それに伴い呼吸においての個人差も非常に大きくなるためより広範な異常呼吸への対応が必要とされる。中川ら^[22]は、胸腹部の変位を計測した後、ローパスフィルターによるフィルタリングに加え、動揺病患者（乗り物酔い）の不安定な呼吸に対しても妥当な呼吸位相の検出を可能にする動的閾値を導き出し動揺病患者の呼吸数検出を可能にした。この研究は比較的広範な呼吸状態に対応可能な手法として本研究への応用が期待できる。

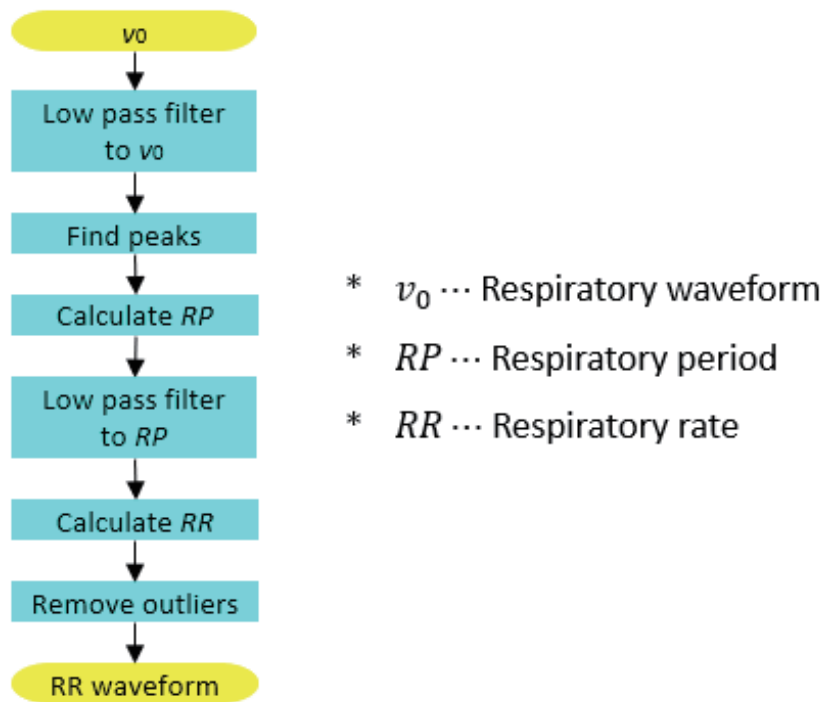


Fig. 1.10 Flowchart of respiratory rate waveform calculation method by Paul S. Addison et al.

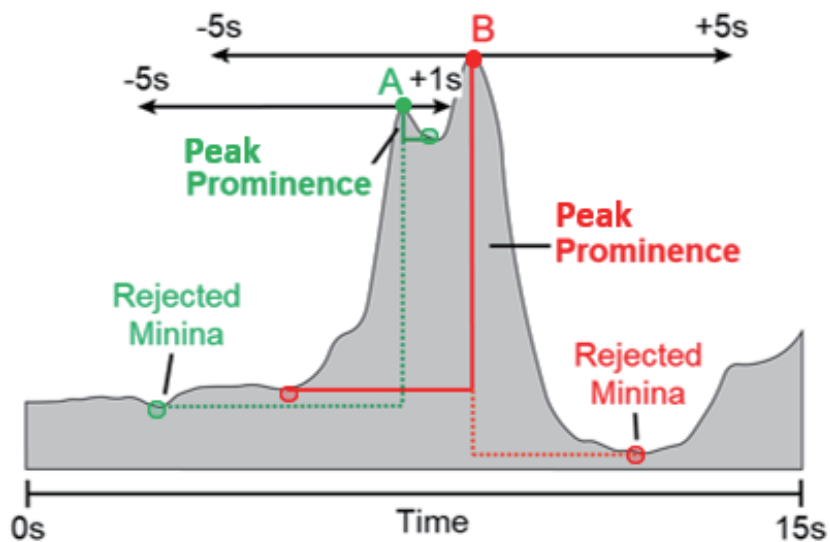


Fig. 1.11 Flowchart of respiratory rate waveform calculation method by Sean Ermer, BS et al.

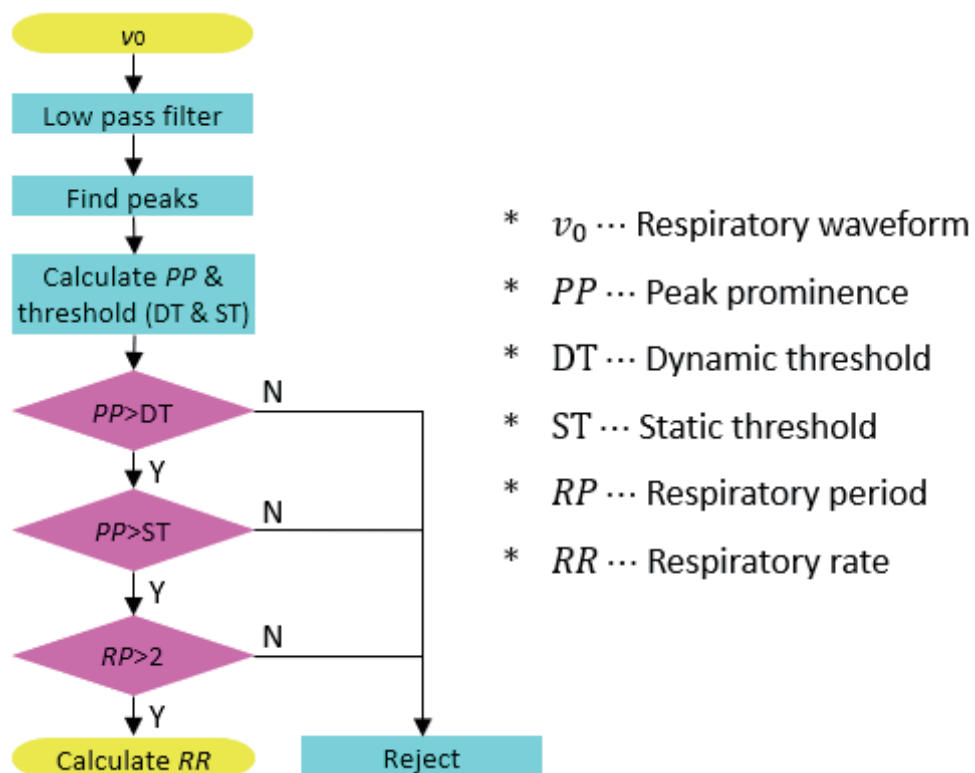


Fig. 1.12 Flowchart of respiratory rate waveform calculation method by Sean Ermer, BS et al.

1.3 研究目的

重症児者の死因の半数以上は呼吸障害によるものであり、その対策として呼吸リハビリテーションによる呼吸機能の改善が重要とされる。呼吸リハビリテーション効果の判定は通常換気量や呼吸数などの呼吸機能で測られるが、既存の呼吸機能測定装置である呼気ガス分析装置は高価且つ接触を要することから重症児者施設では導入が困難とされる。そのため、本研究では安価かつ非接触で重症児者の呼吸リハビリテーション効果を判定する呼吸機能測定システムを開発する。

従来研究では非接触で呼吸機能を測定する様々な手法が研究開発され、深度カメラを用いた手法では安価且つ非接触で健常者の換気量波形の測定を可能にした。しかし、重症児者への適用には体の震えや動き・広範な異常呼吸が課題として挙げられる。そこで本研究では、深度カメラを用いて、重症児者の体の震えや動きと広範な異常呼吸を加味し、呼吸機能の測定を可能にする呼吸波形解析手法を提案する。提案手法では、中川らの呼吸波形解析手法を本研究に応用可能な手法として参考に検討する。対象は、済生会明和病院などでしこに入所する重症児者のうち誤嚥性肺炎を繰り返しBCVを受けている重症児者とする。リハビリテーションの効果は、一回のリハビリテーションの前後で呼吸機能を測定し評価するものとする。Fig. 1.13 にイメージ図を示す。そして、深度カメラと呼気ガス分析装置の同時測定実験より開発システムの有効性を実証する。

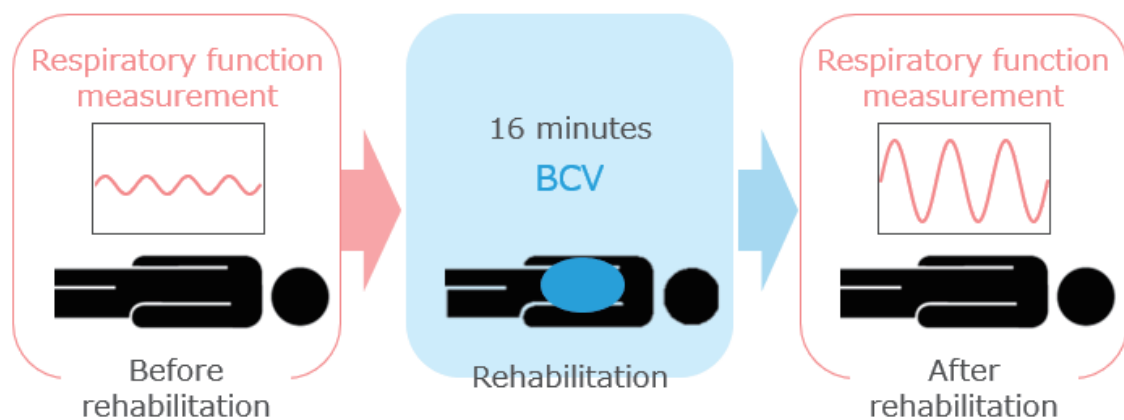


Fig. 1.13 BCV

第2章 呼気ガス分析装置による基礎実験

重症児者へのBCVの適用では、換気量や呼吸数などの呼吸パラメータの視点による詳細な効果の解析は十分に行われていない。そこで、呼吸パラメータ視点による効果の解析を行い、重症児者へのBCVの効果を定量化する。BCVの効果には換気量の増加が得られると仮説を立てた。そのため、一般的に換気量測定に用いられる呼気ガス分析装置を実験に使用する。また、重症児者は個々に異なる障害を呈しており、呼吸様式も様々である。そのため、本実験より対象とする重症児者の呼吸を解析し各呼吸様式を明確化するとともに、呼吸機能測定における課題を検証する。本章では呼気ガス分析装置による基礎実験の内容と各解析結果について述べる。

2.1 実験概要

2.1.1 実験条件

呼気ガス分析装置にはCpex-1 (Inter Reha Co. Ltd., Tokyo, Japan) を使用した。Cpex-1 および周辺機器を Fig. 2.1 に示す。また、Cpex-1 の仕様を Table 2.1 に示す^[23]。測定時間は1回あたり3分間程度、測定回数はBCVの前後で1回ずつを1セットとし1人あたり3セット(計6回)とした。すべての測定セットは一週間以内に異なる日にちで行われ、時間帯は全測定で同程度になるように設定された。測定は仰臥位で、被験者の様態が安定しており、覚醒しているときに行われ、被験者が緊張せず通常の呼吸を行えるよう留意された。BCVにはRTX レスピレータ (Medivent Ltd., London, UK) を用い、S.CLEARANCE モード (VIBRATION モードと COUGH モードを交互に行い排痰を促すモード) を16分間、腹臥位で施行した。RTX レスピレータの構成を Fig. 2.2 に、仕様を Table 2.2 に示す^[24]。

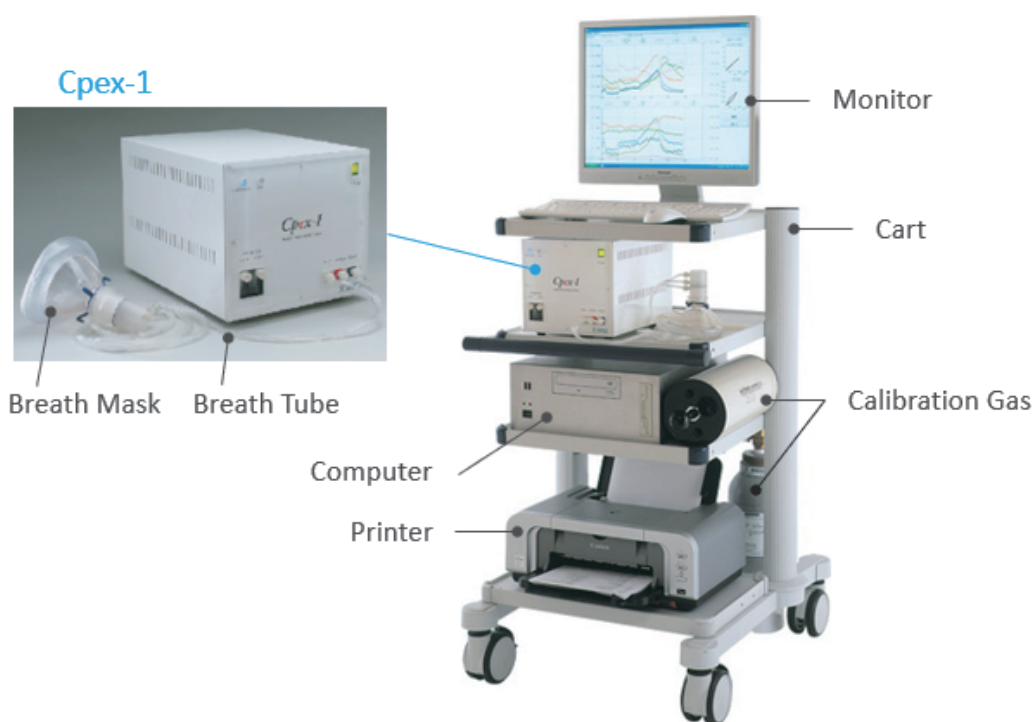


Fig. 2.1 Cplex-1 and peripherals

Table 2.1 Specification of Cplex-1

Measurement process	Breath-by-breath
Size[mm]	200W × 300D × 185H
Weight[kg]	7
Ventilation rate measurement range[L/min]	1-200 (Resolution 0.01)



Fig. 2.2 RTX respirator

Table 2.2 Specification of RTX respirator

Frequency [cycles per minute]	6-1200
I/E ration	1:6 - 6:1
Maximum inspiratory pressure [cmH ₂ O]	-50
Maximum expiratory pressure [cmH ₂ O]	+50
Power unit weight [kg]	9
Dimensions [mm]	370W × 260D × 180H
Cuirasses	4 adult sizes, 7 pediatric sizes

2.1.2 被験者

Table 2.3 に被験者情報を示す．実験は済生会明和病院なでしこを利用する重症児者のうち，BCV 療法を受けている重症児者 5 名（男性 3 名，女性 2 名）を対象に行った．本研究は病院から倫理的承認を受け，被験者の家族の同意を得ている．被験者の年齢は 48.0 ± 24.0 歳，身長は 149.0 ± 17.0 cm，体重は 38.5 ± 4.7 kg である．全員大島の分類でレベル 1 および 2（レベル 1 が 4 名，レベル 2 が 1 名）に分類されている．基礎疾患は，脳性麻痺，知的障害，てんかん，心筋梗塞，右肺空洞症のいずれかを有している．さらに被験者の経皮的動脈血酸素飽和度（SpO₂）は，全例で正常範囲内（95 以上）であることを確認した．

Table 2.3 Subjects information

Case	A	B	C	D	E
Age [years]	68	24	67	51	39
Gender	Male	Male	Female	Female	Male
Height [cm]	157.0	163.5	139.0	132.0	153.5
Weight [kg]	40.8	36.6	43.0	33.8	38.2
Spinal deformity	Almost none	Severe scoliosis	Mild scoliosis	Severe scoliosis	Mild scoliosis
Oshima's classification	1	1	2	1	1
Underlying disease	Cerebral palsy (Spastic quadriplegia) Intellectual disability Epilepsy	Cerebral palsy (Spastic quadriplegia) Intellectual disability Epilepsy	Cerebral palsy (Spastic diplegia) Intellectual disability Epilepsy Myocardial infarction	Cerebral palsy (Spastic quadriplegia) Intellectual disability Epilepsy Right syringomyelia	Cerebral palsy (Left hemiplegia) Intellectual disability Epilepsy
Tracheostomy	Simple tracheotomy	-	-	-	Laryngeal trachea separated
Diagnosis	History of aspiration pneumonia	History of aspiration pneumonia	History of aspiration pneumonia	History of aspiration pneumonia	History of aspiration pneumonia

2.2 BCVの効果解析

2.2.1 解析結果

呼気ガス分析装置より取得した重症児者のBCV前後の呼吸データを用いて、BCVの効果の解析を行った。各呼吸パラメータについて検討した結果、BCVの呼吸機能の改善効果には、(1)換気量の増加、(2)換気量の安定、(3)無呼吸時間の減少の3パターンの組み合わせがあることが確認された。また、被験者の呼吸が比較的安定している状態でBCVを行った場合には、呼吸機能の改善効果は見られないことが確認された。一方で、被験者の呼吸があまり良くない状態でBCVを行った場合には、呼吸機能の改善効果が見られることが確認された。効果が見られた試行について、結果をTable 2.4に示す。(1)換気量の増加は分時換気量(呼吸毎に計算される1分間あたりの換気量)により、(2)換気量の安定は分時換気量の標準偏差により、(3)無呼吸の減少は分時無呼吸時間(1分間あたりの無呼吸時間)により評価を行った。

Table 2.4 Results of quantitative evaluation of BCV effects

	Before BCV	After BCV	Amount of improvement [%]
Minute volume [ml/min]	3,804 ± 1,080	5,316 ± 1,236	40
Standard deviation of minute volume [ml/min]	2,556 ± 1,278	1,704 ± 1,146	33
Minute apnea time [s/min]	32.2 ± 8.4	8.0 ± 12.2	75

また、一般的な呼吸リハビリテーション法として知られる腹臥位療法でも同様の実験を行い、上記3項目の効果を調べた。測定回数は腹臥位の前後で1回ずつを1セットとし1人あたり2セット(計4回)とした。結果をTable 2.5に示す。

Table 2.5 Results of quantitative evaluation of prone position effects

	Before prone position	After prone position	Amount of improvement [%]
Minute volume [ml/min]	3,600 ± 1,326	5,616 ± 1,308	56
Standard deviation of minute volume [ml/min]	2,838 ± 1,308	2,058 ± 1,100	27
Minute apnea time [s/min]	22.5 ± 14.7	11.7 ± 16.5	48

2.2.2 呼吸機能の選定

第2.2.1節よりBCV療法の効果は分時換気量，分時換気量のばらつき，分時無呼吸時間より評価できることが検証された．一方で，呼吸状態は一般的に分時呼吸数（呼吸毎に計算される1分間あたりの呼吸数）と一回換気量（呼吸1回あたりの換気量）から評価される．これらのことを踏まえ，本研究で開発する呼吸機能測定システムで測定する呼吸機能には以下の4項目を選定する．なお，一回換気量・分時換気量・分時呼吸数におけるリハビリテーション効果の評価には平均および標準偏差の値を使用する．

- 一回換気量（tidal volume; TV）[ml]
- 分時換気量（minute volume; MV）[ml/min]
- 分時呼吸数（respiratory rate; RR）[bpm]
- 分時無呼吸時間（apnea time; AT）[s/min]

2.3 重症児者の呼吸解析

2.3.1 異常呼吸の種類

異常呼吸の種類には以下の4パターンがある。

- 呼吸数の異常
- 換気量の異常
- 呼吸リズムの異常
- 呼吸様式の異常

呼吸数の異常では，一回換気量は変わらずに分時呼吸数が 24 bpm（回/分）以上になる頻呼吸，一回換気量は変わらずに分時呼吸数が 12 bpm 以下になる除呼吸，呼吸が 10 秒以上一時停止する無呼吸がある．換気量の異常では，分時呼吸数は変わらずに一回換気量が増加する大呼吸，分時呼吸数は変わらずに一回換気量が減少する浅呼吸，分時呼吸数と一回換気量ともに増加する過剰呼吸，分時呼吸数と一回換気量ともに減少する減弱呼吸がある．呼吸リズムの異常では，無呼吸・浅呼吸・大呼吸が周期的に繰り返されるチェーンストークス呼吸や，分時呼吸数・一回換気量・無呼吸がすべて不規則に混在するビオー呼吸などがある．呼吸様式の異常では，吸気時に胸壁が陥没し呼気時に膨隆する奇異呼吸や，安静呼吸では使用しない呼吸筋を動員する努力呼吸などがある^[25]．なお正常呼吸では，分時呼吸数は 12～16 bpm，一回換気量は 450～500 ml である^[26]．各呼吸における換気量波形を Fig. 2.3 に示す^[27]．

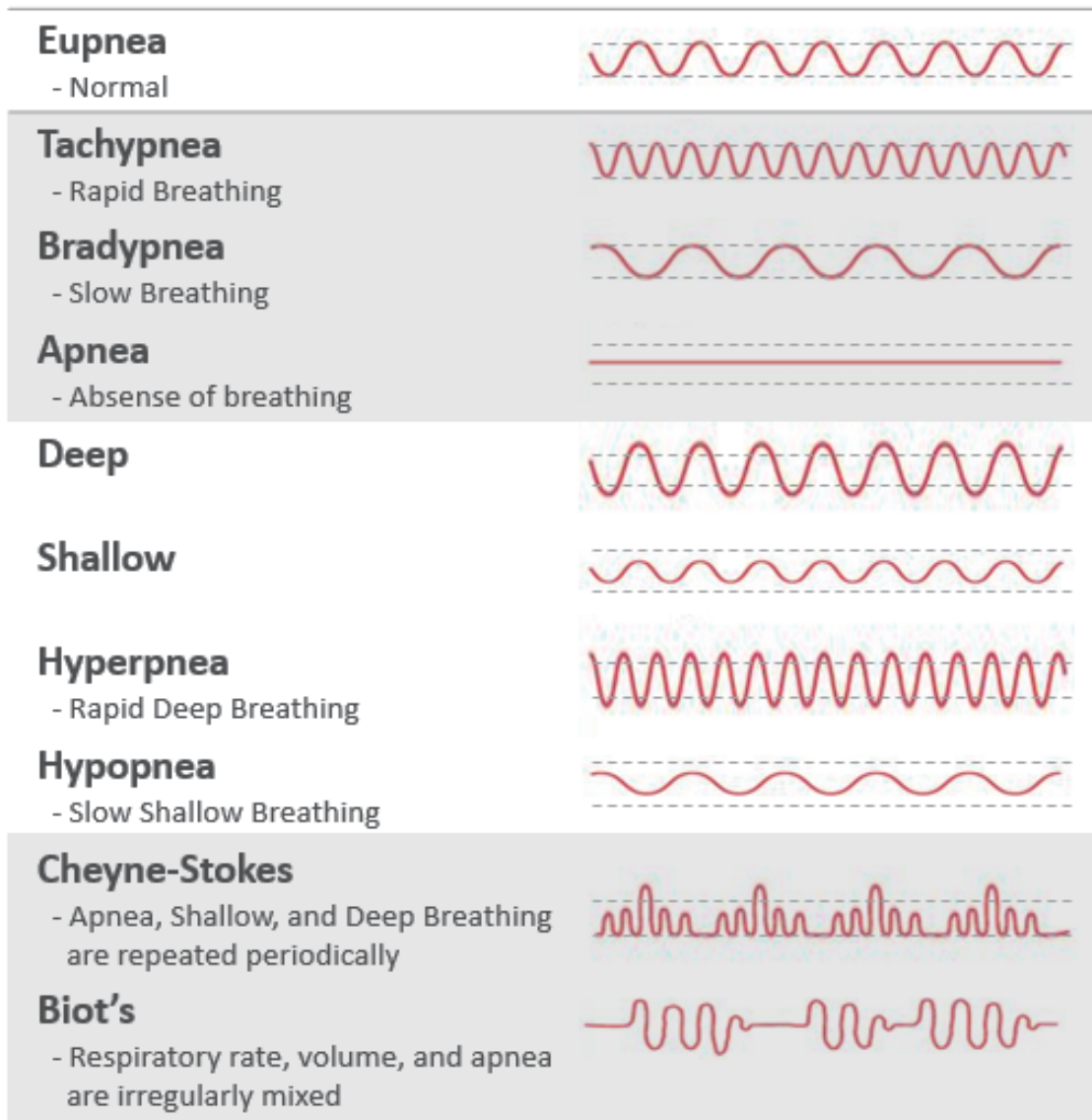


Fig. 2.3 Abnormal breathing patterns

2.3.2 解析結果

呼気ガス分析装置より取得した重症児者のBCV前の呼吸データを用いて、重症児者の呼吸の解析を行った。Table 2.6に解析結果を示す。分時呼吸数・一回換気量はそれぞれ無呼吸の範囲を除いた平均値である。解析結果より、被験者A・Cでは呼吸リズムの異常であるチェーンストークス呼吸、被験者B・Dでは換気量の異常および呼吸数の異常である浅呼吸・頻呼吸、被験者Eでは換気量と呼吸数の異常である減弱呼吸が確認された。そして、重症児者の呼吸では呼吸数・換気量・呼吸リズムそれぞれの個々に異なる異常を呈することが確認された。

Table 2.6 Respiratory pattern of subjects

Case	Respiratory rate [bpm]	Tidal volume [ml]	Respiratory pattern
A	22	329 ± 90	Cheyne-Stokes
B	18	297 ± 24	Shallow
C	14	551 ± 216	Cheyne-Stokes or Irregular
D	27	214 ± 28	Tachypnea and Shallow
E	12	346 ± 97	Hypopnea

第3章 深度カメラによる基礎実験

胸壁の深度変位は、換気量波形と高い相関があることが示されている^[19]。そのため、深度カメラより胸壁の深度変位を計測することで換気量波形の推定が可能だと考え、本研究ではデバイスに深度カメラを用いる。第2章より前述した呼気ガス分析装置による基礎実験の際に、深度カメラによる深度画像の記録も同時に行っていた。そのデータを用いて、重症児者の呼吸機能測定における課題を検証する。

深度カメラによる呼吸機能測定は、以下の3つの処理から構成される。

1. 呼吸信号の取得
2. 呼吸波形解析
3. 呼吸機能の算出

ここでの呼吸信号は呼吸運動により上下する胸壁の深度変位を指す。また、呼吸波形は呼吸信号の時間変化である。

深度画像からの呼吸信号の取得では、重症児者の症状に合わせたプロトタイプシステムを作成した。取得した呼吸信号を用いて、重症児者の呼吸信号の解析と本研究で参考とする従来研究の中川らの手法による呼吸波形解析を行い、重症児者の呼吸波形解析における課題を検討する。本章では深度カメラを用いたシステムおよび呼吸信号の取得方法と各解析結果について述べる。

3.1 システム構成

システムは深度カメラ, 三脚, ノートPCより構成される。深度カメラは胸壁から上方約1 mの位置に設置する。Fig. 3.1にシステムの構成を示す。深度カメラにはKinect (Microsoft Kinect for Windows v1, Microsoft, Redmond, WA, USA)を使用した。Kinectの構成をFig. 3.2に, 仕様をTable 3.1に, 動作要件をTable 3.2に示す^[28]。基本的なハードウェアは, RGBカメラ, Depthセンサーを構成する赤外線照射素子, 赤外線カメラから構成される。KinectのDepthセンサーには投光した赤外線パターンの歪みを読み取りDepth情報を得るLight Coding方式が採用されている。Kinectの座標系はデバイスを中心とした右手座標系で構成されており, 横軸がX軸, 縦軸がY軸, 奥行きがZ軸である。一方で, 深度画像の座標系は左上を原点とした左手座標系で構成されており, 横軸がx軸, 縦軸がy軸, 奥行きがz軸である。Kinectの座標系と測定範囲の座標系をFig. 3.3に示す。最高フレームレートは30 fpsで, 距離情報の測定可能範囲はKinect正面0.5mから4.0 mまでの範囲である。

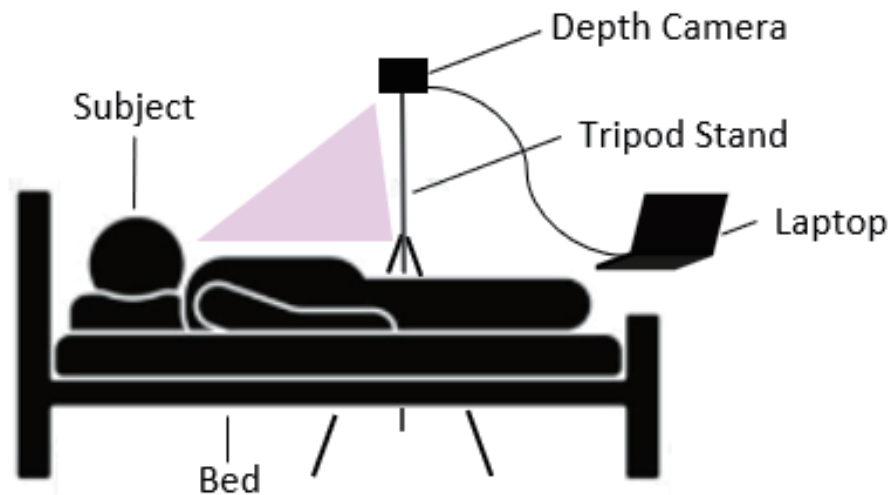


Fig. 3.1 System configuration

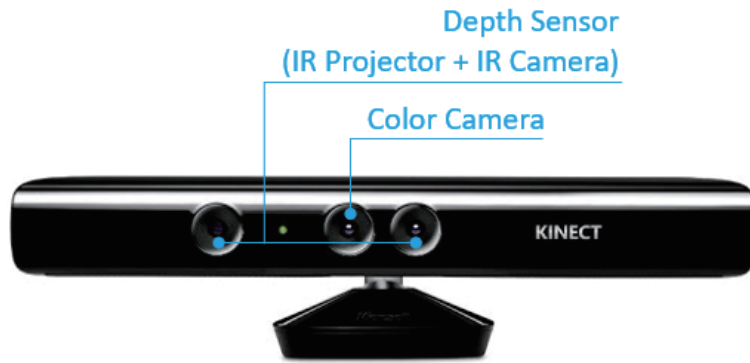


Fig. 3.2 Kinect

Table 3.1 Kinect specification

Resolution of Color	640 × 480 , 30fps
Resolution of Depth	320 × 240 , 30fps
	0.8 ~ 4.0
Range of Depth[m]	(Near Mode 0.4 ~) (Extended Depth ~ 10.0)
	0.8 ~ 4.0
Range of Detection[m]	(Near Mode 0.4 ~ 3.0)
Angle[°]	Horizontal 57 , Vertical 43
Tilt Motor	○

Table 3.2 Kinect operating requirements

OS	Windows7 or later
Compiler	Visual Studio 2010 or later
Connector	USB 2.0
CPU	Dual-Core 2.66GHz or more
GPU	DirectX 9.0c
RAM	2.0GB or more

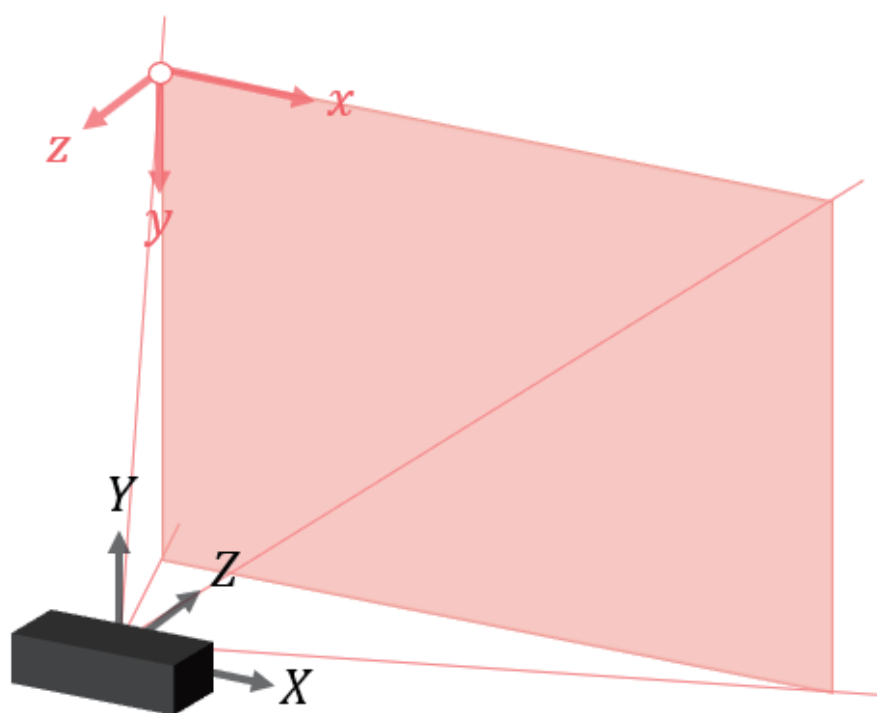


Fig. 3.3 Kinect and depth image coordinate system

3.2 呼吸信号の取得

本節では深度画像から呼吸信号を取得する方法について述べる．呼吸信号はベッド面を基準とした胸壁の深度変位によるものとする．そのため，以下の3つの要素を含む．

1. ベッド平面の推定
2. 呼吸関連領域の抽出
3. 呼吸信号の算出

3.2.1 ベッド平面の推定

重症児者では症状により体の変形を伴うため，クッションや布団により姿勢管理が行われる．それらはベッド平面の検出時に障害となる．そのため，本研究では測定者が深度画像よりベッド面を教示することでベッド平面の推定を行う．

ベッド面の教示方法の概要図を Fig. 3.4 に示す．測定者はノートPCのポインティングデバイス操作により，障害物のないベッド面三個所を任意の大きさの四角形で指定する．左ボタン押下により四角形の左上頂点座標 (x_l, y_l) [px] を，左ボタン離上により四角形の右下頂点座標 (x_r, y_r) [px] を指定する．

ベッド面三個所の教示を終えると，Eqn. (3.1) より各平均座標が計算される．ここで， i はベッド面三個所の要素番号である．

$$\begin{aligned}\bar{x}_i &= \frac{x_{l,i} + x_{r,i}}{2} & (i = 1, 2, 3) \\ \bar{y}_i &= \frac{y_{l,i} + y_{r,i}}{2} & (i = 1, 2, 3) \\ \bar{z}_i &= \frac{\sum_{y=y_{l,i}}^{y_{r,i}} \sum_{x=x_{l,i}}^{x_{r,i}} z(x, y)}{(x_{r,i} - (x_{l,i} - 1))(y_{r,i} - (y_{l,i} - 1))} & (i = 1, 2, 3)\end{aligned}\tag{3.1}$$

一般的に知られる Eqn. (3.2) の平面方程式より，三点を通る平面を一意に決定することができる．この平面方程式に Eqn. (3.1) より算出された各平均座標を代入し，連立方程式を解くことで，Eqn. (3.3) のベッド平面の深度値を得る．ここで， p, q, r, s は平面方程式の係数である．

$$px + qy + rz + s = 0 \tag{3.2}$$

$$z_b(x, y) = -\frac{px + qy + s}{r} \tag{3.3}$$

ベッド平面推定に一点ではなく任意の大きさの範囲の平均座標を用いるのは，シーツのしわなどによる誤差を軽減するためである．また，ベッド平面はフレーム毎に算出する．

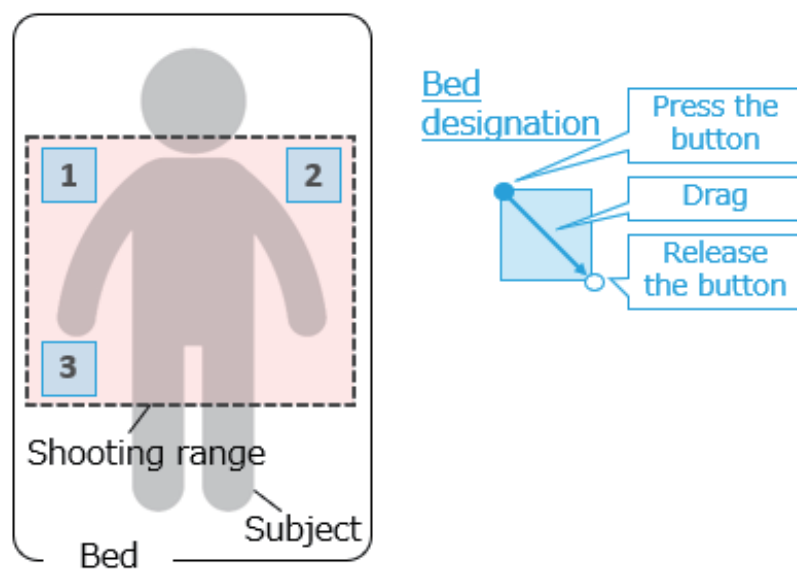


Fig. 3.4 Illustration of how to teach bed surfaces

3.2.2 呼吸関連領域の抽出

換気量の絶対値は，呼吸関連領域（Region of Interest：ROI）に胸壁の幾何学的な形状を抽出し，その実面積と深度変位を積算することで測定が可能である^[16]．しかし，重症児者では症状により個々に異なる体の変形を伴い，胸壁の幾何学的な形状の抽出は容易ではない．そのため，本研究では換気量の絶対値については考慮せず，測定者が深度画像を目視して簡易的に四角形で呼吸関連領域を指定する．

正常呼吸で使用される呼吸筋を Fig. 3.5 に示す^[29]．正常呼吸では主に，横隔膜（Diaphragm）および肋間筋（Intercostal muscle）が使用される．重症児者では症状により肋間筋などの筋肉が硬直しているため，横隔膜型腹式呼吸を呈する．そのため，呼吸関連領域には横隔膜の動きがより明白に表れる剣状突起から臍にかけての腹部領域を選択する．選択する呼吸関連領域を Fig. 3.6 に示す．

呼吸関連領域の指定方法の概要図を Fig. 3.7 に示す．測定者はノート PC のポインティングデバイス操作により呼吸関連領域を指定する．第 3.2.1 節に前述したベッド面の教示操作後，剣状突起をクリックすることにより，クリック点を上底の midpoint とする事前に決定された寸法の四角形で指定することができる．四角形の寸法は，試作的に縦約 10 cm，横約 5 cm とした．

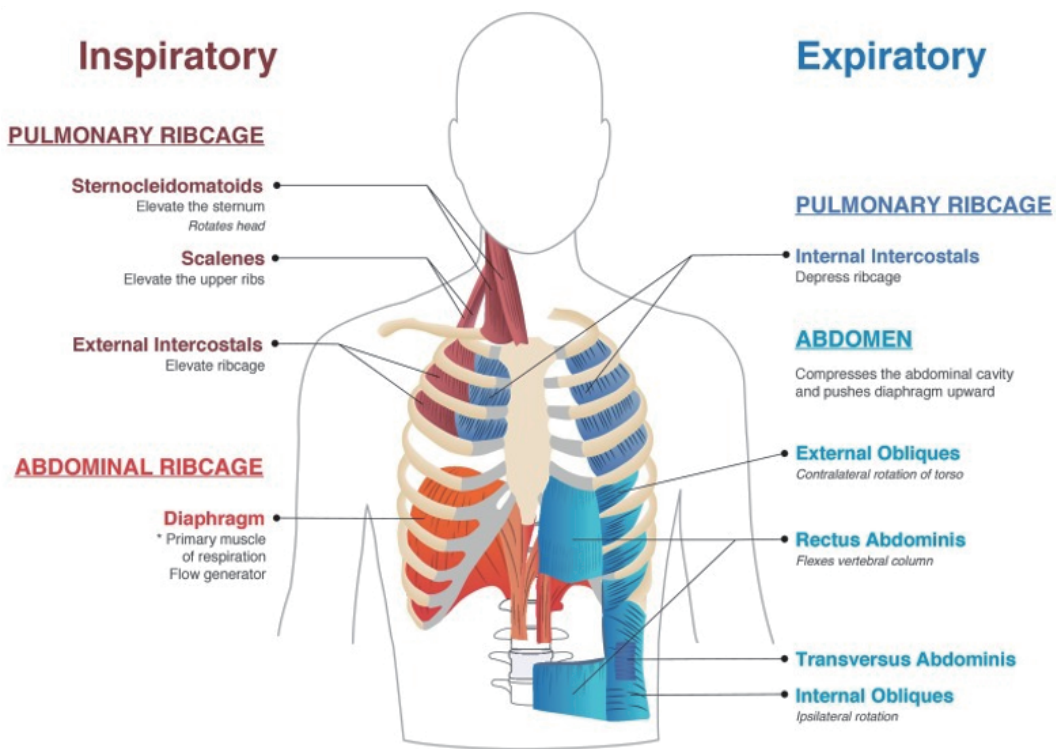


Fig. 3.5 Muscles of respiration used in normal respiration

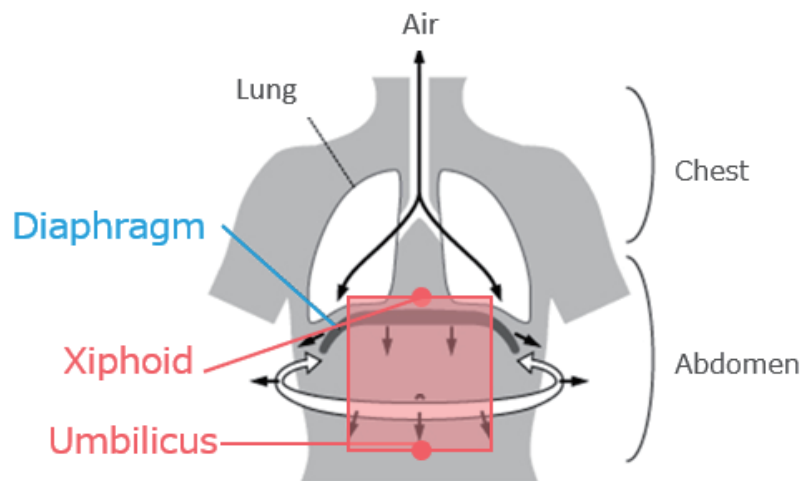


Fig. 3.6 Illustration of ROI

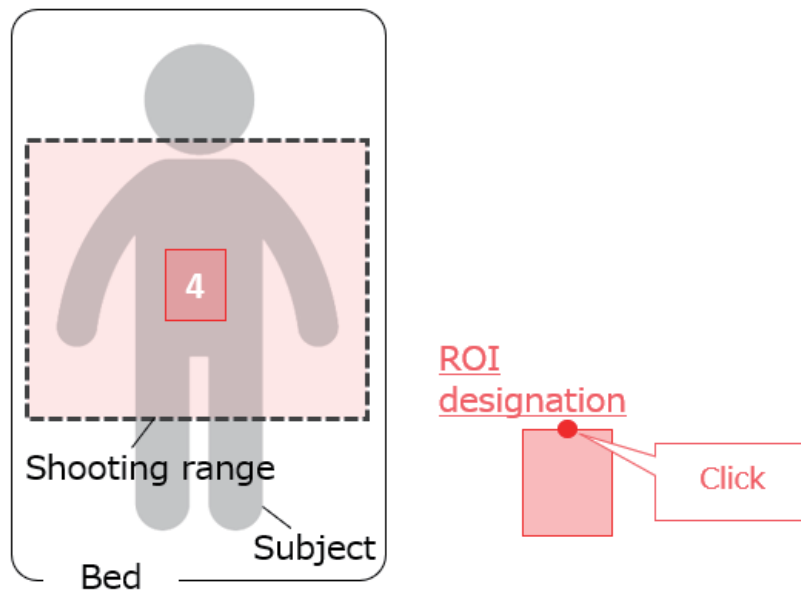


Fig. 3.7 Illustration of how to specify the ROI

3.2.3 呼吸信号の算出

呼吸信号は、ベッド平面と呼吸関連領域表面の間の平均距離に、呼吸関連領域の実面積を積算した、呼吸関連領域の体積値とする。呼吸信号の算出式を Eqn. (3.4) に示す。ここで、 $z_c(x, y)$ は呼吸関連領域表面の深度値、 S は呼吸関連領域の実面積である

$$v(t) = \frac{\sum_{y=y_{1,i}}^{y_{r,i}} \sum_{x=x_{1,i}}^{x_{r,i}} \{z_b(x, y) - z_c(x, y)\}}{(x_{r,i} - (x_{1,i} - 1))(y_{r,i} - (y_{1,i} - 1))} \times S \quad (3.4)$$

3.3 重症児者の呼吸信号の解析

取得した重症児者の呼吸信号と映像データを用いて、重症児者の呼吸波形の解析を行った。健常者の呼吸波形からは、デバイスによる高調波ノイズと一定の安定した呼吸の周期が確認された。一方で、重症児者の呼吸波形からは、デバイスによる高調波ノイズ、不規則な呼吸波形、体の震えや動きによる呼吸以外の波形が確認された。Fig. 3.8に健常者の呼吸波形を、Fig. 3.9に重症児者の呼吸波形の一例を示す。Fig. 3.8・Fig. 3.9では、健常者と重症児者の呼吸波形の違いを明確化するため、後述する Eqn. (4.2) より平滑化を行い高調波ノイズを除去した呼吸波形を示す。

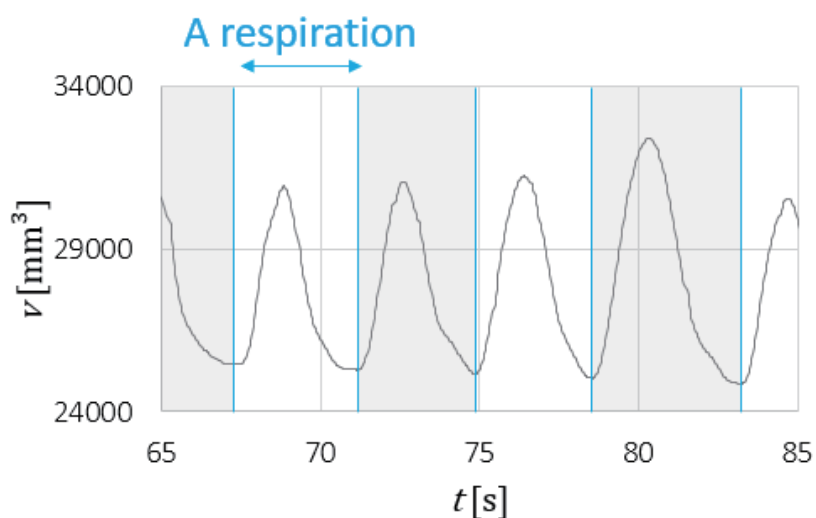


Fig. 3.8 An example of respiratory waveform in a healthy person

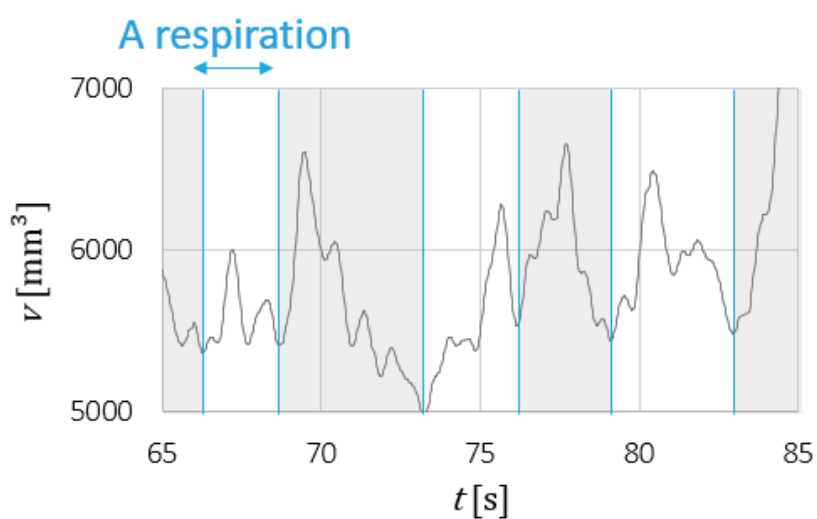


Fig. 3.9 An example of respiratory waveform in a patient with SMID

離散フーリエ変換より重症児者の呼吸信号の周波数解析を行ったところ、重症児者では個々に異なる広範な異常呼吸が見られ、呼吸運動のピーク周波数は最小0.68 Hz、最大0.13 Hzと広範にわたった。呼吸運動のピーク周波数が最小および最大となった周波数解析結果を Fig. 3.10, Fig. 3.11 に示す。また、呼吸運動と体の震えや動きの周波数は非常に類似しており、呼吸運動とアーティファクトの周波数による区別が困難な試行がいくつか確認された。呼吸運動とアーティファクトが混在する周波数解析結果の一例を Fig. 3.12 に示す。呼吸周期が不規則な試行についても呼吸運動のピーク周波数は視認困難であり、アーティファクトとの区別が困難であった。呼吸周期が不規則な試行の周波数解析結果の一例を Fig. 3.13 に示す。

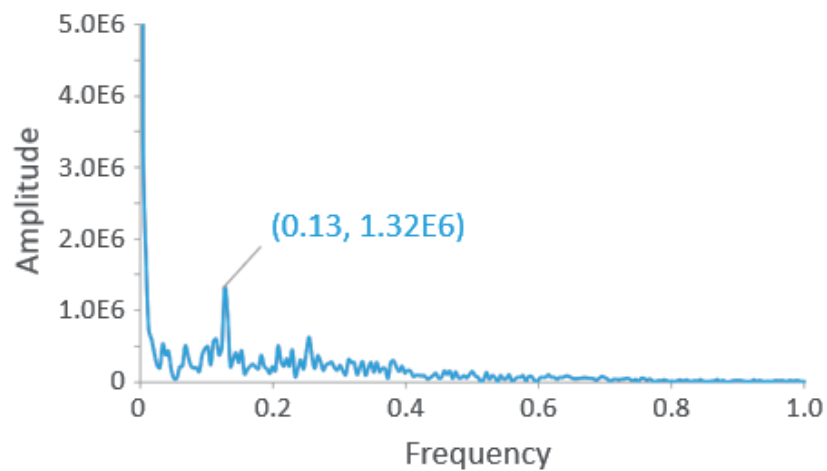


Fig. 3.10 An example of frequency analysis result with minimum peak frequency

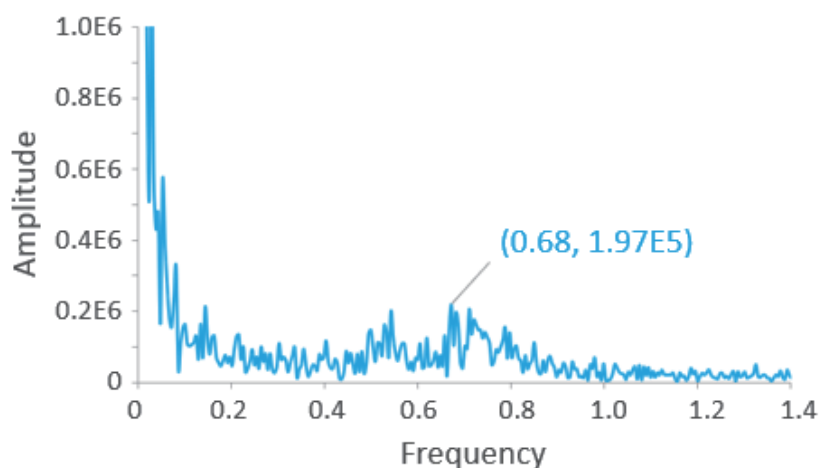


Fig. 3.11 An example of frequency analysis result with maximum peak frequency

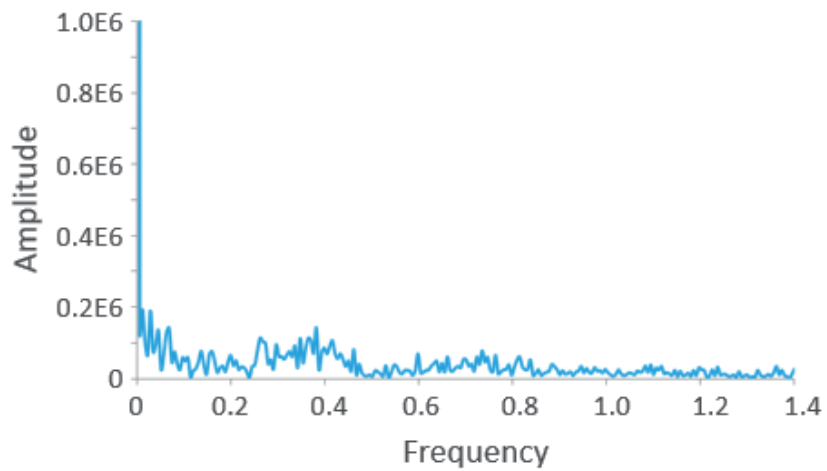


Fig. 3.12 An example of the frequency analysis result of a trial in which it is difficult to distinguish between respiratory movement and artifact by frequency because the frequencies of respiratory movement and body tremor are similar

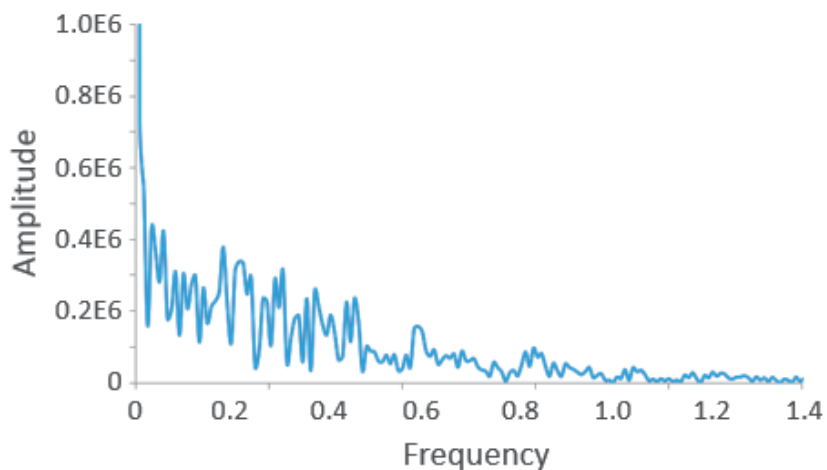
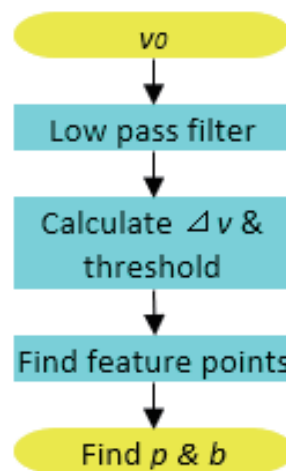


Fig. 3.13 An example of frequency analysis results of a trial in which it is difficult to distinguish between respiratory movements and artifacts by frequency due to the irregular respiratory cycle

3.4 従来手法による実験

3.4.1 中川らの呼吸波形解析手法

中川らの呼吸波形解析は、呼吸信号の差分波形を使用し、その標準偏差より計算された二つの動的閾値を用いて呼吸位相を検出する手法である。閾値は腹部変位の正方向の大きさに注目したものである。アルゴリズムのフローチャートを Fig. 3.14 に示す。呼吸信号には腹部の周囲長測定による値を使用しており、ピークが最大吸気位相、ボトムが最大呼気位相にあたる。呼吸波形解析では、呼吸機能を算出するために、呼吸波形の適切なピークおよびボトムを検出することを目指している。Fig. 3.15 に呼吸波形に対する各呼吸位相を示す。



- * v_0 ... Raw respiratory waveform
- * Δv ... Difference waveform of respiratory signal
- * p ... Peak of respiratory waveform
- * b ... Bottom of respiratory waveform

Fig. 3.14 Flowchart of respiratory waveform analysis algorithm by Nakagawa et al.

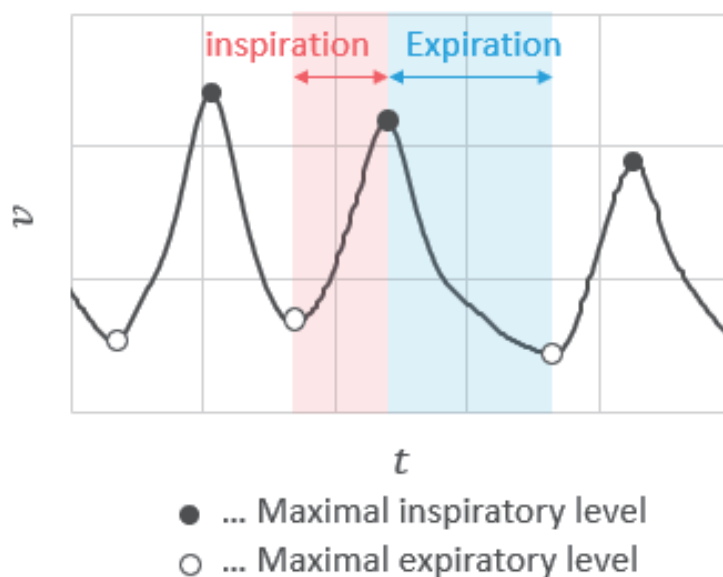


Fig. 3.15 Respiratory phase of respiratory signal by measuring the circumference of the abdomen

アルゴリズムを以下に示す．また，呼吸位相の検出に使用される閾値および特徴点を Fig. 3.16 に，呼吸位相の検出結果を Fig. 3.17 に示す．まず体幹部の周囲長の測定データを呼吸信号 v_0 とする．サンプリング周波数は 100 Hz としている．呼吸信号に含まれる高調波ノイズによるピークの誤検出を防ぐため，Eqn. (3.5) に示す三角移動平均より平滑化を行う．ここで， t_i はフレーム番号 i のときの時刻である．

$$v(t_i) = \frac{v_0(t_{i-4}) + 3v_0(t_{i-2}) + 5v_0(t_i) + 3v_0(t_{i+2}) + v_0(t_{i+4})}{13} \quad (3.5)$$

次に，ピーク・ボトムを検出に使用するパラメータを計算する．Eqn. (3.6) より呼吸信号の差分波形 Δv を，Eqn. (3.8) より差分波形の標準偏差 s を計算する．そして，Eqn. (3.9)，Eqn. (3.10) より二つの閾値 c_a ， c_b を計算する．ここで， c_a は呼吸を検出するための閾値， c_b はボトムを検出するための閾値である．

$$\Delta v(t_i) = v(t_{i+2}) - v(t_{i-2}) \quad (3.6)$$

$$\overline{\Delta v} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta v(t_i) \quad (3.7)$$

$$s = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\Delta v(t_i) - \overline{\Delta v})^2} \quad (3.8)$$

$$c_a = 0.8 \times s \quad (3.9)$$

$$c_b = 0.5 \times s \quad (3.10)$$

以上のパラメータより, ピーク・ボトムを検出を行う. 差分波形において閾値 c_a を負から正の方向に超す点を p_a とし, 呼吸を検出する基準点とする. p_a の定義式を Eqn. (3.11) に示す.

$$p_{a,i}(t_{p_{a,i}}) = \{\Delta v(t_i) | \Delta v(t_i) > c_a \wedge \Delta v(t_{i-1}) \leq c_a\} \quad (3.11)$$

p_a から前方探索により差分波形が零となる点をピーク時刻 t_p , 後方探索により閾値 c_b を負から正の方向に超す点をボトム時刻 t_b とし, その時刻の呼吸信号の値をピーク・ボトムの値 $p_{t_p} \cdot b_{t_b}$ とする. $t_p \cdot t_b$ の定義式を Eqn. (3.12)・Eqn. (3.13) に, $p_{t_p} \cdot b_{t_b}$ の定義式を Eqn. (3.14)・Eqn. (3.15) に示す.

$$t_{p,i} = \{t_i | \{t_i | \Delta v(t_i) \leq 0 \wedge \Delta v(t_{i-1}) > 0 \quad (t_{p_{a,i}} < t_i < t_{p_{a,i+1}})\} \quad (3.12)$$

$$t_{b,i} = \{t_i | \Delta v(t_i) > c_b \wedge \Delta v(t_{i-1}) \leq c_b \quad (t_{p_{a,i-1}} < t_i < t_{p_{a,i}})\} \quad (3.13)$$

$$p(t_p) = v(t_p) \quad (3.14)$$

$$b(t_b) = v(t_b) \quad (3.15)$$

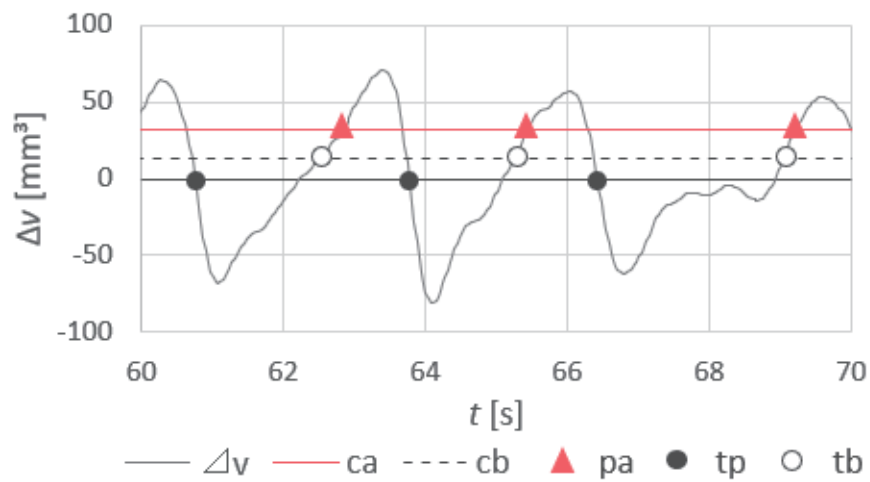


Fig. 3.16 Thresholds and feature points used for respiratory phase detection in Nakagawa et al.'s respiratory waveform analysis algorithm

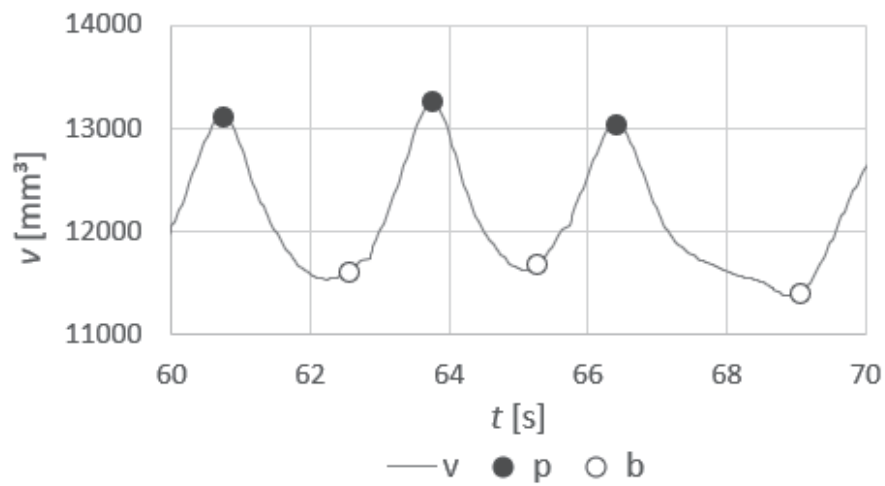


Fig. 3.17 Results of respiratory phase detection by Nakagawa et al.'s respiratory waveform analysis algorithm

3.4.2 実験結果

中川らの呼吸波形解析手法より，取得した重症児者の呼吸信号の呼吸波形解析を行った．平滑化には，後に提案の呼吸波形解析手法と比較評価するため，三角移動平均の代わりに第4章で後述する Eqn. (4.2) のガウシアンフィルタを用いた．各被験者の呼吸波形解析結果の一例を Fig. 3.18 ~ Fig. 3.23 に示す．グラフは第5.1.1節で後述する自作の評価用アプリケーションより作成したものであり，呼吸波形解析で検出した最大吸気位相を呼気ガス分析装置で測定した最大吸気位相と比較し，検出成功・未検出・誤検出の判定をした結果が示されている．検出成功とする定義式は第5.1.1節の Eqn. (5.1) に示す．

結果のグラフより，Fig. 3.18・Fig. 3.20 に示す被験者 A・C では，チェーンストークス呼吸の周期的な換気量変化が測定できていることが確認できた．一方で，周期的な無呼吸部分においては誤検出していることが確認された．Fig. 3.19 に示す被験者 B では，浅呼吸の少ない換気量が測定できていることが確認できた．一方で，一部の体の震えや動きによる波形が見られる部分では誤検出していることが確認された．Fig. 3.21 に示す被験者 D では，浅呼吸に加え頻呼吸を呈しており，微弱で不安定な呼吸波形を示した．さらに体の震えも見られた．そのため，呼吸とアーティファクトとの区別が難しく多くの誤検出を含む結果となった．Fig. 3.21 の一部を拡大したグラフを Fig. 3.22 に示す．Fig. 3.23 に示す被験者 E では，減弱呼吸の遅く浅い呼吸と特異的な深呼吸が測定できていることが確認できた．一方で，一部に見られる微弱な波形に対して誤検出していることが確認された．未検出率・誤検出率の全体の結果を Fig. 3.25 に，被験者毎の結果を Fig. 3.24 に示す．未検出率・誤検出率の算出式は第5.1.1節の Eqn. (5.2)・Eqn. (5.3) に示す．以上の結果より，重症児者の呼吸波形解析では以下の要素が必要となる．

- 症状による体の震えや動きと呼吸の識別
- 広範な異常呼吸への対応

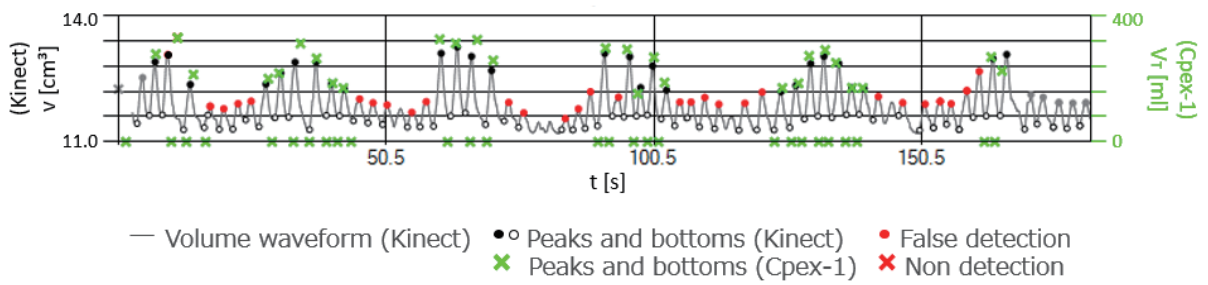


Fig. 3.18 Results of respiratory waveform analysis of subject A by the method of Nakagawa et al.

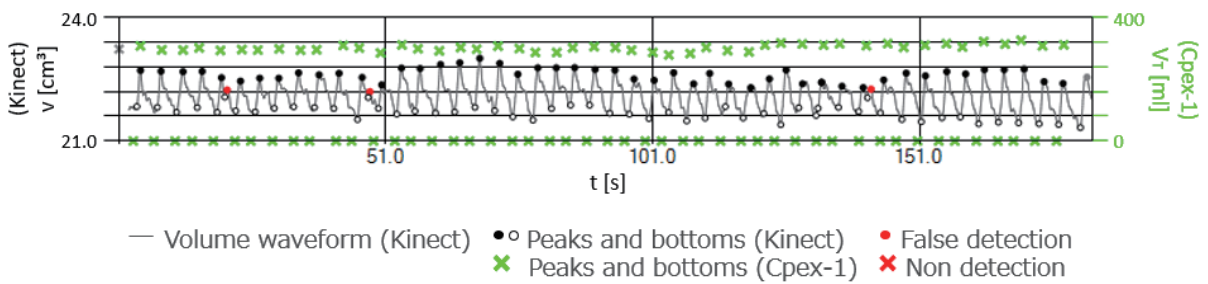


Fig. 3.19 Results of respiratory waveform analysis of subject B by the method of Nakagawa et al.

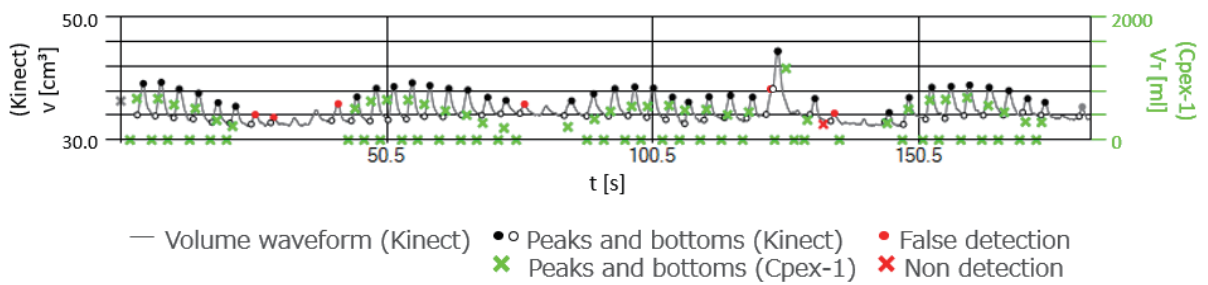


Fig. 3.20 Results of respiratory waveform analysis of subject C by the method of Nakagawa et al.

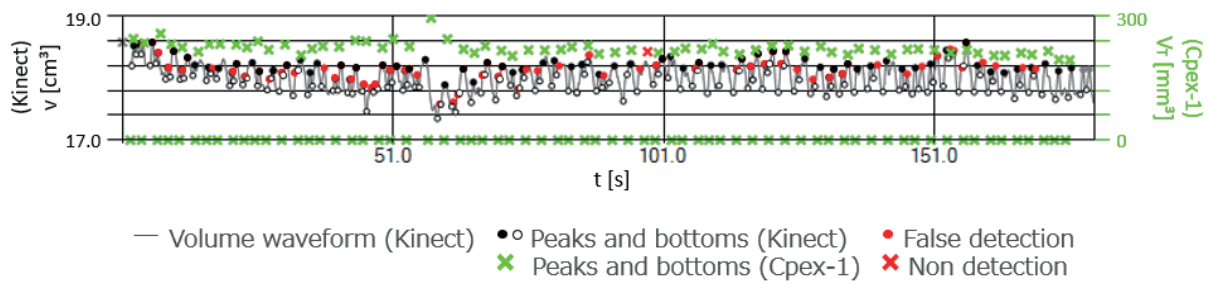


Fig. 3.21 Results of respiratory waveform analysis of subject D by the method of Nakagawa et al.

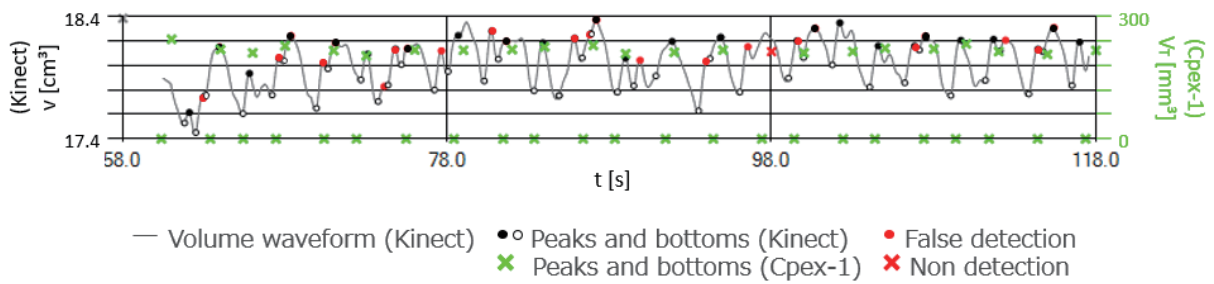


Fig. 3.22 Results of respiratory waveform analysis of subject D by the method of Nakagawa et al. (A part of Fig. 3.21)

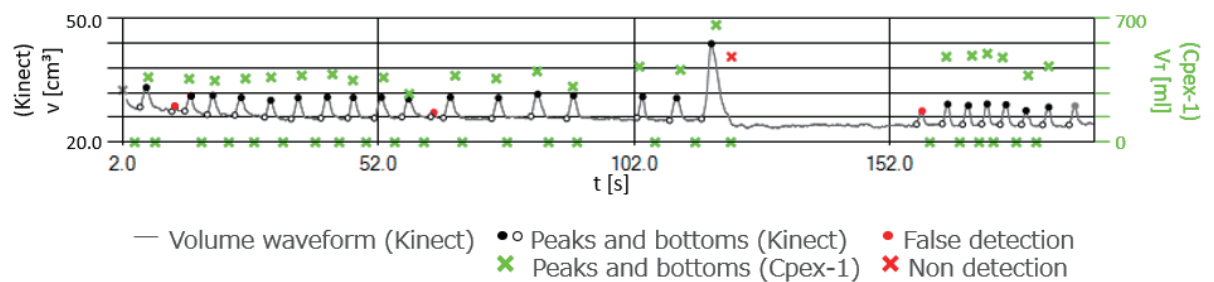


Fig. 3.23 Results of respiratory waveform analysis of subject E by the method of Nakagawa et al.

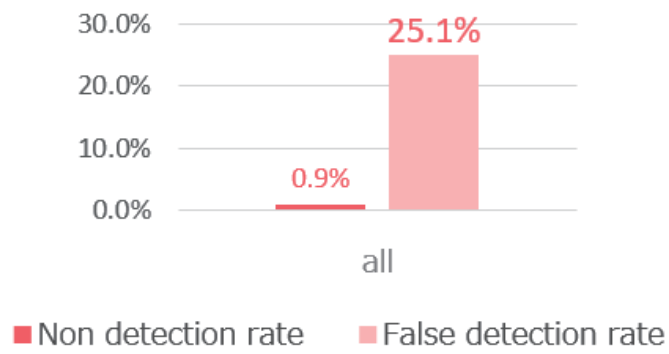


Fig. 3.24 Results of respiratory waveform analysis of subject E by the method of Nakagawa et al.

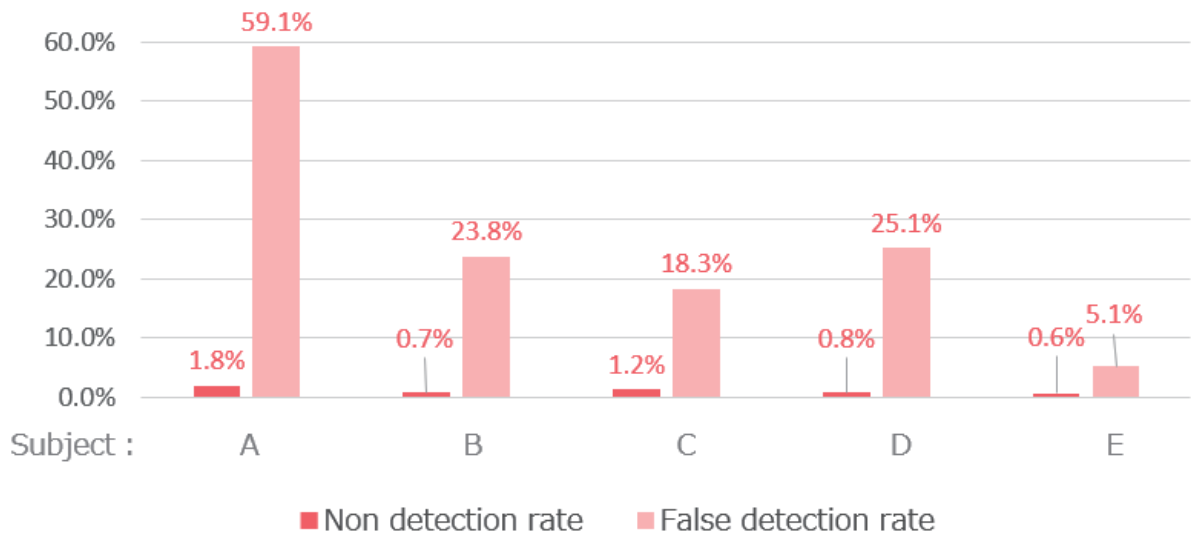


Fig. 3.25 Results of respiratory waveform analysis of subject E by the method of Nakagawa et al.

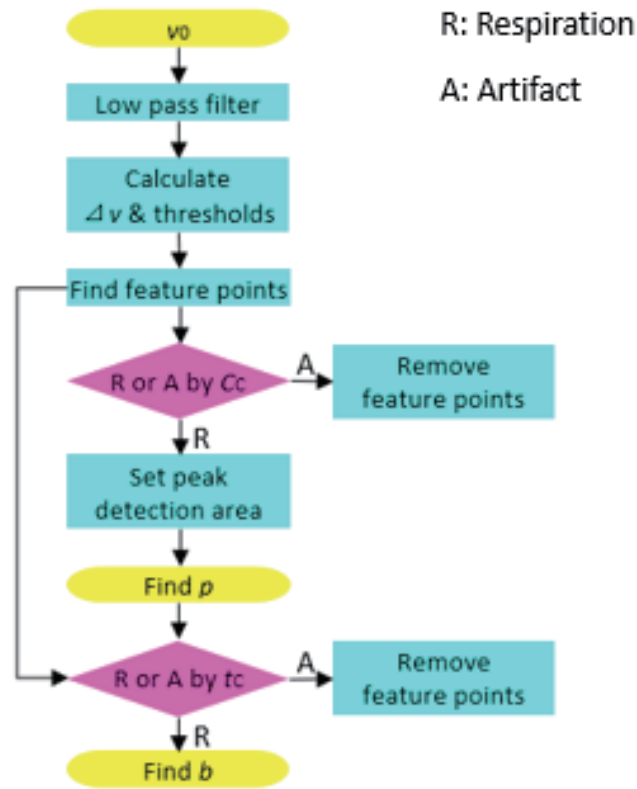
第4章 呼吸波形解析アルゴリズムの設計

第3.4節より，重症児者の呼吸波形解析では体の震えや動きと広範な異常呼吸が課題であった．そこで，体の震えや動きによる波形と呼吸による波形を解析した結果，腹部変位の負方向の大きさとピーク・ボトム間の時間より体の震えや動きと呼吸を判別できるのではないかと考えた．そのため，個々に異なる重症児者の呼吸波形に共通する点を見つけ出し，腹部変位の負方向の大きさと呼吸時間による呼吸判定を組み合わせることで，体の震えや動きと広範な異常呼吸への対応が可能だと考え，アルゴリズムの設計を行った．本章では提案する呼吸波形解析アルゴリズムと第2.2.2節より前述したりハビリテーション効果の評価に用いる呼吸機能の算出方法について述べる．

4.1 アルゴリズム概要

アルゴリズムのフローチャートを Fig. 4.1 に示す．呼吸波形に対する呼吸位相は，第3.4.1節の Fig. 3.15 に示す中川らの手法で用いる呼吸波形と同様で，ピークが最大吸気位相，ボトムが最大呼気位相にあたる．アルゴリズムには呼吸信号の差分波形を使用する．アルゴリズムの大まかな流れを以下に示す．

1. 独自に設定した特徴点を検出
2. 特徴点が呼吸によるものかアーティファクトによるものかを判定
3. 呼吸による特徴点を使用して最大吸気位相・最大呼気位相を検出



- * v_0 ... Respiratory waveform
- * Δv ... Difference waveform of respiratory signal
- * c_c ... Threshold for valley depth of Δv
- * t_c ... Threshold for respiratory time
- * p ... Peak of respiratory waveform
- * b ... Bottom of respiratory waveform

Fig. 4.1 Flowchart of respiratory waveform analysis algorithm

4.1.1 前処理

第3.3節より，呼吸波形にはデバイスによる高調波ノイズを含んだ．高調波ノイズによる呼吸の誤検出を軽減するために呼吸波形の平滑化を行う．平滑化には呼吸情報を極力欠如させないためガウシアンフィルタを用いる．使用したガウス関数の式を Eqn. (4.1) に，平滑化の式を Eqn. (4.2) に示す．ガウス関数の標準偏差 σ は $\sigma = 5$ [frame] とし，対象範囲は $\pm 3\sigma$ [frame] (1 s) とした． v_0 は平滑化前の呼吸波形， t_i はフレーム番号 i のときの時刻 [s] である．平滑化前および平滑化後の呼吸波形を Fig. 4.2 に示す．

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right) \quad (\sigma = 5) \quad (4.1)$$

$$v(t_i) = \sum_{x=-3\sigma}^{3\sigma} G(x)v_0(t_i + x) \quad (4.2)$$

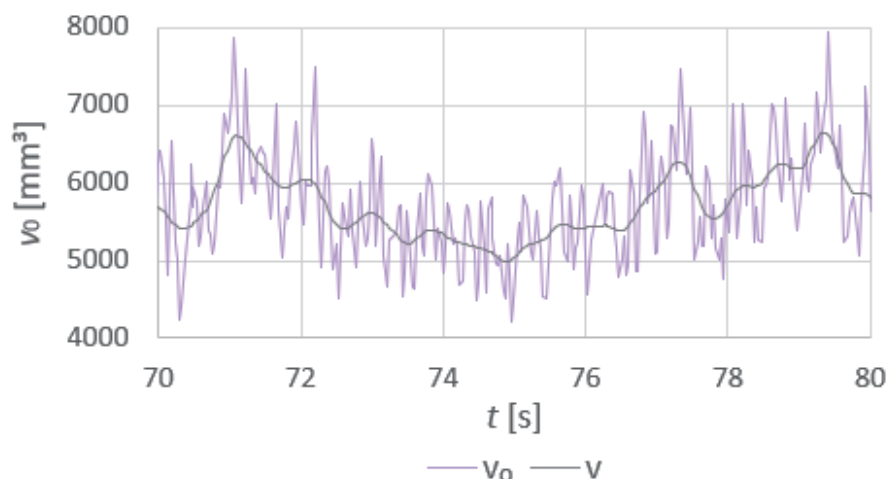


Fig. 4.2 Respiratory waveform before and after smoothing

次に，ピーク・ボトムを検出に使用するパラメータを計算する．Eqn. (4.3) より呼吸信号の差分波形 Δv を，Eqn. (4.5) より差分波形の標準偏差 s を計算する．そして，Eqn. (4.6)，Eqn. (4.7)，Eqn. (4.8) より三つの閾値 c_a ， c_b ， c_c を計算する．ここで， $c_a \cdot c_c$ はピークを検出するための閾値， c_b はボトムを検出するための閾値である． $c_a \cdot c_b$ の値は第3.4.1節に示す中川らの呼吸波形解析手法より参考にした値である． c_c の値は呼吸運動によるピークとアーティファクトによるピークの差分波形を解析し，経験的に決定した値である．差分波形および閾値を Fig. 4.3 に示す．

$$\Delta v(t_i) = v(t_i) - v(t_{i-1}) \quad (4.3)$$

$$\overline{\Delta v} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta v(t_i) \quad (4.4)$$

$$s = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\Delta v(t_i) - \overline{\Delta v})^2} \quad (4.5)$$

$$c_a = 0.8 \times s \quad (4.6)$$

$$c_b = 0.5 \times s \quad (4.7)$$

$$c_c = -0.5 \times s \quad (4.8)$$

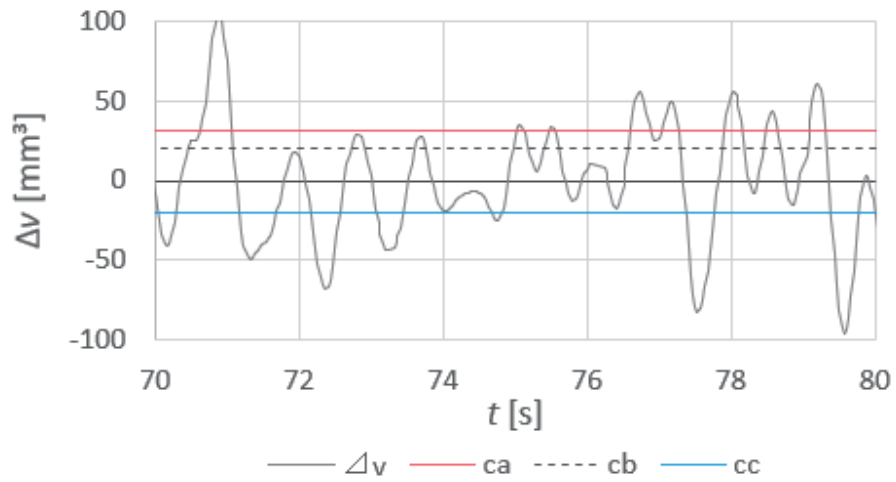


Fig. 4.3 Respiratory signal difference waveform and thresholds used for respiratory phase detection

4.1.2 最大吸気位相の検出

最大吸気位相にあたる呼吸波形のピークの検出では、アーティファクト存在下で適切なピークを検出するためにピーク検出範囲を設定する。ピーク検出範囲を決定するパラメータに差分波形の谷の深さの閾値 c_c を用いて呼吸とアーティファクトを判定することで、アーティファクトによるピークの誤検出を防ぐ。

差分波形において閾値 c_a を負から正の方向に超す点を p_a とし、ピーク検出範囲の開始点の参照点とする。 p_a の定義式を Eqn. (4.9) に示す。そして、差分波形の正から負の方向への零点を z_a 、負から正の方向への零点を z_b とし、 z_a から z_b までの区間での最小値を p_b とし、ピーク検出範囲の終了点の参照点とする。 z_a, z_b の定義式を Eqn. (4.10), Eqn. (4.11) に示す。また、ピーク検出に使用する各特徴点を Fig. 4.4 に示す。ここで、体の震えによるアーティファクトは呼吸運動と比べ運動変位が小さいため、差分波形の谷の深さの閾値である c_c より浅い p_b はアーティファクトによるものとし、呼吸とアーティファクトの判定をする。 p_b の定義式を Eqn. (4.12) に示す。また、 p_b の呼吸とアーティファクトの判定後の各特徴点を Fig. 4.5 に示す。

$$p_{a,i}(t_{p_{a,i}}) = \{\Delta v(t_i) | \Delta v(t_i) > c_a \wedge \Delta v(t_{i-1}) \leq c_a\} \quad (4.9)$$

$$z_{a,i}(t_{z_{a,i}}) = \{\Delta v(t_i) | \Delta v(t_i) \leq 0 \wedge \Delta v(t_{i-1}) > 0\} \quad (4.10)$$

$$z_{b,i}(t_{z_{b,i}}) = \{\Delta v(t_i) | \Delta v(t_i) \leq 0 \wedge \Delta v(t_{i+1}) > 0\} \quad (4.11)$$

$$p_{b,i}(t_{p_{b,i}}) = \{\min \Delta v(t_i) \quad (t_{z_{a,i}} < t_i < t_{z_{b,i}}) | \min \Delta v(t_i) < c_c\} \quad (4.12)$$

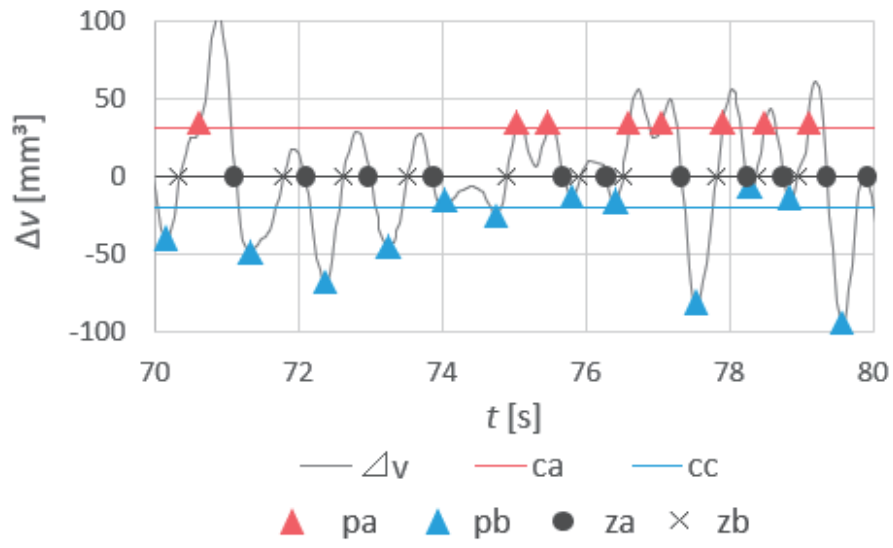


Fig. 4.4 Feature points used for peak detection

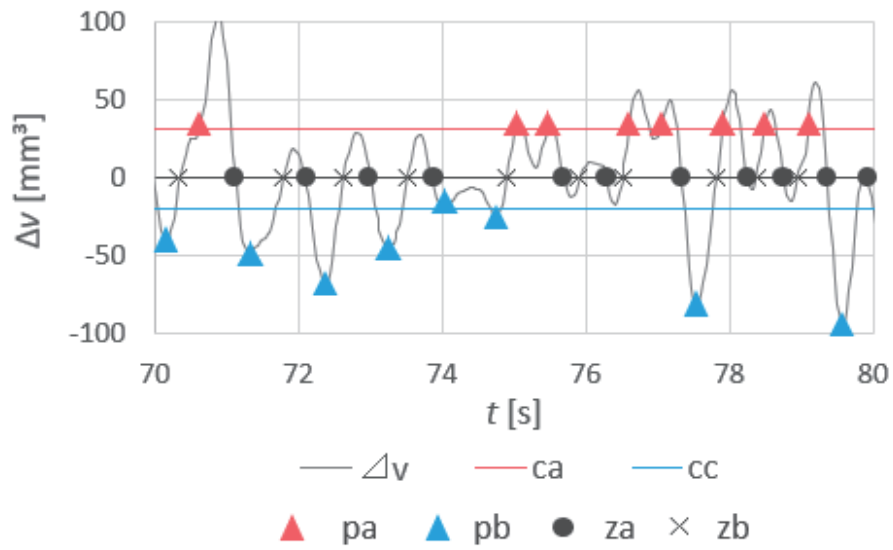


Fig. 4.5 Feature points after judging whether it is a respiration or an artifact

次に，ピーク検出範囲の開始点・終了点の参照点 $p_a \cdot p_b$ より適切なピーク検出範囲の開始点・終了点 $p'_a \cdot p'_b$ を決定する． p'_a, p'_b の定義式を Eqn. (4.13), Eqn. (4.14) に示す． p'_a, p'_b の決定は p_a からの前方探索より行う． p'_a, p'_b およびピーク検出範囲とピークの参照点となる零点 z_a を Fig. 4.6 に示す．

$$p'_{a,i}(t_{p'_{a,i}}) = \{p_{a,i}(t_{p_{a,i}}) | p_b(t_{p_b}) \quad (t_{p_{a,i}} \leq t_{p_b}) \neq p_b(t_{p_b}) \quad (t_{p_{a,i-1}} \leq t_{p_b})\} \quad (4.13)$$

$$p'_{b,i}(t_{p'_{b,i}}) = \{p_b(t_{p_b}) | p_b(t_{p_b}) \quad (t_{p_{a,i}} \leq t_{p_b}) \neq p_b(t_{p_b}) \quad (t_{p_{a,i-1}} \leq t_{p_b})\} \quad (4.14)$$

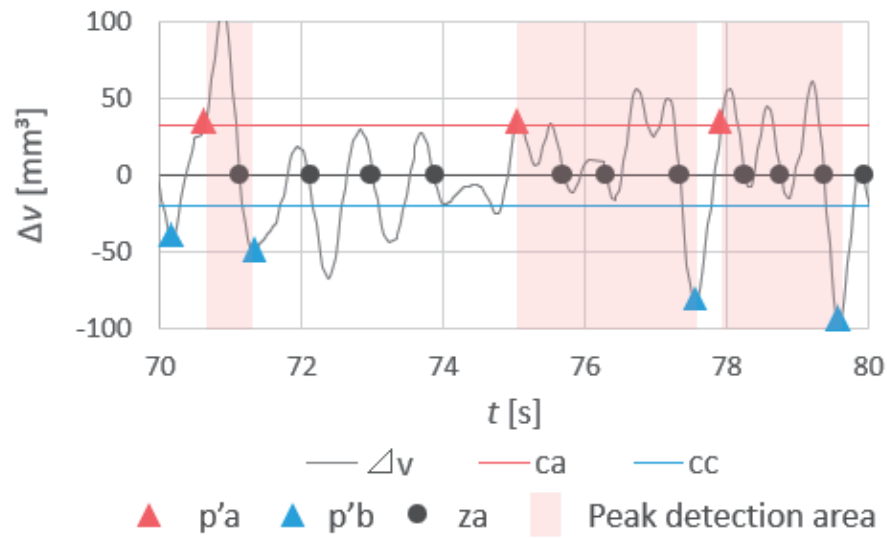


Fig. 4.6 Process of setting the peak detection area

そして，ピーク検出範囲において呼吸波形の値が最大となる点をピークとする．ピーク時刻の定義式を Eqn. (4.15) に，ピーク値を Eqn. (4.16) に示す．また，差分波形および呼吸波形におけるピークの検出結果を Fig. 4.7, Fig. 4.8 に示す．

$$t_p = \{t_i | \max v(t_i) \quad (t_{p'_{a,i}} < t_i < t_{p'_{b,i}})\} \quad (4.15)$$

$$p(t_p) = v(t_p) \quad (4.16)$$

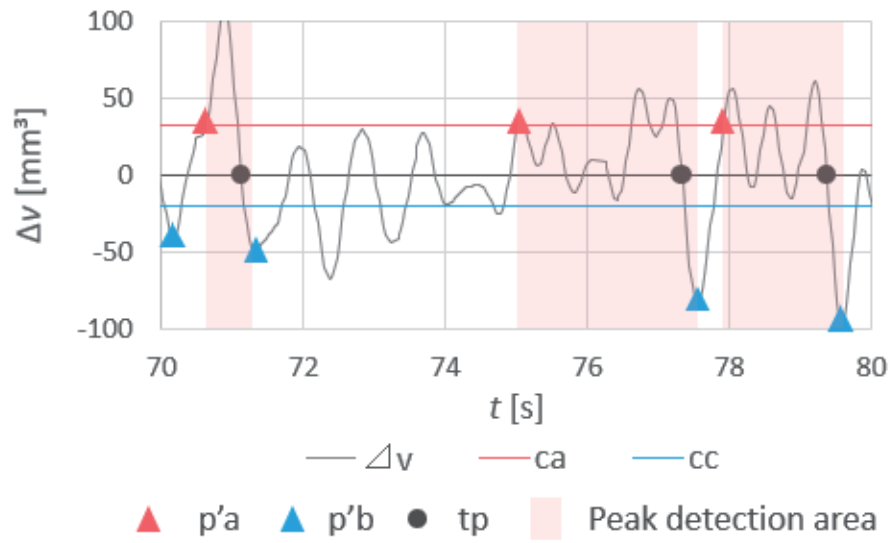


Fig. 4.7 Results of peak detection in respiratory signal difference waveform

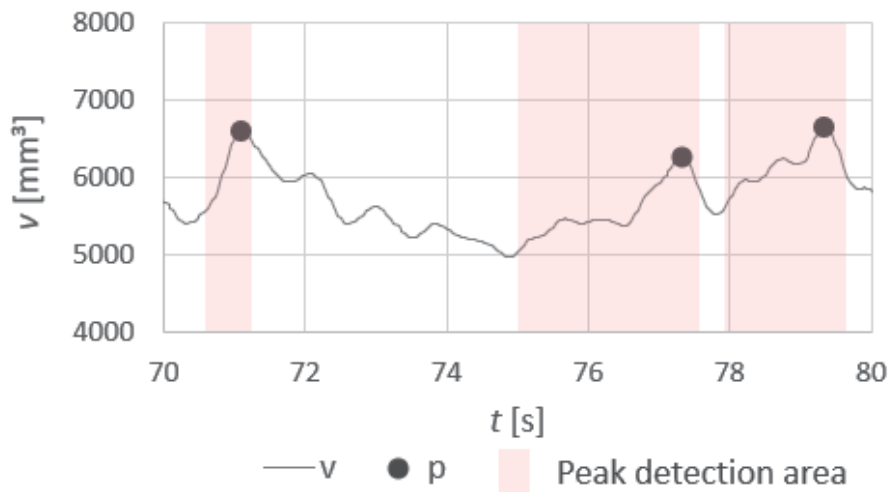


Fig. 4.8 Results of peak detection in respiratory waveform

4.1.3 最大呼気位相の検出

最大呼気位相にあたる呼吸波形のボトムの検出では，呼吸時間の閾値 t_c を用いて呼吸とアーティファクトを判定することで，アーティファクトによるボトムの誤検出を防ぐ．

差分波形において閾値 c_b を負から正の方向に超す点を b_a とし，ボトムの参照点とする． b_a の定義式を Eqn. (4.17) に示す．また，ボトム検出に使用する各特徴点を Fig. 4.9 に示す．

$$b_{a,i}(t_{b_{a,i}}) = \{\Delta v(t_i) | \Delta v(t_i) > c_b \wedge \Delta v(t_{i-1}) \leq c_b\} \quad (4.17)$$

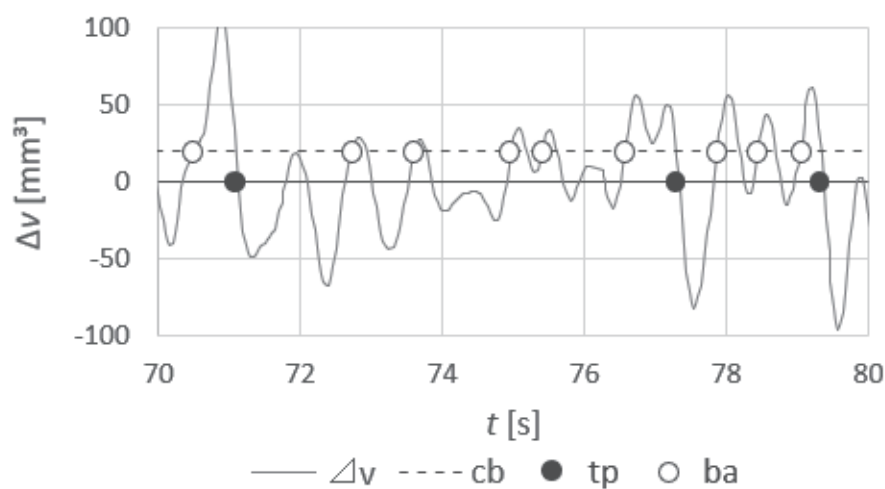


Fig. 4.9 Feature points used for bottom detection

呼吸とアーティファクトを判定するパラメータには，呼気時間にあたる t_p から b_a までの時間を使用する．体の震えによるアーティファクトは呼吸運動と比べ不安定で運動変位が小さいため，呼吸時間の閾値である t_c より t_p から b_a までの時間が短い場合はアーティファクトによるものとし，呼吸とアーティファクトの判定をする．呼吸とアーティファクトの判定後のボトムの参照点を b'_a とし，その定義式を Eqn. (4.18) に示す． t_c の値は，頻呼吸の一回呼吸時間は 2.5 s 以下であることから，通常呼吸を十分に検出できるように $t_c < \frac{2.5}{2} \therefore t_c = 0.5$ とする．

$$b'_{a,i}(t_{b'_{a,i}}) = \{b_{a,i}(t_{b_{a,i}}) | t_{b_{a,i}} - t_{z_a} > t_c(t_{b_{a,i}} > t_{z_a} > t_{b_{a,i+1}})\} \quad (4.18)$$

そして，ピーク間において呼吸波形の値が最小となる点をボトムとする．ボトム時刻の定義式を Eqn. (4.19) に，ボトム値を Eqn. (4.20) に示す．また，差分波形および呼吸波形におけるボトムの検出結果を Fig. 4.10, Fig. 4.11 に示す．Fig. 4.10 に示すボトム判定範囲は，前述した呼吸時間による呼吸とアーティファクトの判定の過程を示している．

$$t_b = \{t_{b'_a,i} | t_{b'_a,i} (t_p < t_{b'_a,i}) \neq t_{b'_a,i+1} (t_p < t_{b'_a,i+1})\} \tag{4.19}$$

$$b(t_b) = v(t_b) \tag{4.20}$$

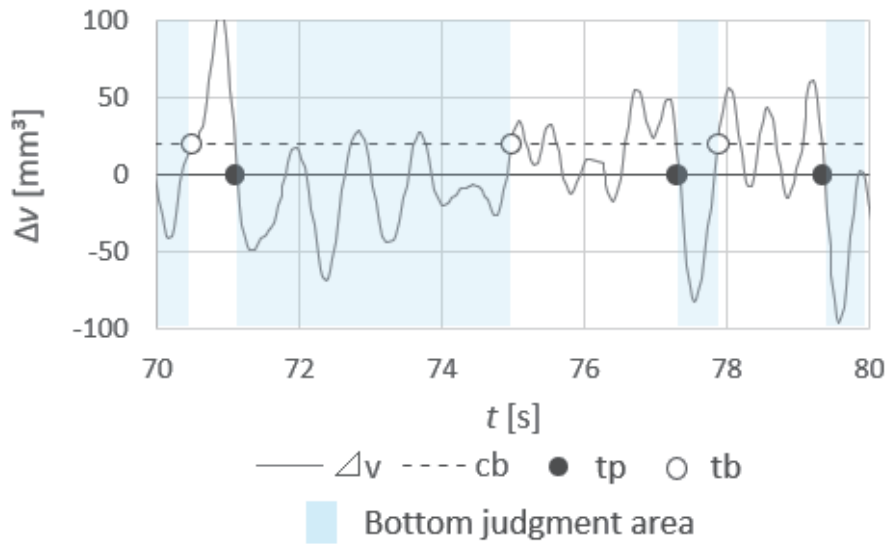


Fig. 4.10 Results of bottom detection in respiratory signal difference waveform

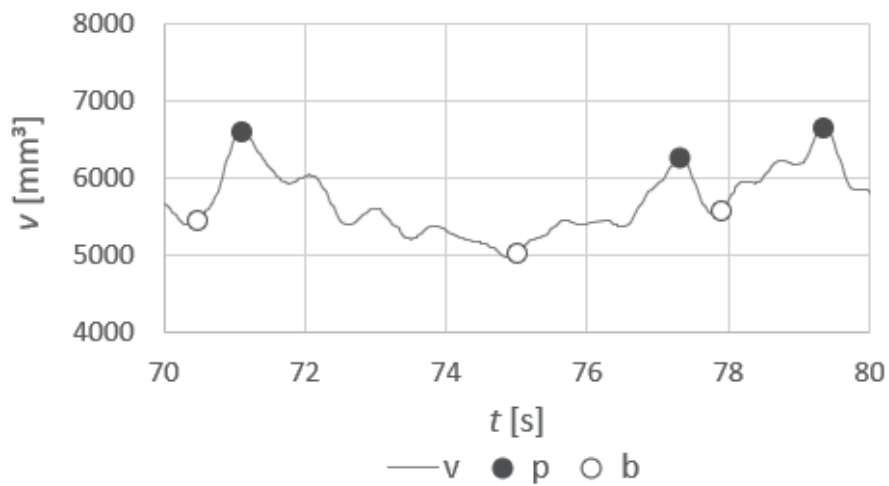


Fig. 4.11 Results of bottom detection in respiratory waveform

4.2 呼吸機能の算出

呼吸波形解析より検出した呼吸位相を用いて呼吸機能を算出する．第2.2.2節より，リハビリテーション効果の評価に使用する呼吸機能は以下の通りである．

- 一回換気量 (tidal volume; TV) [mm^3]
- 分時換気量 (minute volume; MV) [mm^3/min]
- 分時呼吸数 (respiratory rate; RR) [bpm]
- 分時無呼吸時間 (apnea time; AT) [s/min]

一回換気量の算出式を Eqn. (4.21) に，分時換気量の算出式を Eqn. (4.22) に，分時呼吸数の算出式を Eqn. (4.23) に，分時無呼吸時間の算出式を Eqn. (4.24) ~ Eqn. (4.25) に示す．ここで， i は呼吸番号， n は総呼吸数， v_p はピークの体積， v_b はボトム of 体積， t_b はボトムの時刻， Δt_A は一回無呼吸時間， k は無呼吸番号， n_A は総無呼吸数である．本研究で開発する呼吸機能測定システムで使用する呼吸信号に対する各パラメータを Fig. 4.12 に示す．

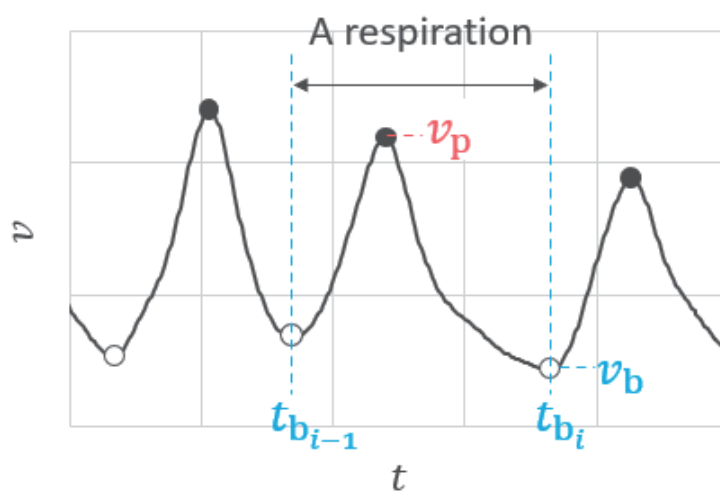
$$V_{T,i} = v_{p,i} - v_{b,i} \quad (i = 1, \dots, n) \quad (4.21)$$

$$V_{M,i} = 60 * \frac{V_{T,i}}{t_{b,i} - t_{b,i-1}} \quad (i = 2, \dots, n) \quad (4.22)$$

$$R_i = \frac{60}{t_{b,i} - t_{b,i-1}} \quad (i = 2, \dots, n) \quad (4.23)$$

$$\Delta t_{A,k} = \{(t_{b,i} - t_{b,i-1}) \mid (t_{b,i} - t_{b,i-1}) \geq 10\} \quad (i = 2, \dots, n) \quad (4.24)$$

$$T_A = \sum_{k=1}^{n_A} \frac{\Delta t_{A,k}}{t_{b,n} - t_{b,0}} \quad (4.25)$$



- * v ... Respiratory waveform
(Volume waveform)
- * i ... Index of respiration
- * v_p ... Volume at peak
- * v_b ... Volume at bottom
- * t_b ... Time at bottom

Fig. 4.12 Parameters used to calculate respiratory functions

4.3 呼吸波形解析アプリケーション

開発した呼吸波形解析アプリケーションを Fig. 4.13・Fig. 4.14 に示す。操作者は、アプリケーションの左画面の深度画像上から、第3.2節に前述した方法により呼吸信号を取得することができる。そして、解析開始ボタンを押下すると、アプリケーションの右画面の上段に呼吸波形グラフが表示される。呼吸波形グラフより解析する時間範囲を決めて入力し、決定ボタンを押下すると、第4.1節に前述したアルゴリズムより解析が実施され、アプリケーションの右画面の中段および下段に呼吸波形の解析結果および呼吸信号の差分波形が表示される。また、第4.2節に前述した計算式より各呼吸機能が算され、アプリケーション右画面上部に出力される。

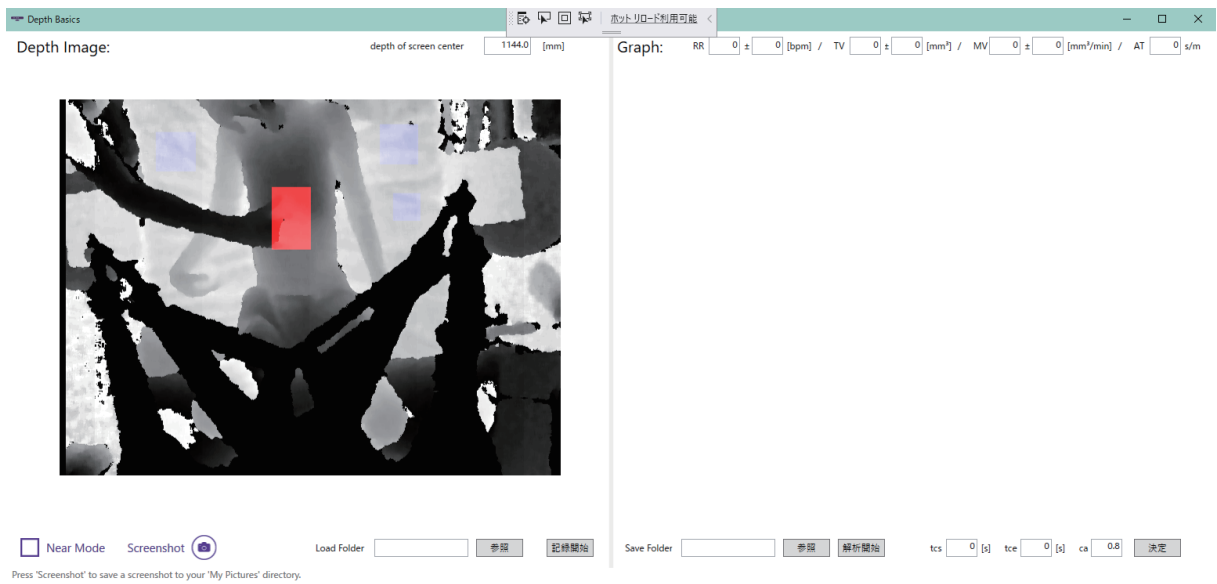


Fig. 4.13 Screen before respiratory waveform analysis of the developed respiratory waveform analysis application

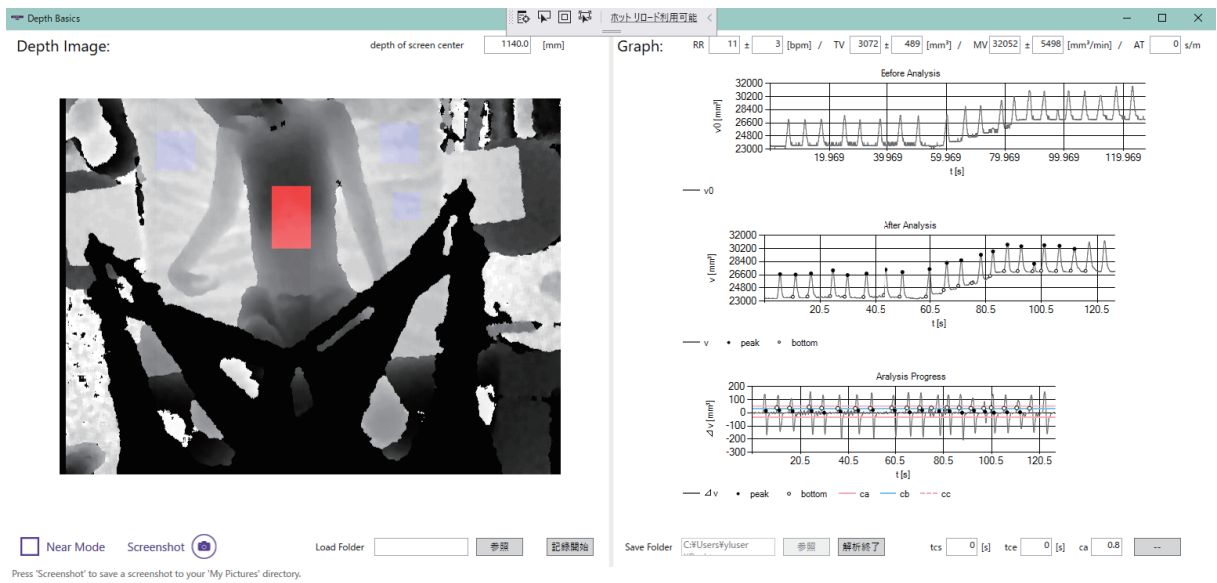


Fig. 4.14 Screen after respiratory waveform analysis of the developed respiratory waveform analysis application

第5章 実験

第2.1章より前述した重症児者の呼気ガス分析装置による呼吸データおよび深度カメラによる腹部深度データを用いて提案手法による呼吸波形解析を行い，呼吸検出の性能評価を行った．また，同データを用いて呼吸機能測定の性能評価を行い，開発システムの有効性の実証を行った．本章では各性能評価の内容，結果，および考察について述べる．

5.1 呼吸検出の性能評価

呼吸検出の性能評価では，未検出率・誤検出率による呼吸の検出の有無の評価と，分時呼吸数の度数分布による検出した呼吸位相のタイミングの正確性の評価の二種類を行った．

5.1.1 呼吸検出率

呼吸検出率は，呼吸波形解析により検出した最大吸気位相と呼気ガス分析装置より検出した最大吸気位相を比較し算出する．そして，提案の呼吸波形解析手法の結果と第3.4節より前述した従来の中川らの呼吸波形解析手法による結果を比較し，提案手法の優位性を実証する．

検出成功の定義式を Eqn. (5.1) に，未検出率・誤検出率の算出式を Eqn. (5.2)・Eqn. (5.3) に示す．ここで， t'_p は参照装置から検出したピークの時刻， t_p は深度カメラから検出したピークの時刻， T_c は呼吸周期， n は総呼吸数， n_{TP} は成功検出数， n_{FN} は未検出数， n_{FP} は誤検出数である．検出成功・未検出・誤検出の判定は，評価用アプリケーションを作成し自動で行った．

$$H_0 : t'_p - \frac{T_c}{2} \leq t_p \leq t'_p + \frac{T_c}{2} \quad (5.1)$$

$$P_{FN} = \frac{n_{FN}}{n} = \frac{n_{FN}}{n_{FN} + n_{TP}} \quad (5.2)$$

$$P_{FP} = \frac{n_{FP}}{n} = \frac{n_{FP}}{n_{FN} + n_{TP}} \quad (5.3)$$

全体の結果を Fig. 5.1 に、被験者毎の結果を Fig. 5.2 に示す。全体で未検出率は、従来手法で 0.9 %、提案手法で 1.5 % でどちらも 1 % 程度で同等であった。誤検出率は、従来手法で 25.1 %、提案手法で 12.7 % でおおよそ半分程度減少し、提案手法の優位性が実証された。

被験者毎の結果については、チェーンストークス呼吸の被験者 A・C では、未検出率は若干上がるものの誤検出率は半分以上大幅に減少した。これは、チェーンストークス呼吸の無呼吸部分の誤検出を大幅に低減できたことによる。一方で、無呼吸と呼吸の移り変わり部分では未検出および誤検出が確認された。これにより、チェーンストークス呼吸の周期に依存する誤検出率および未検出率の未改善がみられたと考えられる。Fig. 5.3 に結果の一例を示す。頻呼吸・浅呼吸の被験者 B・D では、未検出率と誤検出率ともに減少し、誤検出率では半分近く減少した。これは、体の震えや動きによる誤検出が低減できたことによる。一方で、呼吸と似た大きな体の震えや動きの波形が存在する部分では誤検出が確認された。Fig. 5.4 に結果の一例を示す。全体の結果として、提案手法は全被験者において有効であり、呼吸と体の震えを判別出来ていることが確認された。

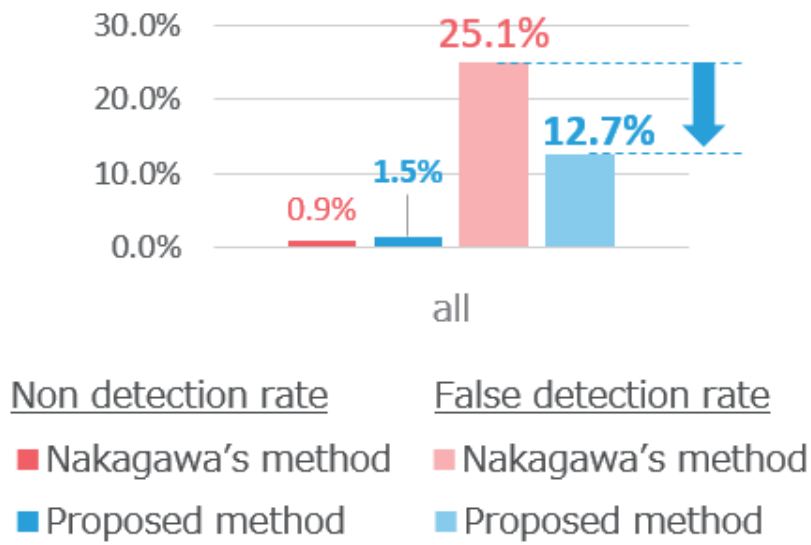


Fig. 5.1 Respiratory detection rate for all

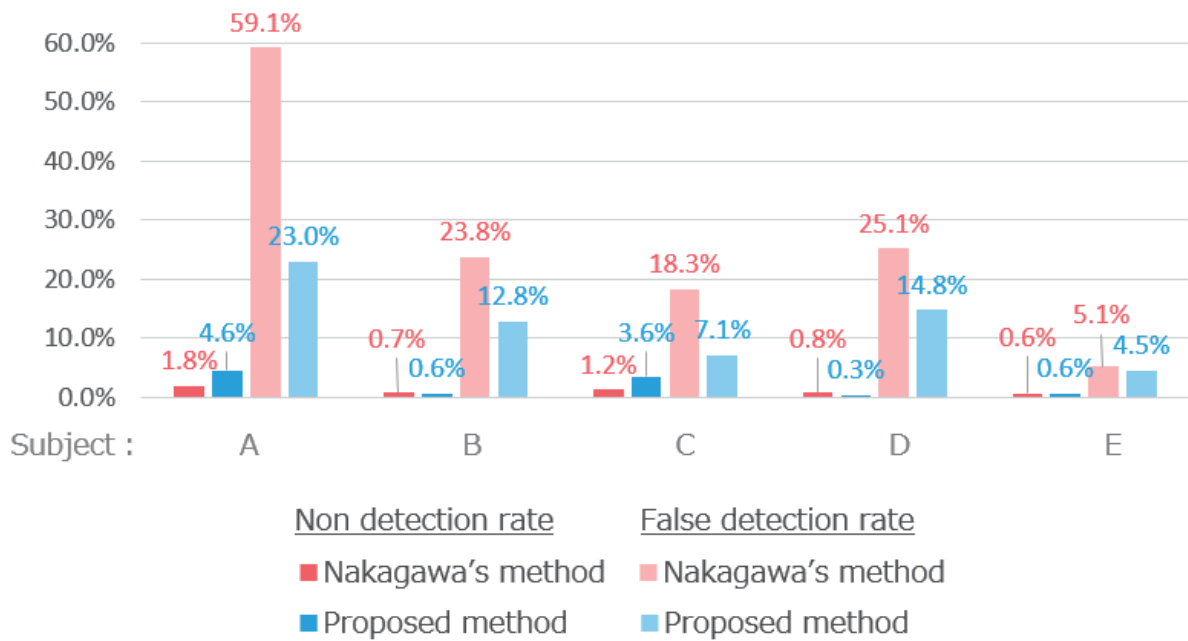


Fig. 5.2 Respiratory detection rate for each subject

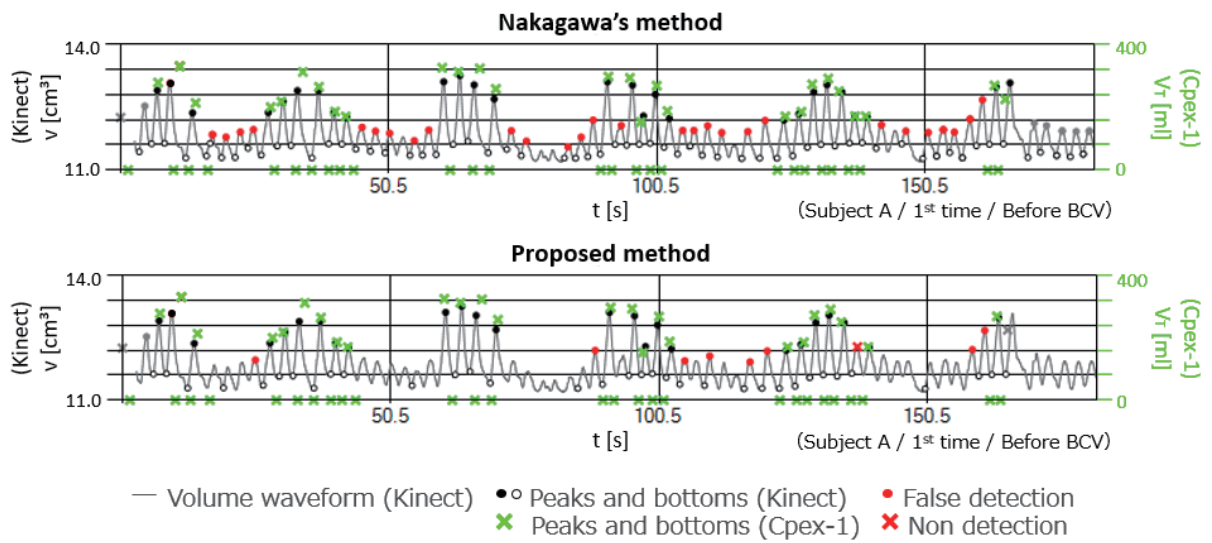


Fig. 5.3 An example of evaluation result of respiratory waveform analysis result by Nakagawa's method and proposed method of subject A

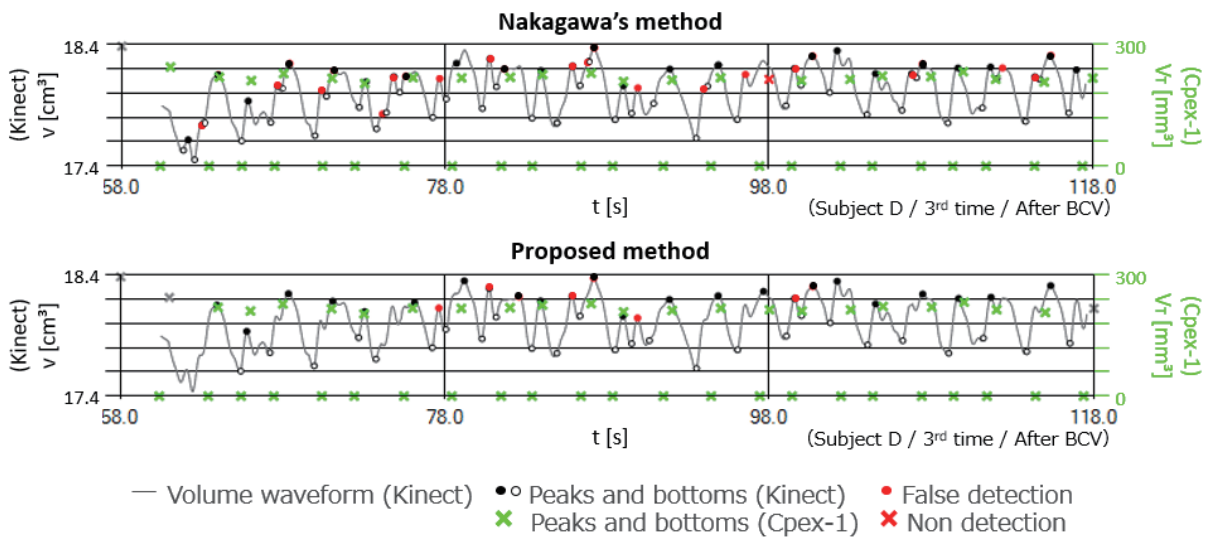


Fig. 5.4 An example of evaluation result of respiratory waveform analysis result by Nakagawa's method and proposed method of subject E

5.1.2 呼吸検出の正確性

呼吸位相の検出のタイミングは、提案手法および呼気ガス分析装置より検出した各呼吸毎の分時呼吸数の度数分布の比較より評価する．分時呼吸数は第4.2節より前述した分時呼吸数の算出式 Eqn. (4.23) より算出する．

全体の結果を Fig. 5.5 に、被験者毎の結果を Fig. 5.6 に示す．全体では、提案手法による分時呼吸数の度数分布は 18 bpm を最大とする山型になり、呼気ガス分析装置による分時呼吸数の度数分布は 20 bpm、30 bpm、15 bpm の順に突出する形となった．被験者毎の結果について、被験者 A では、提案手法では 2 bpm と 23 bpm で山型になり、呼気ガス分析装置では 3 bpm、19 bpm、27 bpm で山型となった．被験者 B では、提案手法では 18 bpm で山型になり、呼気ガス分析装置では 20 bpm、15 bpm で突出する形となった．被験者 C では、提案手法では 16 bpm で山型になり、呼気ガス分析装置では 15 bpm、19 bpm で突出する形となった．被験者 D では、提案手法では 28 bpm で山型になり、呼気ガス分析装置では 30 bpm、20 bpm で突出する形となった．被験者 E では、提案手法では 11 bpm で山型になり、呼気ガス分析装置では 12 bpm で山型となった．以上より、提案手法では山型の形の度数分布になるのに対して呼気ガス分析装置ではいくつか突出した形の度数分布になるという形の違いが見られた．しかし、最大値の差はそれぞれ、全体の結果では 2 bpm（一回呼吸時間で 0.3 s）、被験者 A では 4 bpm（一回呼吸時間で 0.4 s）、被験者 B では 2 bpm（一回呼吸時間で 0.3 s）、被験者 C では 1 bpm（一回呼吸時間で 0.2 s）、被験者 D では 2 bpm（一回呼吸時間で 0.1 s）、被験者 E では 1 bpm（一回呼吸時間で 0.5 s）と非常に良好な結果を示しており、誤差は少ないといえる．

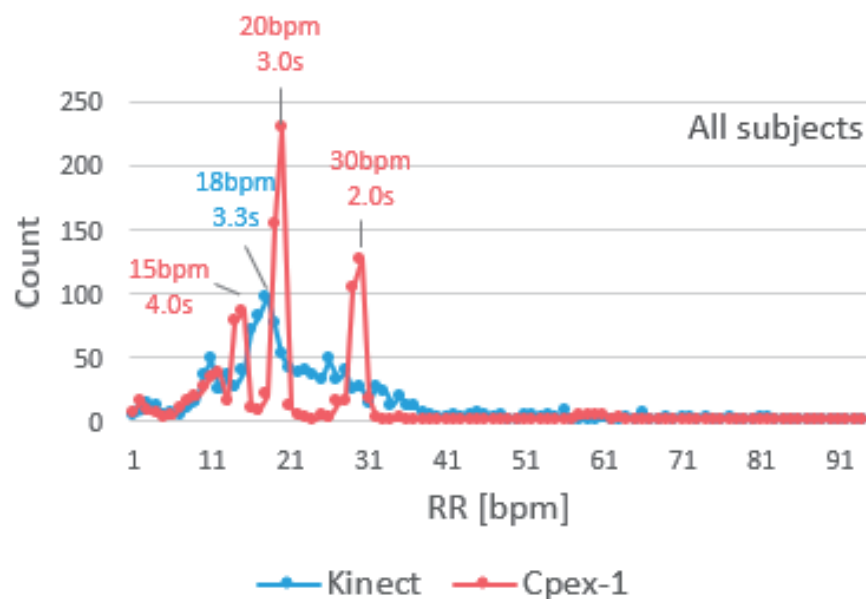


Fig. 5.5 Frequency distribution of respiratory rate for all

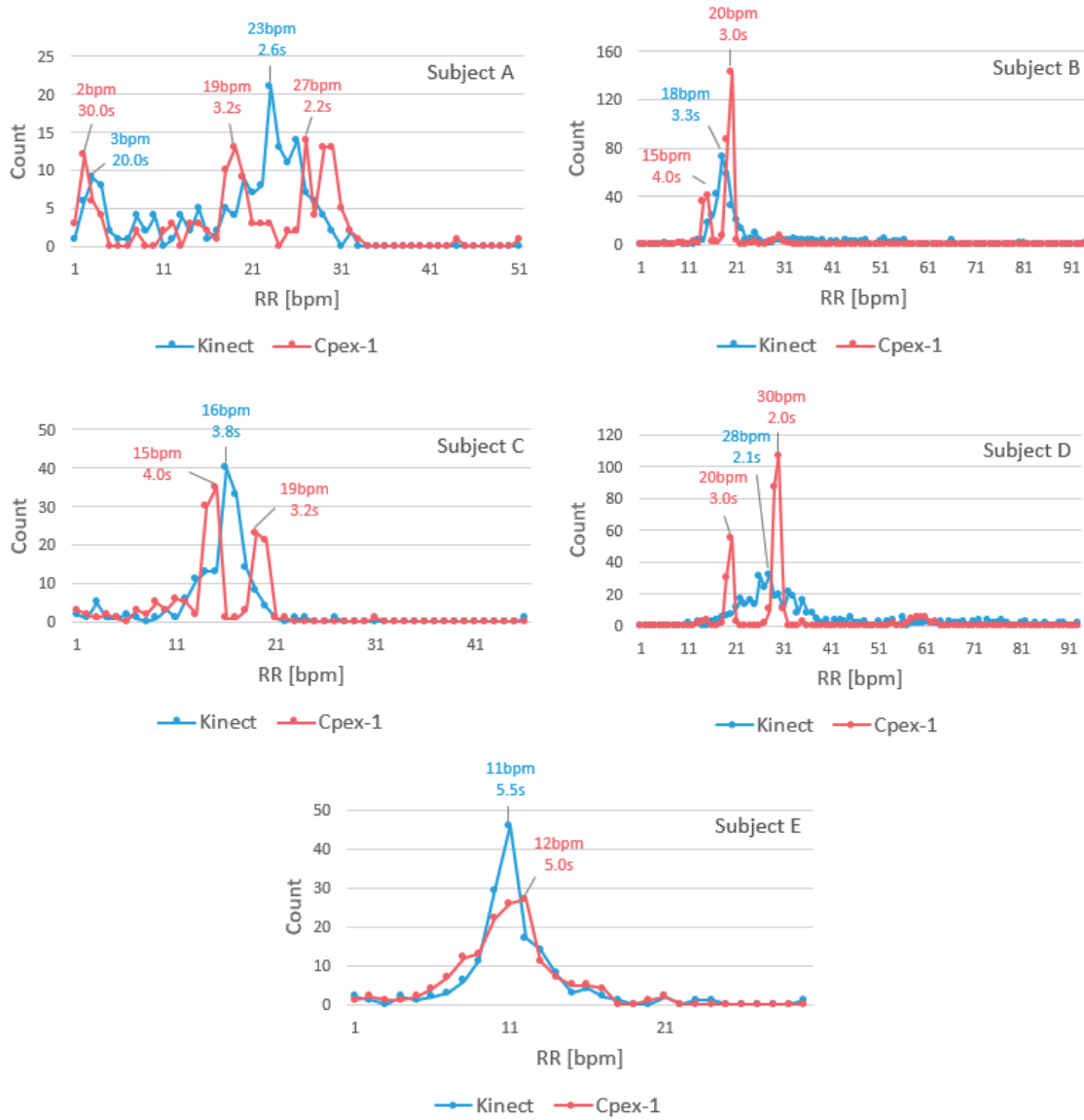


Fig. 5.6 Frequency distribution of respiratory rate for each subject

5.2 呼吸機能測定のパ能評価

呼吸機能測定のパ能評価では、開発システムおよび呼気ガス分析装置の測定値より算出された各呼吸機能の一致度を Bland-Altman 分析より評価する。ここで、換気量の絶対値については本研究では考慮していないため、換気量については時系列の分時換気量の相関より評価する。そして、第 5.1 節より評価した呼吸検出性能が呼吸機能測定に及ぼす影響を確認するとともに、開発システムの有効性を実証する。

5.2.1 呼吸機能の Bland-Altman 分析

分時呼吸数の平均・分時呼吸数の標準偏差・分時無呼吸時間の Bland-Altman 分析を行い、開発システムの有効性を実証する。Bland-Altman 分析は方法比較研究で一般的に用いられる方法であり、同時に二つの手法で測定を行い、ペアとなって得られる測定値の差を検討する方法である。結果を表示する際に頻用される手段が Bland-Altman plot であり、測定ペアの平均値を X 軸、差を Y 軸にプロットして得られる。ペアとなる測定値の差の平均を偏り (bias)、標準偏差 (standard deviation; SD) を精密度 (precision) と呼ぶ。また、手法間の差は正規分布すると考えられるため、平均値 $\pm 1.96SD$ の範囲すなわち $\text{bias} \pm 1.96 \times \text{precision}$ の範囲に 95 % の測定値が収まるはずであり、この範囲を 95 % 一致限界 (95 % limits of agreement; LOA) と呼ぶ^{[30][31]}。

各結果の Bland-Altman plot を Fig. 5.7 に示す。分時呼吸数の平均の Bland-Altman 分析の結果は、偏りが 0.2 bpm、95 % 一致限界が ± 1.6 bpm であり、偏りは小さく、95 % 一致限界も臨床的に有用とされる ± 2 bpm に収まる良好な結果となった^[21]。また、10.2 ~ 38.3 bpm の広範囲の呼吸数の測定を達成した。分時呼吸数の標準偏差の Bland-Altman 分析の結果は、偏りが -0.2 bpm、95 % 一致限界が ± 3.6 bpm であり、最大 14.0 bpm のばらつきの測定を達成した。分時無呼吸時間の Bland-Altman 分析の結果は、偏りが -1.1 s/min、95 % 一致限界が ± 8.4 s/min であり、最大 45.5 s/min の無呼吸の測定を達成した。

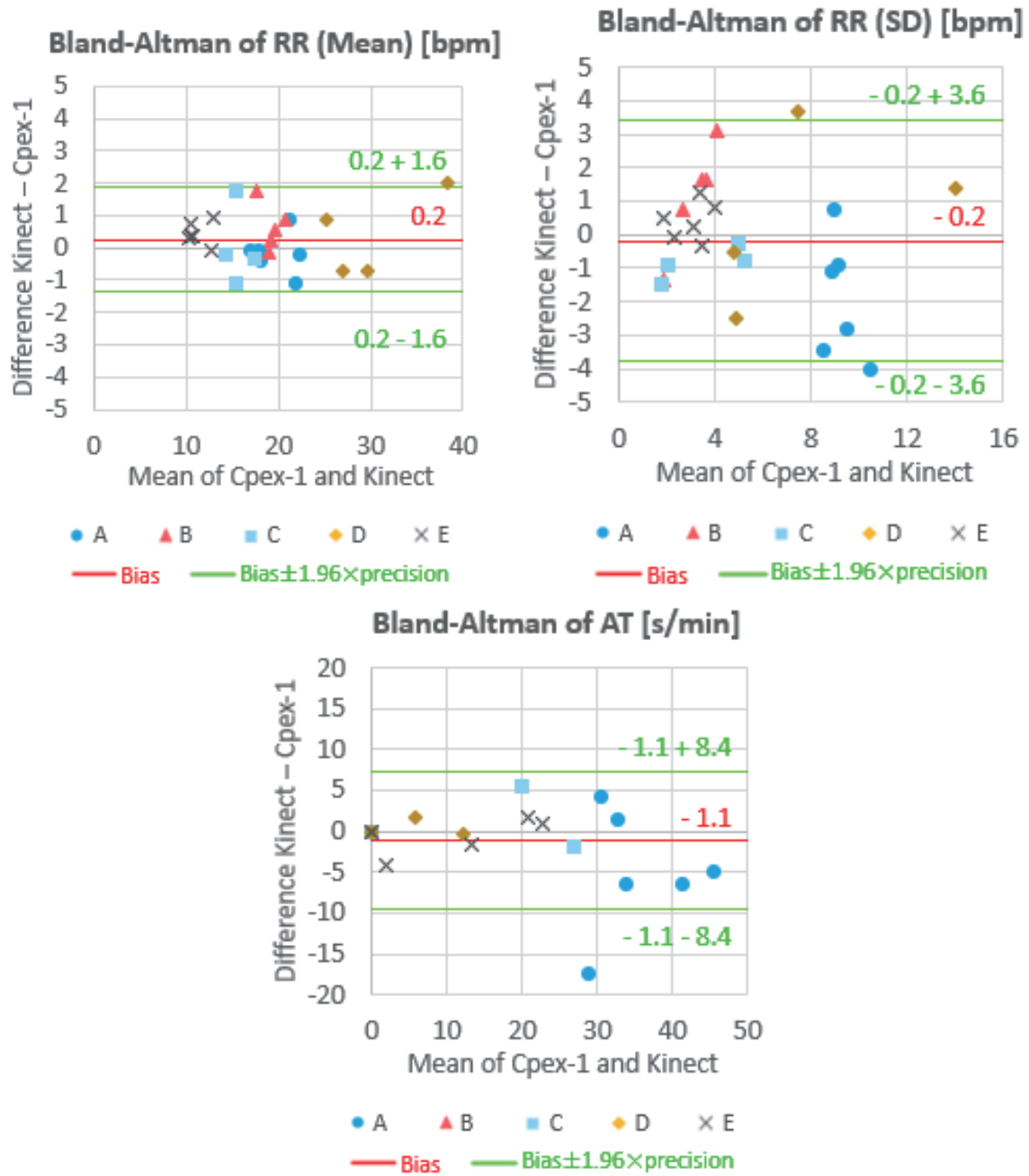


Fig. 5.7 Bland-Altman of respiratory function

分時呼吸数の標準偏差と分時無呼吸時間では，試行によって誤差が大きくなる結果となり，その要因について考察を行った．結果，Fig. 5.8の の範囲で示す試行では弱い呼吸が存在し，弱い呼吸を深度カメラでは検出している一方で，呼気ガス分析装置では検出しないという感度による違いが見られた．Fig. 5.9に例を示す．Fig. 5.9の例では，無呼吸前後で一呼吸および二呼吸の検出の違いが見られ，それに伴い無呼吸を含む呼吸の分時呼吸数と無呼吸時間にも一呼吸および二呼吸分の差が生じている．また，Fig. 5.8の の範囲で示す試行のように，被験者が浅呼吸を呈しており且つ体の震えの症状を持つ試行では，誤検出が弱い呼吸によるものか体の震えによるものかの判断が困難であった．Fig. 5.10に例を示す．しかしながら，全体の結果として，開発システムは呼気ガス分析装置の精度の範囲内で呼吸機能測定を可能にしたことが確認された．

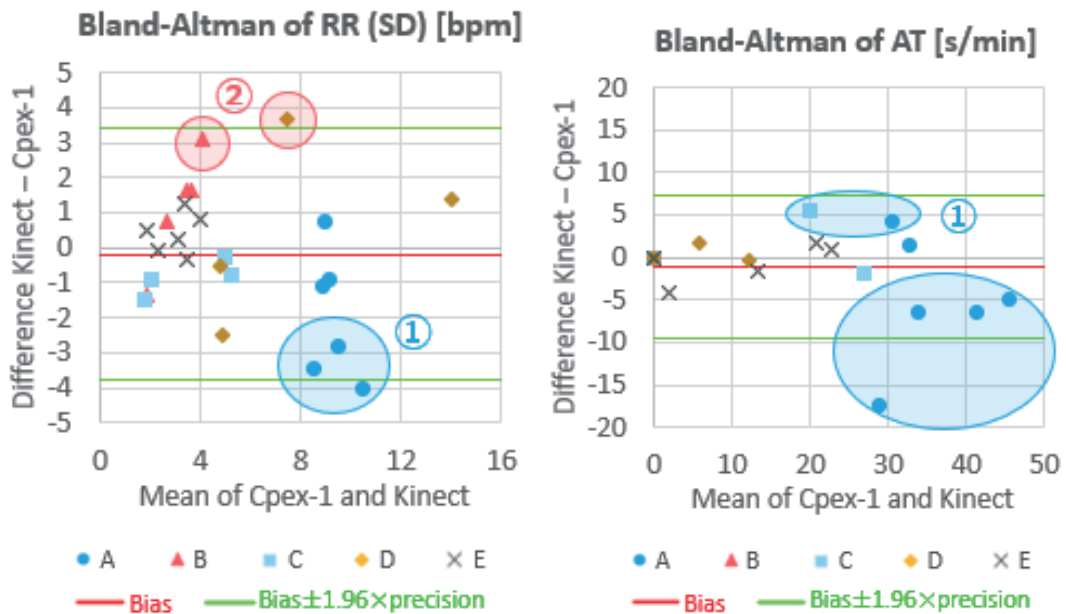


Fig. 5.8 Classification chart of factors that increase the error in RR(SD) and AT

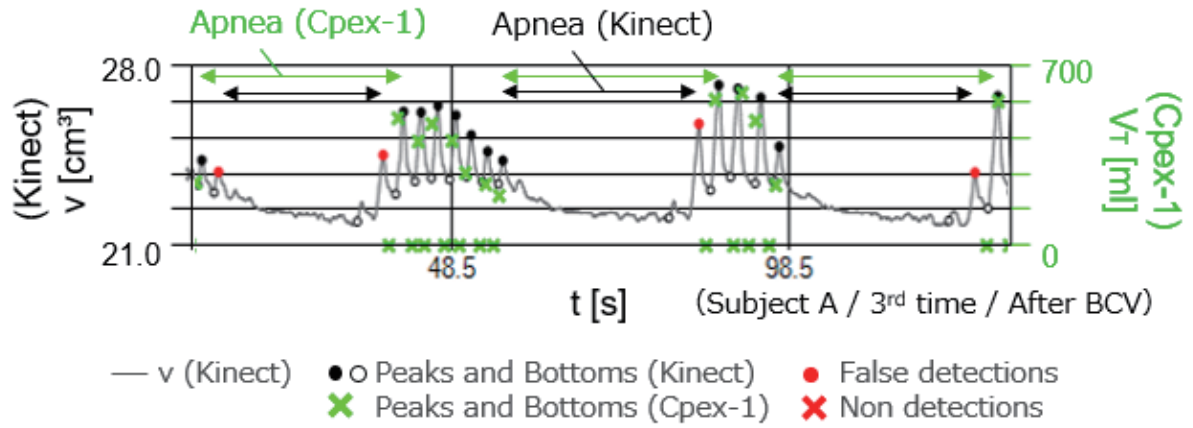


Fig. 5.9 An example of a trial in which the error of RR(SD) and AT in Cheyne-Stokes respiration became large

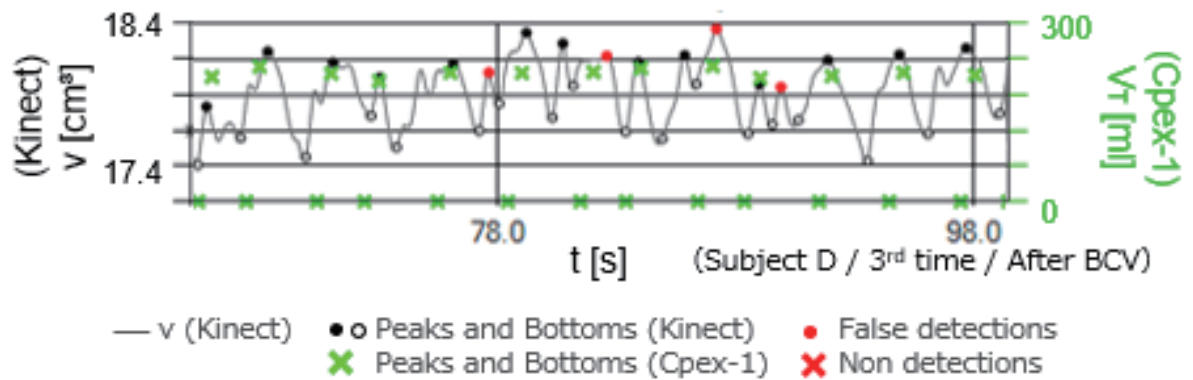


Fig. 5.10 An example of trial in which the error of RR(SD) in fast shallow respiration became large

5.2.2 分時換気量の相関分析

時系列の分時換気量の相関分析より，開発システムによる呼吸信号が換気量と相関を持つこと，および開発システムにより換気量変化を伴う呼吸リズムの異常の測定が可能であることを実証する．

被験者毎の結果を Fig. 5.11 に示す．チェーンストークス呼吸を含む被験者 A・C では，換気量が周期的に変化するため，それぞれ 0.83，0.73 と高い相関が得られた．Fig. 5.12 に被験者 A の例の，時系列の分時換気量のグラフを示す．一方で頻呼吸・浅呼吸の被験者 B・D では，換気量が一定且つ小さいため，それぞれ 0.22，-0.06 とほぼ相関はみられなかった．Fig. 5.13 に被験者 B の例の，時系列の分時換気量のグラフを示す．減弱呼吸の被験者 E では，換気量は一定であるものの，被験者 B・D と比べ換気量がさほど小さくないこと，時々深呼吸および無呼吸を含むことから，0.53 の弱い相関が得られた．Fig. 5.14 に被験者 E の例の，時系列の分時換気量のグラフを示す．以上より，換気量がほぼ一定であり測定値が狭い範囲に集積している場合相関は得られないが，換気量が周期的に変化する場合高い相関が得られ，チェーンストークス呼吸の施行（被験者 A の全施行，被験者 B の 2 セット目 BCV 後・3 セット目 BCV 前後の施行）においては平均で 0.83 の相関を達成した．したがって，開発システムより換気量変化を伴う呼吸リズムの異常の測定が可能であることが実証された．

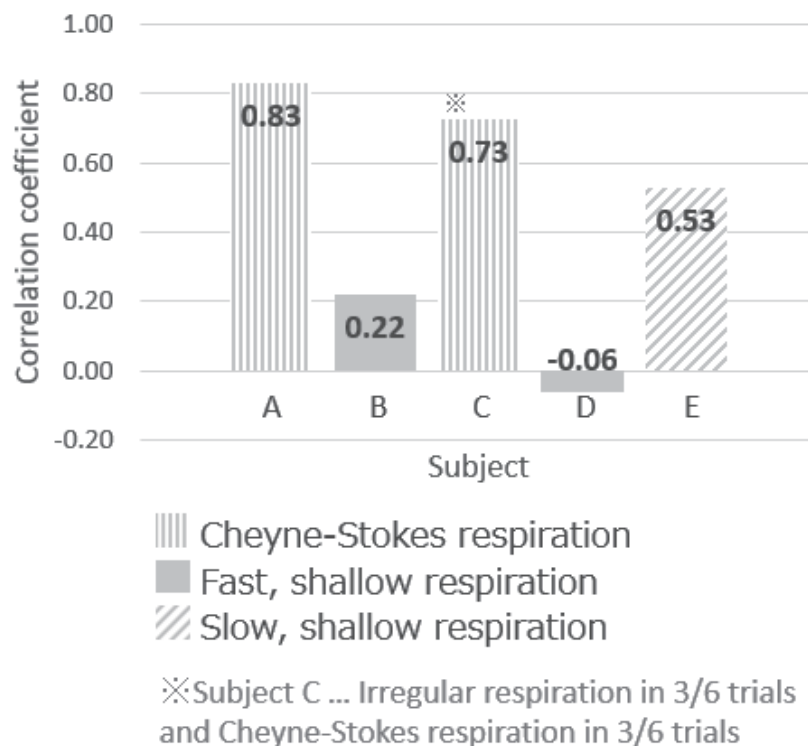


Fig. 5.11 Correlation coefficient of minute volume

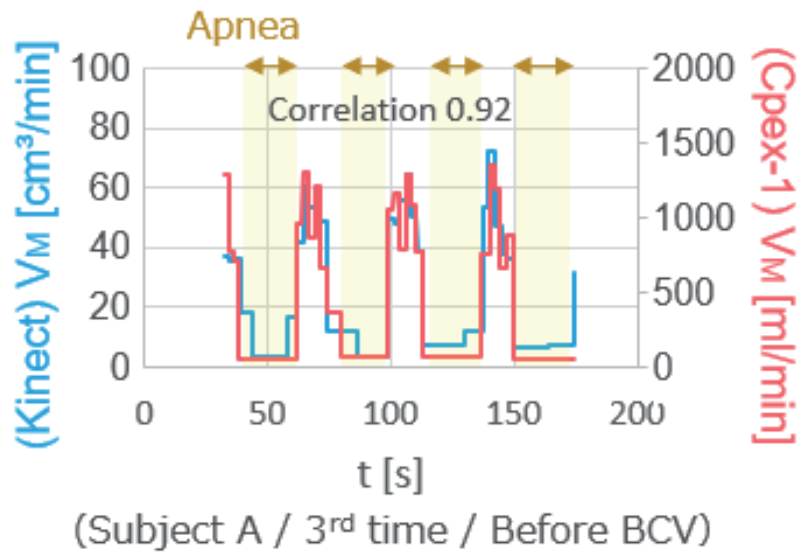


Fig. 5.12 An example of time-series minute volume in Cheyne-Stokes respiration

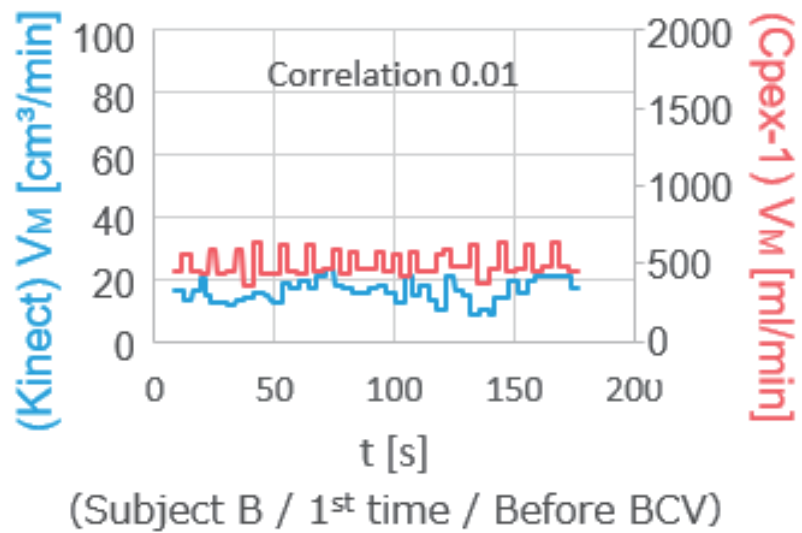


Fig. 5.13 An example of time-series minute volume in fast shallow respiration

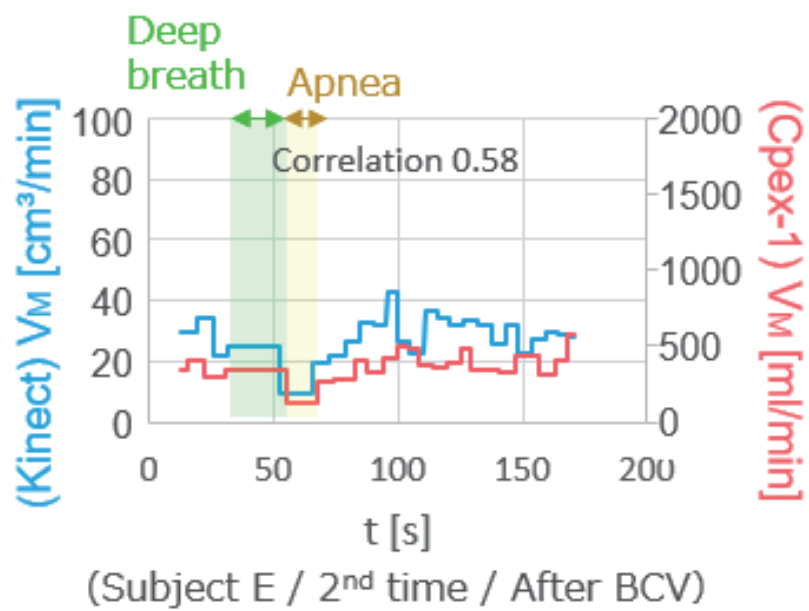


Fig. 5.14 An example of time-series minute volume in slow shallow respiration

第6章 結言

6.1 まとめ

重症児者の死因の半数以上は呼吸障害によるものであり、その対策として呼吸リハビリテーションによる呼吸機能の改善が重要である。呼吸リハビリテーション効果の判定は通常換気量や呼吸数などの呼吸機能で測られるが、既存の呼吸機能測定装置である呼気ガス分析装置は高価且つ接触を要することから重症児者施設では導入が困難である。そのため、本研究では安価かつ非接触で重症児者の呼吸リハビリテーション効果を判定する呼吸機能測定システムを開発した。

従来研究では、非接触で呼吸機能を測定する様々な手法が研究開発されている。深度カメラを用いた手法では、安価且つ非接触で健常者の換気量波形の測定を可能にした。一方で、呼吸機能を測定するためには、呼吸波形解析により換気量波形から最大吸気位相および最大呼気位相の各呼吸位相を検出する必要がある。しかし、呼吸器疾患を持つ患者では、不安定な呼吸によるアーティファクトより呼吸位相の検出が困難である。加えて重症児者では症状による体の震えや動きを伴うため、さらに困難を要する。呼吸器疾患患者を対象とした従来研究では、呼吸の異常範囲を限定することで呼吸とアーティファクトの識別を可能にした。しかし、重症児者では個々に異なる広範な異常呼吸を伴う。

そこで本研究では、深度カメラを用いて、重症児者の体の震えや動きと広範な異常呼吸を加味し、呼吸機能の測定を可能にする呼吸波形解析手法を提案した。提案手法では、腹部変位の大きさと呼吸時間より体の震えや動きと呼吸を判別する基準を設定している。また、標準偏差を用いた閾値と階層的なアルゴリズムより広範な異常呼吸に対応している。

結果として、呼気ガス分析装置と開発システムによる同時測定実験より、分時呼吸数と分時無呼吸時間において呼吸リハビリテーション評価に十分な測定性能を示した。また、分時換気量の相関を示し、呼吸リズムの異常の測定が可能であることを示した。

6.2 今後の展望

今後の展望として、現在簡易的に四角形で指定を行っている呼吸関連領域に、胸壁の幾何学的形状を抽出することで、換気量の絶対値の測定を達成させることが考えられる。また、重症児者の症状は個人差が大きいため、被験者を増やし、システムの妥当性についてさらなる検討を加えることが考えられる。このように、重症児者の呼吸波形解析を実現する安価且つ非接触の呼吸機能測定システムを開発することで、定量的・継続的に呼吸リハビリテーション効果の評価が可能となり、重症児者の呼吸治療の改善や呼吸管理への活用につながることを期待される。

参考文献

- [1] 三上史哲, 三田勝己, 平元東, 岡田喜篤, 末光茂, 江草安彦, 公法人立重症心身障害児施設入所児(者)の実態調査の分析 - 病因別発生原因とその経年的変化 -, 重症心身障害学会誌 33, 2008, pp.311-326 .
- [2] 姿勢・身体のごき, 高知県立高知若草養護学校 土佐希望の家分校, 閲覧日 2021-01-20, <http://www.kochinet.ed.jp/tosakibo-s/mt/> 姿勢・身体の動き 2.8.pdf
- [3] 岡田喜篤, 新版 重症心身障害療育マニュアル, 医療薬出版, 2015, pp.34-41 .
- [4] 折口美弘, 重症心身障害児(者)の死亡に関する研究, 厚生省精神・神経疾患研究委託費 重症心身障害における病態の年齢依存性変容とその対策に関する研究報告書, 1999-03, pp.109-203 .
- [5] 日本神経学会, 筋萎縮性側索硬化症診療ガイドライン 2013, 南江堂, 2013 .
- [6] About BCV, Hayek Medical, 閲覧日 2020-04-30, <https://www.hayekmedical.com/about-bcv>
- [7] 本郷和久, 倉本崇, 松澤純子, 山谷美和, 宮森加甫子, 本間一正, 重症心身障害児の排痰へのBCV療法導入の試み, 日本重症心身障害学会誌 42(2), 2017 .
- [8] Indu Priya Eedara, Moeness G. Amin, Jefferey I. Joseph, An algorithm for automatic respiratory state classifications using tracheal sound analysis, Proceedings SPIE 11395, Big Data II: Learning, Analytics, and Applications, April 2020, 113950F.
- [9] Preeti Jagadev, Lalat Indu Giri, Infrared thermography-based human respiration monitoring, Proceedings SPIE 11409, Thermosense: Thermal Infrared Applications XLII, April 2020, 1140907.
- [10] Abbas K. Abbas, K. Heiman, Thorsten Orlikowsky, Steffen Leonhardt, Non-contact respiration monitoring based on infrared thermography imaging, World Congress of Biophysical and Biomedical Engineering, 2009.
- [11] Yee Siong Lee, Pubudu N. Pathirana, Robin J. Evans, Christopher L. Steinfort, Separation of doppler radar-based respiratory signatures, Medical & Biological Engineering & Computing 54, 2016, pp.1169-1179.

-
- [12] Yee Siong Lee, Pubudu N. Pathirana, Robin J. Evans, Christopher L. Steinfort, Noncontact detection and analysis of respiratory function using microwave doppler radar, *Journal of Sensors*, February 2015, pp.1-13.
- [13] Carlo Massaroni, Daniela Lo Presti, Domenico Formica, Sergio Silvestri, Emiliano Schena, Non-contact monitoring of breathing pattern and respiratory rate via RGB signal measurement, *Sensors* 19(12), Jun 2019.
- [14] Robert Johnston, Katsuya Nakano, Kento Fujita, Shinya Misaki, Hiroyuki Fujii1, Yukinori Misaki, A non-contact high resolution piezoelectric film based sensor for monitoring breathing during sleep, *AIP Conference Proceedings* 1865(1), July 2017, 070004.
- [15] Kristian Kroschel, Jurgen Metzler, Contactless measurement of the respiration frequency by Vibrometry, *ESSV Konferenz Elektronische Sprachsignalverarbeitung, Signal Processing in Health and Music*, 2018, pp.310-317.
- [16] Kyeong Taek Oh, Cheung Soo Shin, Jeongmin Kim, Sun K. Yoo, Level-set segmentation-based respiratory volume estimation using a depth camera, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 23(4), JULY 2019.
- [17] Meng-Chieh Yu, Jia-Ling Liou, Shuenn-Wen Kuo, Ming-Sui Lee, Yi-Ping Hung, Noncontact respiratory measurement of volume change using depth camera, *Conference Proceedings of Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*, 2012, pp.2371-2374.
- [18] Shane Transue, Phuc Nguyen, Tam Vu, Min-Hyung Choi, Real-time tidal volume estimation using iso-surface reconstruction, *Conference Proceedings of IEEE 1st International Conference on Connected Health Applications, Systems and Engineering Technologies (CHASE)*, 2016, pp.209-218.
- [19] Hirooki Aoki, Masaki Miyazaki, Hidetoshi Nakamura, Ryo Furukawa, Ryusuke Sagawa, Hiroshi Kawasaki, Non-contact respiration measurement using structured light 3-D sensor, *Proceedings of SICE Annual Conference (SICE)*, 2012.
- [20] Paul S. Addison, Philip Smit, Dominique Jacquel, Ulf R. Borg, Continuous respiratory rate monitoring during an acute hypoxic challenge using a depth sensing camera, *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, November 2019.
- [21] Sean Ermer, BS, Lara Brewer, PhD, Joe Orr, PhD, Talmage D. Egan, MD, Ken Johnson, MD, Comparison of 7 different sensors for detecting low respiratory rates using a single breath detection algorithm in nonintubated, sedated volunteers, *Anesthesia & Analgesia* 129(2), August 2019, pp.399-408.

- [22] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 呼吸波形解析プログラムとその応用 - 動揺病発症事例 - , 人間工学 43(1), pp.33-40, 2007 .
- [23] 呼吸ガス代謝モニター Cpex-1, 株式会社日本メディックス, 閲覧日 2021-01-25, <http://www.nihonmedix.co.jp/products/details/prd.000032.php>
- [24] Hayek RTX, Hayek Medical, 閲覧日 2021-01-25, <https://www.hayekmedical.com/archives/product/hayek-rtx>
- [25] 尾浩由, 異常呼吸パターン, 看護 roo!, 株式会社クイック, 作成日 2018-04-16, 閲覧日 2020-07-16, <https://www.kango-roo.com/word/19719>
- [26] 呼吸器系のしくみと働き, WEB PHYSIOLOGY 体のしくみと働き, 閲覧日 2020-07-16, <http://plaza.umin.ac.jp/~histsite/5resprtxt.pdf>
- [27] Dr Arun Pal Singh, Abnormal Breathing Patterns, Med Care Tips, <https://medcaretips.com/abnormal-breathing-patterns/>
- [28] Kinect Sensor v1のスペックまとめ, NEAREAL, 作成日 2014-11-30, 閲覧日 2021-01-25, <http://neareal.com/687/>
- [29] Joseph Frank Welch, Shalaya Kipp, Andrew William Sheel, Respiratory muscles during exercise: mechanics, energetics, and fatigue, Current Opinion in Physiology 10, August 2019, pp.102-109.
- [30] Srinivas Mantha, Michael F Roizen, Lee A Fleisher, Ronald Thisted, Joseph Foss, Comparing methods of clinical measurement: reporting standards for Bland and Altman analysis, Anesthesia & Analgesia 90(3), April 2000, pp.593-602.
- [31] 小竹良文, 佐藤暢一, Bland-Altman 法による心拍出量モニタの精度評価, 日本集中治療医学会雑誌 16(3), 2009, pp.263-272.

謝辞

本論文は、平成31年4月から令和3年1月末日までに遂行された研究をまとめたものであり、多くの先生方の指導と多くの方々のご協力の賜物であり、ここに感謝の意を表します。

本研究を遂行するにあたり、主査及び指導教官を務めていただき、研究室配属当初よりご指導いただいた三重大学大学院工学研究科機械工学専攻加藤典彦准教授には大変お世話になりました。また、三重大学医学部附属病院医療情報管理部ネットワーク部門坂本良太助教には、3年間非常にやりがいのある福祉・医療分野の研究の中で、制御工学についてだけでなく、ソフトウェア設計や、研究における考え方や進め方について丁寧にご指導いただきました。また、毎週のミーティングの中で最新の情報や貴重なご意見をいただき誠に感謝しております。

ご多忙の中、貴重な時間を割き本論文の副査を引き受けていただき、有益なご助言、ご指導をいただきました三重大学大学院工学研究科機械工学専攻矢野賢一教授、小竹茂夫教授に感謝の意を表します。また矢野賢一教授には、研究室内での報告会を通じて様々な視点で物事を捉え客観的に自分の研究を見直すことの必要性や、研究者としての心構え、社会貢献の意義など研究者としての考え方もご指導いただきました。また、国際会議や国内講演会の参加の機会や、多くの障害者の方と交流する機会を与えていただき、見聞を広められたことに厚くお礼申し上げます。

三重大学大学院工学研究科機械工学専攻松井博和助教、伊丹琢助教には、研究室内での報告会を通じて研究における考え方や最新の情報など有益なご助言をいただきました。また、研究についてのアドバイスだけでなく、研究室活動における様々な事柄にご指導くださいましたことに深く感謝いたします。

ご多忙の中、被験者実験を実施していただき、ミーティングの際には医学の立場から貴重なご意見をいただきました三重大学医学部附属病院小児トータルケアセンター岩本彰太郎センター長、済生会明和病院なでしこ山川紀子施設長、理学療法士辻岡朋大先生、高橋悠也先生、また被験者実験にご協力いただきました済生会明和病院なでしこの入所者様には厚くお礼申し上げます。

研究室活動において、研究環境を整えていただいた事務補佐員熊谷早織様、一村佳世様、研究遂行にあたり、直接的なご助言、ご協力をいただきました、高木先輩、勝村先輩、楊先輩、市川先輩、大林先輩、宮脇先輩、花田君、山口さん、尾崎さんをはじめとする知能ロボティクス研究室の皆様、ご卒業されました先輩方に深く感謝いたします。

最後に、博士前期課程修了までの24年間、辛き時を支え、勉学の機会を与えていた

だき，有意義な学生生活，様々な経験をさせていただきました両親，姉，親戚一同に深く敬意を表すとともに，本研究に取り組む中にご協力いただいたすべての皆様に感謝を申し上げ，謝辞とさせていただきます．

研究業績

査読付き国際会議論文

1. Remi Kosumi, Ryota Sakamoto, Norihiko Kato, Ken'ichi Yano, Shotaro Iwamoto, Tomohiro Tsujioka, Yuya Takahashi, Noriko Yamakawa, "Non-contact Measurement of Respiratory Function for Judging the Effect of Respiratory Rehabilitation in Patients with SMID", Proc. of ASME, IMECE (ASME International Mechanical Engineering Congress & Exposition), Paper No.IMECE2020-23289, ONLINE conference, Portland, OR, USA, 15-19 November, 2020

目 次

1.1	Oshima's classification	2
1.2	Deformed body in patients with SMID	2
1.3	BCV	3
1.4	Ventilation status classification system using acoustic sensor	5
1.5	Respiratory rate status classification system using thermography	6
1.6	Respiratory pattern classification system using doppler radar	7
1.7	Respiratory rate waveform measurement system using RGB camera	7
1.8	Average respiratory frequency measurement system using piezoelectric bed sensor	8
1.9	Ventilation waveform measurement system using depth camera	9
1.10	Flowchart of respiratory rate waveform calculation method by Paul S. Addison et al.	11
1.11	Flowchart of respiratory rate waveform calculation method by Sean Ermer, BS et al.	11
1.12	Flowchart of respiratory rate waveform calculation method by Sean Ermer, BS et al.	12
1.13	BCV	13
2.1	Cpex-1 and peripherals	15
2.2	RTX respirator	16
2.3	Abnormal breathing patterns	21
3.1	System configuration	24
3.2	Kinect	25
3.3	Kinect and depth image coordinate system	26
3.4	Illustration of how to teach bed surfaces	28
3.5	Muscles of respiration used in normal respiration	30
3.6	Illustration of ROI	30
3.7	Illustration of how to specify the ROI	31
3.8	An example of respiratory waveform in a healthy person	32
3.9	An example of respiratory waveform in a patient with SMID	32
3.10	An example of frequency analysis result with minimum peak frequency	33
3.11	An example of frequency analysis result with maximum peak frequency	33

3.12	An example of the frequency analysis result of a trial in which it is difficult to distinguish between respiratory movement and artifact by frequency because the frequencies of respiratory movement and body tremor are similar	34
3.13	An example of frequency analysis results of a trial in which it is difficult to distinguish between respiratory movements and artifacts by frequency due to the irregular respiratory cycle	34
3.14	Flowchart of respiratory waveform analysis algorithm by Nakagawa et al.	35
3.15	Respiratory phase of respiratory signal by measuring the circumference of the abdomen	36
3.16	Thresholds and feature points used for respiratory phase detection in Nakagawa et al.'s respiratory waveform analysis algorithm	38
3.17	Results of respiratory phase detection by Nakagawa et al.'s respiratory waveform analysis algorithm	38
3.18	Results of respiratory waveform analysis of subject A by the method of Nakagawa et al.	40
3.19	Results of respiratory waveform analysis of subject B by the method of Nakagawa et al.	40
3.20	Results of respiratory waveform analysis of subject C by the method of Nakagawa et al.	40
3.21	Results of respiratory waveform analysis of subject D by the method of Nakagawa et al.	41
3.22	Results of respiratory waveform analysis of subject D by the method of Nakagawa et al. (A part of Fig. 3.21)	41
3.23	Results of respiratory waveform analysis of subject E by the method of Nakagawa et al.	41
3.24	Results of respiratory waveform analysis of subject E by the method of Nakagawa et al.	42
3.25	Results of respiratory waveform analysis of subject E by the method of Nakagawa et al.	42
4.1	Flowchart of respiratory waveform analysis algorithm	44
4.2	Respiratory waveform before and after smoothing	45
4.3	Respiratory signal difference waveform and thresholds used for respiratory phase detection	46
4.4	Feature points used for peak detection	48
4.5	Feature points after judging whether it is a respiration or an artifact . .	48
4.6	Process of setting the peak detection area	49

4.7	Results of peak detection in respiratory signal difference waveform . . .	50
4.8	Results of peak detection in respiratory waveform	50
4.9	Feature points used for bottom detection	51
4.10	Results of bottom detection in respiratory signal difference waveform .	52
4.11	Results of bottom detection in respiratory waveform	52
4.12	Parameters used to calculate respiratory functions	54
4.13	Screen before respiratory waveform analysis of the developed respiratory waveform analysis application	56
4.14	Screen after respiratory waveform analysis of the developed respiratory waveform analysis application	56
5.1	Respiratory detection rate for all	59
5.2	Respiratory detection rate for each subject	59
5.3	An example of evaluation result of respiratory waveform analysis result by Nakagawa's method and proposed method of subject A	60
5.4	An example of evaluation result of respiratory waveform analysis result by Nakagawa's method and proposed method of subject E	60
5.5	Frequency distribution of respiratory rate for all	61
5.6	Frequency distribution of respiratory rate for each subject	62
5.7	Bland-Altman of respiratory function	64
5.8	Classification chart of factors that increase the error in RR(SD) and AT	65
5.9	An example of a trial in which the error of RR(SD) and AT in Cheyne- Stokes respiration became large	66
5.10	An example of trial in which the error of RR(SD) in fast shallow respi- ration became large	66
5.11	Correlation coefficient of minute volume	67
5.12	An example of time-series minute volume in Cheyne-Stokes respiration	68
5.13	An example of time-series minute volume in fast shallow respiration . .	68
5.14	An example of time-series minute volume in slow shallow respiration .	69

表 目 次

2.1	Specification of Cplex-1	15
2.2	Specification of RTX respirator	16
2.3	Subjects information	17
2.4	Results of quantitative evaluation of BCV effects	18
2.5	Results of quantitative evaluation of prone position effects	18
2.6	Respiratory pattern of subjects	22
3.1	Kinect specification	25
3.2	Kinect operating requirements	25

令和
2
年度
機械工学
専攻
重症心身障害児者の非接触呼吸機能測定
における呼吸波形解析手法の開発

小澄 怜未

令和
2
年度
機械工学
専攻
重症心身障害児者の非接触呼吸機能測定
における呼吸波形解析手法の開発

小澄 怜未

令和
2
年度
機械工学
専攻
重症心身障害児者の非接触呼吸機能測定
における呼吸波形解析手法の開発

小澄 怜未

令和
2
年度
機械工学
専攻
重症心身障害児者の非接触呼吸機能測定
における呼吸波形解析手法の開発

小澄 怜未

令和
2
年度
機械工学
専攻
重症心身障害児者の非接触呼吸機能測定
における呼吸波形解析手法の開発

小澄 怜未

令和
2
年度
機械工学
専攻
重症心身障害児者の非接触呼吸機能測定
における呼吸波形解析手法の開発

小澄 怜未