

# 呼吸機能磁気センシング

2017年3月

桑谷達之

# 呼吸機能磁気センシング

桑谷達之

## 概要

呼吸はヒトの生命活動において不可欠な機能であり、呼吸量や酸素摂取量などの呼吸に関する指標の継続的な計測は運動能力の評価や疾病の予防に有用である。しかし、従来の呼吸の計測手法は呼吸活動への干渉や身体活動への影響などの問題点があり、日常生活において継続的な計測を行うことが難しい。本論文では、ユーザの身体活動への影響が少ない呼吸機能の継続的な計測手法として、電磁誘導を用いて呼吸量を推定し、酸素摂取量を計算する方法を提案する。また、呼吸により変化する胸部の厚さや呼吸量、酸素摂取量と交流磁場による誘導起電力の関係を調べるために実験を行う。提案手法の具体的な内容としては、呼吸による空気の流入出で胸部の厚さが変化することに着目し、胸部を透過させた 800 kHz の交流磁場による誘導起電力と呼吸量に対して回帰分析を行い、推定を行う。また、計測した呼吸量の時間変化から呼吸に要する時間を算出する。最終的に、呼吸に要する時間と呼吸量から呼吸気中の酸素濃度の変化量を推定し、酸素摂取量を計算する。評価実験においては、安静時・歩行動作時において、提案システムの出力と光学モーショントラッカで計測した胸部の動きを記録して比較し、評価した。その結果、最大数 10 mm 程度の胸部の厚さの変化を安静時で誤差 0.937 mm、歩行動作時で誤差 1.74 mm で計測可能であることを確認した。さらに、提案システムと校正された呼吸量計によって計測した呼吸量の比較により、安静時において  $1 \times 10^{-3} \text{ m}^3$  程度の呼吸量を誤差  $1.37 \times 10^{-4} \text{ m}^3$  以下の精度で推定できることが明らかとなった。また、呼気の酸素濃度の計測とともにシステムを使用する被験者実験により、提案手法で計測可能であることが確認され、最大  $1.16 \times 10^{-4} \text{ m}^3$  の酸素摂取量を誤差  $4.64 \times 10^{-5} \text{ m}^3$  で算出可能であることが示された。

キーワード：生体計測，電磁誘導，呼吸量，酸素摂取量，回帰分析

# Magnetic Sensing of Respiratory Function

Tatsuyuki Kuwatani

## Abstract

Breathing is the function which is essential to human life. To measure the breathing in daily life is important because the index of the breathing such as respiratory volume or oxygen intake is an effective metric for the evaluation of exercise capacity and the prevention of the disease. However, conventional methods have influences on the user's activity and breathing due to the hardware structure. It is difficult to measure the breathing continuously by using conventional methods. This study proposes a method for sensing respiratory function by using electromagnetic induction with little influence on the user's activity. Specifically, the author focuses on that the thickness of chest is changed by respiratory airflow into and from lung. The proposed method detects the respiratory volume from the induced electromotive force of the 800 kHz alternating magnetic field propagating through the chest. The time for a breath cycle is calculated from the temporal change of the respiratory volume. The temporal change of oxygen density is estimated from the time for a breath cycle, and then respiratory volume and oxygen intake are calculated. Using the proposed method, the chest movement was measured and the indexes of breathing were estimated. As a result, the author confirmed that our system can measure the change of the chest thickness (max. dozens mm) within error of 0.937 mm for the rest condition. Moreover, the author recorded the output of the proposed system and the respiratory volume measured by a calibrated spirometer. The record shows that our system could estimate the respiratory volume (about  $1 \times 10^{-3} \text{ m}^3$ ) within error of  $1.47 \times 10^{-4} \text{ m}^3$ . Moreover, the author recorded the output of the proposed system and the oxygen intake measured by a calibrated oxygen sensor and a bag for collecting expired air. The result showed that our system could estimate the oxygen intake (max.  $1.16 \times 10^{-4} \text{ m}^3$ ) within error of  $4.64 \times 10^{-5} \text{ m}^3$ .

**Keywords :** bioinstrumentation, electromagnetic induction, respiratory volume, oxygen intake, regression analysis

# 目次

第1章	はじめに	1
第2章	呼吸の生理と計測指標	3
2.1	呼吸と肺の機能	3
2.2	呼吸の評価指標の関係性	7
2.3	呼吸の計測	8
2.4	提案する計測の特徴	19
第3章	交流磁場と電磁誘導	20
3.1	電磁波と交流電場, 交流磁場	20
3.2	電磁誘導	21
3.3	インダクタンス	26
3.4	コイル間の距離の変化と誘導起電力	29
第4章	誘導起電力による呼吸機能計測	30
4.1	計測手法の概要	30
4.2	交流磁場の発生と変位検出回路	32
4.3	一回換気量と呼吸量の推定	34
4.4	呼吸気間の酸素濃度の変化量と酸素摂取量の計算	35
第5章	呼吸機能計測システムの設計	37
5.1	交流磁場の周波数とコイルの巻き数の理論設計	37
5.2	コイルのインダクタンス計測	39
5.3	コイルの巻き数に対する計測感度の実証	41
5.4	交流磁場の適切な周波数の実証	42
5.5	システムの実装	44



第6章	計測性能評価実験	45
6.1	胸部の変位検出精度確認実験 . . . . .	45
6.2	呼吸量推定実験 . . . . .	51
6.3	酸素濃度推定実験 . . . . .	58
6.4	酸素摂取量計算実験 . . . . .	61
第7章	おわりに	65
	謝辞	66
	参考文献	68
	業績	74

# 目 次

1.1	身体活動への影響が生じない呼吸計測 . . . . .	2
2.1	肺と肋骨, 呼吸に関係する筋肉 . . . . .	3
2.2	肺の変形と胸部の変位 . . . . .	4
2.3	直方体による肺の近似 . . . . .	5
2.4	肺における物質の交換の概要 . . . . .	6
2.5	呼吸に関する指標の相互関係 . . . . .	7
2.6	流量計を用いた呼吸量の計測 . . . . .	9
2.7	温度画像による呼吸検出 . . . . .	10
2.8	気流による呼吸検出 . . . . .	10
2.9	赤外線カメラによる呼吸量計測 . . . . .	11
2.10	輝点のパターンによる呼吸量計測 . . . . .	12
2.11	電磁波による呼吸検出 . . . . .	13
2.12	ひずみゲージによる呼吸検出 . . . . .	14
2.13	屋外使用可能なシステムの装着図 . . . . .	15
2.14	Oxylog を用いた呼吸計測 . . . . .	16
2.15	携帯型の装置を用いた呼吸計測 . . . . .	17
2.16	心電計を用いた酸素摂取量推定 . . . . .	18
3.1	3 k~3 GHz の周波数帯域 . . . . .	20
3.2	電流と発生する磁場 . . . . .	21
3.3	コイルが発生する磁束 . . . . .	22
3.4	コイルを鎖交する磁束 . . . . .	22
3.5	コイル間の電磁誘導 . . . . .	23
3.6	電磁誘導が発生している回路 . . . . .	24

3.7	相互インダクタンスを考慮した回路図	25
3.8	同軸上で平行な位置にある二つの一回巻きコイル	26
3.9	円形一回巻きコイル	28
4.1	提案する呼吸量と酸素摂取量の計測手法	30
4.2	胸部の変位に伴うコイル間距離と誘導起電力の変化	31
4.3	ウィーンブリッジ回路	32
4.4	誘導起電力の振幅の計測に用いる回路	33
4.5	一回換気量推定の概念図	35
4.6	呼吸気間における酸素濃度の変化量の算出方法	36
5.1	条件を満たす周波数帯域	38
5.2	パラメータ計測時のコイルを含む等価回路	39
5.3	インピーダンスの周波数特性	40
5.4	印加電圧と誘導起電力の振幅の比率の周波数特性	40
5.5	巻き数の異なる試作コイル	41
5.6	人体に装着した場合の二次コイルにおける出力の周波数特性	42
5.7	人体に装着しない場合の二次コイルにおける出力の周波数特性	42
5.8	誘導起電力の振幅の差の周波数特性	43
5.9	作成した変位検出回路	44
5.10	作成したシステムの写真	44
6.1	胸部の変位の計測風景	45
6.2	胸部の変位検出実験の概要	46
6.3	計測実施時の計測の流れ	47
6.4	胸部の変位とシステムの出力 (S7)	48
6.5	胸部の変位とシステムの出力の関係 (S7)	49
6.6	呼吸量計測実験の風景	52
6.7	呼吸量計の計測部	52
6.8	呼吸量推定の評価の概要	53
6.9	呼吸量とシステムの出力 (S2)	54

6.10	呼吸量とシステムの出力の関係 (S2)	54
6.11	評価用データにおける推定結果 (S4)	56
6.12	酸素濃度計測の風景	58
6.13	酸素濃度計を固定した実験装置	59
6.14	酸素濃度計測実験の概要	59
6.15	酸素濃度とシステムの出力 (S1)	60
6.16	酸素濃度の変化と一回の呼吸に要する時間の関係 (S1)	60
6.17	呼気収集時の実験風景	62
6.18	酸素摂取量計算実験の概要	63
6.19	酸素摂取量の計測値と推定値	63

# 表 目 次

6.1	安静時，足踏み時の胸部の変位の平均二乗平方根誤差，決定係数 . . .	50
6.2	平常呼吸時の呼吸量の決定係数と平均二乗平方根誤差 . . . . .	55
6.3	呼吸量推定時の RMSE . . . . .	55
6.4	呼気の酸素濃度の平均二乗平方根誤差，決定係数 . . . . .	61
6.5	被験者毎の酸素摂取量，呼吸量，酸素濃度の誤差の割合 . . . . .	64

# 第1章 はじめに

ヒトはこの世に生を受けたときから絶えず酸素を摂取している。その主な方法である呼吸は吸息と呼息で構成される。吸息によって、鼻や口を通して外界の空気と肺内の空気を交換することで酸素を体内に取り込み、肺内の空気とのガス交換によって血中へ取り込まれた酸素が全身の細胞に運ばれ、身体活動に使用するエネルギーの生成に利用される。呼息によって身体活動によって生じた二酸化炭素を大気中に排出する。したがって、呼吸はヒトの活動において必要不可欠な機能であり、身体活動の状態や生体機能と深く関係しており、呼吸に関する情報の取得や定量化が広く行われている。例えば、肺活量や呼吸回数によって肺や気管支などの呼吸器の機能、酸素飽和度によって血管や血液などの循環器の機能、または、酸素摂取量によってエネルギー生成や消費などの解糖系の機能について情報を得ることが可能である [1]–[3]。近年では、疾患予防を想定した呼吸の日常モニタリングやスポーツのトレーニング計画を想定した運動中の呼吸の調査など、数十分から数日間の継続的な、呼吸に関する情報の取得も行われており、呼吸計測技術についての研究が注目されている。

従来の計測手法は呼気を容器に収集する手法や呼吸気を流量計に通す手法などを用いて行われている [4]–[8]。しかし、常に集気用マスクやマウスピースを装着する必要があり、呼吸活動への干渉が大きい。日常的な呼吸の計測においては被計測者に与える苦痛や拘束は少ないことが望ましいため、被計測者の呼吸活動や動作を妨げない、活動環境への影響が生じないような呼吸機能の計測方法の開発が必要である [9]。活動環境への影響が生じないような呼吸機能の計測が実現されることで呼吸の計測が容易となると考えられ、呼吸計測で得られる呼吸器や循環器、解糖系などの機能の情報を得ることによって、急性の疾病の予防や運動能力の変化の記録などへの応用が期待される。呼吸を計測することで得られる機能の情報は計測した呼吸に関する指標によって異なる。

計測される呼吸に関する指標は様々である [10]–[13]. 指標の中でも呼吸量と酸素摂取量に注目する. 呼吸量は基本的な指標であり, 他の指標の推定にも利用可能である. 一方, 酸素摂取量はエネルギー消費量の指標として用いられ, 動脈硬化の予測や運動能力の評価に有用である [14]–[18]. 本研究では, 呼吸機能に関する指標として基本的である呼吸量と健康なヒトに対しても有益である酸素摂取量の, 活動環境への影響が生じないような計測手法を目指す. 具体的には, 呼吸気ではなく胸部の運動を計測対象とし, 胸部に装着した電磁誘導コイルを用いて計測することで被計測者の活動環境への影響の解消を実現する. 提案手法では電磁誘導コイルを胸部に装着し, 誘導起電力の振幅の変化から呼吸による胸部の運動を検出することで, 呼吸気の流量を推定する. また, 呼吸気の酸素濃度を, 計測した呼吸気の流量と呼吸に要した時間から推定する. 図 1.1 に被計測者の身体活動への影響が生じない呼吸計測の概念図を示す. 継続的な呼吸量や酸素摂取量計測が実現されることで運動能力の評価や疾病の予防への貢献が期待される.

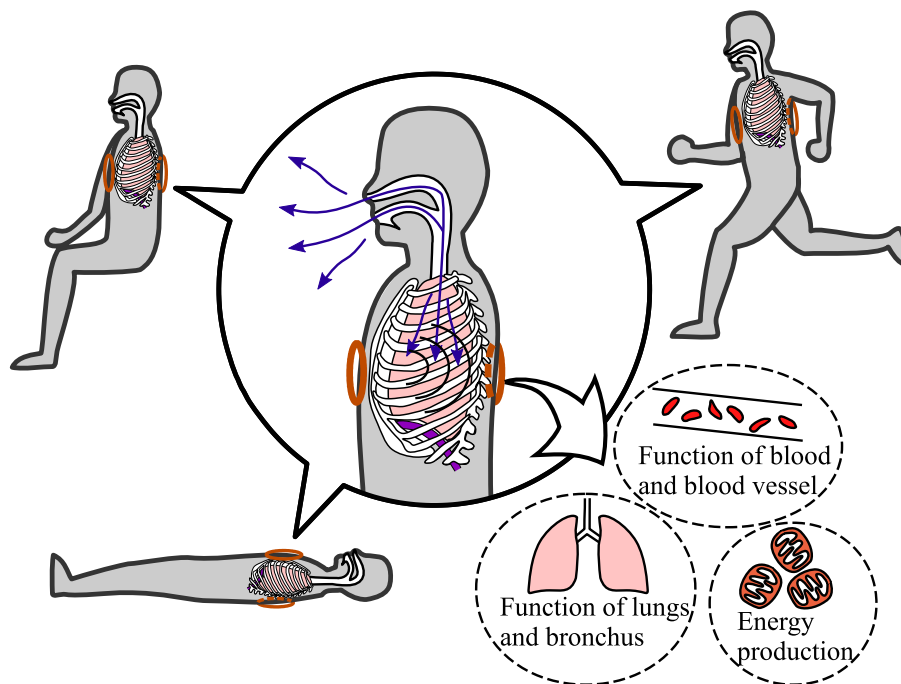


図 1.1: 身体活動への影響が生じない呼吸計測

本論文では, 既存の呼吸に関する計測技術について述べ, 提案する電磁誘導を用いた呼吸気量計測の原理について説明する. その後, 提案システムの設計のための信号の周波数とコイルの巻き数の選定実験と胸部の運動の計測精度の評価実験, 呼吸量および酸素摂取量の計測性能の評価実験について述べる.

## 第2章 呼吸の生理と計測指標

本章では、肺の機能と呼吸に関する指標、呼吸に関する計測手法、提案する呼吸量および酸素摂取量の計測手法の位置づけについて述べる。

### 2.1 呼吸と肺の機能

#### 2.1.1 肺の構造的機能

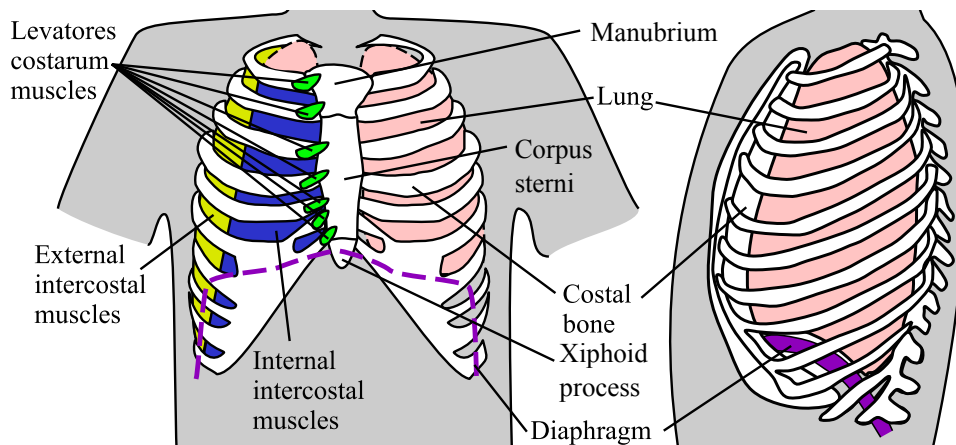


図 2.1: 肺と肋骨，呼吸に関する筋肉

肋骨 (Costal bone) と胸骨，肺 (Lung)，呼吸に関する筋肉の右半分を図 2.1 に示す。肋骨は左右で計 24 本存在し，14 本が胸骨と接する。一方，胸骨は胸骨柄 (Manubrium)，胸骨体 (Corpus sterni)，剣状突起 (Xiphoid process) の 3 部分で構成される。また，外肋間筋 (External intercostal muscles)，肋骨挙筋 (Levatores costarum muscles) は吸息，内肋間筋 (Internal intercostal muscles) は呼息，横隔膜 (Diaphragm) は呼息と吸息の両方に用いられる。



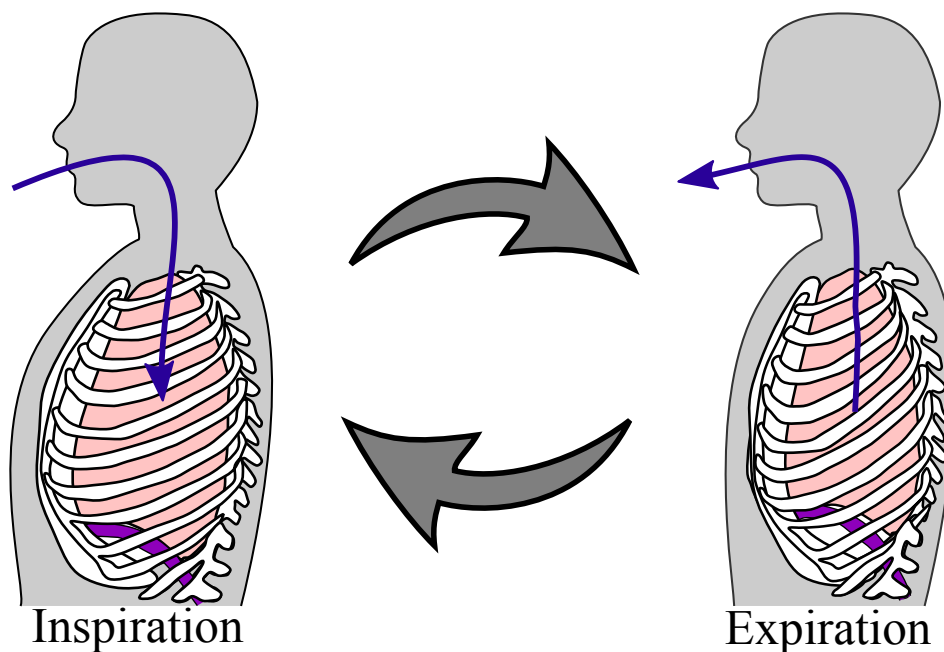


図 2.2: 肺の変形と胸部の変位

図 2.2 に呼吸による肺の変形と胸部の変位を示す．呼吸の際，外肋間筋と肋骨挙筋，横隔膜の収縮によって胸郭が拡張し，内肋間筋の収縮と横隔膜の弛緩，肺の弾性によって胸郭が収縮する．胸郭の拡張によって胸腔内圧が変化し，肺は上下方向，左右方向，前後方向へ変形する [19]．肺の変形によって肺内圧と大気圧の大小関係に変化を生じさせ，空気を流出入させることで呼吸を行う．呼吸の際の胸郭と肺の運動を呼吸運動と呼称する．また，肺の前後方向の厚さは安静時立位の成人男性で  $192 \pm 15$  mm であり，呼吸時に 3.0~21.9 mm 変化する [20], [21]．また，胸部の前後方向の厚さは安静時立位の男性で  $204.8 \pm 13.1$  mm であることが知られており，肺と同様に呼吸時に変形する [22]．胸部の背側に座標系の原点をおくと，胸部の前後方向の厚さの変化は胸部腹側の位置の変化と考えられる．本論文では胸部腹側の位置の変化を胸部の変位と呼称する．

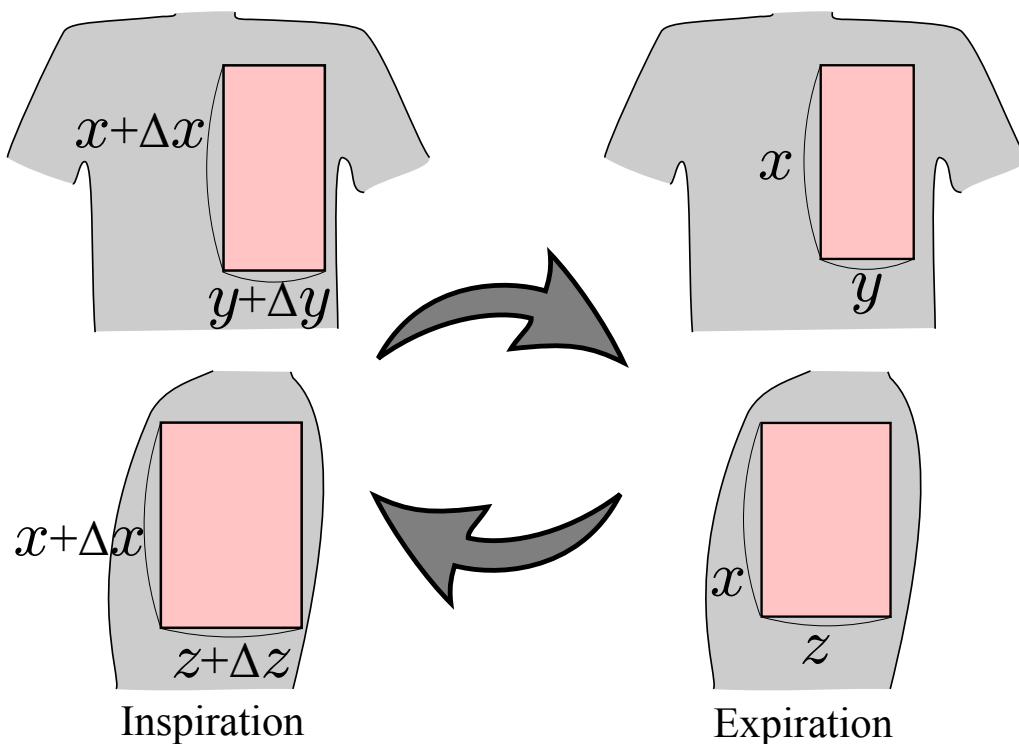


図 2.3: 直方体による肺の近似

図 2.3 に示すように肺を直方体で近似し、辺の長さや体積の関係から肺の変形と空気の流入出量との関係を考える。ただし、直方体の面が上下方向、左右方向、前後方向を向いているとし、それぞれの方向の長さを  $x$ ,  $y$ ,  $z$ 、肺の変形によるそれぞれの方向の長さの変化を  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$  とする。肺は胸腔内圧によって変形するため、上下方向、左右方向、前後方向に等方的に変形すると考えられる。したがって、式 (2.1), (2.2) に示すように上下方向、左右方向の変形を前後方向の変形で表現できると仮定する。

$$\Delta x = \alpha \Delta z \quad (2.1)$$

$$\Delta y = \beta \Delta z \quad (2.2)$$

式 (2.1), (2.2) を用いることで肺の体積の変化量  $\Delta U$  は式 (2.3) のように表せる。

$$\begin{aligned} \Delta U &= (x + \Delta x)(y + \Delta y)(z + \Delta z) - xyz \\ &= (x + \alpha \Delta z)(y + \beta \Delta z)(z + \Delta z) - xyz \\ &= \{xyz + (xy + \beta yz + \alpha xz) \Delta z + (\beta x + \alpha y + \alpha \beta z) \Delta z^2 + \alpha \beta \Delta z^3\} - xyz \\ &= (xy + \beta yz + \alpha xz) \Delta z + (\beta x + \alpha y + \alpha \beta z) \Delta z^2 + \alpha \beta \Delta z^3 \end{aligned} \quad (2.3)$$

式 (2.3) より,  $\Delta U$  は  $\Delta z$  の三次関数で表すことができる. したがって, 空気の流入を胸部の変位の三次関数で表すことができると考える.

### 2.1.2 肺の生理的機能

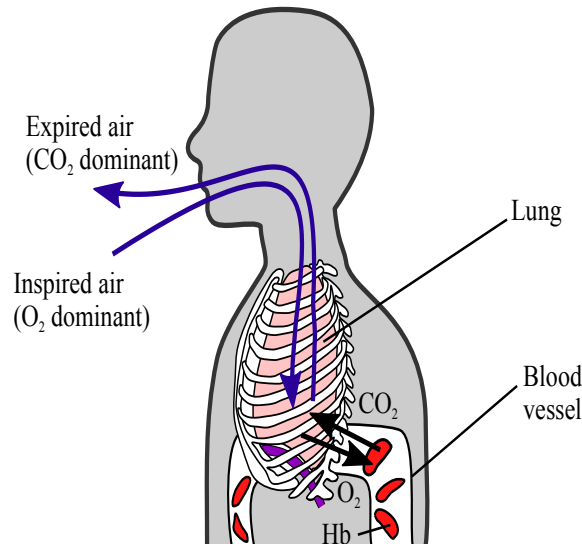


図 2.4: 肺における物質の交換の概要

呼吸による体内外での気体分子交換を図 2.4 に示す. 呼吸による物質の交換ではまず, 肺が吸息によって外界の空気を肺内に流入させ, 肺内の空気の酸素濃度を増加させる. 次に, 肺内の空気中の酸素は血中のヘモグロビンによって全身に運ばれ, また, 血液によって全身から集められた二酸化炭素が肺内の空気に排出されることで, 肺内の空気の酸素濃度が減少し, 二酸化炭素濃度が増加する. 最後に, 呼息によって肺内の二酸化炭素量が多い空気を体外に流出させる [19]. 呼吸によって流出入する空気の量は一回の呼吸毎に異なり, 平常時における呼吸では最大限流入可能な量の空気を取り入れているわけではない. 平常時における呼吸を平常呼吸, 意識的に最大限の量の空気を流出入させる呼吸を努力呼吸と呼称する.

## 2.2 呼吸の評価指標の関係性

呼吸機能を評価する指標には呼吸量 (Respiratory volume) や呼吸回数 (Number of breathing), 酸素飽和度 (Oxygen saturation), 酸素摂取量 (Oxygen intake), 一回換気量 (Tidal volume), ヘモグロビン量 (Density of hemoglobin), 酸化ヘモグロビン量 (Density of hemoglobin bonded with oxygen), 呼吸気間の酸素濃度の変化量 (Change of oxygen density) などがある. 呼吸量, 酸素飽和度, 酸素摂取量については直接計測せず, 他の計測値から算出することも可能である. 呼吸量は一回換気量と呼吸回数, 酸素飽和度はヘモグロビン量と酸化ヘモグロビン量, 酸素摂取量は呼吸気間の酸素濃度の変化量と呼吸量から計算できる. 特に酸素飽和度, 酸素摂取量は計測に血液や呼吸気を必要とするため, 直接計測することが困難であり, 相関を有する量からの推定に関する研究も盛んに行われている [23]–[25]. また, 呼吸によって流入する以外に残っている肺の中の空気を残気量 (Residual volume), 肺の中の空気の時間変化のグラフを呼吸曲線と呼称する. 呼吸に関する評価指標と計測値の相互関係を図 2.5 に示す. ただし, 図中の  $t$  は時間を,  $U_{sp}$  は肺の中の空気を表す.

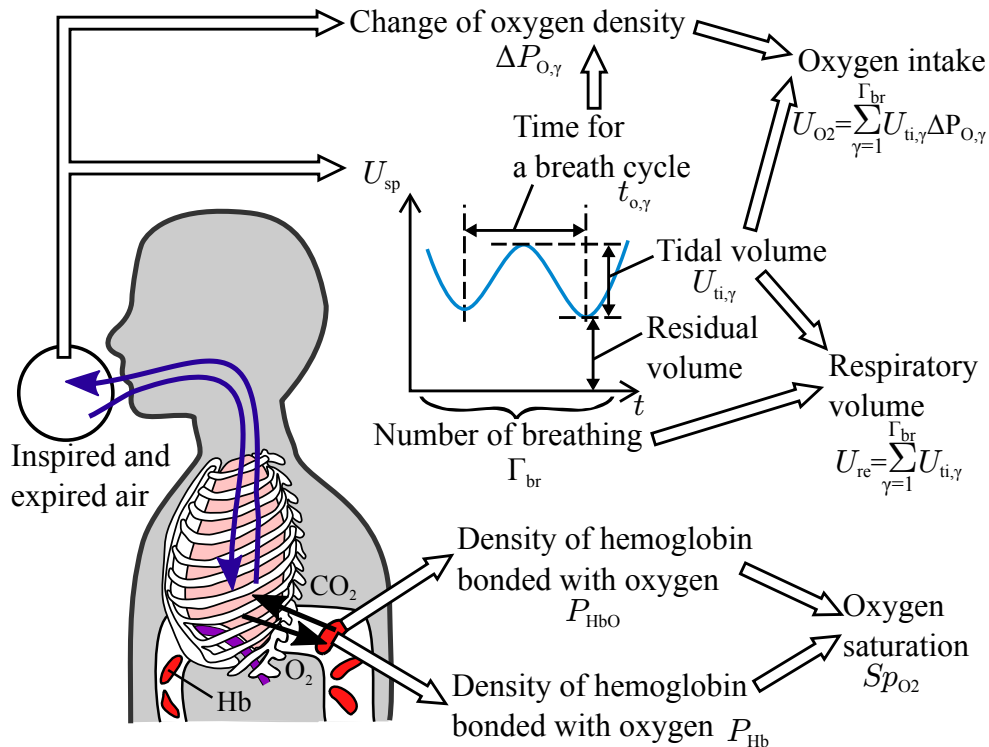


図 2.5: 呼吸に関する指標の相互関係

呼吸量や呼吸回数は呼吸機能に関する基本的な評価指標であり，酸素摂取量などの他の指標の算出に利用することができる．また，呼吸量は一回換気量と呼吸回数から算出可能である．呼吸量  $U_{re}$  は  $\gamma$  回目の呼吸の一回換気量  $U_{ti,\gamma}$  と呼吸回数  $\Gamma_{br}$  を用いて式 (2.4) のように表される．

$$U_{re} = \sum_{\gamma=1}^{\Gamma_{br}} U_{ti,\gamma} \quad (2.4)$$

酸素摂取量は呼吸で取り入れた酸素の量であり，疾病の予測や持久力の評価に利用できるように健康なヒトに対しても継続的な計測が有益である．一回の呼吸における酸素摂取量は一回換気量と呼吸気間の酸素濃度の変化量によって近似計算可能である．単位時間あたりの酸素摂取量  $U_{O_2}$  は単位時間における呼吸回数  $\Gamma_{br}$  と  $U_{ti,\gamma}$ ， $\gamma$  回目の呼吸の酸素濃度の変化量  $\Delta P_{O,\gamma}$  を用いて式 (2.5) のように表される．

$$U_{O_2} = \sum_{\gamma=1}^{\Gamma_{br}} U_{ti,\gamma} \Delta P_{O,\gamma} \quad (2.5)$$

## 2.3 呼吸の計測

### 2.3.1 呼吸量や呼吸回数の計測

呼吸量や呼吸回数の計測は，流量計を用いる方法や呼吸気の流れを検出する手法，呼吸運動を計測する手法を用いて行われている．

#### 呼気の流量を計測する方法

流量計には，整流した流れの圧力差を利用する層流型流量計や回転量によって計測を行うタービン流量計などの種類がある [26]–[28]．流量計を用いた呼吸量の計測を図 2.6 に示す．

Zhang らは流量計で計測した呼吸流量を用いて放射線治療時に呼吸を止めているかを判断する手法を提案した。流量計による呼吸量の計測は正確な空気の量を取得可能であり、コストの高い計算を行うデータ処理や被験者毎の較正が不要である。しかし、呼吸によって流出入する空気を集めるためにマスクを装着する必要があり、呼吸活動への干渉が大きい。

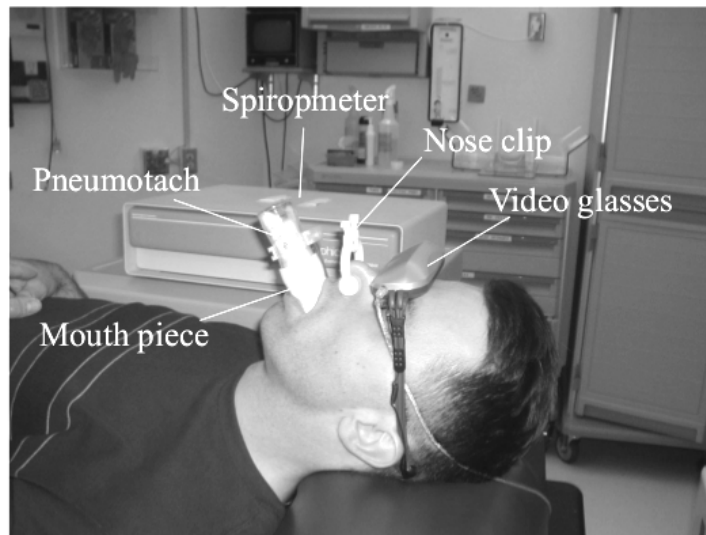


図 2.6: 流量計を用いた呼吸量の計測 (一部修正) [29]

#### 呼吸の温度や流速を検出する手法

被計測者の呼息を鼻部の温度変化や気流の発生などを用いて検出することで、呼吸回数の計測を行う。

埜らは遠赤外光を撮影可能なサーモグラフィカメラを用いて呼吸の有無を検出する手法を提案した [30]。図 2.7 にサーモグラフィカメラによる温度画像を示す。呼吸によって鼻腔の温度上昇と温度下降が繰り返されることを利用し、鼻腔の温度変化から呼吸を検出する。埜らの手法では高精度かつ実時間で呼吸の有無を検出することが可能である。しかし、頭部や身体の動作によって画像中の鼻部領域の位置変化が生じた場合に検出精度が低下する。また、鼻部領域が覆い隠されると呼吸回数の計測が困難である。

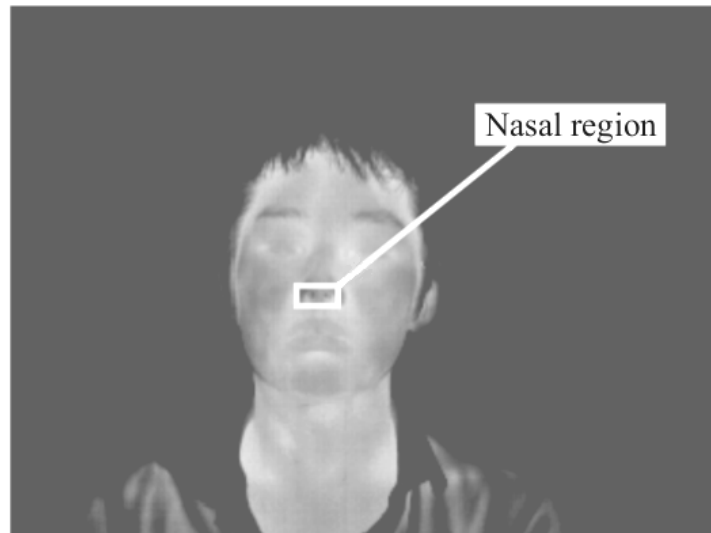


図 2.7: 温度画像による呼吸検出 (一部修正) [30]

前川らは呼吸によって顔面の前方に発生する空気の流れを利用する方法を提案した [31]. 空気の流れが発生すると空気の密度の変化により局所的に空気の屈折率が変化することを利用し, レーザ光の屈折を計測することで呼吸を検出する. 図 2.8 に呼吸の検出を行うシステムを示す. 前川らの手法では呼気がレーザの光路上を通過すれば呼吸を検出可能であるが, 頭部や身体の動作などの呼吸以外の要因で発生する空気の流れでレーザ光が屈折し, 呼吸を誤検出する可能性がある.

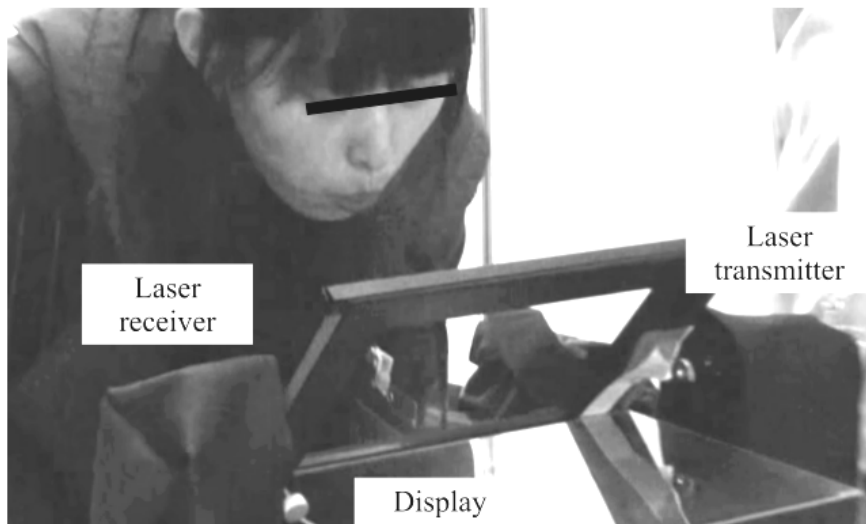


図 2.8: 気流による呼吸検出 (一部修正) [32]

## 呼吸運動を検出する手法

ヒトの呼吸時に胸腹部の周囲長の変化が生じることを利用して、呼吸回数や呼吸量を計測することが可能である。

Seppänenらは深度画像を計測可能な赤外線カメラを用いて一回換気量を計測し、呼吸量を算出する手法を提案した [33]。赤外線カメラによる呼吸量計測を図 2.9 に示す。胸腹部の深度画像から呼吸運動を計測し、呼吸量を推定する。Seppänenらの手法では実時間かつ非接触で呼吸量を計測可能であるが、身体動作と呼吸による胸部の変動を分離することが難しく、運動時の正確な計測が行えないという問題がある。

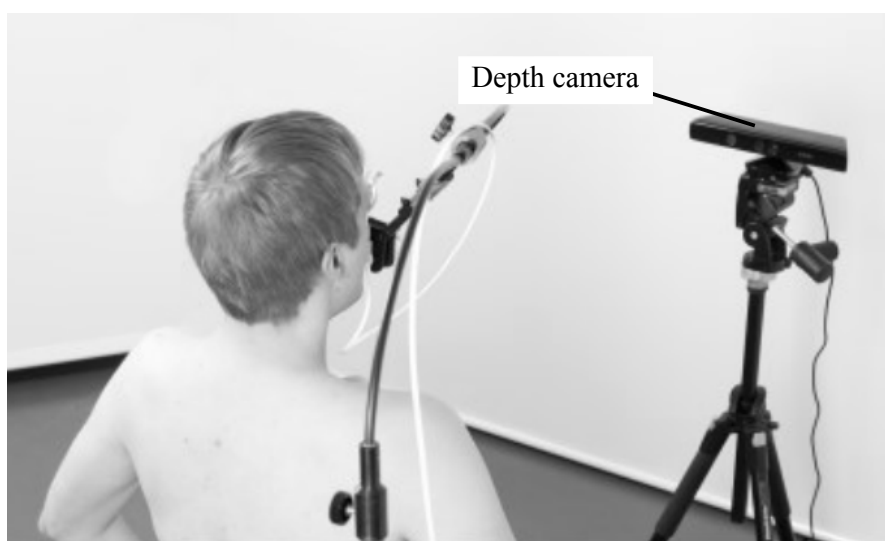


図 2.9: 赤外線カメラによる呼吸量計測 (一部修正) [33]



中島はプロジェクタとカメラを用いて、呼吸を検出する手法を提案した [34]. 被計測者の胸腹部に赤外光の輝点のパターンを投影し、カメラで計測することで呼吸運動を検出する. 図 2.10 に赤外光の輝点のパターンの投影と計測の概念図を示す. 中島の手法は、睡眠時に用いることを想定した手法であり、被計測者に呼吸以外の胸部の動きが存在すると、呼吸の検出が難しいという問題点がある.

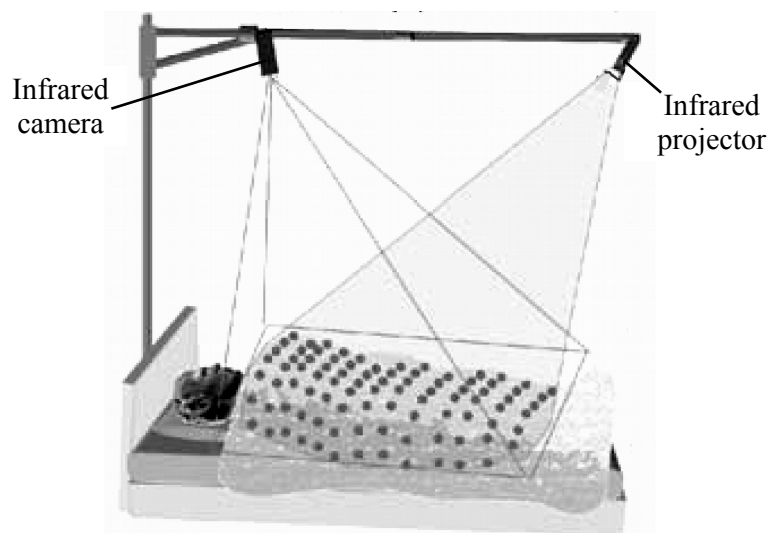


図 2.10: 輝点のパターンによる呼吸量計測 (一部修正) [35]

Adibらは5.46~7.25 GHzを掃引する電磁波を用いて、呼吸を検出する手法を提案した [36]。被計測者の胸腹部に電磁波を放射し、反射波を計測する。反射波と放射する電磁波の位相差から呼吸運動を推定し、呼吸を検出する。図 2.11 に計測システムの使用図を示す。本手法は非接触な計測であり、また同時に心拍数も計測を行うことが可能である。しかし、被計測者が激しく運動をすると呼吸による信号成分を抽出できず、呼吸の検出が困難である。

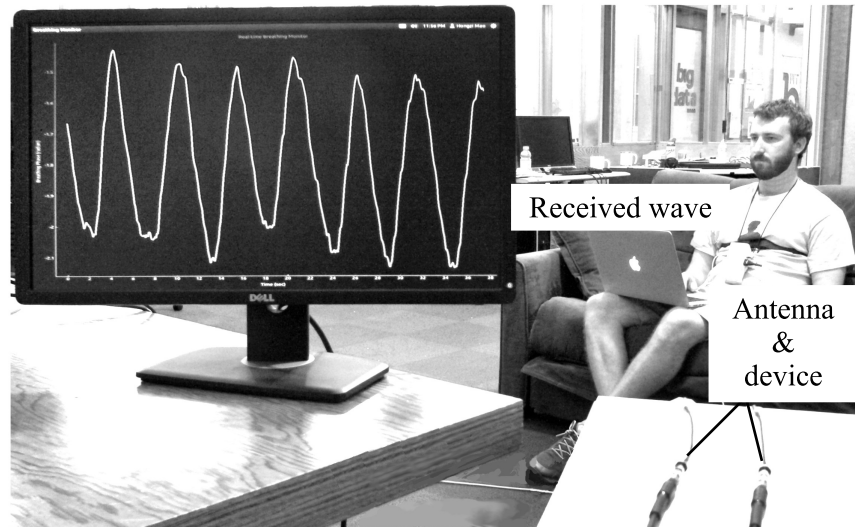


図 2.11: 電磁波による呼吸検出 (一部修正) [36]

Paradiso らはひずみゲージを用いて、呼吸を検出する手法を提案した [37]. 被計測者の胸腹部付近の衣服にひずみゲージを設置し、呼吸運動による衣服のひずみを計測して、呼吸を検出する. 図 2.12 にひずみゲージの設置された衣服の着用図を示す. 本手法においては同時に心拍数も計測を行うことが可能である. しかし、呼吸、心拍以外の胸部の運動や外部からの胸部の圧迫などが発生すると、呼吸の検出が困難である.

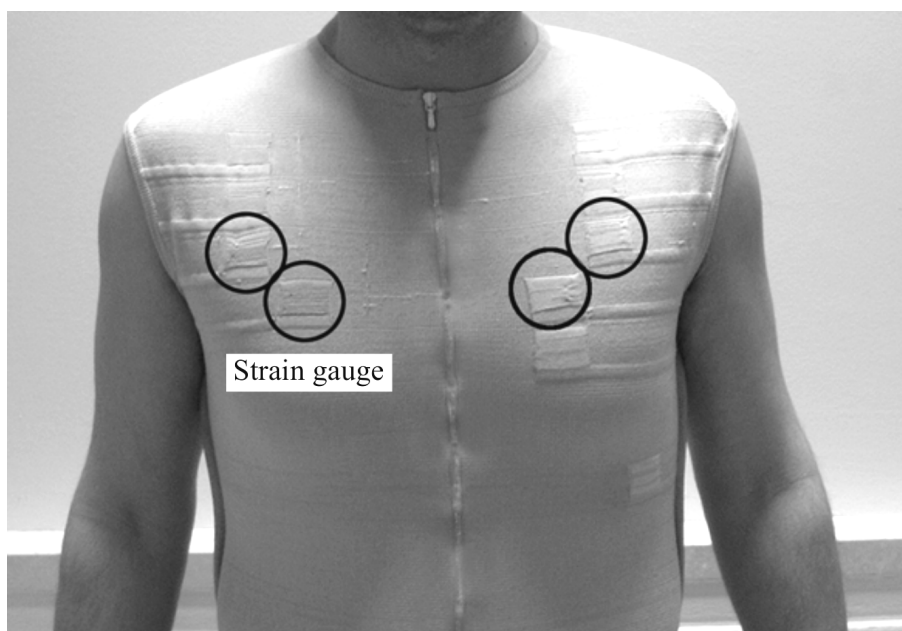


図 2.12: ひずみゲージによる呼吸検出 (一部修正) [37]

### 2.3.2 酸素摂取量の計測

酸素摂取量の計測は、外気と混合させずに収集した呼気から計測する手法と呼気と外気の混合気体から計測する手法、心拍数と呼吸数から推定する手法を用いて行われている.

#### 呼気から計測する手法

被計測者の呼気のみを収集し、その体積と酸素濃度を計測し、外気の酸素濃度と比較することで酸素摂取量を推定することが可能である. なお、外気の酸素濃度は約 21 %であり、酸素濃度の計測には気体中の酸素によって生じる電位差を利用す

るジルコニア式センサや隔膜ガルバニ電池式センサなどが用いられる [38]–[41]。また、呼吸量の計測には層流型流量計やタービン流量計などが用いられる [26]–[28]。計測の頻度に基づくと、ダグラスバック法、ブレスバイブレス法などに分けることができる。ダグラスバック法では一定量の呼気を容器に収集して計測を行い、ブレスバイブレス法では一呼吸毎の呼気に対して酸素摂取量を計測する。また、ダグラスバック法、ブレスバイブレス法を応用し、携帯可能な計測装置も開発されている。

Kofrànyi らはダグラスバック法を応用し、屋外での活動時に使用可能な酸素摂取量計測システムを提案した [42]。図 2.13 のように被計測者はマスクを装着し、流量計と呼気収集用の容器で構成される装置を背負う。一呼吸毎の流量計の計測値を合計し、容器に収集された呼気の酸素濃度を活動後に解析することで酸素摂取量を算出する。屋外での活動中の酸素摂取量を計測することが可能であるが、マスクを装着する必要があり、継続的な計測が難しい。

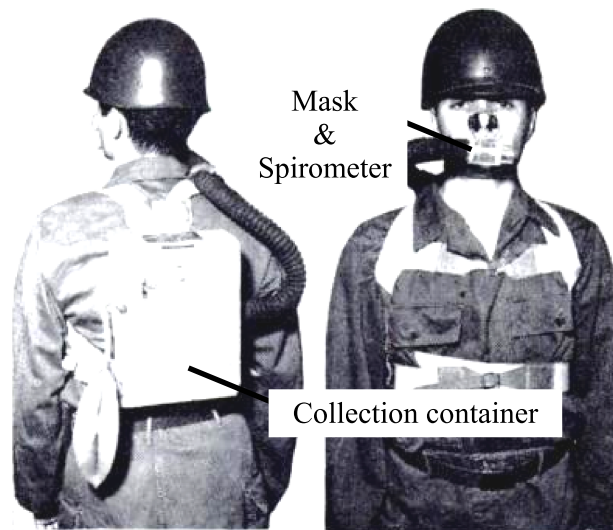


図 2.13: 屋外使用可能なシステムの装着図 (一部修正) [43]

Humphrey らはブレスバイブレス法を応用し，酸素摂取量を計測するシステム Oxylog を提案した [44]. Oxylog はマスク，二つの酸素濃度計，タービン流量計で構成される．呼気をマスクによって集め，流量計と酸素濃度計で呼気の体積と酸素濃度を測定する．同時に他方の酸素濃度計で外気の酸素濃度を取得し，酸素摂取量を算出する．図 2.14 に Oxylog を装着した被計測者を示す．高精度かつ実時間で酸素摂取量を計測可能であるが，マスクを装着しなければならない．

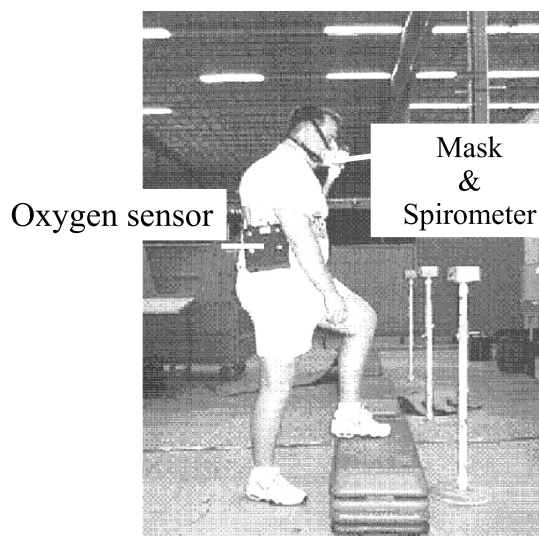


図 2.14: Oxylog を用いた呼吸計測 (一部修正) [45]

## 呼気と外気の混合気体から計測する手法

呼気と外気の混合気体から計測する手法の種類としてヒューマンカロリメータ法、フロースルー法がある。ヒューマンカロリメータ法では気密性の高い部屋に被計測者が入り、フロースルー法では被計測者に頭巾などを装着させ、部屋や頭巾内での呼吸による酸素濃度の変化から酸素摂取量を計算する。

田村らはフロースルー法を用いた携帯型の酸素摂取量計測装置を提案した [46]。被計測者は内部から外部には空気が移動しない構造の頭巾を着用した状態で呼吸する。呼吸量と頭巾内部の酸素濃度の変化量を計測することで、酸素摂取量を算出する。図 2.15 に酸素摂取量計測装置の使用の様子を示す。装着可能であることから運動時の酸素摂取量を取得可能であるが、運動時には温度や湿度の上昇が起こり、被計測者の身体活動に影響を及ぼすことなどが欠点として挙げられる。

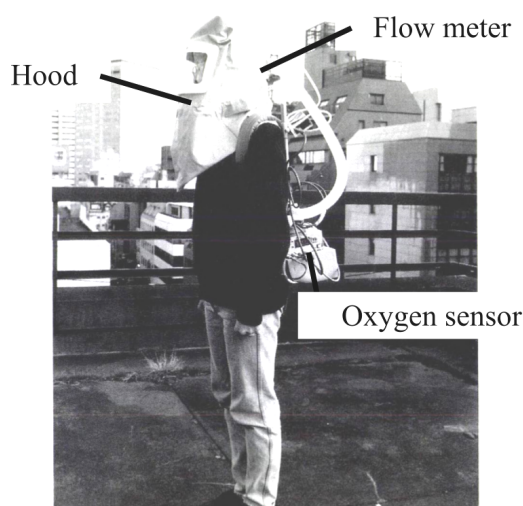


図 2.15: 携帯型の装置を用いた呼吸計測 (一部修正) [25]

## 心拍数と呼吸数から推定する手法

酸素摂取量と同様にエネルギー消費量と関係のある心拍数と呼吸の計測指標である呼吸数から酸素摂取量を推定することが可能である。

Altiniらは心電計と加速度計を用いて酸素摂取量を推定する手法を提案した [47]。心電計で取得した心拍数から計測時の運動の強度を予測し、加速度計で取得した呼吸数と予測した運動の強度から酸素摂取量を推定する。図 2.16 に被計測者に装着した心電計と加速度計を示す。運動時の酸素摂取量を推定可能であるが、皮膚に直接心電計のプローブを貼り付ける必要がある。

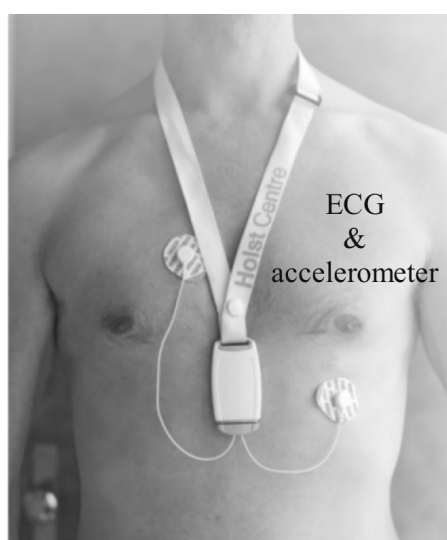


図 2.16: 心電計を用いた酸素摂取量推定 (一部修正) [48]

## 2.4 提案する計測の特徴

呼吸機能に関する指標の従来の計測手法は集気用マスクやマウスピースを装着する必要があり、呼吸活動への影響が大きく、日常生活において継続的に計測を行うことは困難である。したがって、被計測者の呼吸活動や動作を妨げず、運動時や長期間の頑健な計測が可能な、呼吸計測手法を提案する。特に、基本的な指標である呼吸量と健康なヒトに対しても有益である酸素摂取量の計測について注目する。提案手法では、従来の呼吸計測手法における身体活動への影響の理由である集気用マスクやマウスピース、呼吸気の収集容器の装着を避けるために、呼吸気による計測を行わず、呼吸運動による胸部の変位を利用した計測を行う。呼気を収集せずに、胸部の変位を継続的に検出し、呼吸量を推定することで身体活動への影響を軽減する。具体的には、胸部の腹側に交流磁場を発生させるコイル、背側に誘導起電力が発生するコイルを装着する。呼吸運動による胸部の変位によって、コイル間の距離が変化することを利用して、誘導起電力の振幅の変化から呼吸量を推定する。また、呼吸気間の酸素濃度の変化量は一回の呼吸に要した時間や呼吸量との関係をモデル化することで算出し、呼吸量と呼吸気間の酸素濃度の変化量から酸素摂取量を計算する。本手法では胸部の変位を利用するため、マスクや頭巾、呼気を収集する容器を必要とせず、身体活動への影響の小さい呼吸量と酸素摂取量の計測が可能であると考えられる。



## 第3章 交流磁場と電磁誘導

本章では、提案手法で利用する交流磁場と電磁誘導、コイルのインダクタンスに関する基本的な理論について述べる。

### 3.1 電磁波と交流電場，交流磁場

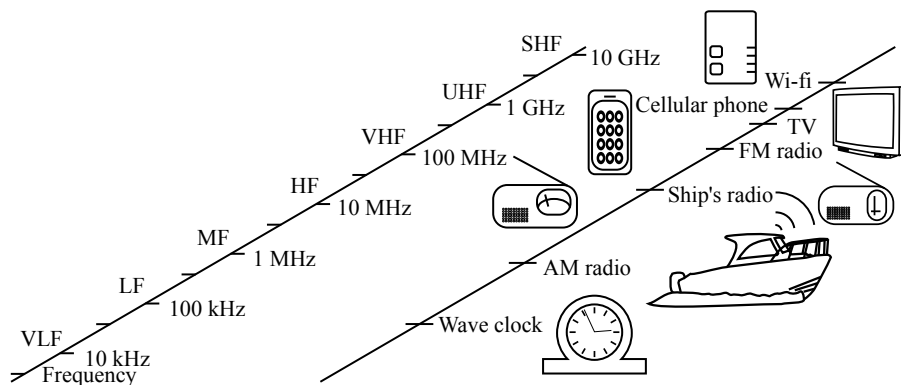


図 3.1: 10 k~10 GHz の周波数帯域 [49],[50]

電磁波は空間に伝播する電場，磁場の変化で形成される波であり，周波数によって分類されている．電磁波は国の規程によって周波数帯域毎に異なる用途が定められている．図 3.1 に 10 k~10 GHz の電磁波と日常で使用される周波数帯域について示す [49],[50]．10 k~10 GHz の帯域の電磁波は超長波 (VLF)，長波 (LF)，中波 (MF)，短波 (HF)，超短波 (VHF)，極超短波 (UHF)，マイクロ波 (SHF) に分類される [51]．

提案システムに使用する電磁波の周波数について考える．一般的に周波数が低くなるにしたがって電磁波の送信や受信に用いる回路は簡易になる．一方，1 kHz 以下の電磁波は神経活動に周波数が近く，人体への影響を防ぐために規制が厳しく，人体近辺での使用に適していない．また，150 MHz 以上の電磁波では波長が人体の大きさと同程度となり，局所的に熱を発生させるために多大な注意が必要である．一

方, 100~1000 kHz 程度の電磁波では人体に対して大きな影響を与えない [52]. したがって, 100~1000 kHz の周波数帯の電磁波を使用する. 100~1000 kHz の電磁波は, 交流磁場としてコイルによって計測される. 提案システムでは強度があり尖った部分が少なく装着時の負担を軽減できると考えられる円形コイルを用いて, 交流磁場を計測する.

## 3.2 電磁誘導

### 3.2.1 ビオ・サバルの法則

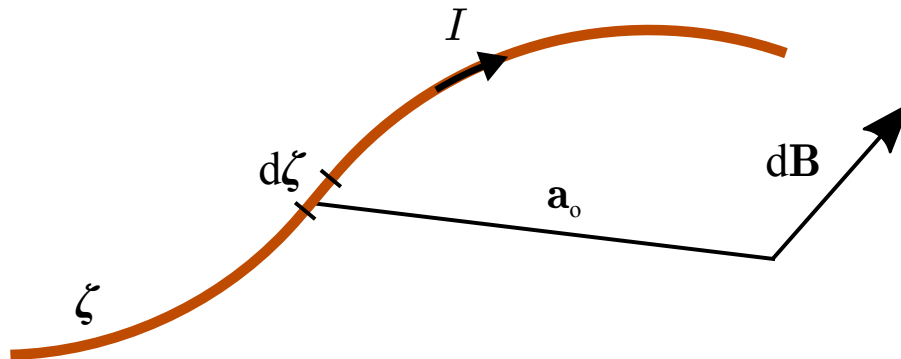


図 3.2: 電流と発生する磁場

図 3.2 に示すように電流  $I$  は周囲の空間に磁場  $B$  を発生させる. 電流  $I$  が流れる線素片  $d\zeta$  からベクトル  $\mathbf{a}_o$  の位置における磁場  $d\mathbf{B}$  は, 空間の透磁率を  $\mu$  として式 (3.1) で表すことができる.

$$d\mathbf{B} = \frac{\mu I d\zeta \times \mathbf{a}_o}{4\pi |\mathbf{a}_o|^3} \quad (3.1)$$

式 (3.1) はビオ・サバルの法則と称される [53]. 式 (3.1) より, 電流  $I$  が流れている導線  $\zeta$  が  $\mathbf{a}_o$  離れた位置に発生する磁場  $\mathbf{B}$  は式 (3.2) で表される. ただし, 式 (3.3), (3.4) を用いた.

$$\mathbf{B} = \nabla \times \int_{\zeta} \frac{\mu I}{4\pi |\mathbf{a}_o|} d\zeta \quad (3.2)$$

$$\frac{\mathbf{a}_o}{|\mathbf{a}_o|^3} = \frac{-1}{|\mathbf{a}_o|^2} \frac{-\mathbf{a}_o}{|\mathbf{a}_o|} = \nabla \frac{1}{|\mathbf{a}_o|} \quad (3.3)$$

$$d\zeta \times \nabla \frac{1}{|\mathbf{a}_o|} = \nabla \times \frac{d\zeta}{|\mathbf{a}_o|} \quad (3.4)$$

### 3.2.2 コイル間の電磁誘導と巻き数

コイルが発生する磁場によって、同じコイル、または、他のコイルに誘導起電力が発生する現象を電磁誘導と呼称する。また、磁場を発生させるコイルを一次コイル、誘導起電力が発生するコイルを二次コイルと呼称する。図 3.3 に一次コイルを示す。コイルが発生する磁場は、コイルに流れる電流に対してビオ・サバールの法則を適応すれば算出可能である。複数回巻きのコイルにおいては一回巻きコイルの集合であると考えられ、 $N_1$  回巻きのコイルが発生する磁場は一回巻きコイルが発生する磁場の  $N_1$  倍である。図 3.4 に二次コイルを鎖交する磁束を示す。同様に複数回巻きのコイルにおいては一回巻きコイルの集合であると考え、 $N_2$  回巻きのコイルを鎖交する磁束は一回巻きコイルに発生する誘導起電力の  $N_2$  倍であることがわかる。また、電磁誘導で発生する誘導起電力の大きさはコイルを鎖交する磁束の変化に比例している。

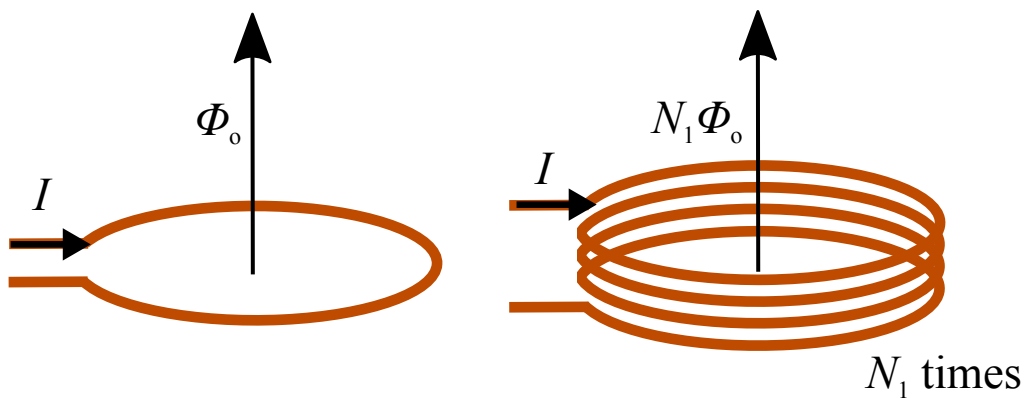


図 3.3: コイルが発生する磁束

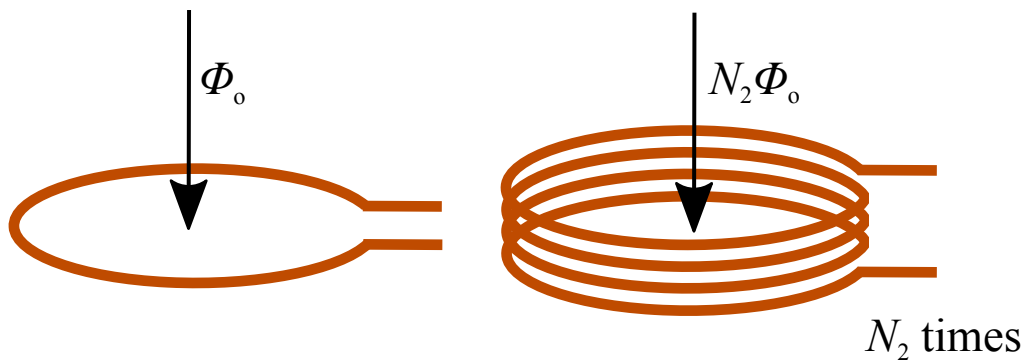


図 3.4: コイルを鎖交する磁束

図 3.5 にコイル間の電磁誘導を示す．図 3.3, 3.4 より，一次コイルと二次コイルが複数回巻きであった場合，それぞれの巻き数を  $N_1$ ,  $N_2$  とすると，一回巻きコイル間と比較して  $N_1 N_2$  倍の大きさの誘導起電力が発生する．

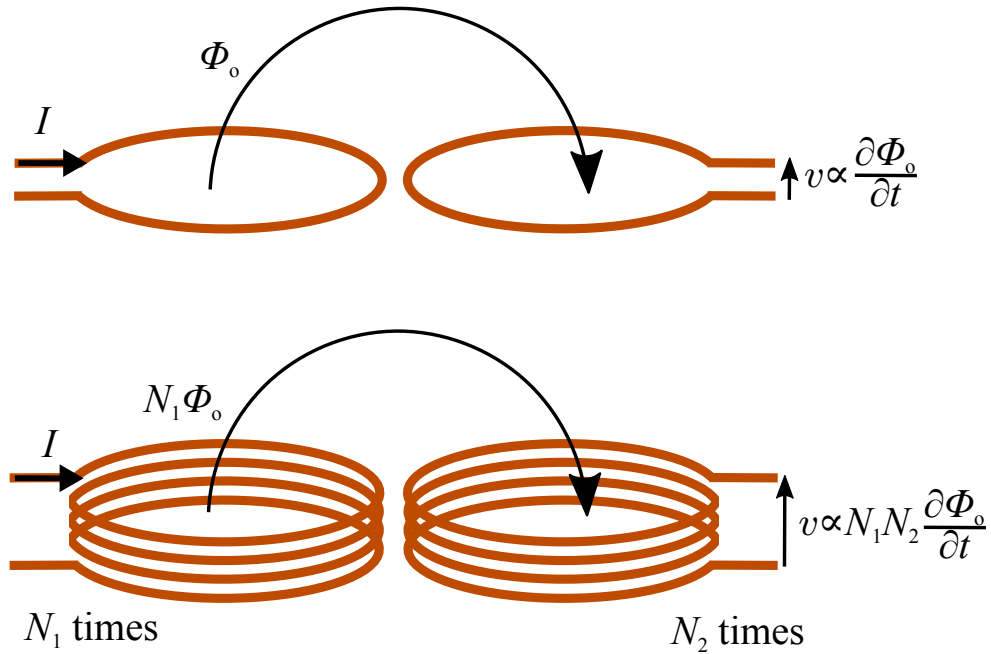


図 3.5: コイル間の電磁誘導

### 3.2.3 電磁誘導コイルの等価回路

理想的なコイルはインダクタンス成分のみを有するが、実際のコイルには抵抗成分と容量成分が存在する。また、厳密にはコイル間にも容量成分が存在するが、他の成分と比較して電磁誘導への影響は微小であるため考慮しない。図 3.6 に抵抗成分と容量成分を考慮したコイルを含む電磁誘導の発生している回路を示す。

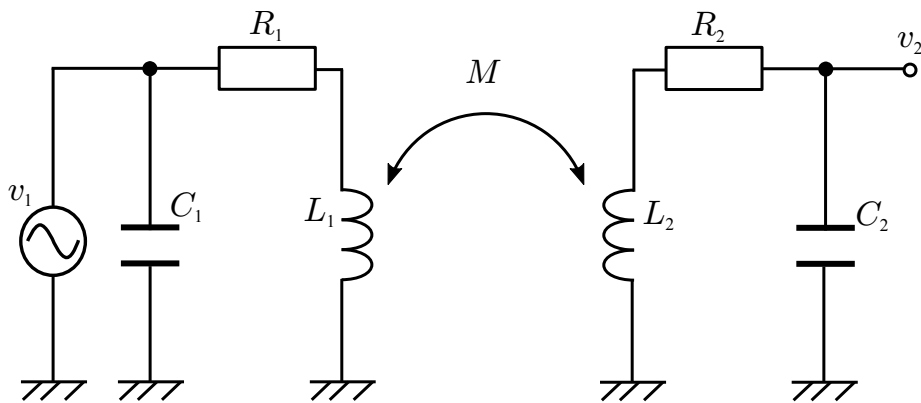


図 3.6: 電磁誘導が発生している回路

コイルに発生する誘導起電力の大きさを考える。一次コイルの自己インダクタンスを  $L_1$ 、二次コイルの自己インダクタンスを  $L_2$  とする。また、それぞれのコイルの抵抗成分を  $R_1$ 、 $R_2$ 、容量成分を  $C_1$ 、 $C_2$ 、結合定数を  $k$  とすると、コイル間の相互インダクタンス  $M$  は式 (3.5) で表される。

$$M = k\sqrt{L_1L_2} \quad (3.5)$$

$k$  は一次コイルが発生した磁束が二次コイルを鎖交する割合であるため、コイル間の距離や介在物質の物性によって変化する。図 3.6 の回路は電磁誘導の影響を考慮することで図 3.7 の回路として表すことができる。

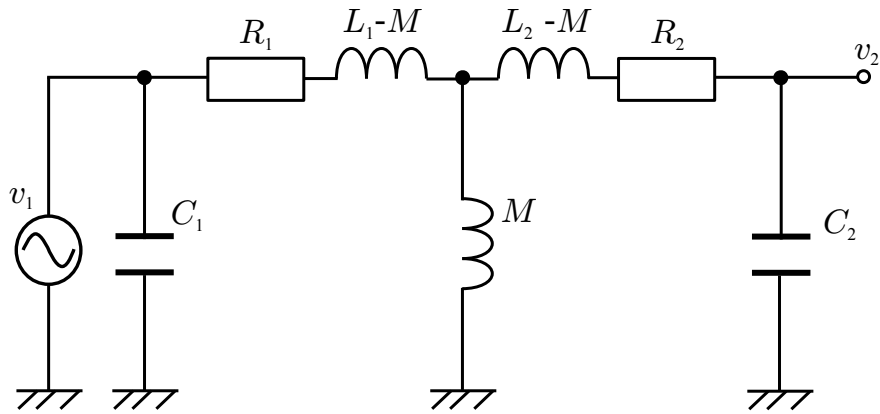


図 3.7: 相互インダクタンスを考慮した回路図

$v_1$  を電磁場を発生させるコイルに印加された交流電圧,  $v_2$  を発生した誘導起電力,  $\omega$  を角周波数として, 図 3.7 の回路における入出力関係は式 (3.6) で表される. ただし,  $j$  は虚数単位を表す.

$$v_2 = \frac{Mv_1}{L_1 + R_1R_2C_2 + \omega^2C_2(M^2 - L_1L_2) + j\{\omega C_2(R_1L_2 + R_2L_1) - R_1/\omega\}} \quad (3.6)$$

コイルの自己インダクタンス  $L_1$ ,  $L_2$  やコイル間の相互インダクタンス  $M$  はコイルの形状から算出することが可能である.

### 3.3 インダクタンス

#### 3.3.1 相互インダクタンス

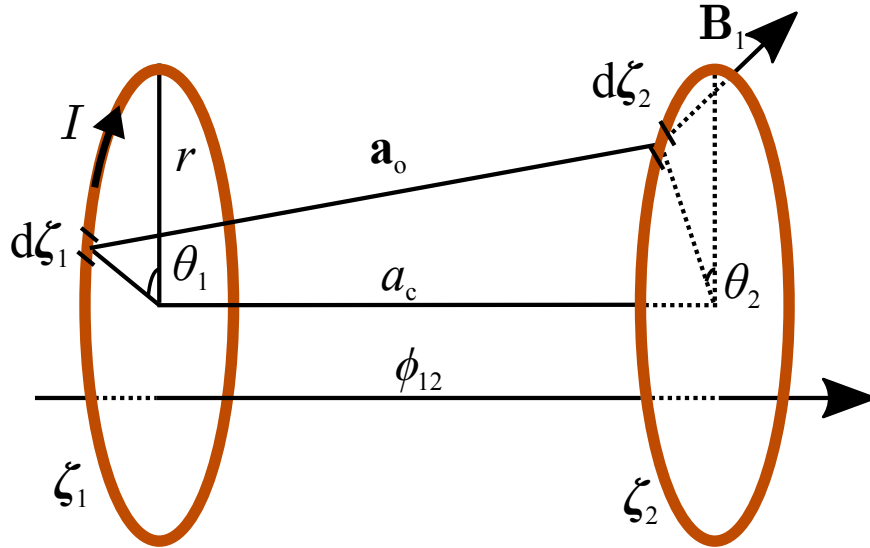


図 3.8: 同軸上で平行な位置にある二つの一回巻きコイル

円形一回巻きコイルの相互インダクタンス  $M$  について考える．図 3.8 に同軸上で平行に相対する二つの一回巻きコイル  $\zeta_1$ ,  $\zeta_2$  を示す．各コイルの線素片を  $d\zeta_1$ ,  $d\zeta_2$  とすると， $\zeta_1$  に電流  $I$  が流れたとき， $\zeta_1$  から  $\mathbf{a}_o$  の位置における磁場  $\mathbf{B}_1$  は式 (3.7) で表すことができる．

$$\mathbf{B}_1 = \nabla \times \oint_{\zeta_1} \frac{\mu I}{4\pi |\mathbf{a}_o|} d\zeta_1 \quad (3.7)$$

一方で， $\zeta_2$  を貫く磁束  $\phi_{12}$  は  $\mathbf{B}_1$  を  $\zeta_2$  で面積分することで算出できる．ストークスの定理を用いることで， $\phi_{12}$  は式 (3.8) のように表される．

$$\phi_{12} = \oint_{\zeta_2} \oint_{\zeta_1} \frac{\mu I d\zeta_1 \cdot d\zeta_2}{4\pi |\mathbf{a}_o|} \quad (3.8)$$

また， $M$  は式 (3.9) を用いることで，式 (3.10) で表すことができる．式 (3.10) よりコイル間の距離  $a_c$  が大きくなると  $M$  は減少する．

$$\phi_{12} = MI \quad (3.9)$$

$$M = \oint_{\zeta_2} \oint_{\zeta_1} \frac{\mu d\zeta_1 \cdot d\zeta_2}{4\pi |\mathbf{a}_o|} \quad (3.10)$$

式 (3.10) は一般にノイマンの式と呼称される [53].  $\zeta_1$ ,  $\zeta_2$  の半径を  $r$  とし, コイル間の距離を  $a_c$  とすると, 式 (3.10) から式 (3.11) を導出することができる.

$$M = \int_0^{2\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\mu r^2 \cos(\theta_1 - \theta_2)}{4\pi \sqrt{2r^2(1 - \cos(\theta_1 - \theta_2)) + a_c^2}} d\theta_1 d\theta_2 \quad (3.11)$$

式 (3.11) のように  $\theta$  をおき, 式 (3.11) を整理することで式 (3.13) が導かれる. ただし, 式 (3.14), (3.15) を用いた.

$$\theta_1 - \theta_2 = 2\theta \quad (3.12)$$

$$\begin{aligned} M &= \frac{\mu r^2}{2\pi \sqrt{4r^2 + a_c^2}} \int_0^{2\pi} d\theta_2 \int_0^\pi \frac{2 \sin^2 \theta - 1}{\sqrt{1 - 4r^2/(4r^2 + a_c^2) \sin^2 \theta}} d\theta \\ &= \frac{\mu 2r^2}{\sqrt{4r^2 + a_c^2}} \int_0^{\pi/2} \frac{2 \sin^2 \theta - 1}{\sqrt{1 - 4r^2/(4r^2 + a_c^2) \sin^2 \theta}} d\theta \end{aligned} \quad (3.13)$$

$$d\theta_1 = 2d\theta \quad (3.14)$$

$$\cos(\theta_1 - \theta_2) = 2 \sin^2 \theta - 1 \quad (3.15)$$

式 (3.13) のように  $\kappa$  をおき, 式 (3.13) を整理することで式 (3.17) を得る.

$$\kappa = \sqrt{\frac{4r^2}{4r^2 + a_c^2}} \quad (3.16)$$

$$\begin{aligned} M &= \mu r \kappa \int_0^{\pi/2} \frac{2 \sin^2 \theta - 1}{\sqrt{1 - \kappa^2 \sin^2 \theta}} d\theta \\ &= \mu r \int_0^{\pi/2} \frac{-2/\kappa (1 - \kappa^2 \sin^2 \theta) + 2/\kappa - \kappa}{\sqrt{1 - \kappa^2 \sin^2 \theta}} d\theta \\ &= \mu r \int_0^{\pi/2} \frac{2/\kappa - \kappa}{\sqrt{1 - \kappa^2 \sin^2 \theta}} - \frac{2}{\kappa} \sqrt{1 - \kappa^2 \sin^2 \theta} d\theta \\ &= \mu r \left\{ \left( \frac{2}{\kappa} - \kappa \right) F_1(\kappa) - \frac{2}{\kappa} F_2(\kappa) \right\} \end{aligned} \quad (3.17)$$

ただし,  $F_1(\kappa)$ ,  $F_2(\kappa)$  はそれぞれ式 (3.18), (3.19) で表され, 第一種完全楕円積分, 第二種完全楕円積分と呼称される.

$$F_1(\kappa) = \int_0^{\pi/2} \frac{1}{\sqrt{1 - \kappa^2 \sin^2 \theta}} d\theta \quad (3.18)$$

$$F_2(\kappa) = \int_0^{\pi/2} \sqrt{1 - \kappa^2 \sin^2 \theta} d\theta \quad (3.19)$$



### 3.3.2 自己インダクタンス

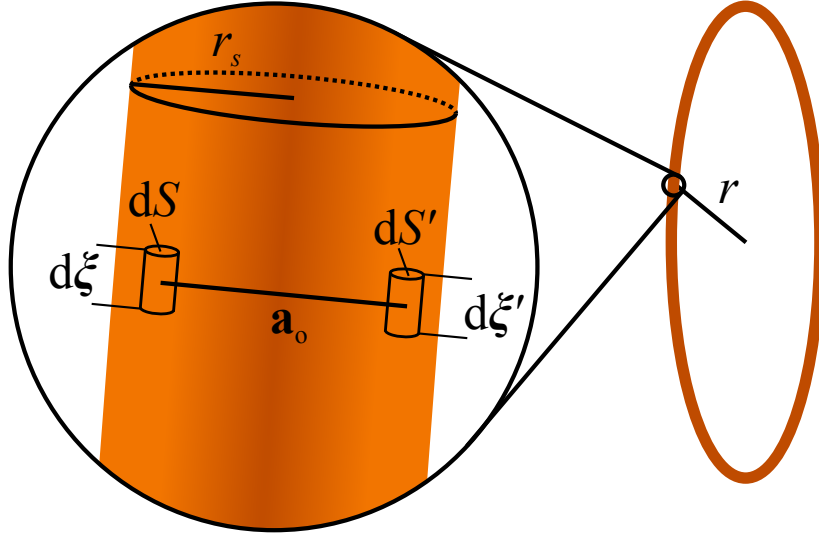


図 3.9: 円形一回巻きコイル

円形一回巻きコイルの自己インダクタンス  $L$  について考える．図 3.9 に円形一回巻きコイルを示す．自己インダクタンス  $L$  は，二つの閉回路を同一であると仮定したノイマンの式を用いることで算出可能である．しかし，式 (3.10) において  $\zeta_2 = \zeta_1$  と代入し，3.3.1 節と同様に計算を行うと  $L$  は発散し，適切な値を得ることができない．自己インダクタンスを計算する際には，コイルを構成する線の断面積を考慮して計算を行う必要がある．式 (3.10) において  $\zeta_2 = \zeta_1$  と代入し，コイルを構成する線素片の断面積を考慮すると式 (3.20) が得られる．

$$L = \frac{1}{S^2} \int_S dS \int_{S'} dS' \oint_{\xi} \oint_{\xi'} \frac{\mu d\xi \cdot d\xi'}{4\pi a_0} \quad (3.20)$$

ただし， $dS$ ， $dS'$  は線素片の微小部分の断面積， $d\xi$ ， $d\xi'$  は線素片の微小部分の長さ， $S = S'$  は線素片の断面積， $\xi = \xi'$  は  $\zeta_1$  の長さである．式 (3.20) を計算することで式 (3.21) を得ることができる．

$$L = \frac{\mu\xi}{2\pi S^2} \int_S \int_{S'} \left\{ \log \frac{\xi \sqrt{(a_0/\xi)^2 + 1} + \xi}{a_0} - \sqrt{\left(\frac{a_0}{\xi}\right)^2 + 1} + \frac{a_0}{\xi} \right\} dS dS' \quad (3.21)$$

$a_o \ll \xi$ であると仮定すると式 (3.21) は式 (3.22) のように近似することができる。

$$\begin{aligned} L &= \frac{\mu\xi}{2\pi} \frac{1}{S^2} \int_S \int_{S'} \left( \log \frac{2\xi}{a_o} - 1 \right) dS dS' \\ &= \frac{\mu\xi}{2\pi} \left( \log 2\xi - 1 - \frac{1}{S^2} \int_S \int_S \log a_o dS dS' \right) \end{aligned} \quad (3.22)$$

コイルの断面が半径  $r_s$  の円であるとすると式 (3.23) が成立する [54].

$$\frac{1}{S^2} \int_S \int_{S'} \log a_o dS dS' = \log r_s - \frac{1}{4} \quad (3.23)$$

したがって、半径  $r$  の円形コイルの自己インダクタンス  $L$  は式 (3.24) で表される。

$$L = \frac{\mu r}{2\pi} \left( \log \frac{4\pi r}{r_s} - \frac{3}{4} \right) \quad (3.24)$$

### 3.4 コイル間の距離の変化と誘導起電力

呼吸運動によってコイル間の距離が変化する状況を想定し、コイルに発生する誘導起電力を利用して、呼吸運動を計測する。計測回路によって取得される誘導起電力は式 (3.6), (3.17) より、式 (3.25) で表される。

$$v_2 = \frac{\mu r \{(2/\kappa - \kappa) F_1(\kappa) - 2/\kappa F_2(\kappa)\} v_1}{L_1 + R_1 R_2 C_2 + \omega^2 C_2 (M^2 - L_1 L_2) + j \{\omega C_2 (R_1 L_2 + R_2 L_1) - R_1/\omega\}} \quad (3.25)$$

式 (3.25) より、誘導起電力の振幅の大きさはコイル間の距離と信号の角周波数によって変化することが確認される。したがって、呼吸運動によってコイル間の距離の変化を誘導起電力の振幅の大きさの変化として計測可能であることが示唆される。呼吸によるコイル間の距離の変化は微小であるため、誘導起電力の大きさとコイル間の距離は線形な関係であると考えられる。

## 第4章 誘導起電力による呼吸機能計測

本章では，提案する誘導起電力の振幅の変化から呼吸量と酸素摂取量を計測する手法の概要について述べる．

### 4.1 計測手法の概要

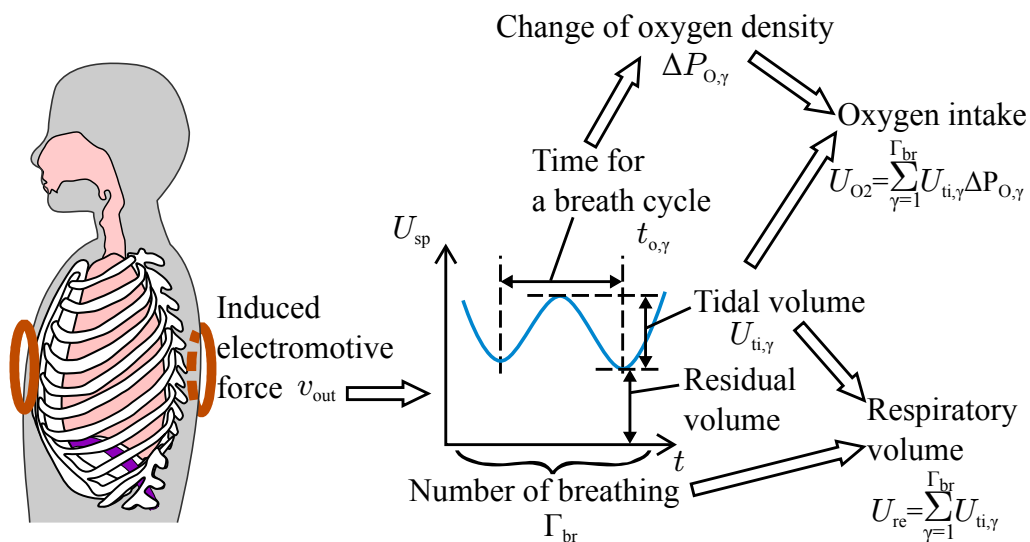


図 4.1: 提案する呼吸量と酸素摂取量の計測手法

一回の呼吸における酸素摂取量 (Oxygen intake) は一回換気量 (Tidal volume) と呼吸気間の酸素濃度の変化量 (Change of oxygen density) によって計算可能である。図 4.1 に呼吸量と酸素摂取量の計測における処理の流れを示す。提案手法では，まず胸部の変位から一回換気量や呼吸に要した時間を計測する。胸部の変位に伴うコイル間の距離の変化によって，相互インダクタンスが変化する。したがって，背側のコイルに発生する誘導起電力は，腹側のコイルが発生した交流磁場が呼吸による運動で振幅変調された信号であると考えられる。図 4.2 に胸部の変位に伴うコイル間の距離の変化と誘導起電力の変化を示す。誘導起電力の計測値から算出したコイル

間の距離の時間的な変化から、一回換気量と呼吸に要した時間、呼吸量を推定する。推定した一回換気量と呼吸に要した時間から、肺内部での呼吸気と血液とのガス交換を考え、呼吸気間の酸素濃度の変化量を推定した上で、酸素摂取量を計算する。

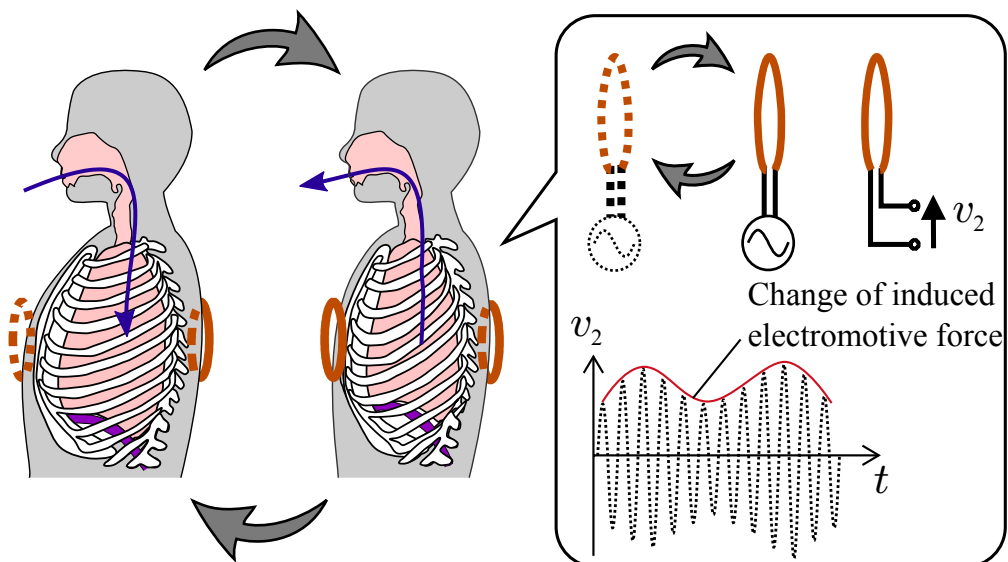


図 4.2: 胸部の変位に伴うコイル間距離と誘導起電力の変化

## 4.2 交流磁場の発生と変位検出回路

### 4.2.1 交流磁場の発生

交流信号は発振回路や水晶振動子などを用いて発生させることが可能である。発振回路にはピアース CB 水晶発振回路やウィーンブリッジ発振回路などがある。発振回路の一例として図 4.3 にウィーンブリッジ発振回路を示す。ウィーンブリッジ発振回路は、バンドパスフィルタと非反転増幅回路で構成されている。バンドパスフィルタによって特定の周波数以外の信号を減衰させ、位相の変化が  $2\pi$  の整数倍となる特定の周波数の信号のみを出力する [55]。バンドパスフィルタの通過域端周波数を調整することで様々な周波数の発振が可能である。発生させた交流信号を一次コイルへ入力することで交流磁場を発生させる。

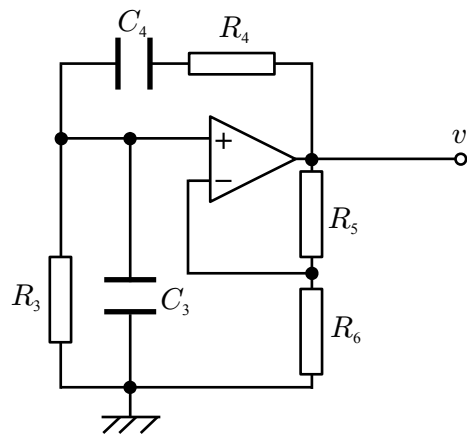


図 4.3: ウィーンブリッジ回路

発振角周波数  $\omega_v$  はバンドパスフィルタを構成する抵抗とコンデンサの容量によって式 (4.1) の様に表される。

$$\omega_v = \frac{1}{\sqrt{C_3 C_4 R_3 R_4}} \quad (4.1)$$

## 4.2.2 変位検出回路

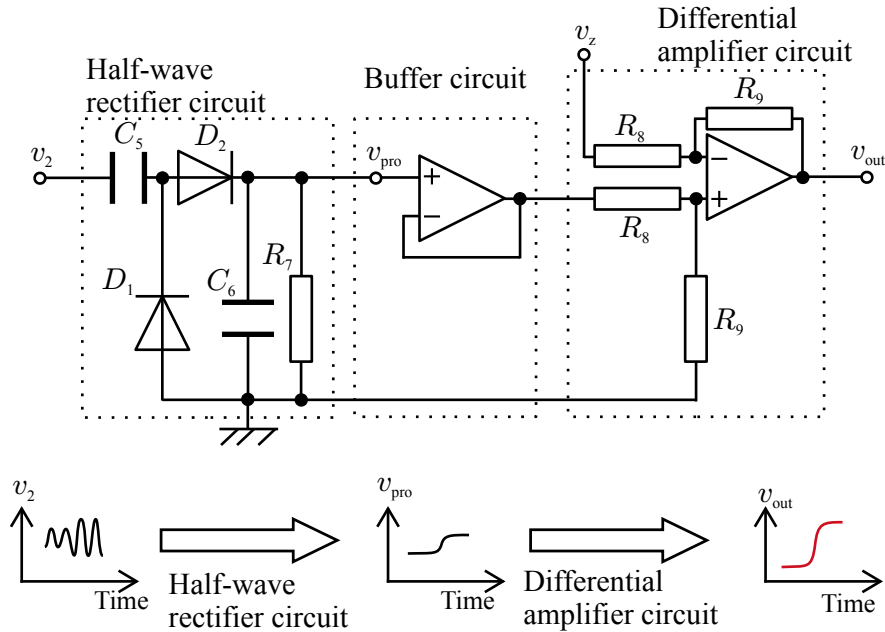


図 4.4: 誘導起電力の振幅の計測に用いる回路

二次コイルに発生する誘導起電力の振幅の計測に用いる回路は、半波整流回路や包絡線検出回路、差動増幅回路で構成される。図 4.4 に半波整流回路と差動増幅回路を示す。二次コイルに発生する誘導起電力を半波整流回路の入力信号とし、半波整流回路の出力を差動増幅回路に入力信号とする。半波整流回路では入力された信号  $v_1$  中の直流成分をコンデンサ  $C_5$  によって遮断し、交流成分をダイオード  $D_1$  と  $D_2$  によって半波整流する。整流された信号をコンデンサ  $C_6$  と抵抗  $R_7$  で平滑化し、信号の振幅に比例した低周波数の呼吸信号  $v_{pro}$  を出力する。コンデンサ  $C_5$  に蓄えられる電荷に着目する。一周期の間における電荷の入出量が等しい定常状態を仮定することで、半波整流回路の入出力関係は式 (4.2) のように表される。

$$\frac{2\pi V_{pro}}{\omega R_7} = C_5 (V_2 - V_{pro}) \quad (4.2)$$

ただし、 $V_{pro}$  は  $v_{pro}$  の振幅、 $V_2$  は  $v_2$  の振幅である。また、差動増幅回路では入力された信号  $v_{pro}$  の直流成分を電圧  $v_z$  で調整し、抵抗  $R_8$  と  $R_9$  の比率で増幅して  $v_{out}$  を出力する。差動増幅回路の振幅の入出力関係は式 (4.3) のように表される。

$$V_{out} = \frac{R_9}{R_8} V_{pro} \quad (4.3)$$

式 (4.2), (4.3) より計測回路全体の振幅の入出力関係は式 (4.4) のように表される.

$$V_{\text{out}} = \frac{R_9}{R_8} \left( \frac{\omega R_7 C_5}{\omega R_7 C_5 + 2\pi} V_2 \right) \quad (4.4)$$

### 4.3 一回換気量と呼吸量の推定

コイルに発生した誘導起電力は変位検出回路によって周波数が低下し, 呼吸による信号の周波数で出力されるため, 入出力関係を振幅で考える. 式 (3.6), (3.17), (4.4) から誘導起電力の振幅  $V_{\text{out}}$  は供給電圧の振幅  $V_1$  を用いて式 (4.5) のように表される.

$$V_{\text{out}} = \frac{\omega R_7 R_9 C_5 \mu r \{(2/\kappa - \kappa) F_1(\kappa) - 2/\kappa F_2(\kappa)\} / \{R_8 (\omega R_7 C_5 + 2\pi)\} V_1}{\sqrt{\{L_1 + R_1 R_2 C_2 + \omega^2 C_2 (M^2 - L_1 L_2)\}^2 + \{\omega C_2 (R_1 L_2 + R_2 L_1) - R_1/\omega\}^2}} \quad (4.5)$$

周波数を一定とし, 式 (3.16) を考慮すると, 式 (4.5) より誘導起電力の振幅  $V_{\text{out}}$  はコイル間の距離  $a_c$  と相関があることが明らかである. 誘導起電力の振幅  $V_{\text{out}}$  から, 振幅の比とコイル間の距離の関係を考慮して胸部の変位を検出する. 呼吸運動による胸部の変位には個人差があると考えられるため, 被計測者に合わせて較正を行った近似計算によって,  $\gamma$  回目の呼吸における誘導起電力の振幅  $V_{\text{out}}$  から一回換気量  $U_{\text{ti},\gamma}$  を推定する. 呼吸曲線  $U_{\text{sp}}$  を誘導起電力の振幅  $V_{\text{out}}$  の累乗の項の線形和で表現する. 具体的な推定式は回帰分析によって導出し,  $U_{\text{sp}}$  の極大値と極小値の差から一回換気量  $U_{\text{ti},\gamma}$  を推定する.  $V_{\text{out}}$  と胸部の変位が線形な関係にあること, 呼吸気の体積である呼吸量は胸部の変位の三次関数で表現可能であると予想できることから, 推定式においては三次の項までを考慮する. また, 呼吸量は単位時間における一回換気量を総和することで式 (2.4) のように推定可能である. 図 4.5 に誘導起電力の振幅  $V_{\text{out}}$  から一回換気量  $U_{\text{ti},\gamma}$  を推定する処理の流れを示す. また, 具体的な推定式を式 (4.6), (4.7) に示す. ただし,  $\Delta U_{\text{sp}}$  は一回の呼吸での  $U_{\text{sp}}$  の変化量,  $\alpha_0, \alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$  は実測値を用いて最小二乗法によって求める係数である.

$$U_{\text{sp}} = \alpha_0 + \alpha_1 V_{\text{out}} + \alpha_2 V_{\text{out}}^2 + \alpha_3 V_{\text{out}}^3 \quad (4.6)$$

$$U_{\text{ti},\gamma} = \Delta U_{\text{sp}} \quad (4.7)$$

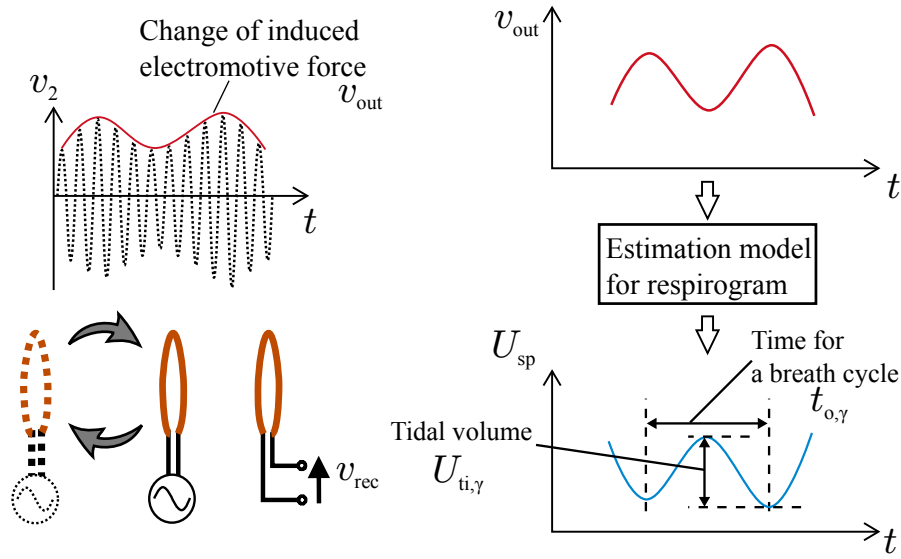


図 4.5: 一回換気量推定の概念図

なお、回帰分析の結果は、推定の精度を表す指標である決定係数 COD(Coefficient of determination) と推定モデルの妥当性を表す指標である平均二乗平方根誤差 RMSE(Root mean square error) を用いて評価する [56]. データの個数を  $K_{\text{dat}}$ , データの番号を  $i$ ,  $i$  番目の計測値を  $F_{\text{tru}}[i]$ , 計測値の平均を  $\bar{F}_{\text{tru}}$ ,  $i$  番目の推定値を  $F_{\text{est}}[x]$  として COD と RMSE は式 (4.8), (4.9) で表される.

$$\text{COD} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^{K_{\text{dat}}} (F_{\text{tru}}[i] - F_{\text{est}}[i])^2}{\sum_{i=1}^{K_{\text{dat}}} (F_{\text{tru}}[i] - \bar{F}_{\text{tru}})^2} \quad (4.8)$$

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{K_{\text{dat}}} \sum_{i=1}^{K_{\text{dat}}} (F_{\text{tru}}[i] - F_{\text{est}}[i])^2} \quad (4.9)$$

#### 4.4 呼吸気間の酸素濃度の変化量と酸素摂取量の計算

肺内部における呼吸気と血液間のガス交換は化学反応と考えられるため、呼吸に要した時間と呼吸気間の酸素濃度の変化量には関連性があると予想できる. また、呼気の酸素濃度と一回換気量の間には正の相関がある事が知られている [57].

本手法では胸部の変位の時間変化から推定した呼吸に要した時間を用いて呼吸気間の酸素濃度の変化量を計算する. 呼吸気と血液間のガス交換を化学反応とすると、



化学反応の速度は反応物の量に比例するため、呼吸気間の酸素濃度の変化量は呼吸に要した時間の指数関数と大気の酸素濃度に比例すると考えられる。図 4.6 に呼吸に要した時間から呼吸気間の酸素濃度の変化量を計算する処理の流れを示す。 $\Delta P_{O,\gamma}$  を  $\gamma$  回目の呼吸の酸素濃度の変化量、 $\beta_0$ 、 $\beta_1$  を定数、 $t_{o,\gamma}$  を  $\gamma$  回目の呼吸に要した時間とし、式 (4.10) に想定する呼吸気間の酸素濃度の変化量の推定式を示す。ただし、 $\beta_0$  は大気の酸素濃度に等しく、 $\beta_1$  は実測値を用いて式 (4.11) から算出する。

$$\Delta P_{O,\gamma} = \beta_0 \{1 - \exp(-\beta_1 t_{o,\gamma})\} \quad (4.10)$$

$$\beta_1 = -\frac{1}{t_{o,\gamma}} \log \left( 1 - \frac{\Delta P_{O,\gamma}}{\beta_0} \right) \quad (4.11)$$

また、単位時間あたりの酸素摂取量  $U_{O_2}$  は式 (2.5) を用いて計算する。

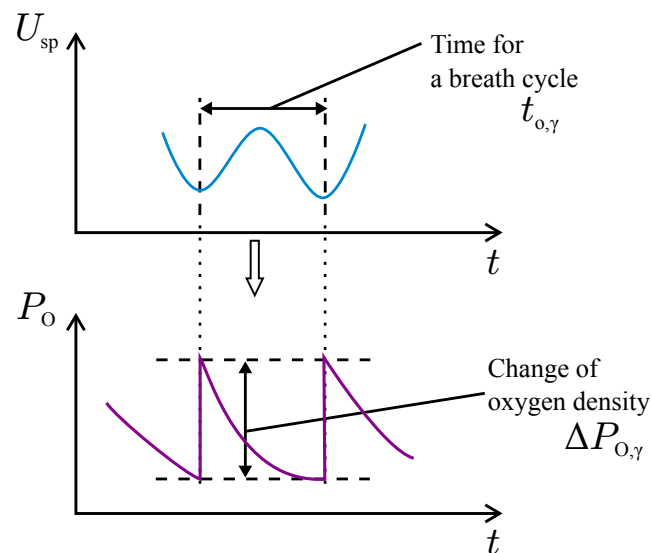


図 4.6: 呼吸気間における酸素濃度の変化量の算出方法

## 第5章 呼吸機能計測システムの設計

本章では，提案手法に用いるコイルの設計と適切な周波数の算出，変位検出回路に用いた素子について述べる．

### 5.1 交流磁場の周波数とコイルの巻き数の理論設計

磁場の周波数選択においては，下記の提案する呼吸機能計測手法を行う上で必要となる条件と生体計測に用いる際に十分な安全性を担保するための条件を考慮しなければならない．

- (1). 人体に対する交流磁場の影響が小さい周波数を選択する必要がある．3.1節で述べたように，100~1000 kHzの周波数帯の電磁波による誘導電流や温度上昇などが人体に与える影響は小さいことが知られている [52].
- (2). 提案手法においてはコイル間の容量成分が十分小さいことを仮定している．交流信号の周波数が高くなると生体の誘電率は低くなるため，高い周波数の磁場を用いる必要がある．コイルの半径を  $r$ ，胸部の厚みを  $a_c$ ，コイル間の生体組織の誘電率を  $\varepsilon$  とし，コイルの面積すべてが極板として作用すると考えるとコイル間の容量成分  $C_c$  は式 5.1 で表される．

$$C_c = \frac{\varepsilon r^2 \pi}{a_c} \quad (5.1)$$

100~1000 kHzにおいて用いられるコイルのインダクタンスが0.2 mH程度であるので，共振を考慮すると使用されるコンデンサは0.5~50 nF程度であると考えられる．0.5 nFの5%に相当する25 pF以下となるような周波数を考える． $r$ を25 mm， $a_c$ を250 mmとすると式(5.1)より， $C_c$ が25 pF以下になるのは周波数が714 kHz以上の交流信号を用いた場合である．ただし，生体組織

の誘電率を 10 kHz で  $8.85 \times 10^{-9}$  F/m, 1 MHz で  $8.85 \times 10^{-10}$  F/m とし, 線形補間した [58].

- (3). 交流電流が人体に誤って流れた際の安全性を考慮する. 100~1000 kHz の周波数帯域において, 人体が耐えられる電流の最大値は 50 mA 程度である [59]. したがって, 交流電流が人体に誤って流れた際の電流が 50 mA の 90 % に相当する 45 mA 以下となるような周波数を考える. 使用する交流信号の電圧 8 V と人体の電気抵抗の周波数特性を考慮した結果, 814 kHz 以下の交流電圧を使用すれば安全性が保たれると考えられる. ただし, コイル間の人体の電気抵抗は 375 kHz で  $237 \Omega$ , 1000 kHz で  $153 \Omega$  とし, 線形に補間した [59].

図 5.1 に条件 (1)~(3) を満たす帯域を周波数軸上に示す. 図 5.1 より, 793~814 kHz がすべての条件を満たす帯域であるので, 800 kHz の交流磁場を呼吸機能の計測に用いる. 過去の生体計測の研究においても 800 kHz の電磁波が用いられた実績があり, 人体における安全性や透過性が保証されると考えられる [60].

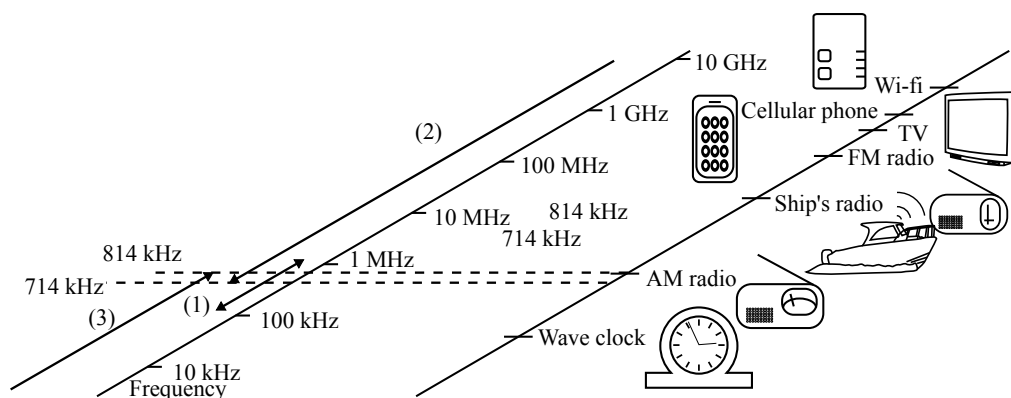


図 5.1: 条件を満たす周波数帯域

コイル間で電磁誘導を発生させる回路において, 磁場の周波数に対するコイルの適切なインダクタンスの値は経験的に知られている. 800 kHz の交流磁場において, 誘導起電力の大きさを考慮したコイルの自己インダクタンスは 0.280 mH 程度である [61]. 二次コイルの自己インダクタンスを増大させ, 一次コイルの自己インダクタンスを減少させることで誘導起電力を大きくすることが可能である. したがって, 式 (3.17), (3.24) を用いて, 直径が 50 mm で自己インダクタンスが 0.250 mH 程度, 0.310 mH 程度となる巻き数を計算した. 結果として巻き数が 45, 50 のコイルにおいて自己インダクタンスそれぞれ 0.252 mH, 0.312 mH となることがわかった.

## 5.2 コイルのインダクタンス計測

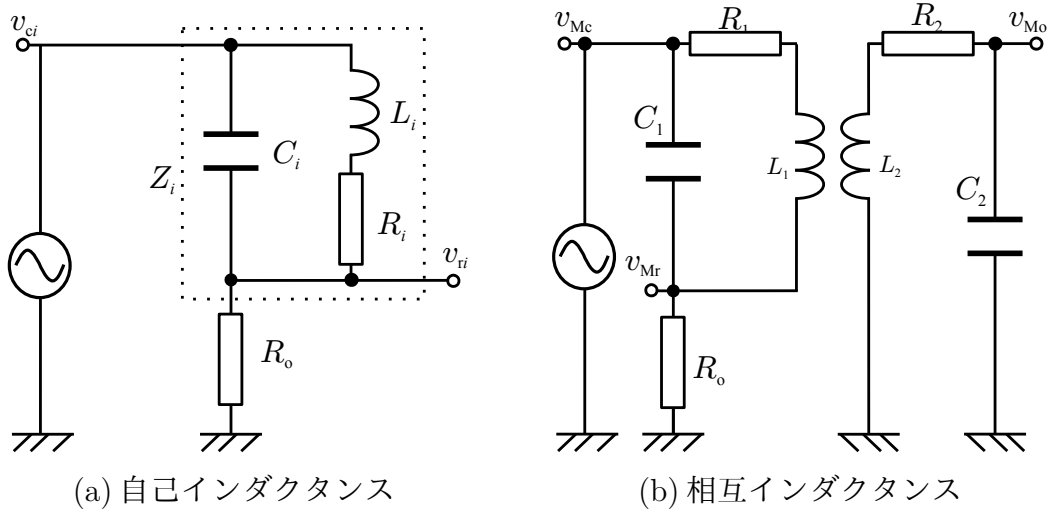


図 5.2: パラメータ計測時のコイルを含む等価回路

コイルの抵抗成分は直流電源を用いることで簡便に計測できるが，インダクタンスと容量成分を直接で計測することは難しい．したがって，既知の抵抗をコイルに直列に接続し，信号発生器で生成した交流電圧を印加して実験的に自己インダクタンスと容量成分の計測を行った．計測に用いた回路を図 5.2(a) に示す．コイルの自己インダクタンス  $L_i$  と容量成分  $C_i$ ，抵抗成分  $R_i$  を合わせて  $Z_i$  とすると， $Z_i$  は式 (5.2) で表される．ただし， $i=1, 2$  である．

$$Z_i = \frac{R_i + j\omega L_i}{1 - \omega^2 L_i C_i + j\omega R_i C_i} \quad (5.2)$$

信号発生器 (TEXIO FG-281) で複数の周波数の交流電圧を印加し，オシロスコープ (IWATSU DS-5104) で  $v_{ci}$ ， $v_{ri}$  を計測した．式 (5.3) を用いて複数の周波数で  $Z_i$  を計算した．

$$Z_i = \frac{R_o (v_{ci} - v_{ri})}{v_{ri}} \quad (5.3)$$

$Z_i$  の絶対値の周波数特性である図 5.3 より，直線部分の近似式から  $L_i$  を算出した。

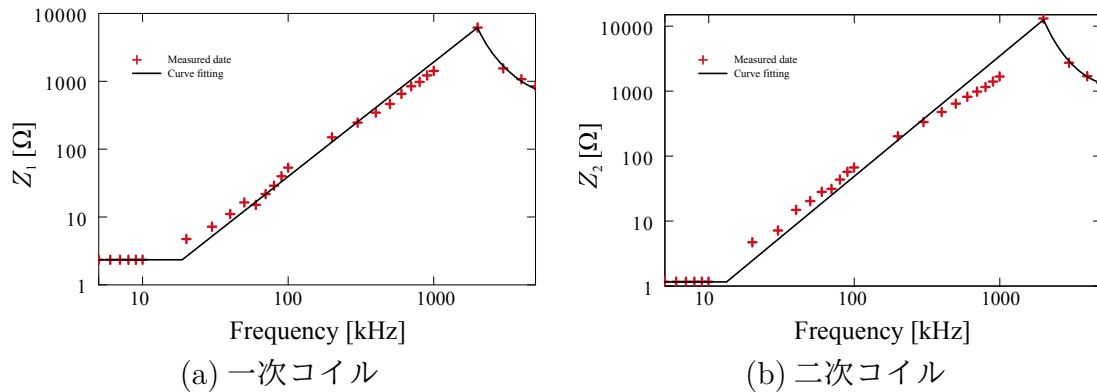


図 5.3: インピーダンスの周波数特性

次に，相互インダクタンスを計算するめに向かい合わせた状態で一次コイルに電圧を印加し，二次コイルにおける誘導起電力を計測した．計測に用いた回路を図 5.2(b) に示す．式 (3.6) より，低い周波数帯域ではコイルの両端の電圧  $v_{Mc} - v_{Mr}$  と誘導起電力  $v_{Mo}$  の比率は式 (5.4) で表される．

$$\frac{v_{Mo}}{v_{Mc} - v_{Mr}} = \frac{j\omega M}{R_1 + j\omega L_1} \quad (5.4)$$

自己インダクタンスの計測と同様に，信号発生器で複数の周波数の交流電圧を印加し，オシロスコープで  $v_{Mc}$  と  $v_{Mr}$ ， $v_{Mo}$  を計測した．両対数グラフにおける切片やコイルの自己インダクタンスなどから相互インダクタンス  $M$  を算出した．ただし，コイル間の距離は胸部の厚さを想定し，300 mm に固定した． $v_{Mc}$  と  $v_{Mo}$  の振幅の比率の周波数特性を図 5.4 に示す．

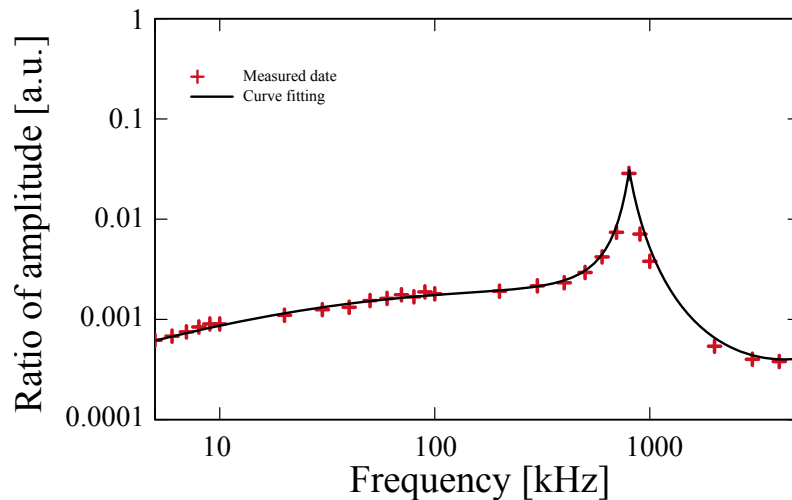


図 5.4: 印加電圧と誘導起電力の振幅の比率の周波数特性

図 5.3, 5.4 より, 自己インダクタンスは巻き数が 45 の一次コイルでは 3.12 mH, 巻き数が 50 の二次コイルでは 3.28 mH, 相互インダクタンスは 6.24  $\mu$ H と算出された. 計算結果と計測値が異なる原因としては, 実際のコイルの形状の円からの誤差や導線間が等距離でなかったことなどが考えられる.

### 5.3 コイルの巻き数に対する計測感度の実証

理論的に算出された巻き数のコイルにおける計測感度を確認するために実験を行った. 複数種類の巻き数のコイルを腹側では剣状突起の先端付近の体表, 背側では冠状面を挟んで腹側と対象な位置付近の体表に装着した. 信号発生器 (TEXIO FG-281) で生成した交流信号によって磁場を発生させ, 誘導起電力をオシロスコープ (IWATSU DS-5104) で計測した. 計測を被験者 1 名に対して呼気時と吸気時の 2 状態で行い, 振幅の差をコイルの巻き数毎に比較した. 距離の変化に対して鋭敏なシステムの出力を取得できると考えられるため, 振幅の差が大きいほど提案システムに適したコイルである. コイルの巻き数は一次コイルで 1, 10, 21, 45, 100, 二次コイルで 50, 100 とした. 生成した交流信号の周波数は 0.1 k~1 MHz の範囲で変化させた. また, 同様のコイルを人体に装着せず, 呼気時と吸気時の胸部の厚さを想定してコイル間の距離を 250, 300 mm の二状態で同様の計測を行い, 振幅の差をコイルの巻き数毎に比較した. 図 5.5 に使用したコイルを示す.

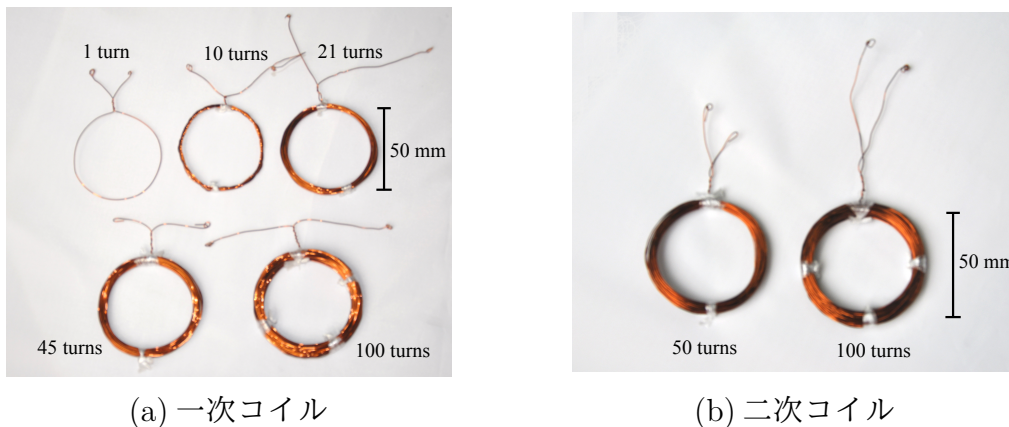
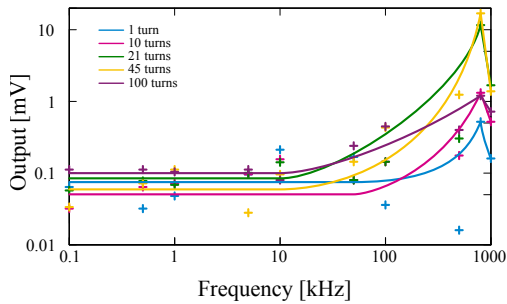
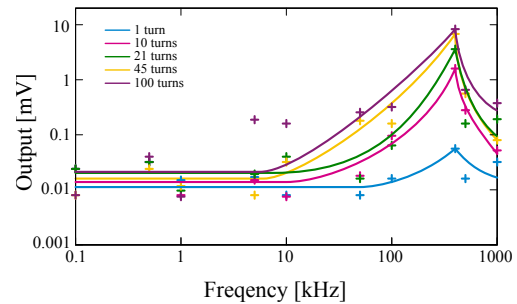


図 5.5: 巻き数の異なる試作コイル

図 5.6, 5.7 より, 一次コイルの巻き数が 45, 二次コイルの巻き数が 50, 交流磁場の周波数が 800 kHz 付近で最大の出力が得られることが確認された。

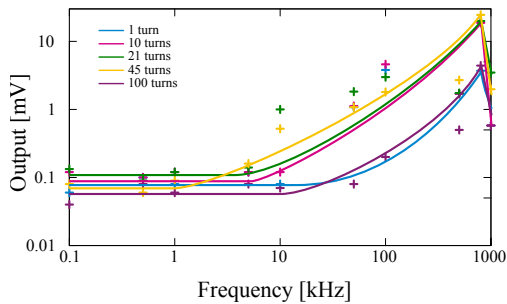


(a) 二次コイルが 50 回巻きの場合

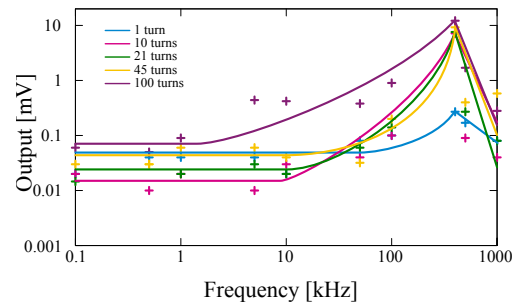


(b) 二次コイルが 100 回巻きの場合

図 5.6: 人体に装着した場合の二次コイルにおける出力の周波数特性



(a) 二次コイルが 50 回巻きの場合



(b) 二次コイルが 100 回巻きの場合

図 5.7: 人体に装着しない場合の二次コイルにおける出力の周波数特性

## 5.4 交流磁場の適切な周波数の実証

巻き数 45 のコイルを一次コイル, 巻き数 50 のコイルを二次コイルとして, 腹側では剣状突起の先端付近の体表, 背側では冠状面を挟んで腹側と対象な位置付近の体表に装着した. 信号発生器 (TEXIO FG-281) で生成した交流信号によって磁場を発生させ, 誘導起電力の振幅をオシロスコープ (IWATSU DS-5104) で計測した. 計測を被験者 1 名に対して呼気時と吸気時の 2 状態で行い, 呼気時と吸気時における誘導起電力の振幅の差を周波数毎に算出した. また, 同様のコイルを人体に装着せず, コイル間の距離が 250 mm と 300 mm の 2 状態で計測を行い, 誘導起電力の振幅の差を周波数毎に算出した. 交流信号の周波数は 0.1 k~1 MHz の範囲で変化させた. 誘導起電力の振幅の差の周波数特性を図 5.8 に示す. ただし, どちらの結果に

関しても最大値で正規化を行っている．式 (3.17), (3.24), (3.25) より，最大値の周波数は透磁率によって決定される．したがって，コイル間が人体の場合と空気の場合で最大値の周波数が一致することは理論と合致していると考えられる．図 5.8 より，交流磁場の周波数が 800 kHz で最大の出力が得られることが確認された．

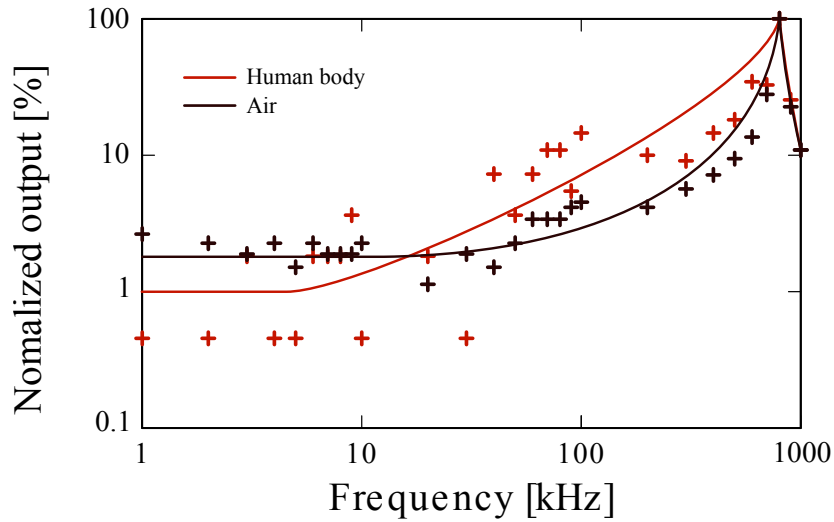


図 5.8: 誘導起電力の振幅の差の周波数特性



## 5.5 システムの実装

実際に作成した信号発生回路を図 5.9(a) に示す. ウィーンブリッジ回路を内蔵する IC である CG-202R3 を用いて, 800 kHz の信号を発生させる. また, 実際に作成した誘導起電力の振幅を計測する回路を図 5.9(b) に示す. ダイオードとして MA719 を, OP アンプとして OPA277P をそれぞれ使用する. 差動増幅回路の出力を調整するための電圧  $v_z$  は, システムの出力の大きさに基づいて計測毎に決定する. 実際に作成したシステムの写真を図 5.10 に示す.

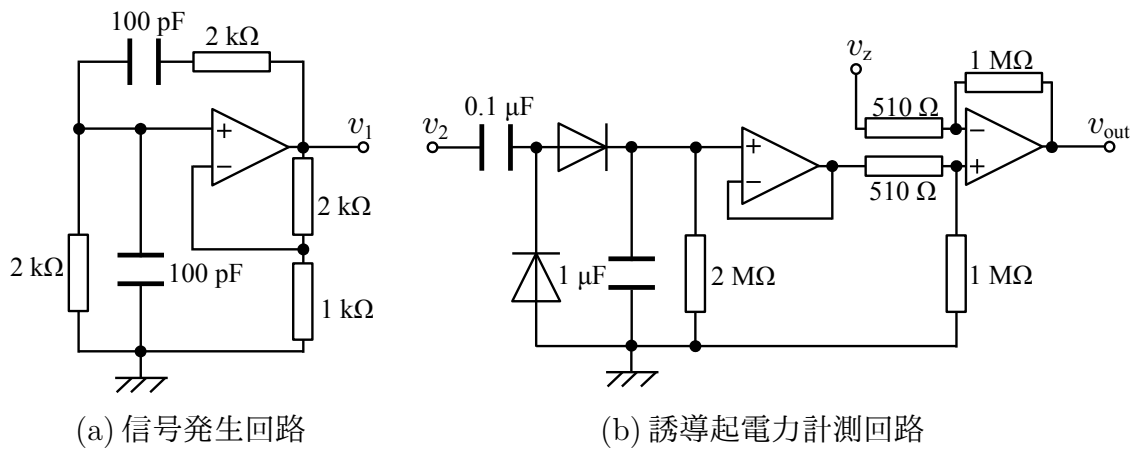


図 5.9: 作成した変位検出回路

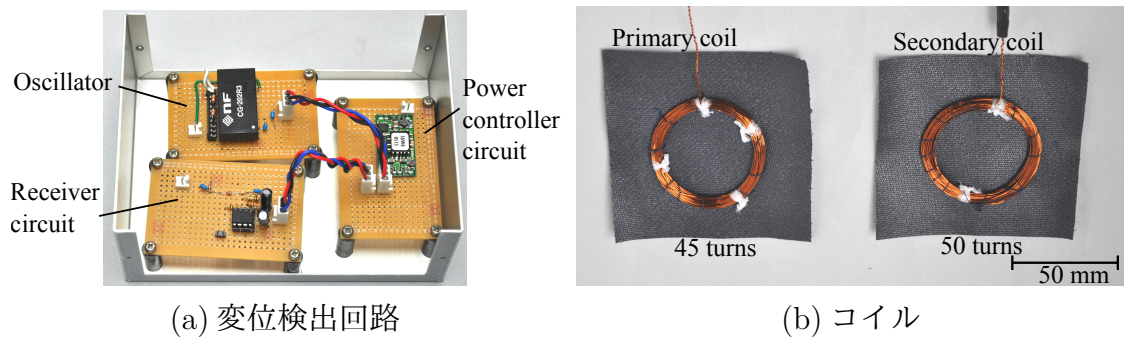


図 5.10: 作成したシステムの写真

## 第6章 計測性能評価実験

本章では，作成したシステムによる胸部の変位の検出精度の評価実験，呼吸量推定の評価実験，酸素摂取量計算の評価実験について述べる．

### 6.1 胸部の変位検出精度確認実験

呼吸による胸部の変位を正しく検出できていることを確認するために，光学式モーショントラッカと提案システムによる計測を同時に行い，回帰分析による評価を行う．また，体動による計測への影響を調べるため，安静時に加え，足踏み時における呼吸に対しても計測を行うことで，計測精度の変化を評価する．

#### 6.1.1 実験手順

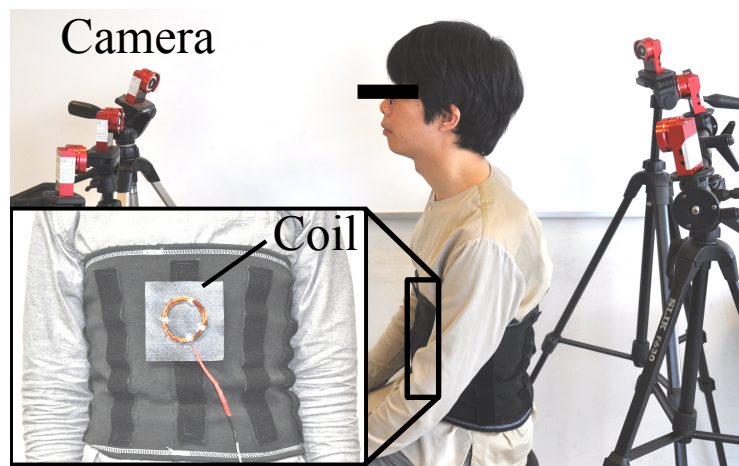


図 6.1: 胸部の変位の計測風景

安静時と足踏み時における胸部の変位とシステムの出力を計測し，胸部の変位とシステムの出力の関係を確認した．送受信コイルを装着しての計測風景を図 6.1 に示す．被験者には計測用の電磁誘導コイルを腹巻状の装着デバイスを用いて取り付けた．磁場発生コイルは剣状突起を中心に配置し，起電力発生コイルは相対する脊

椎を中心として，実験実施者がコイルを移動させながら出力電圧最大となる部位に配置することで被験者間の再現性を保ち，被験者毎の適切な位置に装着した．また，コイルの信号線は体外に配置した発振器および計測回路に接続した．

図 6.2 に実験の内容を示す．胸部の変位を計測する方法として光学式モーショントラッカ (OptiTrack) を使用し，6 台の赤外線カメラを用いて，電磁誘導コイル付近にそれぞれ取り付けた再帰性反射材マーカ間の距離を計測した．ただし，カメラは良好な計測精度と十分な範囲が確保できるよう，被験者から 1 m 程度の距離で囲むように配置し，その際のモーショントラッカによる静止したマーカの計測精度は 0.2 mm であった．また，提案システムの出力は 16 bit の A/D 変換器 (National Instruments NI USB-6216 ) を利用してコンピュータに取り込み，モーショントラッカによる胸部の変位の計測と同期して標本化周波数 100 Hz で信号を取得した．図 6.3 に計測の流れを示す．成人男子 10 名 (21-30 歳) を被験者とし，安静座位時と足踏み時に 60 s の間，胸部の変位とシステムの出力を同時に計測する試行を実施した．1 人の被験者に対し，安静座位，足踏みともに 3~4 回の試行を行い，安静座位時で 33 回分，足踏み時で 37 回分のデータを得た．まず，安静座位での計測を行った後に足踏みでの計測を行ったただし，姿勢に関しては各条件で自然な状態を保ち，極端に変化させないように注意を与えた．

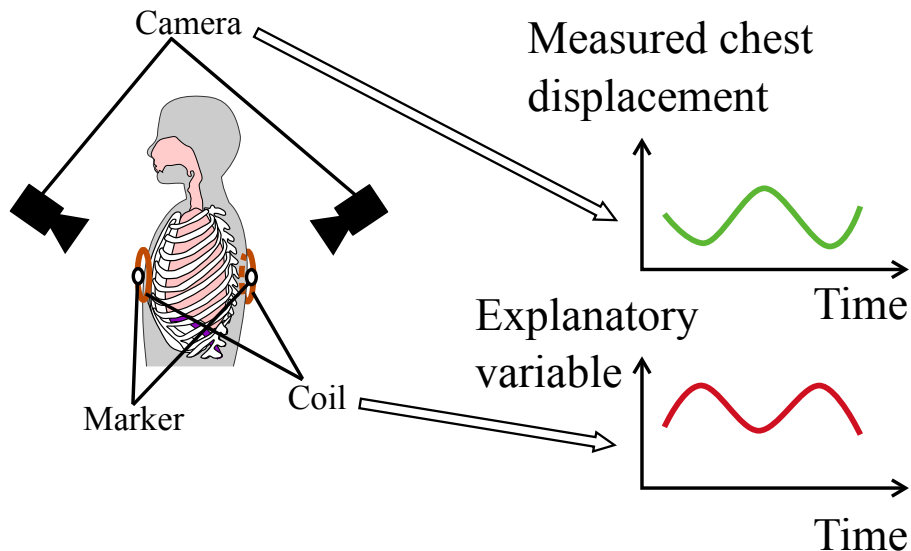


図 6.2: 胸部の変位検出実験の概要

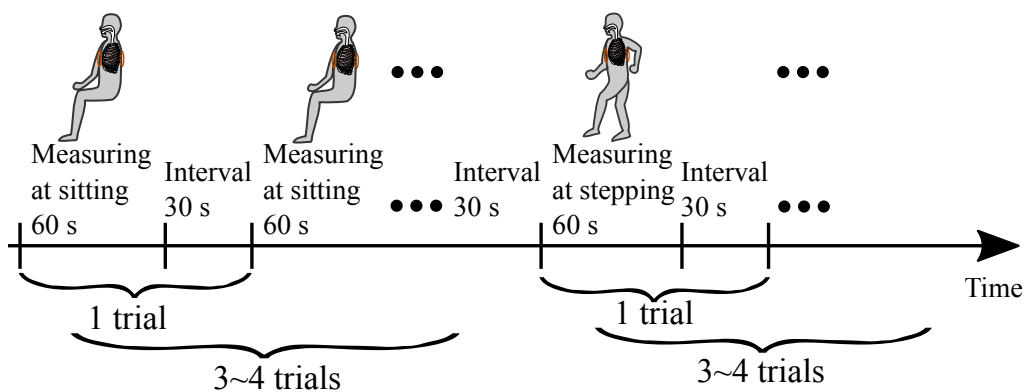
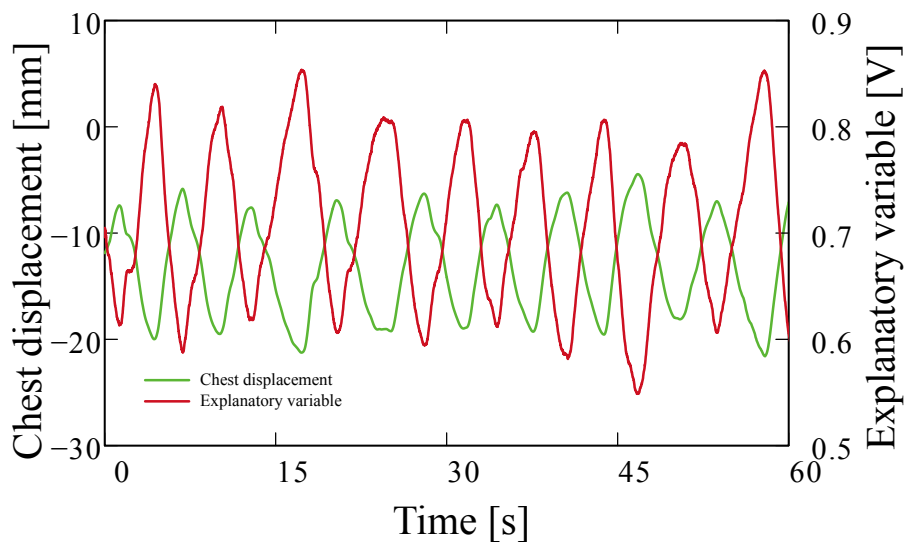


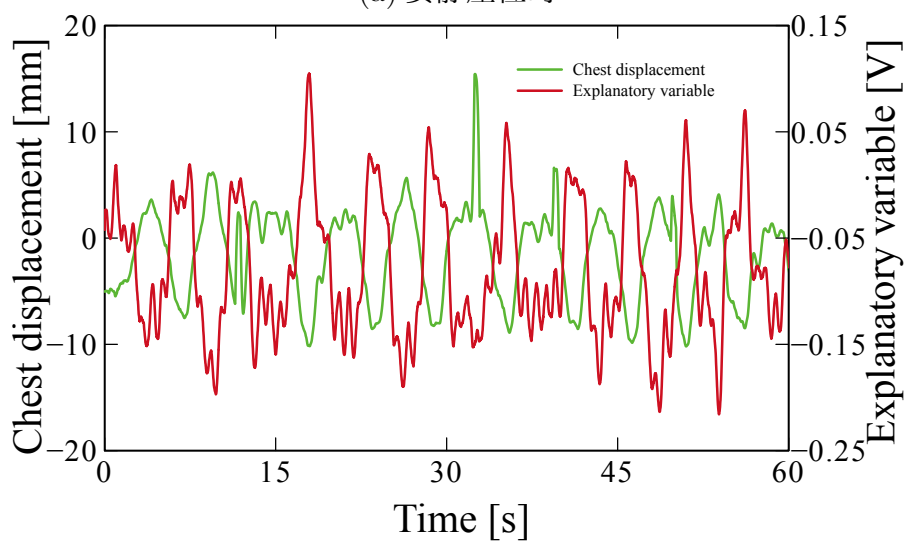
図 6.3: 計測実施時の計測の流れ

### 6.1.2 実験結果

図 6.4 に安静座位時と足踏み時に計測された時系列データを示す。また，胸部の変位，提案システムの出力ともに試行毎に平均値を差し引き，被験者毎に安静座位時，足踏み時の 3~4 回の試行のデータを統合した。図 6.5 に同じ被験者の安静座位時と足踏み時それぞれの統合した胸部の変位とシステムの出力の関係を示す。

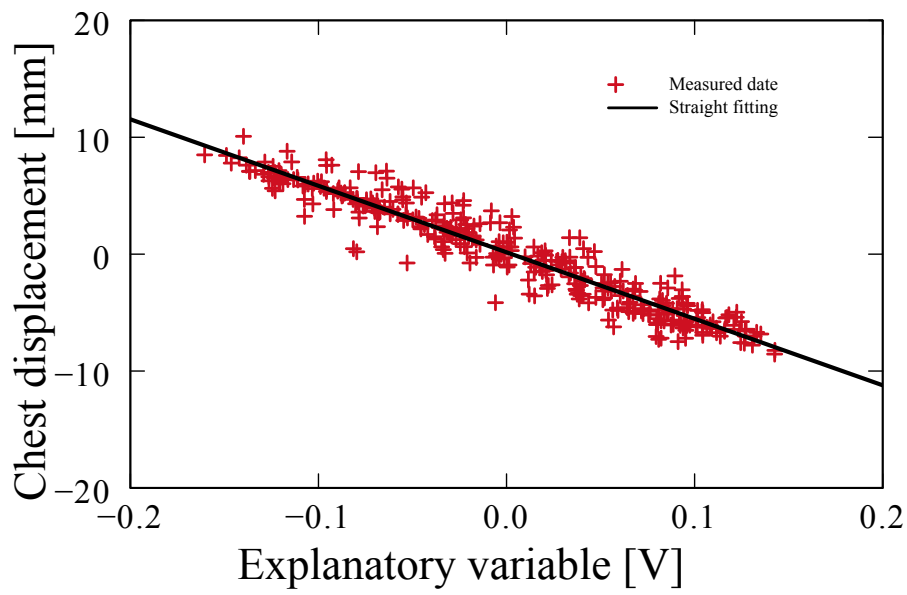


(a) 安静座位時

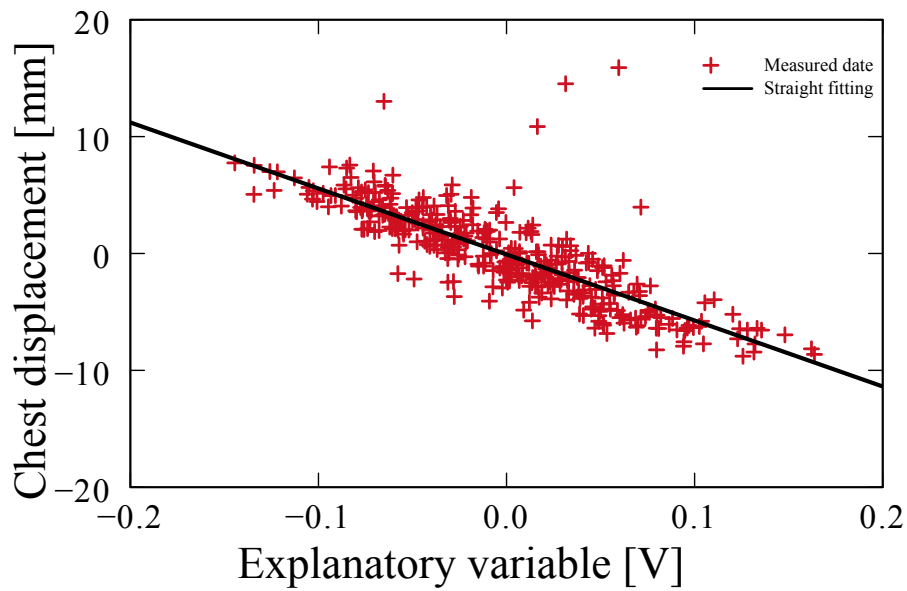


(b) 足踏み時

図 6.4: 胸部の変位とシステムの入力 (S7)



(a) 安静座位時



(b) 足踏み時

図 6.5: 胸部の変位とシステムの出力の関係 (S7)

また、提案システムにより変位を正しく検出できているかを確認するために、それぞれの被験者の条件毎に線形回帰分析を行った。回帰分析に用いるデータは各被験者、各試行の60秒の計測結果であり、高周波雑音を除去するために45点の移動平均を施した。なお、標本化周波数が100 Hzであるため、45点の移動平均による高域遮断周波数は1 Hzであり、0.2~0.33 Hzの周波数である呼吸による信号成分への影響は小さい。光学式モーショントラッカで計測された胸部の厚さと回帰分析で得られた決定係数COD、平均二乗平方根誤差RMSEの平均値を表6.1に示す。

表 6.1: 安静時、足踏み時の胸部の変位の平均二乗平方根誤差、決定係数

被験者	胸部の厚さ[mm]	安静座位時		足踏み時	
		COD	RMSE[mm]	COD	RMSE[mm]
S1	235	0.916	0.359	0.913	0.636
S2	262	0.790	1.19	0.00828	2.66
S3	230	0.429	0.791	0.151	2.85
S4	234	0.895	0.547	0.956	0.653
S5	236	0.932	0.647	0.428	2.87
S6	203	0.689	0.228	0.684	0.429
S7	246	0.924	1.26	0.672	2.30
S8	244	0.637	1.12	0.266	1.22
S9	255	0.872	2.01	0.753	1.19
S10	292	0.627	1.21	0.227	2.57
平均	244	0.771	0.937	0.506	1.74

### 6.1.3 考察

図6.4より、胸部の変位に伴い、システムの出力が変化していることが分かる。また、図6.5より、安静座位時、足踏み時ともに胸部の変位とシステムの出力の間に相関があり、その関係は線形的であることが確認される。表6.1より安静座位時のRMSEは平均で0.937 mm、足踏み時に関しては1.74 mmであった。したがって、足踏み動作に計測の精度は低下するものの、最大数10 mm程度の胸部の変位に対して、良好な計測精度が得られることが示唆された。また、CODは個人差が大きいものの、安静座位時の平均で0.771という値を示すことから、77%以上の呼吸において線形モデルでの表現が可能であると考えられる。足踏み時にCODが低下する要因としてはコイルの装着位置や角度の変化、モーショントラッカのマーカの装着位置の変化などがあげられる。

## 6.2 呼吸量推定実験

提案システムによる呼吸量の推定精度を確認するために、呼吸量計の計測値とシステムの出力の回帰分析によって推定モデルを評価する被験者実験を行った。

### 6.2.1 実験手順

平常呼吸時と努力呼吸時の呼吸量とシステムの出力を計測し、システムの出力から呼吸量を推定可能かを確認した。呼吸量は、高い計測精度を有することから市販の呼吸量計 (ミナト医科学株式会社製 オートスパイロメータ システム 7W) を用いて計測した。使用した呼吸量計の標本化周波数は 30 Hz であった。呼吸量の計測対象は呼吸気による流速であり、時間変化が呼吸運動と比較して小さいため、十分な標本化周波数であると考えられる。提案システムの出力は胸部の変位との関係確認実験と同様に、A/D 変換器 (National Instruments NI USB-6216) を利用して量子化数 16 bit, 標本化周波数 100 Hz でコンピュータに取り込んだ。



計測風景を図 6.6 に、市販の呼吸量計の計測部を図 6.7 に示す。実験には胸部の変位との関係評価実験に参加した被験者の内 6 名が参加した。被験者に呼吸量計のマウスピースと提案システムのコイルを装着するよう指示を与え、60 s 間平常呼吸を行う複数回の試行について呼吸量とシステムの出力の同時計測を行った。また、被験者の内 4 名に対して平常呼吸の後に努力呼吸を行う試行について同様に呼吸量とシステムの出力の同時計測を行った。すべての計測において被験者には安静座位で自然な姿勢を保つように指示を行った。なお、平常呼吸とは安静時における自然な呼吸であり、努力呼吸とは最大吸気と最大呼気を繰り返す呼吸である。

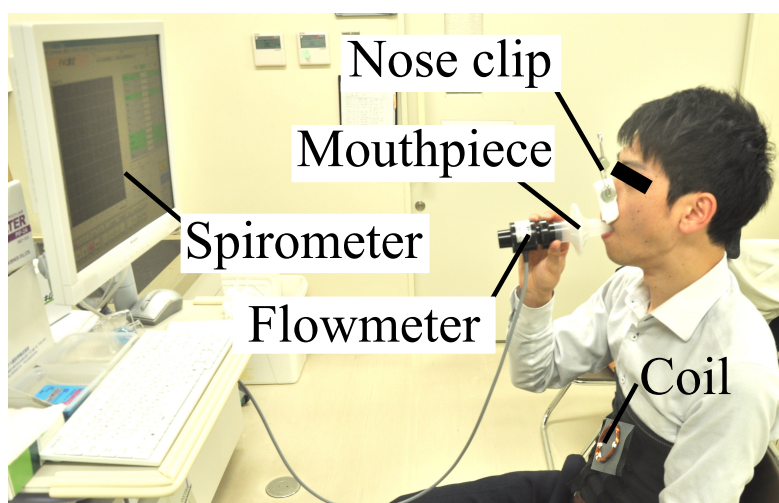


図 6.6: 呼吸量計測実験の風景

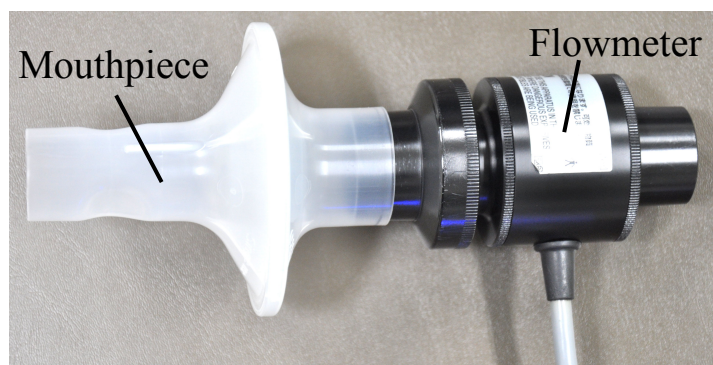


図 6.7: 呼吸量計の計測部

A/D変換器を用いてコンピュータに取得した呼吸量計の記録開始と終了の操作時刻を用いて、呼吸量計とシステムのデータを同期した。その後、データの解析として、被験者毎に平常呼吸時のデータによる回帰分析で推定式を導出し、決定係数CODと平均二乗平方根誤差RMSEを算出した。ただし、呼吸量の計測データは線形補間によって100 Hzの信号に変換し、高周波雑音を除去するために45点の移動平均を施した後、解析に使用した。推定式は三次までの項の線形和で表現される三次関数の他に、二次関数と一次関数についても計算を行い、比較して評価を行った。また、平常呼吸の後に努力呼吸を行う試行について計測したデータに対して、導出した推定式を用いた呼吸量推定を行い、RMSEを計算して評価を行った。図6.8に実験の評価の内容を示す。

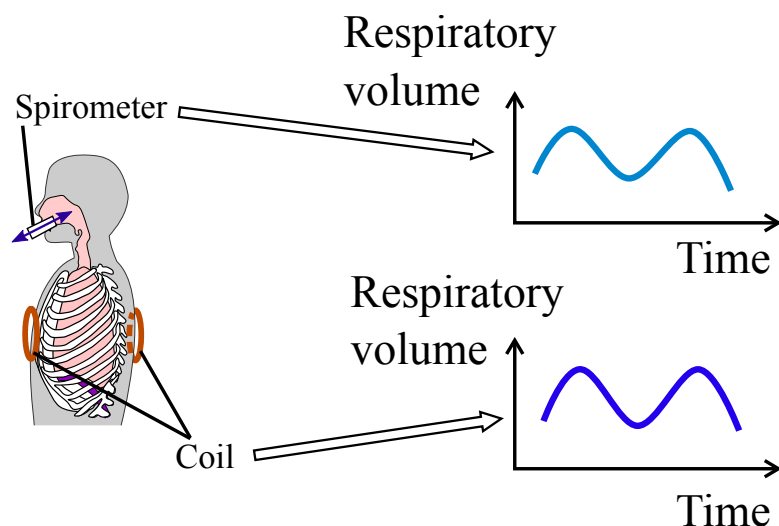


図 6.8: 呼吸量推定の評価の概要

## 6.2.2 実験結果

呼吸量とシステムの出力の時系列データを図 6.9 に示す。また、図 6.10 に同一の計測における呼吸量とシステムの出力の関係を示す。

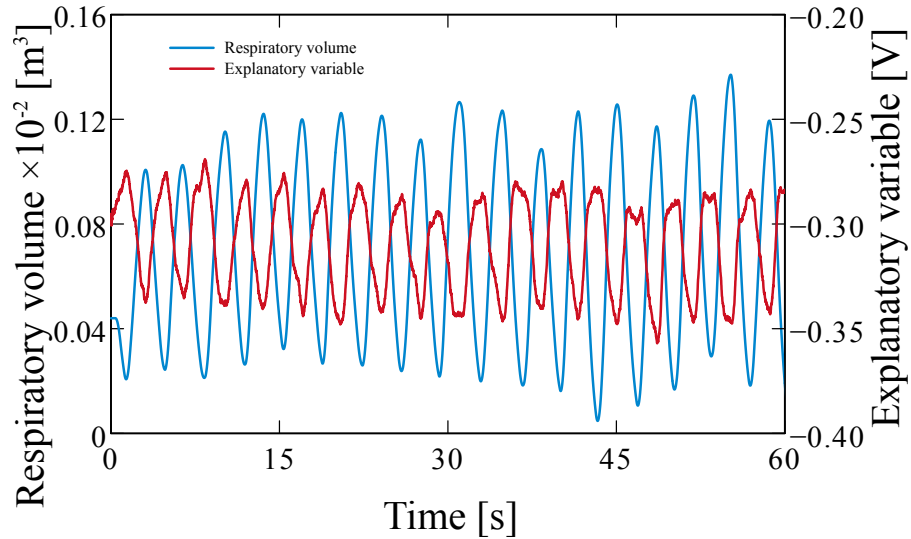


図 6.9: 呼吸量とシステムの出力 (S2)

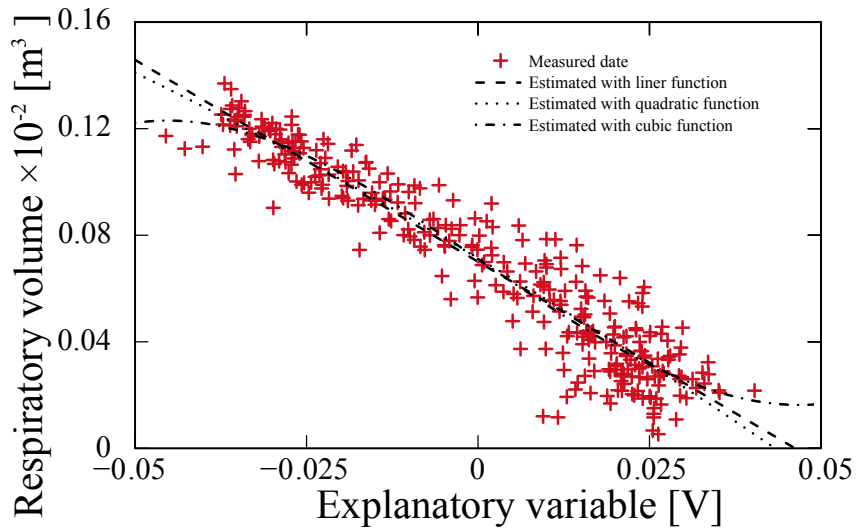


図 6.10: 呼吸量とシステムの出力の関係 (S2)

呼吸量とシステムの出力に対する回帰分析により得られた，決定係数 COD と平均二乗平方根誤差 RMSE の値を表 6.2 に示す．システムの出力による呼吸量の推定精度（RMSE）は三次関数において  $2.17 \times 10^{-4} \text{ m}^3$  であり，観測された  $1 \times 10^{-3} \text{ m}^3$  程度の最大呼吸量より小さいことが確認できた．

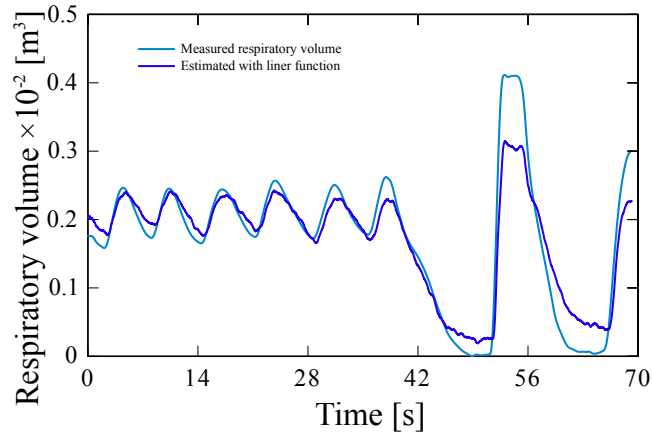
表 6.2: 平常呼吸時の呼吸量の決定係数と平均二乗平方根誤差

被験者	一次関数		二次関数		三次関数	
	COD	RMSE	COD	RMSE	COD	RMSE
		$\times 10^{-4}$ [m <sup>3</sup> ]		$\times 10^{-4}$ [m <sup>3</sup> ]		$\times 10^{-4}$ [m <sup>3</sup> ]
S1	0.535	1.66	0.535	1.66	0.579	1.58
S2	0.416	2.40	0.455	2.32	0.491	2.24
S3	0.338	2.40	0.455	2.18	0.459	2.17
S4	0.407	2.37	0.413	2.36	0.451	2.29
S5	0.474	2.64	0.512	2.54	0.516	2.52
S6	0.0936	2.22	0.0936	2.22	0.0967	2.21
平均	0.377	2.28	0.411	2.21	0.432	2.17

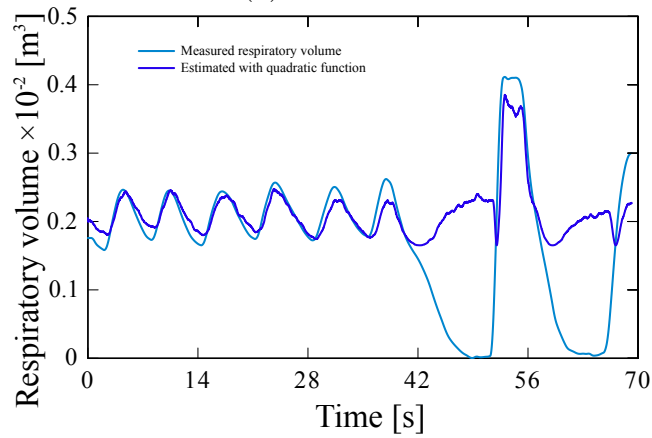
また，平常呼吸の後に努力呼吸を行う試行で計測された被験者 4 名のデータに対して呼吸量の推定を行った．ただし，被験者毎に 60 s 間平常呼吸を行う試行のデータに対する回帰分析により得られた推定式を用いた．推定時の被験者毎の平均二乗平方根誤差 RMSE を表 6.3 に示す．

表 6.3: 呼吸量推定時の RMSE

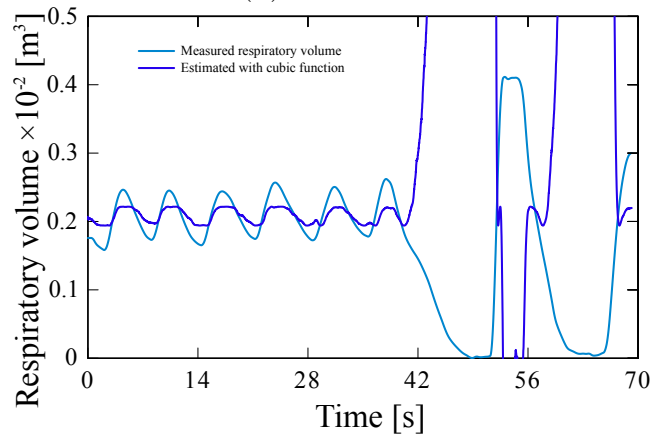
被験者	RMSE $\times 10^{-4}$ [m <sup>3</sup> ]					
	一次関数		二次関数		三次関数	
	平常呼吸	努力呼吸	平常呼吸静	努力呼吸	平常呼吸	努力呼吸
S1	1.26	7.35	1.25	7.38	1.40	205.06
S2	1.59	7.34	1.61	12.49	2.00	23.56
S3	1.78	7.78	1.65	9.09	1.89	9.31
S4	1.42	4.78	1.37	13.76	1.94	115.43
平均	1.51	6.81	1.47	10.68	1.81	88.34



(a) 一次関数



(b) 二次関数



(c) 三次関数

図 6.11: 評価用データにおける推定結果 (S4)

また、推定結果の例を図 6.11 に示す。平常呼吸時のシステムの出力による呼吸量の推定における誤差 (RMSE) は二次関数において  $1.47 \times 10^{-4} \text{ m}^3$  であり、観測された  $1 \times 10^{-3} \text{ m}^3$  程度の呼吸量より小さいことが確認できた。

### 6.2.3 考察

図 6.9 より，呼吸量に対するシステムの出力の相関が確認できる一方，表 6.2 より，推定性能に個人差があり，定量的な計測を行うためには被験者毎に較正を行う必要があることが確認される．また，図 6.11 より，平常呼吸時においては二次関数による推定が優れていること，努力呼吸時において一次関数による推定が優れていることが確認される．平常呼吸においては肋骨と横隔膜の運動による寄与が大きく左右方向への変位が小さいために，胸部の変位と呼吸量の関係が二次関数で表されたことが理由で，二次関数による推定が優れていたと考えられる．また，努力呼吸時においては平常呼吸時に発生しない大きさの胸部の変位が発生したために，単調減少する一次関数による推定が優れていたと考えられる．表 6.3 より平常呼吸時において，RMSE は計測されたおよその換気量である  $1 \times 10^{-3} \text{ m}^3$  と比較して小さく，呼吸量推定の実現可能性が示唆された．従来の診療向けの呼吸計測と異なり，日常生活における呼吸量の変動や睡眠時の呼吸の有無の検出など，比較的精度を必要としないが，環境の制約が望ましくない状況において効果を発揮すると考えられる．

## 6.3 酸素濃度推定実験

提案システムによる呼吸気間の酸素濃度の変化量推定の精度を確認するために、呼吸気に対する市販の酸素濃度計の計測値とシステムの出力から推定した酸素濃度の変化量を比較する被験者実験を行った。

### 6.3.1 実験手順

平常呼吸時の呼吸気の酸素濃度とシステムの出力を計測し、システムの出力から呼吸気の酸素濃度を推定する精度を確認した。呼吸気の酸素濃度は市販の酸素濃度計(株式会社イチネンジコー製 JKO-O2LJD3)を用いて計測した。使用した酸素濃度計の計測精度は0.01%であった。酸素濃度計の計測値と提案システムの出力は、A/D変換器(National Instruments NI USB-6216)を利用して量子化数16 bit、標本化周波数100 Hzでコンピュータに取り込んだ。酸素濃度計とシステムを用いた実験の計測風景を図6.12に示す。



図 6.12: 酸素濃度計測の風景

また、実験には胸部の変位との関係評価実験に参加した被験者の内5名が参加した。被験者に提案システムのコイルを装着し、酸素濃度計を固定した管を通して一定の周期で呼吸を行うよう指示を与え、安静座位で呼吸を行う複数回の試行について呼吸気の酸素濃度とシステムの出力の同時計測を行った。図6.13に実験に使用した酸素濃度計を固定した管を示す。平常呼吸の周波数が0.2~0.33 Hzであることを

考慮し、指示する呼吸の周波数を 0.13 Hz, 0.2 Hz, 0.27 Hz, 0.33Hz とした。なお、被験者への呼吸の周波数の指示には電子メトロノームを用い、被験者はそれぞれの周波数で 10 回以上呼吸を行った。また、計測した提案システムの出力を用いて、被験者毎に推定式を導出し、決定係数 COD と平均二乗平方根誤差 RMSE を算出した。ただし、式 (4.10) に示したような指数関数による推定式を用いて計算を行った。図 6.14 に推定の内容を示す。

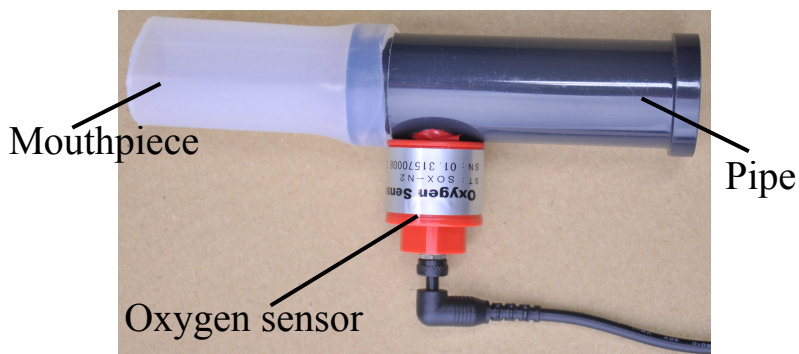


図 6.13: 酸素濃度計を固定した実験装置

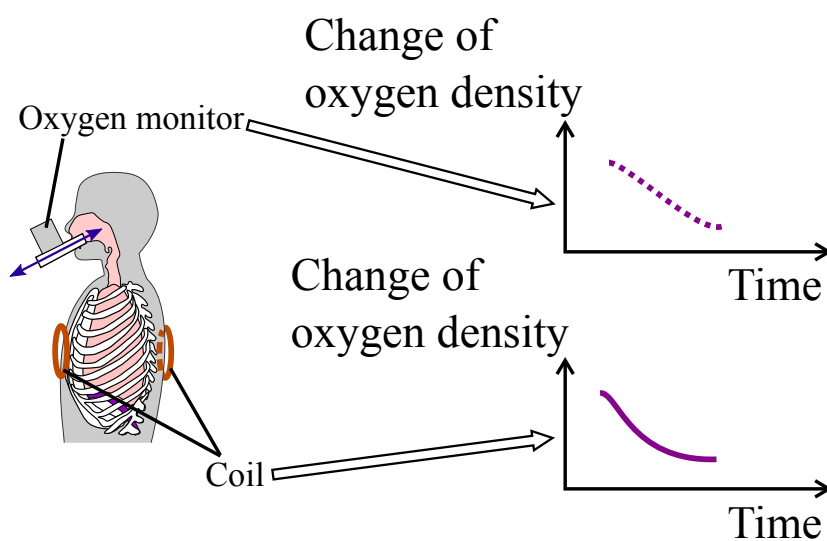


図 6.14: 酸素濃度計測実験の概要



### 6.3.2 実験結果

図 6.15 に計測された酸素濃度とシステムの出力量の時系列データを示す。また、一回の呼吸における酸素濃度の変化量と呼吸開始からの時間に対して式 (4.10) の係数を片対数グラフでの傾きから算出し、決定係数 COD と平均二乗平方根誤差 RMSE を計算した。図 6.16 に一人の被験者の複数回の試行における、一回の呼吸における酸素濃度の変化とシステムの出力量から計算した呼吸に要した時間の関係を、表 6.4 に呼吸に要した時間による酸素濃度の変化の推定の COD と RMSE をそれぞれ示す。

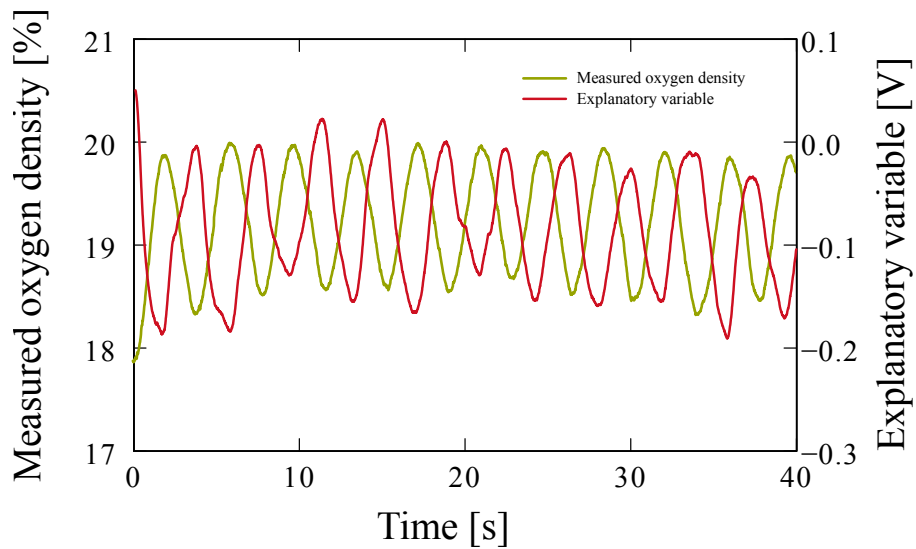


図 6.15: 酸素濃度とシステムの出力量 (S1)

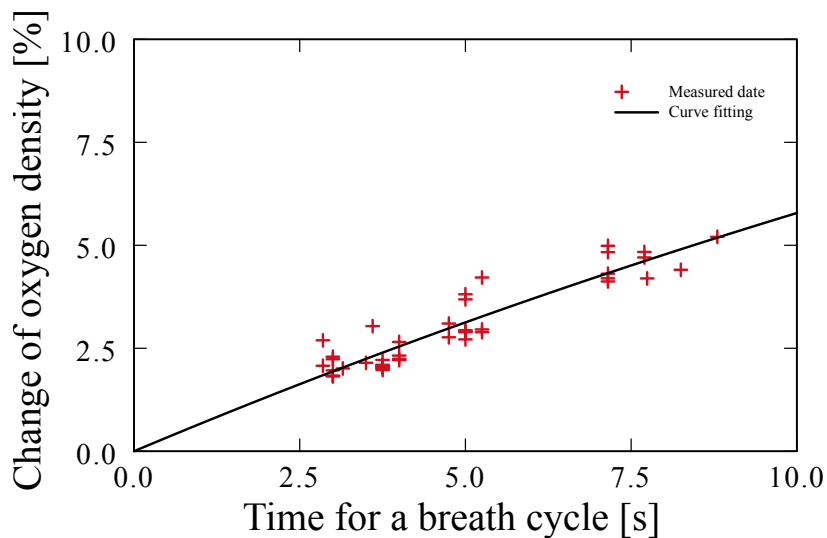


図 6.16: 酸素濃度の変化と一回の呼吸に要する時間の関係 (S1)

表 6.4: 呼気の酸素濃度の平均二乗平方根誤差, 決定係数

被験者	COD	RMSE[%]
S1	0.866	0.379
S2	-9.12	1.25
S3	0.543	0.709
S4	0.386	0.688
S6	-1.86	0.890
平均	-1.84	0.783

### 6.3.3 考察

図 6.9 より, 呼気の酸素濃度が吸気と比較して減少していることが確認できる. 一方, 表 6.4 より, 決定係数の個人差が大きいことから, 定量的な計測を行うためには被験者毎に較正を行う必要があることが示唆される. また, 表 6.3 より平常呼吸時において, RMSE は計測された酸素濃度の変化量の平均である 3.27 % と比較して小さく, 酸素濃度の変化量推定の実現可能性が示唆された.

## 6.4 酸素摂取量計算実験

提案システムによる酸素摂取量の計測精度を確認するために, 収集した呼気から計算される酸素摂取量とシステムの出力から推定した酸素摂取量を比較する被験者実験を行った.

### 6.4.1 実験手順

平常呼吸時の呼気を収集し、体積と酸素濃度を計測することで取得した酸素摂取量とシステムの出から推定した酸素摂取量を比較した。酸素濃度の推定精度を確認した実験と同様に、呼吸気の酸素濃度は市販の酸素濃度計(株式会社イチネンジー製 JKO-O2LJD3)を用いて計測した。呼吸時の提案システムの出力は、A/D変換器(National Instruments NI USB-6216)を利用して量子化数16 bit、標本化周波数100 Hzでコンピュータに取り込んだ。呼気を収集する実験風景を図6.17に示す。

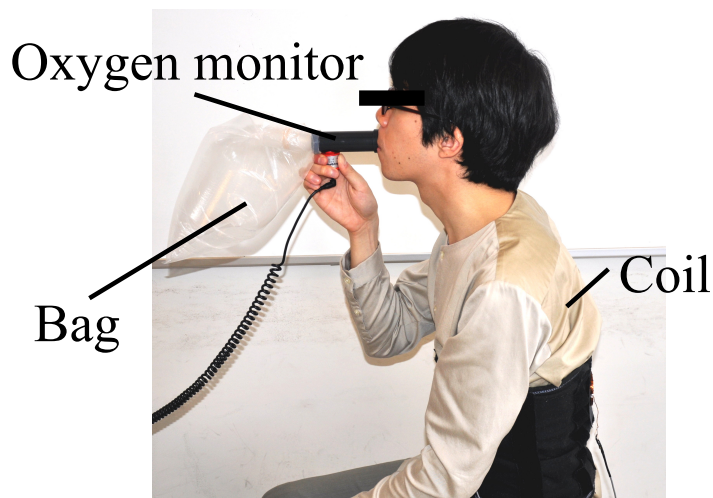


図 6.17: 呼気収集時の実験風景

また、実験には呼吸量推定実験と酸素濃度推定実験の両方に参加した被験者の内3名が参加した。被験者には提案システムのコイルを装着し、呼気を袋に流入させるよう指示を与え、一回の平常呼吸を行う5回の試行についてシステムの出力を計測した。袋に収集した呼気の体積と酸素濃度計での計測値を用いることで酸素摂取量を計算した。なお、袋に収集した呼気の体積は水上置換で目盛のついた容器へ移し替えることで計測した。また、呼吸量推定実験と酸素濃度推定実験で導出した推定式を用いてシステムの出から呼吸量と酸素濃度の変化量を推定し、酸素摂取量を計算した。ただし、使用する推定式は被験者毎に導出した。システムで推定した呼吸量と酸素濃度の変化量、酸素摂取量と計測された値を比較して推定精度を確認し、システムを評価した。図6.18に実験の内容を示す。

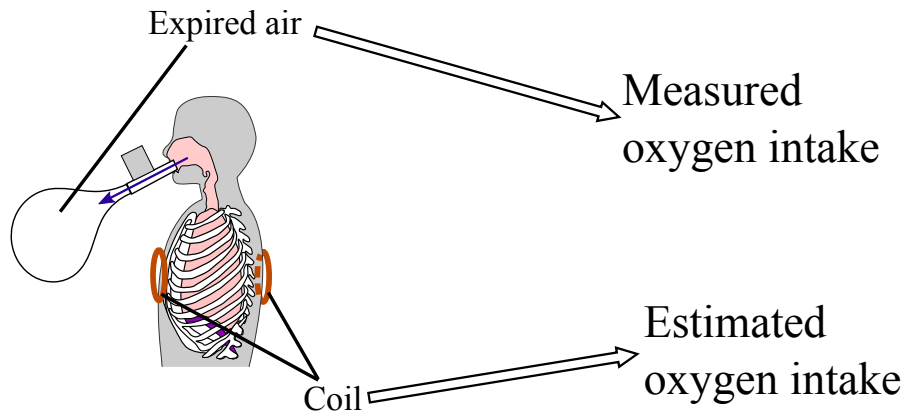


図 6.18: 酸素摂取量計算実験の概要

### 6.4.2 実験結果

図 6.19 に計測された酸素摂取量とシステムの出力から推定した酸素摂取量の関係を示す。計測された酸素摂取量の平均は  $8.10 \times 10^{-5} \text{ m}^3$ ，推定した酸素摂取量の平均は  $8.54 \times 10^{-5} \text{ m}^3$  であった。また，全体の RMSE は  $4.64 \times 10^{-5} \text{ m}^3$  であり，酸素摂取量の真値の平均を基準として 52.1 % の割合であった。

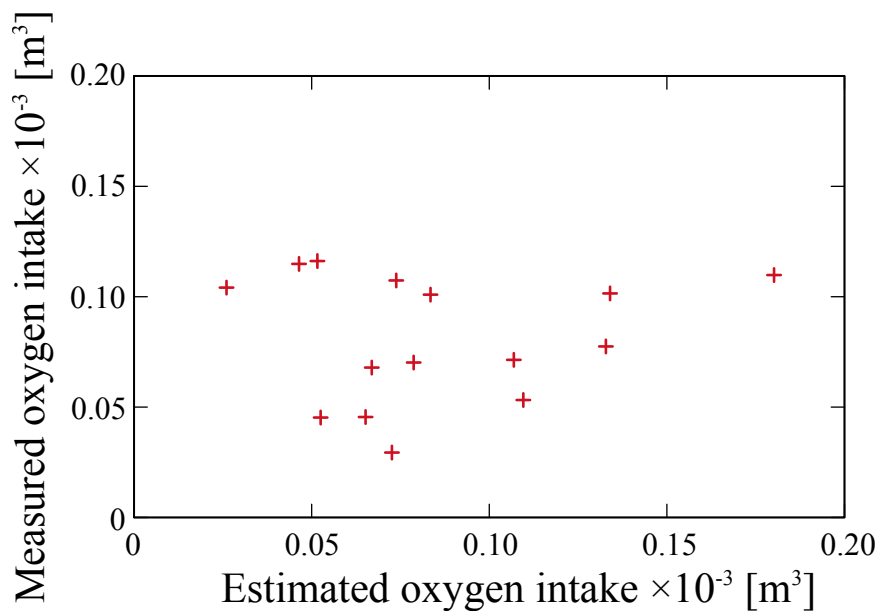


図 6.19: 酸素摂取量の計測値と推定値

表 6.5 に、酸素摂取量、呼吸量、酸素濃度それぞれにおける真値に対する推定値の誤差の割合を被験者毎に示す。

表 6.5: 被験者毎の酸素摂取量、呼吸量、酸素濃度の誤差の割合

被験者	酸素摂取量の誤差 [%]	呼吸量の誤差 [%]	酸素濃度の誤差 [%]
S1	47.7	50.0	9.51
S2	69.4	86.9	6.52
S4	39.1	15.9	31.8
平均	52.1	50.9	15.9

### 6.4.3 考察

システムによる酸素摂取量の計算精度は実験の結果から  $4.64 \times 10^{-5} \text{ m}^3$  程度であると考える。表 6.5 より、呼吸量の誤差の割合が大きいほど酸素摂取量の誤差の割合が増加すること、酸素濃度の誤差の割合は酸素摂取量の誤差の割合に大きく影響しないことが考えられる。したがって、酸素摂取量の計算においては呼吸量の推定精度による影響が大きいことが示唆される。従来の酸素摂取量計測と比較して提案手法は被計測者の身体活動への影響が小さいと考えられ、日常生活における酸素摂取量の変動による急性の疾病の予防などの変化が大きく、環境の制約が望ましくない状況において効果を発揮すると考えられる。

## 第7章 おわりに

本研究では、ヒトの身体活動への影響の小さい呼吸機能の計測を目的とし、電磁誘導を用いて呼吸量を推定し、酸素摂取量を計算する手法を提案する。本手法では誘導起電力の振幅の変化から呼吸量を推定する。また、酸素濃度の変化量を推定することで、酸素摂取量を計算する。本論文では、生体において検出可能な程度の透過波が得られ、呼吸運動によって減衰が生じる交流磁場の周波数を確認するために提案システムに用いる信号の周波数を変化させる実験を行い、800 kHzの交流磁場が本手法に適しているという結果を得た。さらに、呼吸運動と誘導起電力の振幅の変化の関係を実験的に調べるために、胸部の変位や呼吸量と同時にシステムの出力を計測する被験者実験を行った。結果として、安静時において最大数 10 mm 程度の胸部の変位を誤差 0.937 mm で検出可能であること、平常呼吸時の  $1 \times 10^{-3} \text{ m}^3$  程度の呼吸量を誤差  $1.47 \times 10^{-4} \text{ m}^3$  で推定可能であることが確認され、呼吸量計測の実現可能性が示唆された。また、呼気の酸素濃度の計測とともに提案システムを使用する被験者実験により、提案手法で平均 3.27 % の呼吸気間の酸素濃度の変化量を誤差 0.783 % で推定可能であることを確認した。最後に、呼気を袋に収集し、提案システムによる酸素摂取量の計測精度を確認する実験を行った。結果として、最大  $1.16 \times 10^{-4} \text{ m}^3$  の酸素摂取量を誤差  $4.64 \times 10^{-5} \text{ m}^3$  で計測可能であることが確認され、酸素摂取量の実現可能性が示唆された。呼吸量提案手法では胸部の運動から呼吸機能を計測することが可能であり、本論文で対象とした呼吸量や酸素摂取量以外の指標についても計測が可能となることが期待される。

# 謝 辞

本研究を行うにあたり，研究の問題点の指摘や明確にすべき事項の明確化など多大なるご指導を頂き，電気回路や磁場の性質について多くのアドバイスを頂きました，大阪大学 大学院基礎工学研究科 大城理教授に深く感謝するとともに，厚く御礼を申し上げます．本論文の副査として様々なご指導ご鞭撻を頂きました，大阪大学 大学院基礎工学研究科 出口真次教授に深く感謝致します．研究の方向性に多くのご助言を頂き，研究の先行きや実験の状況にも気をかけてくださいました，大阪大学 大学院基礎工学研究科 黒田嘉宏准教授に深く感謝致します．研究にあたって多くのアドバイスを頂き，実験機材の手配，ミーティングでのご助言など，多大なるお力添えをしてくださいました，大阪大学 大学院基礎工学研究科 吉元俊助教に心からお礼を申し上げます．呼吸量の測定に関して，計測機器の提供や測定時の補助など様々にご協力頂きました，大阪大学 大学院医学系研究科 木田博氏，大阪大学 医学部附属病院 星野朋子氏，田淵寛人氏に感謝申し上げます．物品購入や領収書の整理など事務作業で日々研究を支えて頂きました大城研究室秘書 杉浦延予氏に感謝申し上げます．

研究や研究室生活での問題の解決にご協力頂き，多くのアドバイスや暖かいお言葉を頂きました，大城研究室の先輩である井手口裕太氏，加藤雄樹氏，北島利浩氏，朝野美穂氏に感謝致します．そして，研究や輪講において議論を交わし，ともに切磋琢磨し，頑張ってきた同期の加藤弘樹氏，武村浩志氏，日夏俊氏，細田椋平氏，Nadhifa Ayunisa 氏に感謝致します．原口亮文氏，山田恵之氏は修士の後輩として指導する中で自分の振り返りができました．感謝致します．また，今年度後輩となった加藤拓実氏，藺田拓哉氏，西田直樹氏，蜂谷俊樹氏，福田和行氏，吉村優輝氏からは卒業研究の指導や相談を通して，多くを学ぶことができました．感謝致します．

本研究は大阪大学 大学院基礎工学研究科で行った．本研究における実験は大阪大学大学院基礎工学研究科人を対象とした研究に関する倫理委員会の承認(28-2)，または，大阪大学医学部附属病院 未来医療センター 臨床研究倫理審査委員会の承認(承認番号 16128)を得て行っており，被験者に実験内容について説明し，書面にて同意を得られた場合にのみ測定した．

## 参考文献

- [1] 前田一美, 前田真美, 川上匡平, 井沢光聡. Dynamic CT による肺野濃度の評価について (第2報). 日本放射線技術学会雑誌, Vol. 52, No. 10, p. 1319, 1996.
- [2] 宮尾秀樹, 小山薫, 小高光晴. 混合静脈血酸素飽和度と血中乳酸値測定の意義. 日本臨床麻酔学会誌, Vol. 25, No. 7, pp. 645–651, 2005.
- [3] 引原有輝, 齊藤慎一, 吉武裕. 高校野球選手における簡易エネルギー消費量測定法の妥当性の検討. 体力科学, Vol. 54, No. 5, pp. 363–372, 2005.
- [4] P. Webb. *Human Calorimeter*. Praeger Publisher, New York, 1985.
- [5] 吉武裕, 島田美恵子, 海老根直之, 齊藤慎一, 田中宏暁. ヒューマン・カロリメータ. 栄養学雑誌, Vol. 58, No. 5, pp. 185–194, 2000.
- [6] P. Webb and S. J. Troutman Jr. An instrument for continuous measurement of oxygen consumption. *Journal of applied physiology*, Vol. 28, pp. 867–871, 1970.
- [7] M. A. Ballal and I. A. Macdonald. An evaluation of the oxylog as a portable device with which to measure oxygen consumption. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, Vol. 3, No. 1, pp. 57–65, 1982.
- [8] W. Lu, P. J. Parikh, J. P. Hubenschmidt, J. D. Bradley, and D. A. Low. A comparison between amplitude sorting and phase-angle sorting using external respiratory measurement for 4D CT. *Medical Physics*, Vol. 33, No. 8, pp. 2964–2974, 2006.
- [9] 中島一樹, 吉村拓巳, 南部雅幸, 田村俊世. 生活の質(QOL)向上のための無拘束生体情報モニタの利用. 電子情報通信学会論文誌, Vol. 85, No. 12, pp. 1373–1379, 2002.



- [10] B. J. Jang, S. H. Wi, J. G. Yook, M. Q. Lee, and K. J. Lee. Wireless bio-radar sensor for heartbeat and respiration detection. *Progress In Electromagnetics Research C*, Vol. 5, pp. 149–168, 2008.
- [11] 宮内祐樹, 石澤広明, 新村正明. Fiber bragg grating センサによる脈拍数, 呼吸数計測. 計測自動制御学会論文集, Vol. 49, No. 12, pp. 1101–1105, 2013.
- [12] 伊志嶺篤, 斎藤拓志, 西村正治, 中野剛, 宮本顕二, 川上義和. 動脈血酸素分圧 60torr 以上の慢性閉塞性肺疾患患者における運動時酸素吸入の効果. 日本胸部疾患学会雑誌, Vol. 33, No. 5, pp. 510–519, 1995.
- [13] 永澤健, 白石聖. 静的ストレッチングの伸長時間の違いが伸長部位の筋酸素飽和度および筋血流量に及ぼす影響. 体育学研究, Vol. 56, No. 2, pp. 423–433, 2011.
- [14] 八田秀雄. エネルギー代謝を活かしたスポーツトレーニング. 講談社, 東京, 2004.
- [15] 厚生労働省. 健康づくりのための身体活動基準 2013, 2013.
- [16] 村上寿利, 進藤宗洋, 田中宏暁, 熊谷秋三, 生田純男, 佐々木淳. 冠動脈硬化性心疾患危険因子の判定手法としての推定最大酸素摂取量の有効性. 動脈硬化, Vol. 15, No. 8, pp. 1665–1673, 1988.
- [17] 今村裕行, 皆吉正博, 堀之内晶子, 本多加代子, 今井優, 国方和宏, 石黒久雄, 小畑大吉, 福岡博, 忠田守喜, 茶谷徳行, 濱田偉文, 宮越一穂, 松下起子. 成人男性の最大酸素摂取量と血中脂質の関係について. 日本総合健診医学会誌, Vol. 16, No. 4, pp. 343–348, 1989.
- [18] 佐藤敏郎, 村瀬智彦, 藤井輝明, 岩尾智, 小林由樹, 佐藤祐造. 中高年者における健康と体力との関係. 体力科学, Vol. 45, No. 2, pp. 357–363, 1996.
- [19] 村田友常, 永島成晃, 堀江登, 伊藤晶子. わかりやすい解剖生理学. 三共出版株式会社, 東京, 1994.
- [20] 万袋喜敬. 胸郭前後径の変化が Frank 法ベクトル心電図に及ぼす影響とその修正法. 岡山医学会雑誌, Vol. 91, No. 7-8, pp. 1005–1016, 1979.

- [21] 富田和秀, 阪井康友, 門間正彦, 大瀬寛高, 居村茂幸. Dynamic MRI を用いた正常な横隔膜運動の動的解析. *理学療法科学*, Vol. 19, No. 3, pp. 237–243, 2004.
- [22] 長谷部ヤエ, 武藤治子, 原田隆子, 飯塚幸子. 成人男子の体型に関する研究. *家政学雑誌*, Vol. 27, No. 2, pp. 116–120, 1976.
- [23] 蛤謙治. パルスオキシメータの小型軽量化による用途の拡大. *Konica Minolta technology report*, Vol. 4, pp. 61–64, 2007.
- [24] 青柳卓雄. パルスオキシメータの誕生とその理論. *日本臨床麻酔学会誌*, Vol. 10, No. 1, pp. 1–11, 1990.
- [25] 中島研二, 田村俊世, 根本鉄, 豊島健, 戸川達男, 土屋喜一. 無拘束生体計測. *医用電子と生体工学*, Vol. 20, No. Supplement, p. 111, 1982.
- [26] 小宮勤一. 流量計測 (第2回). *ターボ機械*, Vol. 28, No. 7, pp. 439–444, 2000.
- [27] 妙中義之, 高野久輝, 関井浩義, 野田裕幸, 矢倉明彦, 木下正之, 巽英介, 佐々木栄作, 阿久津哲造, 池田稔. 人工心臓システムに組込んだ空気流量計の人工心臓機能監視と駆動法への応用. *人工臓器*, Vol. 18, No. 2, pp. 654–659, 1989.
- [28] 船木達也, 川嶋健嗣, 香川利春. 高速応答性を有する気体用層流型流量計の特性解析. *計測自動制御学会論文集*, Vol. 40, No. 10, pp. 1008–1013, 2004.
- [29] T. Zhang, H. Keller, M. J. O'Brien, T. R. Mackie, and B. Paliwal. Application of the spirometer in respiratory gated radiotherapy. *Medical physics*, Vol. 30, No. 12, pp. 3165–3171, 2003.
- [30] 埜大, 小出泰介, 小口喜美夫. ホームヘルスケアシステムにおける遠赤外線画像を用いた鼻呼吸検出法の提案. *電子情報通信学会論文誌*, Vol. 94, No. 1, pp. 260–263, 2011.
- [31] S. Maekawa and S. Markon. Airflow interaction with floating images. In *Proceedings of ACM SIGGRAPH ASIA 2009 Art Gallery & Emerging Technologies: Adaptation*, p. 60, 2009.

- [32] Air Flow Interaction Using Floating Image : DigInfo - YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=o7o0eM1Ec-0> 2016/11/29 閲覧.
- [33] T.M. Sppänen, J. Kananen, N. Kai, O. P. Alho, and T. Sppänen. Accurate measurement of respiratory airflow waveforms using depth data. In *Proceedings of 37th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 7857–7860, 2015.
- [34] 中島真人. 非接触無拘束呼吸モニタリング装置の開発と応用. 計測と制御, Vol. 44, No. 3, pp. 185–190, 2005.
- [35] 青木広宙, 青木廣市, 中島真人. 近赤外輝点マトリックス照影による非接触・無拘束就寝者呼吸監視システム. 電気学会論文誌, Vol. 124, No. 6, pp. 1251–1258, 2004.
- [36] F. Adib, H. Mao, Z. Kabelac, D. Katabi, and R. C. Miller. Smart homes that monitor breathing and heart rate. In *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 837–846, 2015.
- [37] R. Paradiso, G. Loriga, and N. Taccini. A wearable health care system based on knitted integrated sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 9, No. 3, pp. 337–344, 2005.
- [38] 清山哲郎. 化学センサ (1). 表面化学, Vol. 5, No. Special, pp. 188–194, 1984.
- [39] 石地徹. 電気化学式センサによる環境モニタリング. 電気学会論文誌, Vol. 118, No. 2, pp. 76–79, 1998.
- [40] 白鳥昌之. ガスセンサ. 表面科学, Vol. 10, No. 11, pp. 925–932, 1989.
- [41] 富田忠雄, 高井章. 生命維持機能の生理学. 昭和堂, 京都, 2005.
- [42] E. Kofrányi and H. F. Michaelis. Ein tragbarer apparat zur bestimmung des gasstoffwechsels. *Arbeitsphysiol*, Vol. 11, pp. 148–150, 1949.
- [43] C. F. Consolazio. Energy expenditure studies in military populations using kofrányi-michaelis respirometers. *The American journal of clinical nutrition*, Vol. 24, No. 12, pp. 1431–1437, 1971.

- [44] S. J. Humphrey and H. S. Wolff. The oxylog. *The Journal of physiology*, Vol. 267, No. 1, p. 12, 1977.
- [45] D. W. Bales, B. N. Craig, J. J. Congleton, C. J. Kerk, A. A. Amendola, W. G. Gaines, and O. C. Jenkins. The influence of supporting the oxylog instrument on estimated maximal aerobic capacity during a step test and heart rate in a lifting test. *Applied ergonomics*, Vol. 32, No. 4, pp. 367–377, 2001.
- [46] 田村俊世, 佐藤和彦, 樋口隆尚, 戸川達男. 携帯形酸素摂取量測定装置の開発とその応用. 計測自動制御学会論文集, Vol. 29, No. 8, pp. 916–924, 1993.
- [47] M. Altini, J. Penders, and O. Amft. Estimating oxygen uptake during nonsteady-state activities and transitions using wearable sensors. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, Vol. 20, No. 2, pp. 469–475, 2016.
- [48] M. Altini, J. Penders, and O. Amft. Personalizing energy expenditure estimation using a cardiorespiratory fitness predicate. In *Proceedings of 2013 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare and Workshops*, pp. 65–72, 2013.
- [49] 長谷部望. 電波工学 (改訂版) . コロナ社, 東京, 1995.
- [50] 伊藤繁夫, 岩崎久雄, 岡田敏美, 長谷川弘治. 基礎からの電磁波工学. 日新出版株式会社, 東京, 2008.
- [51] 松田豊稔, 宮田克正, 南部幸久. 電気・電子系 教科書シリーズ 24 電波工学. コロナ社, 東京, 2008.
- [52] 坂部貢, 羽根邦夫, 宮田幹夫. 生体と電磁波. 丸善出版株式会社, 東京, 2012.
- [53] 後藤憲一, 山崎修一郎. 詳解 電磁気学演習. 共立出版株式会社, 東京, 1970.
- [54] H. M. Greenhouse. Design of planar rectangular microelectronic inductors. *IEEE Transactions on parts, hybrids, and packaging*, Vol. 10, No. 2, pp. 101–109, 1974.

- [55] 原宏. わかりやすいブリッジ回路 《電子科学シリーズ》20. 株式会社 産報, 東京, 1966.
- [56] C.M. ビショップ. パターン認識と機械学習 上. 丸善出版株式会社, 東京, 2012.
- [57] 田平一行. 運動中の肺胞気酸素分圧の変化と影響する因子. 日本理学療法学会大会, Vol. 2009, p. D3O1152, 2010.
- [58] 山本尚武, 中村隆夫. ME教科書シリーズ A-3 生体電気計測. コロナ社, 東京, 2011.
- [59] J. P. Reilly. *Applied Bioelectricity From Electrical Stimulation to Electropathology*. Springer, New York, 1998.
- [60] 亀井裕孟. ミニ特集 脳・感覚機能の無侵襲計測 MRIによる脳・感覚の計測. 計測と制御, Vol. 31, No. 2, pp. 300–305, 1992.
- [61] 雨宮好文. 現代電子回路学 [I]. オーム社, 東京, 1979.

# 業績

- 論文

1. 桑谷達之, 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 大城理. 胸部に連動する電磁誘導コイルを用いた呼吸量推定. 生体医工学 (採択)

- 国内発表

1. 加藤弘樹, 桑谷達之, 武村浩志, N. Ayunisa, 細田椋平, 原口亮文, 井手口裕太. バーチャルパタパタ. 日本バーチャルリアリティ学会大会, 東京, 2015年9月.
2. 桑谷達之, 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 大城理. マイクロ波を用いた装着型肺内空気量計測手法の検討. 電気学会全国大会, 宮城, 2016年3月.
3. 桑谷達之, 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 大城理. 胸部に連動する電磁誘導コイルを用いた呼吸量推定. 生体医工学シンポジウム, 北海道, 2016年9月.
4. 桑谷達之, 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 大城理. 胸部運動の電磁誘導センシングに基づく呼吸量推定モデルの評価. パターン計測部会, 徳島, 2016年11月.

- その他

1. 桑谷達之. 電磁誘導コイルを用いた酸素摂取量推定手法. 生体工学領域交流会, 大阪, 2016年7月.