

2009年度 卒業論文

近赤外光を用いた呼吸計測

2010年2月15日

大阪大学 基礎工学部
システム科学科 生物工学コース
近藤 良

主査: _____ 日付: _____

副査: _____ 日付: _____

概要

生体計測には様々な手法が提案されており、生体計測は医療行為の根幹を成しているだけでなく、生体認証システムなど医療以外にも様々な分野で活用されている。生体計測は工業計測とは異なり、計測対象が生体であるため意志や感情をもつので、可能な限り非侵襲計測であることが求められる。

非侵襲であるだけでなく非接触であることが望ましい生体計測に、睡眠中に行われる呼吸計測がある。既存の呼吸計測手法として被験者の呼吸状態をサーミスタにより計測し監視する呼吸モニタリングと、睡眠時無呼吸症候群を検査するためのポリグラフ検査が挙げられるが、両者とも非侵襲的ではあるが接触を強いる計測であるため、被験者に不快感を与えることがある。本研究では、従来手法の問題点を解決するために、呼吸を非侵襲かつ非接触で計測できるシステムの構築を目的とした。人間の呼気は、外気に比べ多くの水分を含んでおり、95%近い湿度となる。生体の非接触計測に用いられる電磁波のうち、近赤外光は水により吸収されるという特性をもっていることから、本提案手法では、近赤外光を用いて呼気に含まれる水分を検出することで、呼吸計測を行う。

提案システムは、近赤外光 LED, フォトダイオード, アナログ増幅回路, コンピュータで構成される。最初に、フォトダイオードに呼気もしくは外気を通過させた近赤外光を受光させ、次に、フォトダイオードにより得られた信号をアナログ増幅回路と AD 変換器を通じてコンピュータに取り込んだ。最後に、取り込んだ信号の周波数解析を行い呼吸回数を算出した。

評価実験では、提案システムによって得られた呼吸計測信号と、市販のマイクロフォンを用いて得られた呼吸音計測信号の波形を比較した。実験の結果、両手法で得られた呼吸回数は同等となったことから、提案手法の有効性を確認できた。また、呼吸回数の周波数を正しく算出することができた。

本システムを用いて呼吸回数を非接触計測することで、呼吸モニタリングの際の被験者の負担を軽減できると予想される。

Abstract

In recent years, various measurement technologies for bioinstrumentations have been developed. They are used in not only medical field but also engineering field (e.g. Biometrics). As biological objects have their wills and emotions, noncontact measurement methods are much more desirable for them when compared to the industrial measurement methods.

Respirometry, which is performed during sleep, is one of the bioinstrumentations, which are desired to be noninvasive and noncontact. Although there are some noninvasive methods for example monitoring of breathing by a thermistor and polygraph which is carried out to test sleep apnea syndrome, they may give discomfort feeling to the subjects because they force to undergo contact-measurement. In this study, the author aimed at developing a system which can measure the breathing by noninvasive and noncontact method to resolve the problems of ready-made methods. As the quantity of water contained in human expired gas, whose humidity is about 95%, is larger than that of water contained in air, the author chose to apply near-infrared rays that have a property to be absorbed by water for detecting unit of expired air. The proposed system consists of IR LED (infrared light-emitting diode), analog amplification circuit and computer. Firstly, photodiode irradiated near-infrared rays which went through expired air on ordinary air. Secondly, the signal obtained by photodiode was recorded in the computer through analog amplification circuit and analog-to-digital converter. Finally, the computer analyzed the frequency of the signal to calculate the number of breathing per minutes.

To evaluate whether the system can measure breathing, the author filtered both of the signals obtained by the proposed system and the commercial microphone, and compared the waveforms of them. The result showed that proposed method can measure breathing because the number of breathing of the proposed method corresponded to that of the microphone system. Measuring the number of breathing noncontactly by this proposed system may decrease the stress of the subjects in monitoring breathing function.

目次

第1章	はじめに	1
第2章	呼吸計測と赤外光	2
2.1	呼吸計測	2
2.2	赤外領域	6
第3章	呼吸計測システムの構築と解析	10
3.1	提案システムの構成	10
3.2	AD変換	11
3.3	アナログ回路の設計・実装	12
第4章	呼吸計測システムの実験・評価	22
4.1	呼吸回数についての実験と考察	22
第5章	おわりに	26
	謝辞	27
	参考文献	28

図 目 次

2.1	サーミスタを鼻穴に取り付けている様子	3
2.2	呼気をサーモグラフィで計測している様子	4
2.3	屈折率変化を利用して呼吸計測をしている様子	5
2.4	電磁波領域の区分	6
2.5	赤外領域の区分	6
2.6	試料による光の吸収	7
2.7	水の吸光度と波長の関係 [16]	8
3.1	提案システム概観	10
3.2	本システムに用いた機材	11
3.3	アナログ回路の回路図	12
3.4	アナログ回路と赤外光 LED とフォトダイオード	13
3.5	ハイパスフィルタの周波数特性	15
3.6	ローパスフィルタの周波数特性	16
3.7	反転増幅回路の周波数特性	17
3.8	赤外光 LED に直流電源を用いた場合	17
3.9	電圧特性	17
3.10	赤外光 LED に交流電源を用いた場合	18
3.11	周波数特性	18
3.12	使用したマイクロフォン	19
3.13	アナログ回路の回路図	19
3.14	ハイパスフィルタの周波数特性	20
3.15	反転増幅回路の周波数特性	21
4.1	システム外観	22

4.2	実験風景	22
4.3	呼吸計測信号	23
4.4	呼吸音計測信号	23
4.5	呼吸計測信号の呼吸の検出区間	24
4.6	呼吸音計測信号の呼吸の検出区間	24
4.7	呼吸計測信号と呼吸音計測信号の重ね合わせ	25

表 目 次

2.1	ヒトの生涯の各時期の呼吸回数 [20][21]	3
3.1	AD 変換器の製品番号	12
3.2	コンピュータの仕様	12
3.3	呼吸計測システムに使用した部品一覧	14
3.4	呼吸音計測システムに使用した部品一覧	20
4.1	最も多く含まれる周波数	25

第1章 はじめに

生体計測技術の発達により、運動時の身体状態の把握 [1]-[3] や、個人の静脈、指紋、顔、虹彩を識別することで高いセキュリティ性を実現している生体認証システム [4]-[6] など、生体計測は様々な分野で必要不可欠とされている [7][8]。また、生体は意志や感情を持つ対象であるから、計測の際に生体に不快感を与えない非侵襲的な計測が望ましい。

非侵襲的であるだけでなく、非接触であることも重要となる計測に、睡眠時に行われる計測が挙げられる。接触を強いる計測では、接触による不快感や拘束感のために計測対象の生体を覚醒させてしまい、目的とするデータを得ることができない可能性が高くなる。睡眠と密接な関係をもつ計測対象の一つに呼吸がある。睡眠が日々の生活の大半を占める新生児の呼吸をモニタリングすることで新生児の突然死を未然に防いだり [9]、また、睡眠中の呼吸を計測することで睡眠時無呼吸症候群 [11] の有無を確認することができる。しかし従来手法では、サーミスタを取り付けて計測を行ったり [12]、被験者の頭部、胸部、胴部、脚部に約 20 個の電極を取り付けて呼吸をはじめとした生体情報を計測するポリグラフ検査のように [13][14]、呼吸計測の手段は非侵襲ではあるが接触を被験者に強いることが多いのが現状である。

本研究では、従来手法の問題点を解決するために、呼吸を非侵襲かつ非接触で計測できるシステムの構築を目的とした。人間の呼気の湿度は約 95%であり外気に比べ多くの水分を含んでいるという事実と [15]、生体の非接触計測に用いられる近赤外光の一部の波長は水に吸収されるという事実に注目することで [16]-[18]、本提案システムは非侵襲・非接触な手法で呼気に含まれる水分を検出することで呼吸回数を算出する。

本論文では、2 章では呼吸計測と赤外光について述べる。3 章では本研究で作成したシステムの詳細について述べる。4 章では本研究で作成したシステムの実験と考察について述べる。5 章では本研究の結論を述べる。

第2章 呼吸計測と赤外光

本章では、まず 2.1 節で呼吸計測について述べる [9-12,15,19-22]。次に 2.2 節では電磁波の一部である赤外光と水による赤外光吸収について述べる [16][17][23][24]。

2.1 呼吸計測

2.1.1 呼吸

呼吸という言葉は動物（例えばヒト）と周囲の環境との間で行われる酸素と二酸化炭素の交換を指している。特に呼吸器（例えば肺やエラ）と血液の間で行われる呼吸は細胞外呼吸と呼ばれ、呼吸器以外の器官と血液の間で行われる呼吸は細胞内呼吸と呼ばれる [19]。

個々の細胞において呼吸は炭水化物、脂肪、たんぱく質と言った栄養素と酸素が化学反応を起こし二酸化炭素と水とエネルギーを発生させる。発生したエネルギーの一部は熱として失われ、他は細胞の複雑な機構を動かすために用いられる [15]。

一般にヒトの呼気は温度が約 34 °C で湿度が約 95% と言われ、外気より多くの水分を含んでいる [15]。

2.1.2 呼吸計測

呼吸機能に関して行われる計測には主に二つの目的がある。一つは診断のための呼吸機能検査であり、もう一つは被験者の状態を監視する呼吸モニタリングである [9]。睡眠時無呼吸症候群を検査するために行われる睡眠時ポリグラフ検査、術中や術後の患者監視、人工呼吸中の患者監視、新生児や小児の呼吸管理などには呼吸モニタリングが必要不可欠である。自発呼吸の最も基本的で簡便な指標は、呼吸回数である。呼吸回数は年齢によって基礎代謝の違いから変化する。表 2.1 はヒトの平静時の呼吸回数を新生児期、乳児期、幼児期、学童期、成人期、老齢期で区分した表である [20][21]。

表 2.1: ヒトの生涯の各時期の呼吸回数 [20][21]

年齢区分	呼吸回数 [回/分]
新生児期	35~50
乳児期	30~40
幼児期	20~30
学童期	20
成人期	16~18
老齢期	13~18

2.1.3 呼吸計測手法の例

本節では、既に提案されている呼吸計測手法を紹介する。

サーミスタを用いた呼吸計測

被験者の鼻穴にサーミスタ (thermally sensitive resistor, thermistor)[7] と呼ばれる半導体温度センサを直接取り付けて呼吸計測を行うことができる。サーミスタは温度変化に対して電気抵抗の変化が大きいという性質を利用して温度を測定するセンサである。サーミスタは温度が上昇すると抵抗値が下がるという負の温度特性をもつ。サーミスタを鼻穴に取り付けている様子を図 2.1 に示す。

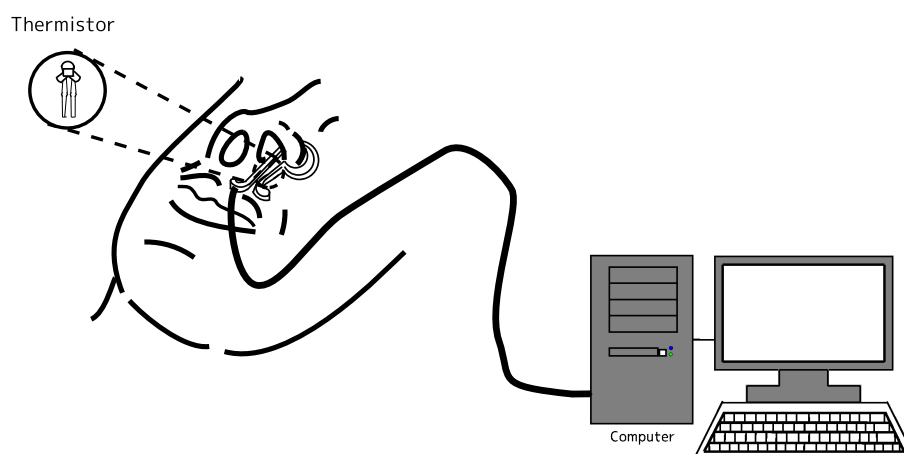


図 2.1: サーミスタを鼻穴に取り付けている様子

鼻穴の中を呼気が通過すると、呼気の暖かい空気によりサーミスタの温度が上昇し、サーミスタの抵抗値が減少する。一方、鼻穴の中を吸気が通過すると、吸気の冷たい空気により

サーミスタの温度が下降し、サーミスタの抵抗値が増加する。つまり呼気と吸気が鼻穴の中を流通することによりサーミスタに温度差が生じサーミスタの抵抗値が変化するので、呼吸を計測することができる [12]。

サーミスタによる呼吸計測は接触型の計測であり、サーミスタにはコンピュータより電流が供給されているので、熱等により被験者に不快感を与えたり場合によっては火傷をする可能性がある。また、外気の温度が呼気の温度 (体温) と同じであると、サーミスタに温度変化が生じず、呼吸計測を行えない可能性がある。

サーモグラフィを用いた呼吸計測

呼吸を検出する方法の一つにサーモグラフィを利用したものがある [22]。Murthy らはヒトの呼気の温度は外気の温度よりも高い、つまり呼気は外気よりも多くのエネルギーを放出しているという事実に注目し、サーモグラフィを用いて呼気の有無を確認できるシステムを提案した。Murthy ら計測の様子を図 2.2 に示す。

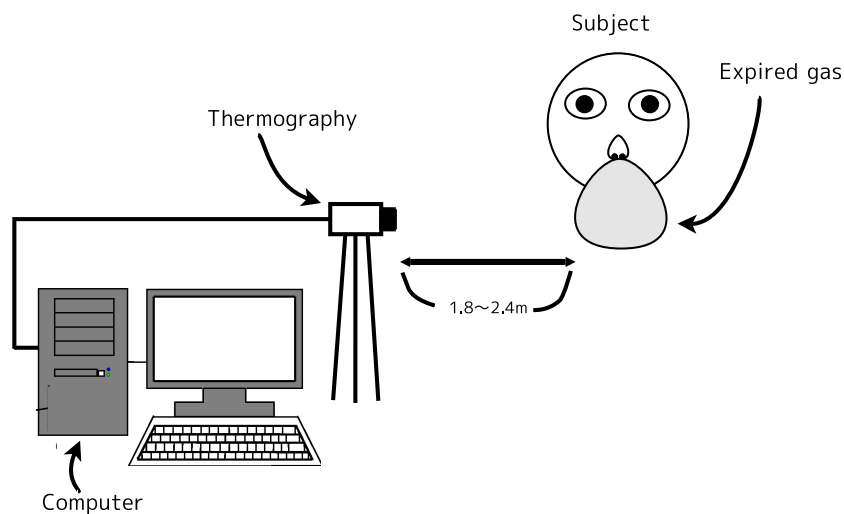


図 2.2: 呼気をサーモグラフィで計測している様子

被験者の鼻の前方の空間を被験者の顔の横からサーモグラフィを用いて撮影し、得られた画像をコンピュータで処理することで呼気の有無を確認することができる。提案されたシステムは 1.8~2.4m の距離からでも呼吸を検出できるが、呼気の温度と外気の温度に顕著な差がない環境では正常な結果が得られない可能性があるという問題点がある。

乱流による屈折率変化を利用した呼吸検出システム

空気中に息を吹き込み、息が吹き込まれた箇所は屈折率が周囲の空気と異なることを利用し呼吸を検出するシステムが前川ら [10] によって提案されており、図 2.3 に計測の様子を示す。

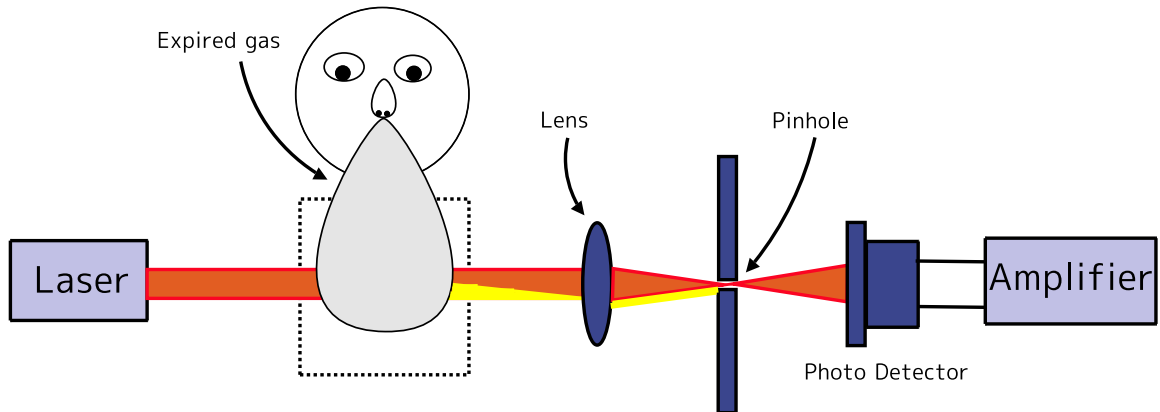


図 2.3: 屈折率変化を利用して呼吸計測をしている様子

図 2.3 の点線で囲まれた箇所に乱流、つまり息を吹き込むことで点線で囲まれた箇所の空気の屈折率が変化し、レーザの一部は屈折する。その結果、ピンホールを通過する光量が減少し、光検出器が検出する光量が減少するので息が吹き込まれたことが検出でき、呼吸を計測できるという仕組みである。前川らの提案したシステムは息以外の乱流も検出してしまう可能性があり、外部の環境の影響を受けやすいという問題点がある。

以上で述べてきた呼吸計測手法の問題点を解決し、非侵襲・非接触による呼吸計測を可能にするために、本研究では近赤外光を用いた呼吸計測システムを構築した。

2.2 赤外領域

2.2.1 電磁波領域と赤外領域

赤外領域は図 2.4 に示すように電磁波領域の一部で、可視光の長波長端から電波領域の短波長端約 1mm までの領域を占める [23] [24]。

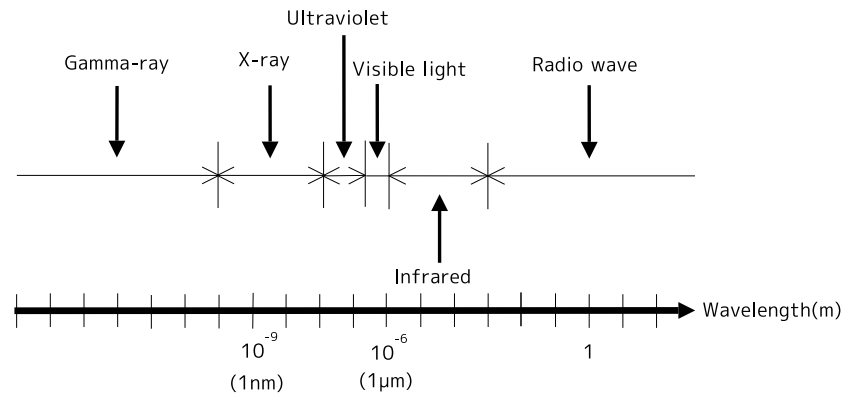


図 2.4: 電磁波領域の区分

赤外領域は人の目には不可視であるので、計測を人に意識させない計測が可能となり、また人体に対する影響も極めて小さいので、生体計測に適した領域である。

さらに赤外領域は図 2.5 に示すように、波長の長さによって近赤外領域 (Near IR:波長 $0.75\sim 2.5\mu\text{m}$)、中間赤外領域 (Intermediate IR:波長 $2.5\sim 25\mu\text{m}$)、遠赤外領域 (Far IR:波長 $25\mu\text{m}$ 以上) の三つの領域に区分される。

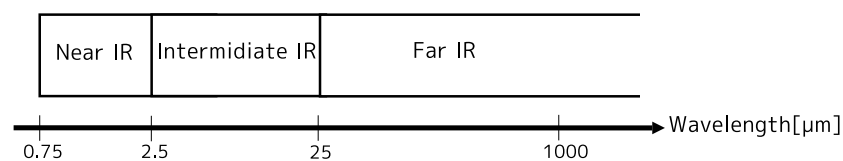


図 2.5: 赤外領域の区分

中間赤外領域と遠赤外領域に波長は大気中の二酸化炭素の吸収波長帯に属するため二酸化炭素の影響を受けやすく、また近赤外領域とは異なり加熱作用があるので、生体計測には適さない。

近赤外光は

(1) 電磁波の一部である透過性が高い

(2) 人間の目に見えない

という特徴がある [17]。近赤外光を用いた生体計測では、(1) の透過性が高いという特徴により近赤外光は非破壊・非侵襲計測に適し、(2) の知覚できないという特徴により被験者に計測を意識させずに計測を行うことができる。

2.2.2 水の近赤外光吸収

物質に光を照射すると、物質を構成している分子が特定の波長の光を吸収することがわかっており、吸収する光の波長は照射される物質により異なる。吸収される光の割合を示す尺度として、吸光度が挙げられる [17]。図 2.6 中の I_0 は厚さ d の試料に照射される光の強度

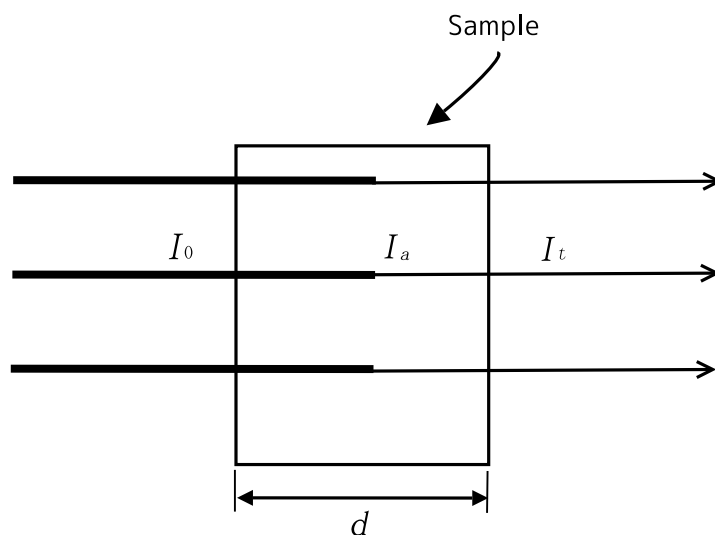


図 2.6: 試料による光の吸収

を表し、 I_t は試料を通過した光の強度を表し、 I_a は試料に吸収される光の強度を表す。透過度を T とすると

$$T = \frac{I_0}{I_t} \quad (2.1)$$

となる。すなわち、透過度 T は、「入射光の強度に対する透過光の強度の比」として定義される。また、吸光度 A は、「入射光の強度に対する吸収された光の強度 I_a の比」として定義され、次式で表される。

$$A = \frac{I_a}{I_t} \quad (2.2)$$

I_0 と I_t と I_a の関係は次式で表される。

$$I_0 = I_t + I_a \quad (2.3)$$

式 (2.1),(2.2),(2.3) より、次式が成り立つ。

$$A + T = 1 \quad (2.4)$$

図 2.7 は水の吸光度を示したものである。横軸は波長を表し、縦軸は吸光度を表す。

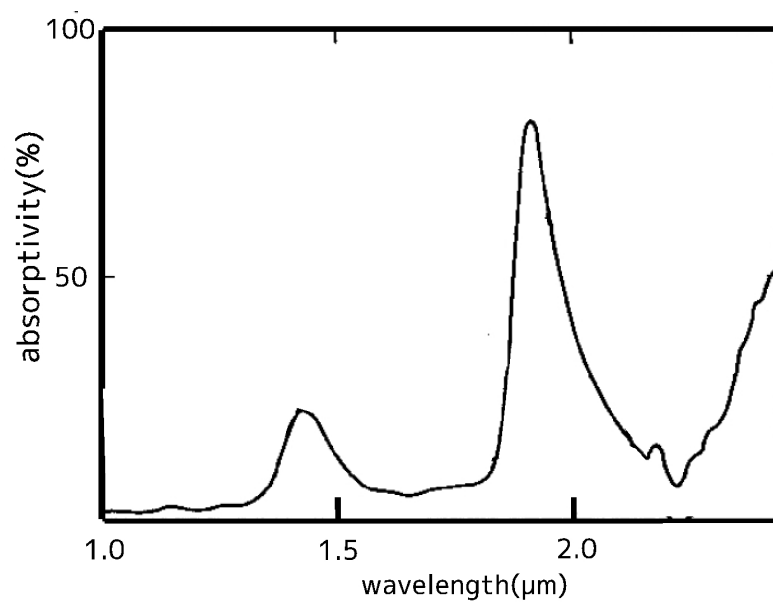


図 2.7: 水の吸光度と波長の関係 [16]

図 2.7 によると、水が吸収する近赤外光は、 $1.45\mu\text{m}$ と $1.94\mu\text{m}$ にピークを持ち、 $1.94\mu\text{m}$ の波長の方が吸光度が高いことがわかる。しかし、太陽の散乱放射を考慮すると、太陽から地表に届く赤外光は、 $1.45\mu\text{m}$ の波長の赤外光の方が $1.95\mu\text{m}$ の波長の赤外光よりも多い [24]。実際の計測の際には、水に吸収される赤外光の量が多い方が受光素子の出力が顕著に現れる。

したがって、本研究では $1.45\mu\text{m}$ に発光波長のピークを持つ赤外光 LED を使用する。 $1.45\mu\text{m}$ に発光波長のピークを持つ赤外光を呼気に照射すると、呼気に含まれる水分が $1.45\mu\text{m}$ の波長の赤外光を吸収し、呼気を通過した赤外光は照射された赤外光に比べ強度が下がる。つまり、呼気が無いときには赤外光の強度は低下せず、呼気が有るときには赤外光の強度は低下する。

以上、2.1 節で述べた従来の呼吸計測手法の問題点を解決し、非侵襲・非接触による呼吸計測を可能にするために、本研究では 2.2 節で述べた近赤外光の性質を利用して呼吸計測システムを構築した。

第3章 呼吸計測システムの構築と解析

本章では、赤外光を用いて呼吸を検出する方法を提案し、提案手法を実現するための増幅回路の製作について述べる。3.1 節ではシステムの概要について述べる。3.2 節ではアナログ回路により得られた信号の AD 変換について述べ、3.3 節ではアナログ回路の詳細について述べる。

3.1 提案システムの構成

提案システムの概観を図 3.1 に示す。

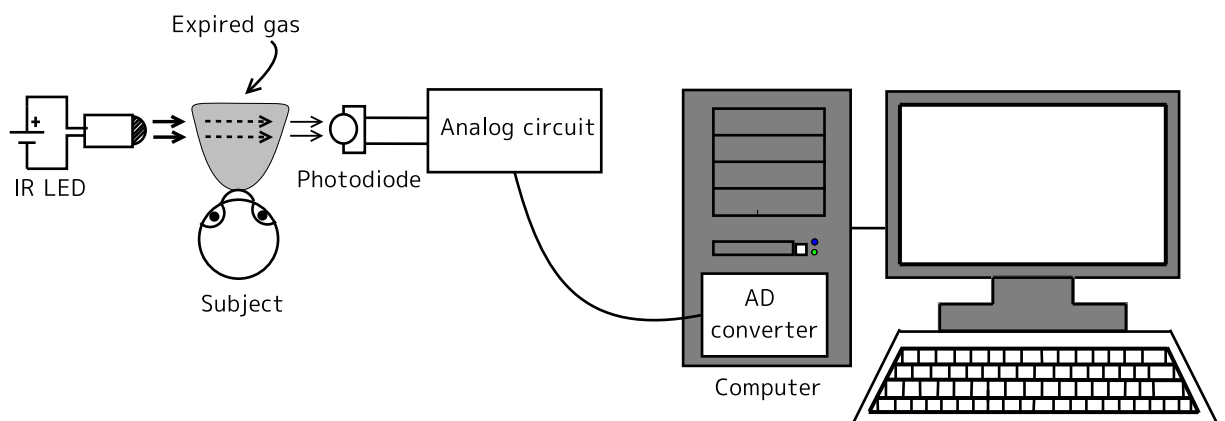


図 3.1: 提案システム概観

2.1.2 項で述べたように、本システムはヒトの呼気の湿度の高さと水が近赤外光を吸収するという特性に注目して呼吸計測システムである。

本システムは赤外光発光ダイオード (IR LED) から近赤外光を発生させて呼気を通過させ、呼気を通過した近赤外光は受光素子であるフォトダイオード (Photodiode) に照射される。近赤外光を受光するとフォトダイオードは電流を生じるが、生じる電流は数 pA～数 μ A と極めて微弱であるので、AD 変換を施す前にアナログ回路を用いて電圧に変換し、増幅さ

せる必要がある。本システムで用いるアナログ回路の出力は電圧であるが、出力される電圧はアナログ信号であるため、このままではコンピュータで扱うことができない。出力される電圧をコンピュータで扱えるようにするため、AD 変換を施してアナログ信号をデジタル信号に変換し、コンピュータに取り込み周波数解析を行った。

3.2 AD 変換

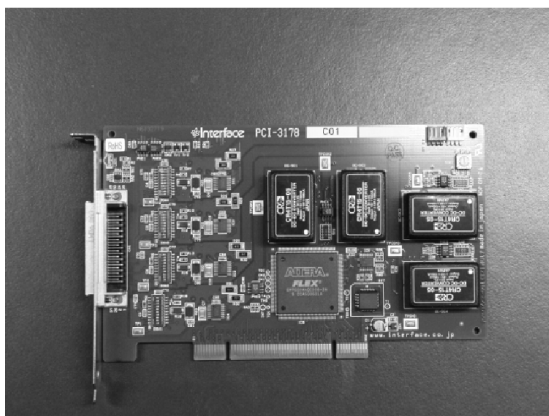
ヒトの平静時の呼吸回数は表 2.1 で示したように、年齢によって変化することがわかっており、年齢が低いほど呼吸回数が多くなる。ヒトの一分間あたりの平静時の最多呼吸回数を 50 回と仮定すると、ヒトの呼吸の最大周波数 f_h は

$$\begin{aligned} f_h &= \frac{50}{60} \\ &\simeq 0.83\text{Hz} \end{aligned} \quad (3.1)$$

となる。本システムでは式 (3.1) のヒトの呼吸の周波数を考慮し、サンプリング周波数 f_s を $f_s = 10\text{Hz}$ とした。 f_s は式 (3.2) を満たすので、ヒトの呼吸計測に十分なサンプリング周波数である。

$$f_s \geq 2f_h \quad (3.2)$$

また、 $-5\text{V} \sim +5\text{V}$ の電圧を 16bit で量子化する。電圧分解能は約 0.000153V である。本システムで用いた AD 変換器とコンピュータをそれぞれ図 3.2(a), 図 3.2(b) に示し、AD 変換器の製品番号を表 3.1 に、コンピュータの仕様を表 3.2 に示す。



(a) AD 変換器



(b) コンピュータ

図 3.2: 本システムに用いた機材

表 3.1: AD 変換器の製品番号

機器	製品番号
AD 変換器	Interface 社製 PCI3178

表 3.2: コンピュータの仕様

コンピュータ	仕様
CPU	Cereron(R)2.60GHz
Memory	3.3GB
OS	WindowsXP

本研究では、3.3.1 項で詳細を述べる呼吸計測デバイスからのアナログ信号と、3.3.2 項で詳細を述べるマイクロフォンからのアナログ信号の二つの信号に対し、同時に AD 変換を行う必要がある。PCI3178 は二信号同時 AD 変換が可能であるので、本研究で仕様するのに適している。

3.3 アナログ回路の設計・実装

3.3.1 呼吸計測用のアナログ回路

アナログ回路の回路図を図 3.3 に示し、実際に作成したアナログ回路、用いた赤外光 LED、フォトダイオードを図 3.4 に示す。

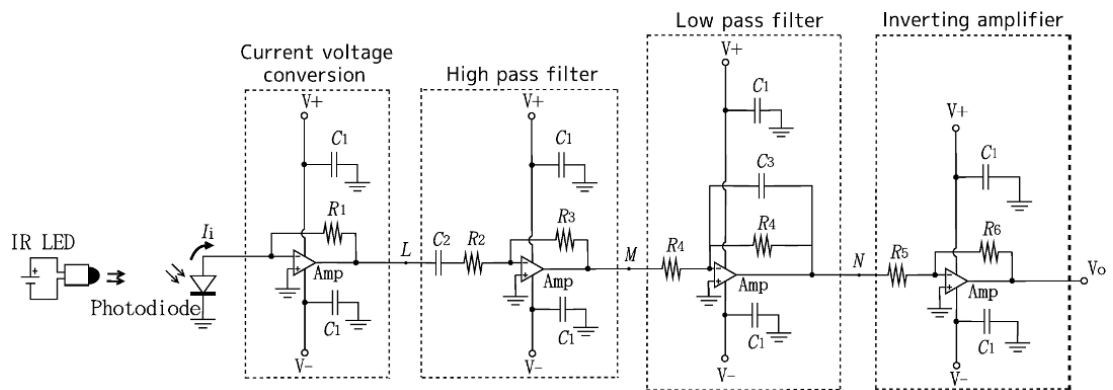
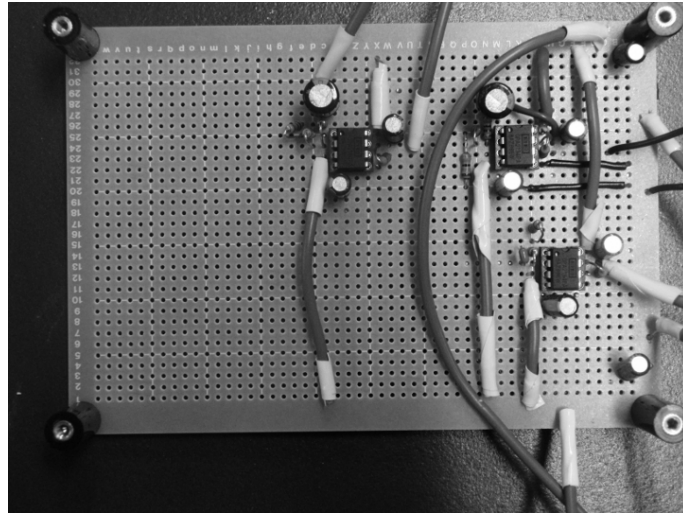
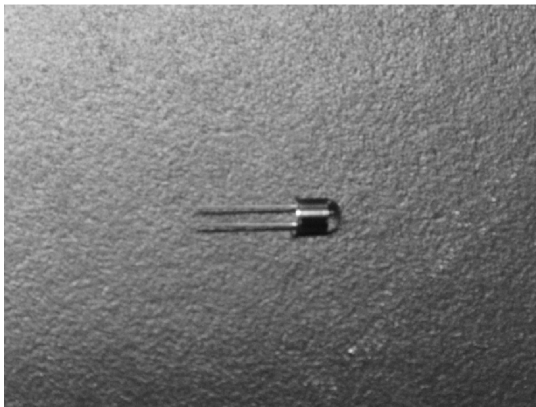


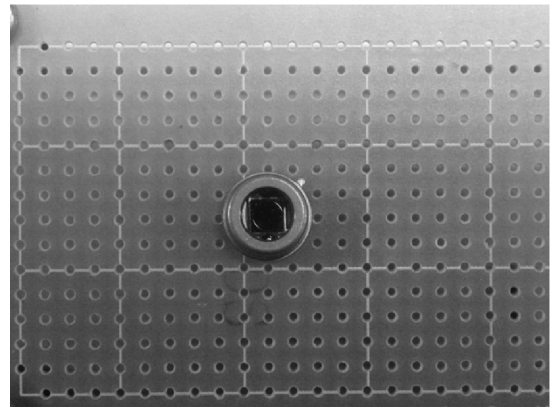
図 3.3: アナログ回路の回路図



(a) 作成したアナログ回路



(b) 赤外光 LED



(c) フォトダイオード

図 3.4: アナログ回路と赤外光 LED とフォトダイオード

表 3.3: 呼吸計測システムに使用した部品一覧

R_1	金属皮膜抵抗器 100k Ω	C_1	電解コンデンサ 0.1 μ F
R_2	金属皮膜抵抗器 16k Ω	C_2	電解コンデンサ 100 μ F
R_3	金属皮膜抵抗器 100k Ω	C_3	セラミックコンデンサ 0.1 μ F
R_4	金属皮膜抵抗器 330k Ω	V_+	+13V
R_5	金属皮膜抵抗器 1k Ω	V_-	-13V
R_6	金属皮膜抵抗器 100k Ω	Amp	オペアンプ OPA2134
IR LED	赤外発光ダイオード L10660-01	Photodiode	フォトダイオード G8370-83

電流電圧変換回路 (Current voltage conversion) では、フォトダイオードで生じる電流が電圧に変換される。フォトダイオードで生じる電流を I_i とすると、図 3.3 中の点 L における電位 V_L は

$$V_L = -R_1 I_i \quad (3.3)$$

となる。

電流を電圧に変換したのち、ハイパスフィルタ (High pass filter) で V_L は増幅される。図 3.3 中の点 M における電位を V_M とすると、式 (3.4) が成り立つ。

$$\begin{aligned} V_M &= -\frac{R_3}{R_2} V_L \\ &= \frac{R_3}{R_2} R_1 I_i \end{aligned} \quad (3.4)$$

また、ハイパスフィルタでの増幅率は $R_3/R_2 = 6.25$ 倍であり、カットオフ周波数 f_{ch} は、

$$\begin{aligned} f_{ch} &= \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \\ &\simeq 0.10\text{Hz} \end{aligned} \quad (3.5)$$

となり、直流成分を取り除くことができる。作成したハイパスフィルタの振幅周波数特性を図 3.5(a) に示し、位相周波数特性を図 3.5(b) に示す。

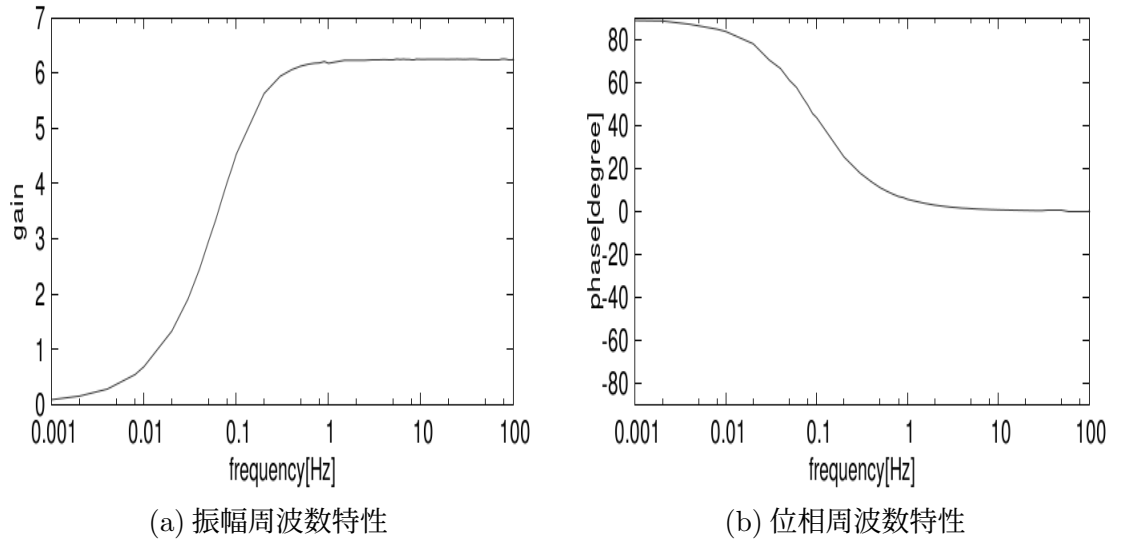


図 3.5: ハイパスフィルタの周波数特性

図 3.5 により、ハイパスフィルタは直流成分のゲインを 0 に近付けることがわかる。ヒトの呼吸回数の周波数は 0~1Hz であるので、作成したハイパスフィルタは呼吸計測に十分な振幅特性・位相特性を持っていると考えられる。

ハイパスフィルタによるフィルタ処理を行ったのち、ローパスフィルタ (Low pass filter) で V_M は増幅される。図 3.3 中の点 N における電位を V_N とすると、式 (3.6) が成り立つ。

$$\begin{aligned}
 V_N &= -\frac{R_4}{R_4} V_M \\
 &= -\frac{R_3}{R_2} R_1 I_i
 \end{aligned} \tag{3.6}$$

また、ローパスフィルタのカットオフ周波数 f_{cl} は、

$$\begin{aligned}
 f_{cl} &= \frac{1}{2\pi R_4 C_3} \\
 &\simeq 4.8\text{Hz}
 \end{aligned} \tag{3.7}$$

となる。作成したローパスフィルタの振幅周波数特性を図 3.6(a) に示し、位相周波数特性を図 3.6(b) に示す。

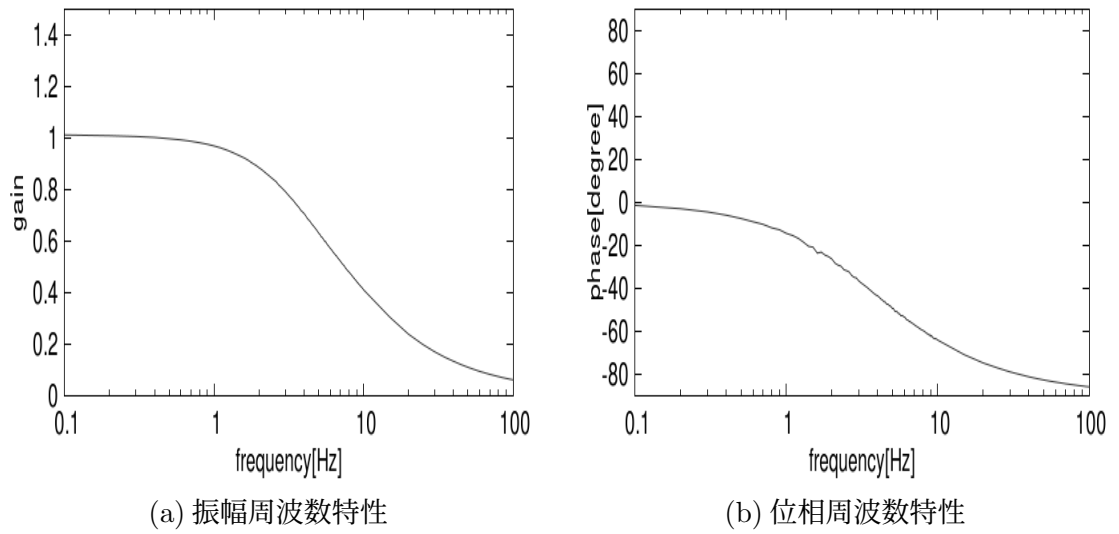


図 3.6: ローパスフィルタの周波数特性

呼吸の周波数は 0~1Hz であるので、図 3.6 によると、作成したローパスフィルタは呼吸計測に十分な振幅特性・位相特性を備えていると考えられる。

ローパスフィルタによるフィルタ処理を行ったのち、反転増幅回路 (Inverting amplifier) により V_N は増幅される。図 3.3 の回路の出力電圧を V_o とすると、式 (3.8) が成り立つ。

$$\begin{aligned}
 V_o &= -\frac{R_6}{R_5} V_N \\
 &= \frac{R_1 R_3 R_6}{R_2 R_5} I_i \\
 &\simeq 6.3 \times 10^7 \times I_i
 \end{aligned} \tag{3.8}$$

増幅率は $R_6/R_5 = 100$ 倍となる。作成した反転増幅器の振幅周波数特性を図 3.7(a) に示し、位相周波数特性を図 3.7(b) に示す。

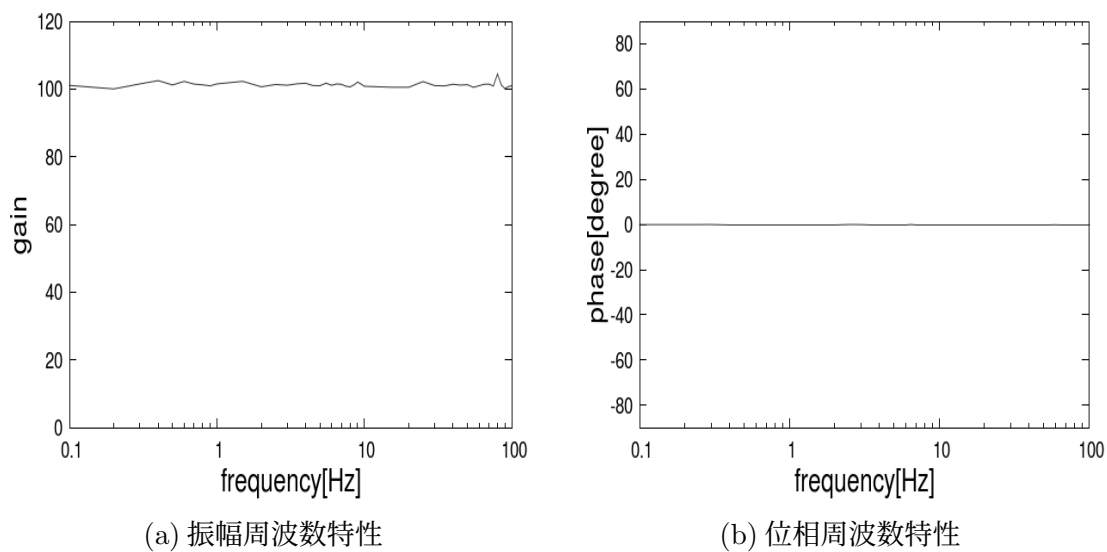


図 3.7: 反転増幅回路の周波数特性

図 3.7 によると、作成した反転増幅器は呼吸計測に十分な振幅特性・位相特性を備えていると考えられる。

また、図 3.8 中の赤外光 LED に加える直流の電圧を V_{in} とし、アナログ回路から出力される電圧を V_{out} とすると、 V_{in} と V_{out} の関係は図 3.9 のようになる。

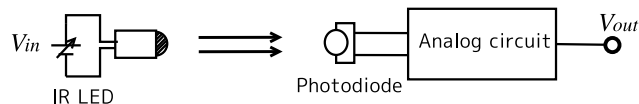


図 3.8: 赤外光 LED に直流電源を用いた場合

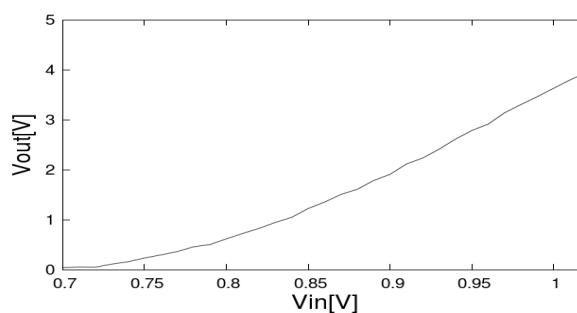


図 3.9: 電圧特性

図 3.9 によると、 V_{in} と V_{out} の間にはほぼ比例な関係が成り立っていることがわかる。

次に、図 3.10 中の赤外光に加える交流の電圧を V_{in2} とし、アナログ回路から出力される電圧を V_{out2} として、 V_{out2}/V_{in2} と交流電源の周波数の関係を図 3.11(a) に示し、 V_{in2} と V_{out2} の位相差と交流電源の周波数の関係を図 3.11(b) に示す。

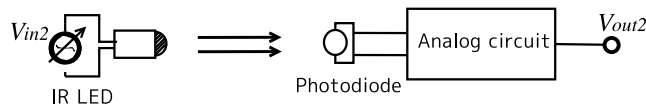


図 3.10: 赤外光 LED に交流電源を用いた場合

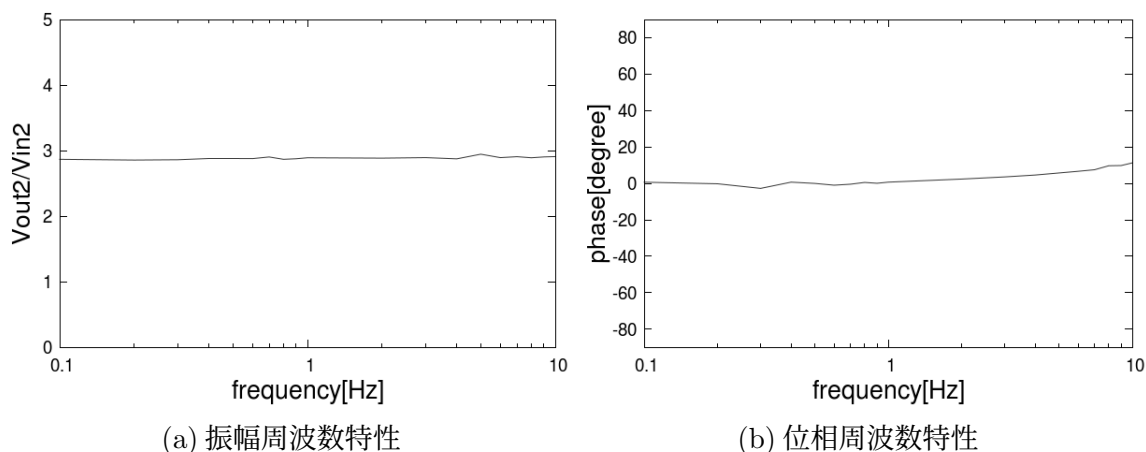


図 3.11: 周波数特性

図 3.11 によると、 V_{in2} の周波数が 10Hz 未満の範囲では V_{out2}/V_{in2} の値は一定に保たれ、位相差は生じないことがわかる。

3.3.2 呼吸音計測用のアナログ回路

市販のマイクロフォンを用いて呼吸音をアナログ回路と AD 変換器を通じてコンピュータに取り込み、得られた呼吸音信号を解析する。呼吸音信号に含まれる直流成分を除去するためにカットオフ周波数が 0.1Hz のハイパスフィルタを作成する。最後に反転増幅回路により信号を増幅させ、アナログ回路の最終出力とする。用いたマイクロフォンを図 3.12 に示す。

図 3.13 にマイクロフォンでの呼吸音計測用に作成した回路図を示し、表 3.4 に用いた部品の一覧を示す。



図 3.12: 使用したマイクロフォン

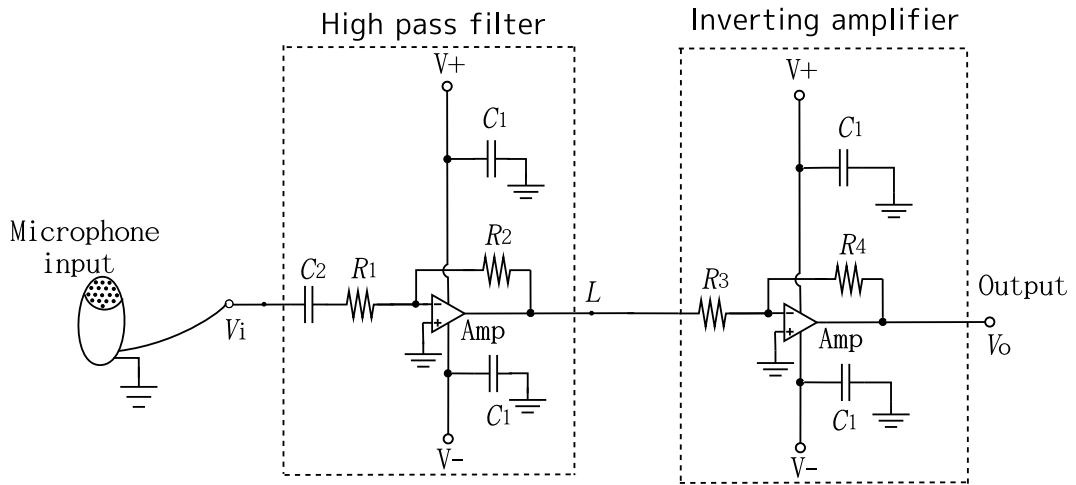


図 3.13: アナログ回路の回路図

図 3.13 中の V_i はマイクロフォンからの入力電位を表し、 V_o はアナログ回路の出力電位を表し、 V_L は点 L での電位を表す。

ハイパスフィルタで V_i は増幅され、式 (3.9) が成り立つ。

$$V_L = -\frac{R_2}{R_1} V_i \quad (3.9)$$

また、ハイパスフィルタでの増幅率は $\frac{R_2}{R_1} = 12.5[\text{倍}]$ であり、カットオフ周波数 f_{ch2} は式 (3.10) で表され、直流成分を取り除くことができる。

$$\begin{aligned} f_{ch2} &= \frac{1}{2\pi R_1 C_2} \\ &= 0.1\text{Hz} \end{aligned} \quad (3.10)$$

表 3.4: 呼吸音計測システムに使用した部品一覧

R_1	金属皮膜抵抗器 16k Ω	C_2	電解コンデンサ 100 μ F
R_2	金属皮膜抵抗器 200k Ω	V_+	+13V
R_3	金属皮膜抵抗器 1k Ω	V_-	-13V
R_4	金属皮膜抵抗器 100k Ω	Amp	オペアンプ OPA2134
C_1	電解コンデンサ 0.1 μ F		

作成したハイパスフィルタの振幅周波数特性を図 3.14(a) に示し、位相周波数特性を図 3.14(b) に示す。図 3.14 によると、ハイパスフィルタにより信号の直流成分が減衰されるこ

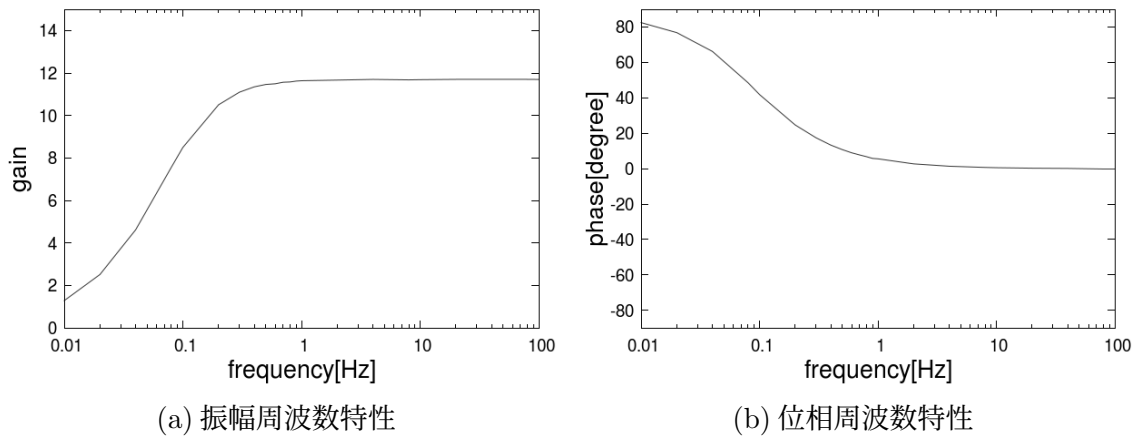


図 3.14: ハイパスフィルタの周波数特性

とがわかる。

ハイパスフィルタによるフィルタ処理を行ったのち、反転増幅器により V_L は増幅されるので、式 (3.11) が成り立つ。

$$\begin{aligned}
 V_o &= -\frac{R_4}{R_3} V_L \\
 &= \frac{R_2 R_4}{R_1 R_3} I_i \\
 &= 1.25 \times 10^3
 \end{aligned} \tag{3.11}$$

また、反転増幅器による増幅率は $\frac{R_4}{R_3} = 100$ [倍] である。作成した反転増幅器の振幅周波数特性を図 3.15(a) に示し、位相周波数特性を図 3.15(b) に示す。

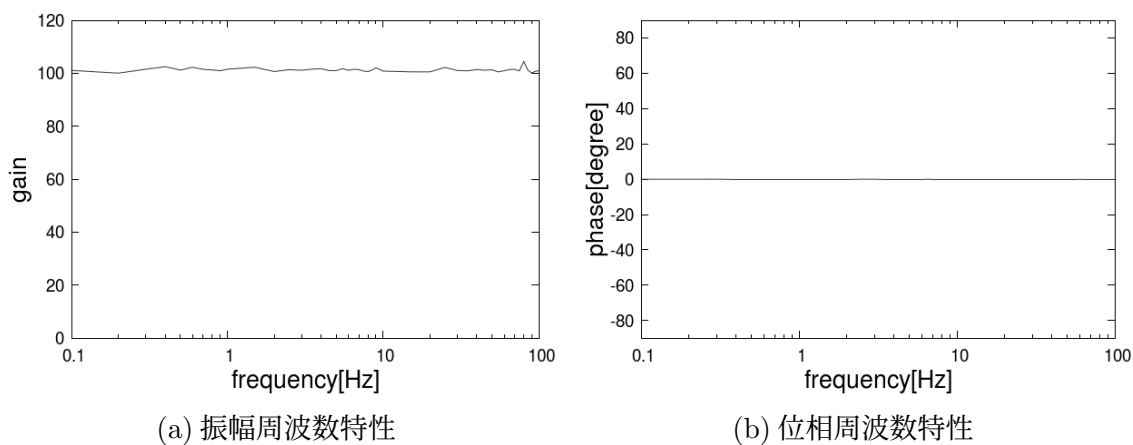


図 3.15: 反転増幅回路の周波数特性

図 3.15 によると、100Hz より低い周波数帯ではゲインは一定に保たれ、位相差は生じないことがわかる。

第4章 呼吸計測システムの実験・評価

本章では4.1節で著者を被験者として本システムの実験と評価を行い、得られた結果について考察を行う。

4.1 呼吸回数についての実験と考察

3章で提案したシステムを用いて、著者(22歳、男性)を被験者として呼吸回数を計測できているかについて評価するために実験を行った。本システムの外観を図4.1に示し、実験風景を図4.2に示す。

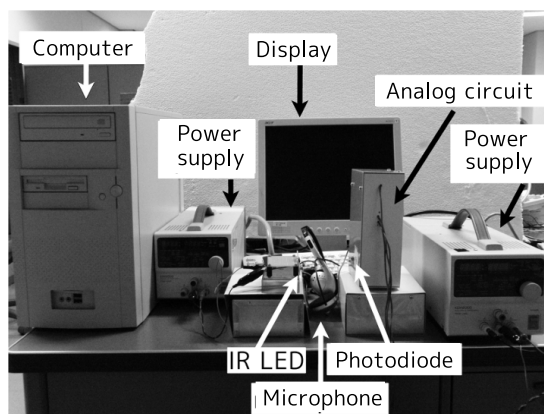


図 4.1: システム外観

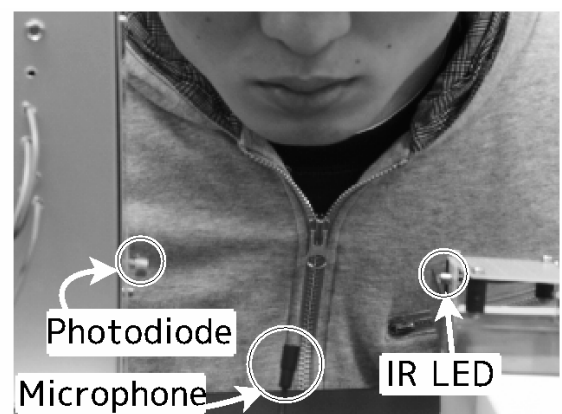


図 4.2: 実験風景

被験者は椅子に座っている状態で作成したデバイスに向かって口による呼吸を約60秒間行った。正しく呼吸計測が行えているかを評価するために、被験者の口の下にマイクロフォンを設置し、呼吸音を計測するという実験も同時に行った。マイクロフォンを用いた呼吸音計測は呼吸モニタリングで実際に用いられているが、呼吸音が周囲の雑音により妨げられやすいという短所がある。

作成したデバイスによって得られた呼吸計測信号とマイクロフォンにより得られた呼吸音計測信号を周波数解析して比較し、作成したデバイスが呼吸計測を行えているかを評価した。

呼吸計測により得られた信号の波形とパワースペクトルを図 4.3(a) と図 4.3(b) に示し、呼吸音計測により得られた信号の波形とパワースペクトルを図 4.4(a) と図 4.4(b) に示す。

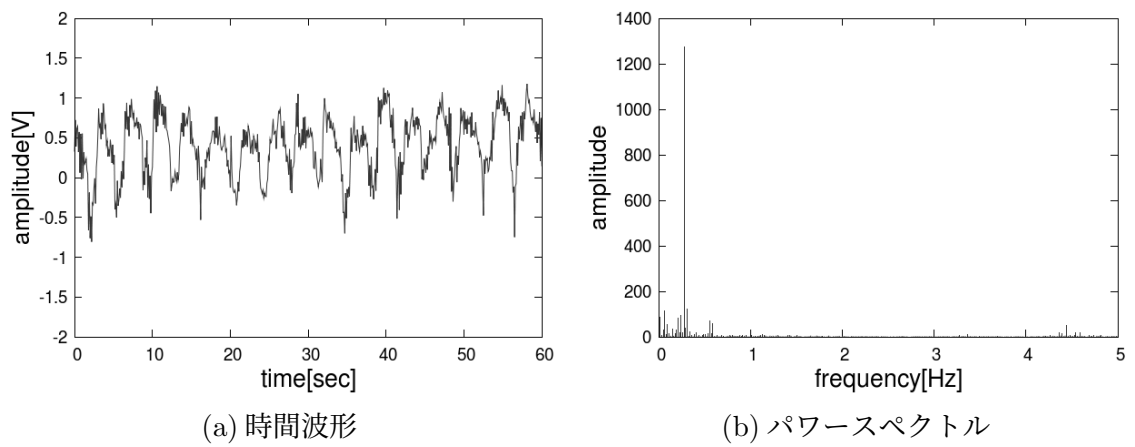


図 4.3: 呼吸計測信号

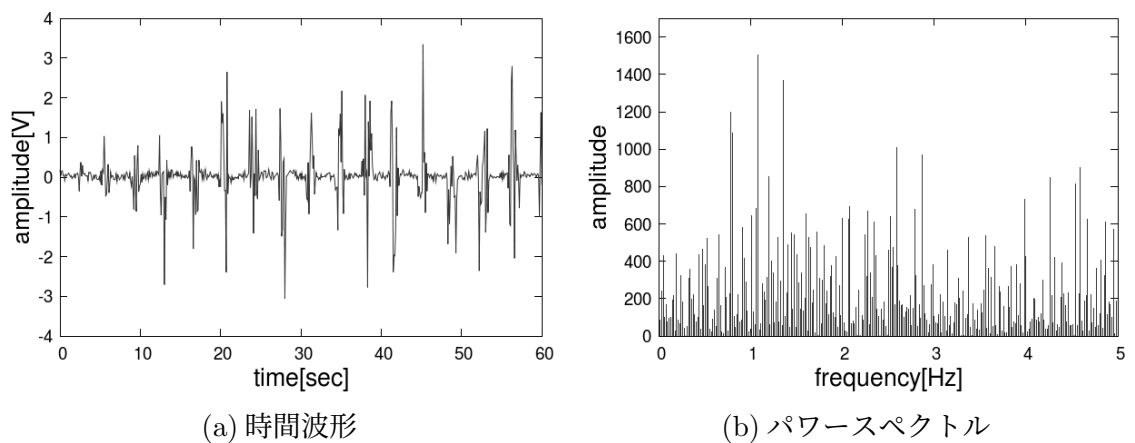


図 4.4: 呼吸音計測信号

近赤外光が呼気を通過するとアナログ回路の出力が低下するので、図 4.3(a) の波形のうち、振幅値が顕著に減少している区間は呼気を検出している区間であると推定できる。呼吸計測信号の波形のうち、呼気を検出していると予想される区間に数字を載せた図を図 4.5 に示す。

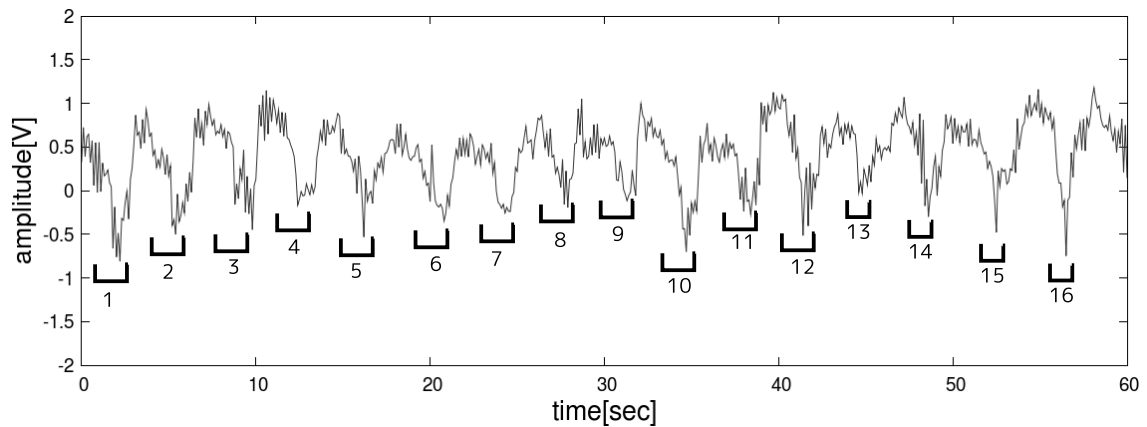


図 4.5: 呼吸計測信号の呼吸の検出区間

図 4.5 によると、本システムは 60 秒間に 16 回の呼気、つまり 16 回の呼吸を計測していると推定できる。

また、図 4.4(a) でマイクロフォンが音声信号を強く出力しているとき、つまり呼気があったっていない状態の振幅よりも顕著に大きい振幅を生じているときは、呼気がマイクロフォンに当たり呼吸を検出しているときであることを考慮し、呼吸音計測信号の波形のうち、呼気を検出していると予想される区間に数字を載せた図を図 4.6 に示す。

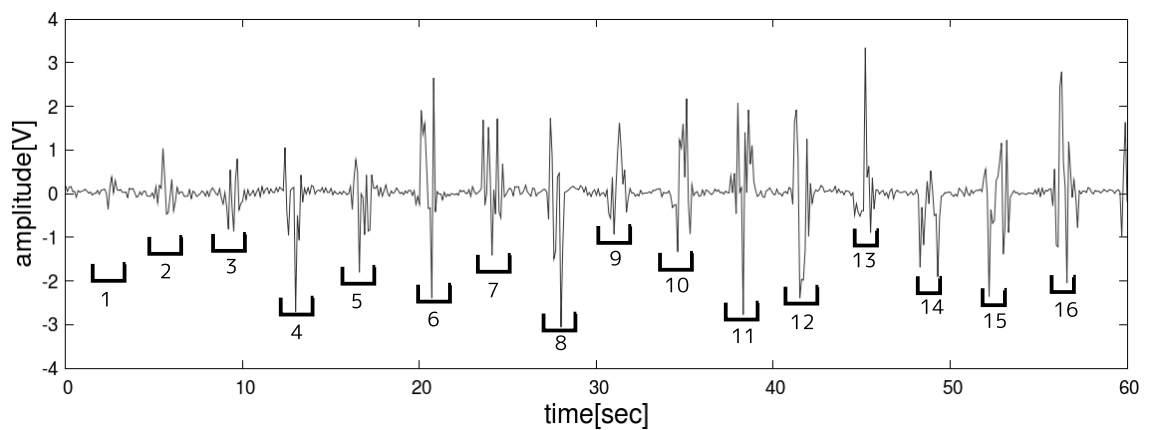


図 4.6: 呼吸音計測信号の呼吸の検出区間

図 4.6 によると、マイクロフォンは 60 秒間に 16 回の呼気、つまり 16 回の呼吸を計測している。

呼吸計測信号波形と呼吸音計測信号波形を重ね合わせて表示し、呼気を検出していると予想される区間に数字を載せた図を図 4.7 に示す。図中の赤色の波形は呼吸音計測信号波形を表し、青色の波形は呼吸計測信号波形を表す。

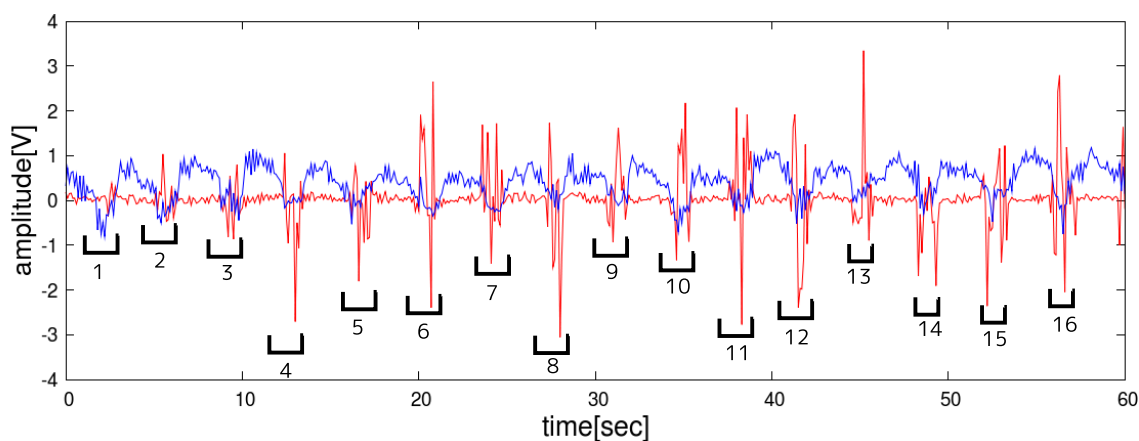


図 4.7: 呼吸計測信号と呼吸音計測信号の重ね合わせ

図 4.7 によると、呼吸計測信号は 60 秒間に 16 回の呼吸を検出しており、式 (4.1) と同等である。

次に、呼吸計測信号と呼吸音計測信号をそれぞれフーリエ変換し、含まれる周波数成分を調べた。呼吸計測信号と呼吸音計測信号に最も多く含まれている周波数を表 4.1 に示す。

表 4.1: 最も多く含まれる周波数

	最も多く含まれる周波数 [Hz]
呼吸計測信号	0.28
呼吸音計測信号	1.1

表 4.1 の 0.28Hz が呼吸の周波数であると仮定すると、この実験での呼吸回数は式 (4.1) のようになると推定できる。

$$0.28 \times 60 \simeq 16.8 \text{ 回} \quad (4.1)$$

したがって表 4.1 で示したように、本システムで算出した 0.28Hz の周波数は呼吸を表していることがわかり、一定時間の呼吸回数を算出できることがわかった。

第5章 おわりに

本研究では、水に吸収される波長をピーク波長に持つ近赤外光 LED と、水に吸収される波長に高い感度を持つフォトダイオードを用いて呼気を検出し、フォトダイオードにより得られた微弱なアナログ信号をアナログ増幅回路で増幅し、増幅されたアナログ信号を AD 変換器を通じてデジタル信号に変換してコンピュータに取り込み、取り込んだデジタル信号をコンピュータで解析するというシステムを構築することで、非侵襲・非接触で呼吸計測を行うことを目的とした。

本システムで得られた呼吸計測信号と、市販のマイクロフォンを用いて得られた呼吸音計測信号の波形同士を比較した。その結果、本システムにより得られた 60 秒間の呼吸回数と、市販のマイクロフォンにより得られた 60 秒間の呼吸回数は一致し、本システムは正しく呼吸計測を行えることが示された。また、本システムは呼吸回数の周波数を算出することが示された。

本システムを用いることで非侵襲・非拘束で呼吸計測を行うことが可能となり、呼吸計測の際の被験者の負担を減らすことができると期待される。

謝 辞

本研究は大阪大学基礎工学部で行ったものである。

本研究を実施するにあたり、日頃から研究テーマについての相談にのっていただき、親身になって御指導と御助言を頂きました大阪大学大学院基礎工学研究科 大城理 教授に心から深く感謝するとともに、篤く御礼申し上げます。本研究を完成させるにあたり、副査教員として御指導頂きました大阪大学大学院基礎工学研究科 野村泰伸 教授に深く感謝致します。本研究を進めるにあたり、部品の発注からシステム全般に関することまで研究細部に渡り適切な御指導と御助言を頂きました大阪大学基礎工学研究科 井村誠孝 准教授に心から感謝致します。日頃から研究に対して貴重な御助言を頂き、叱咤激励して頂いた大阪大学基礎工学研究科 黒田嘉宏 助教に心から感謝致します。本研究をまとめるにあたり、担当教員として論文の書き方など、御多忙にも関わらず様々な面でサポートして頂きました大阪大学臨床医工学融合研究教育センタ 鍵山善之 特任助教に心から感謝致します。医学の観点から貴重な御意見を頂きました関西医科大学からの研究生である 吉田健志 氏に心から感謝致します。

本研究を進めるにあたり日頃から些細な疑問や実験に関して懇切丁寧に指導して頂きました大城研究室修士の 山崎直継 氏、芦田洋敏 氏、金守恒志 氏、福塚大介 氏、山田和広 氏、奥村陽介 氏、重枝慧 氏、末竹哲也 氏、田中翔太 氏、徳井隆博 氏、濱田友貴 氏、吉元俊輔 氏 に感謝致します。最後に、同期として日々の研究生活での苦楽を共有し、励まし合い支え合ってきた同研究室の 繁田悠 氏、清水祐司 氏、増田拓 氏、森口裕樹 氏、利原康寛 氏に感謝致します。

参考文献

- [1] 谷本晋一：“呼吸器疾患の運動療法と運動負荷テスト 改訂版第2版”，克誠堂出版，東京，2007
- [2] 木場智史，林直亨，三浦朗，遠藤雅子，福場良之，吉田敬義：“運動時の呼吸循環系の応答に対する筋弛緩時間の影響”，IEICE technical report. ME and bio cybernetics 102(89) pp45–48, 2002
- [3] 小山哲，林邦夫：“呼吸相からみた剣道形の分析”，Research journal of physical education, Chukyo University. 18(1) pp57–64, 1978
- [4] 清水孝一：“バイオメトリクス-生体特徴計測による個人認証-”，生体医工学，pp.3–14, 2006
- [5] Kristin Giammarco, Deepinder Sidehu: "Building system with predictable performance: A Joint Biometrics Architecture emulation", Military Communications Conference, 2008.MILCOM 2008.IEEE 16-19 Nov.2008 Pages(s):1–8
- [6] 松本勉：“バイオメトリクスのセキュリティ評価方法の開発に向けて”，生体医工学，44 No.1：p54–61, 2006
- [7] 山越憲一，戸川達男：“生体用センサと計測装置”，コロナ社，東京，2000
- [8] 西田佳史，武田正資，森武俊，溝口博，佐藤知正：“圧力センサによる睡眠中の呼吸・体位の無侵襲・無拘束な計測”，日本ロボット学会誌，Vol.16 No.5, p705–711, 1998
- [9] 岡田正彦：“生体計測の機器とシステム”，コロナ社，東京，2000
- [10] Airflow Interaction with Floating Images について，
<http://portal.acm.org/citation.cfm?id=1665137.1665181> 2009年12月30日参照
- [11] 高橋和久：“睡眠時無呼吸症候群：呼吸器系などへの影響”，Juntendo medical journal, 53(2) pp272–277, 2007
- [12] 吉田徹：“医用計測技術”，コロナ社，東京，1979
- [13] 赤柴恒人：“「睡眠時無呼吸症候群」(SAS)のすべて -21世紀の国民病-”，同友館，東京，2005

- [14] Mitachi Seiko, Shiroishi Daigo, Nakagawa Minami: "Development of a Sleep Apnea Syndrome Sensor Using Optical Fibers" Laser and Electro-Optics Society, 2007.LOES 2007. The 20th Annual Meeting of the IEEE 21-25 Oct.2007 Page(s):294-295
- [15] John M.Luce, Martha L.Tyler, David J. Pierson, 木村仁："呼吸管理ハンドブック", 医学書院サウンダース, 東京, 1986
- [16] 波道隆, 堤大祐, 長尾, 土井義明, 石川光浩, 渡辺恭吾: "近赤外光吸収画像を用いた路面凍結検知に関する研究", 寒地技術シンポジウム寒地技術論文・報告集, Vol.11, p392-396, 1995
- [17] 竹本菊郎, 関壽, 牧内正男, 秀夫："生体・環境計測へ向けた近赤外光センシング技術", サイエンスフォーラム, 東京, 1999
- [18] 中西香爾, P.H. Solomon, 古舘信生："赤外線吸収スペクトル-定性と演習-", 南江堂, 東京, 1978
- [19] Bruce Alberts, Karen Hopkin, Alexander Johnson, Julian Lewis, Martin Raff, Keith Roberts, Peter Walter, Bruce Alberts, 中村桂子, 松原謙一："Essential 細胞生物学 原書第2版", 南江堂, 東京, 2005
- [20] 有田秀穂："呼吸の事典", 朝倉書店, 東京, 2006
- [21] 千住秀明："身体論の現在", 長崎大学, 東京, 1996
- [22] Ramya Murthy, Ioannis Pavlidis, Panagiotis Tsiamyrtzis："Touchless Monitoring of Breathing Function", Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE Volume 1, 1-5 Sept.2004 Page(s):1196 - 1199
- [23] 岩元睦夫, 河野澄夫, 魚住純："近赤外分光法入門", 幸書房, 東京, 1994
- [24] 赤外線技術研究会："赤外線工学-基礎と応用-", オーム社, 東京, 1991