

# 2021 年度卒業論文

マイコンと汎用センサーを用いた安価なリアル  
タイム呼吸代謝測定装置の製作

2021 年 1 月 27 日

環境情報学部  
学籍番号 71741818

尾島航基

# 卒業論文 2021 年度 (令和 3 年度) 汎用センサーを用いた呼吸代謝測定装置の自作

## 論文要旨

現在、スポーツ中の各種データを取得できるデバイスはアマチュアレベルでも広く普及しているが、呼気分析によって得られるデータを取得できるデバイスは普及しているとは言いがたい。呼気分析によって最大酸素摂取量 ( $\dot{V}_{O_2max}$ ) や消費エネルギーの高精度な推定など、より有用なデータの取得が可能になる。本研究では入手性が高い安価な汎用センサーを用いて、個人レベルで利用できる呼気分析を行うことができるデバイス（呼吸代謝測定装置）を作成し、その精度や有用性を検証する。

### キーワード

1. センサー 2. 呼気分析 3. インドアスポーツ 4. 呼吸代謝測定装置 5. マイコン

慶應義塾大学 環境情報学部  
尾島航基

# 目次

1	緒言	1
1.1	スポーツセンシングの現状と呼気分析 . . . . .	1
1.2	COVID-19 の出現がスポーツに与える影響 . . . . .	2
1.3	既存の呼吸代謝測定装置 . . . . .	2
1.4	リアルタイム呼吸代謝測定 . . . . .	2
1.5	今回の研究の目標 . . . . .	2
2	方法	3
2.1	直接法と間接法 . . . . .	3
2.2	Weir の式 . . . . .	3
2.3	計測項目 . . . . .	4
2.4	酸素摂取量 ( $\text{VO}_2$ ) . . . . .	5
2.5	換気量 ( $V_E$ ) . . . . .	7
3	製作	9
3.1	装置全体の構成 . . . . .	9
3.2	呼気の収集 . . . . .	12
3.3	換気量の測定 . . . . .	17
3.4	呼気酸素濃度の測定 . . . . .	23
3.5	呼気二酸化炭素の計測 . . . . .	28
3.6	気温・大気圧の計測 . . . . .	30
3.7	データの記録 . . . . .	31
3.8	使用部材と価格 . . . . .	32
4	検証	34
4.1	実験方法 . . . . .	34
4.2	実験機材 . . . . .	35
4.3	ランプアップ・ダウン . . . . .	36
4.4	最大酸素摂取量測定 . . . . .	38
4.5	負荷変動を伴うワークアウト . . . . .	38
4.6	使用中の様子と所感 . . . . .	38
4.7	既存の呼吸代謝測定装置との比較 . . . . .	38
5	結果	39

5.1	ランプアップ・ダウン	39
5.2	最大酸素摂取量測定	39
5.3	負荷変動を伴うワークアウト	39
6	<b>考察</b>	40
6.1	換気量センサーのボトルネック	40
6.2	測定データの利用	40
7	<b>結言</b>	41
7.1	将来の展望	41
7.2	今回の課題	41

# 1 緒言

## 1.1 スポーツセンシングの現状と呼気分析

近年、小型軽量かつ安価なデバイスでスポーツ中の様々なデータを測定・記録することが可能になってきた。特に運動時間が長く激しい動きが少ないことで運動中の測定が行いやすい持久系スポーツにおいては、アマチュアレベルでも様々なデータを記録し、トレーニングに活用するということが行われるようになっている。例として、GPSなどを用いた移動距離やスピード、加速度センサーなどを用いたランニングにおけるピッチやストライド、サイクリングにおけるペダル回転数、また皮膚に取り付けるセンサーで測定する心拍数や血中酸素濃度 ( $\text{SpO}_2$ ) などが挙げられる。

一方で、呼気を採集・分析することによって得られるデータを測定するデバイスは学術・産業用が存在するのみで、個人レベルで使用できる安価なものが普及するには至っていない。これによって得られる最大酸素摂取量 ( $\dot{V}_{O_2\max}$ ) の直接測定や、酸素摂取量と二酸化炭素摂取量を用いた消費エネルギーの高精度な推定などを行うことが可能になれば、そのデータをより効率的なトレーニングや安全な運動に役立てることが可能になる。そこで、本研究では個人レベルで利用できる呼気分析を行うことができるデバイス（呼吸代謝測定装置）入手性が高い安価な汎用センサーを用いて製作する。

また、2019年に出現し現在も世界中で猛威を振るっている COVID-19 によって、スポーツの在り方も変化を受けている。大人数で集まって行うようなトレーニングが行えなくなったほか、自宅などに居ながらにしてインターネット経由で世界中の人々と競技ができるインドアスポーツは急速な盛り上がりを見せている。本研究はそのような新たなスポーツの在り方に役立つ新たなデバイスを製作することを目的としている。

また、2019年に出現し現在も世界中で猛威を振るっている COVID-19 によって、感染防止からマスク型の装置を複数人で共用することが不可能になり、従来の高価な呼吸代謝測定装置を研究室等で使用することが難しくなってきた。そのような状況の中で、個人で安価に製作することのできる呼吸代謝測定装置は価値を発揮するのではないかと考える。

- 1.2 COVID-19 の出現がスポーツに与える影響
- 1.3 既存の呼吸代謝測定装置
- 1.4 リアルタイム呼吸代謝測定
- 1.5 今回の研究の目標

## 2 方法

### 2.1 直接法と間接法

#### 2.1.1 直接法

人体で消費されたエネルギーは熱となって放射される。その熱量を直接測るのが直接法である。例えば、直接法の測定機器である Atwater-Benedict-Rosa calorimeter では、測定室内の被験者が放射する熱を室内に張り巡らされた管を流れる水の温度から測定する。それに加え、室内で発生した水蒸気量呼気などの水蒸気の気化熱を測定するとともに、測定中の体温の変化も考慮して、被験者のエネルギー消費量を測定する [1]。

このように装置が大掛かりで、活動内容も測定室内で行えるものに限られるため、現在でも使用は一部の実験施設などに限られている。

#### 2.1.2 間接法

そこで、測定が容易な別の値から間接的に消費エネルギーを求める方法が考案されてきた。中でも心拍数を用いて消費エネルギーを推定する方法は古くから RMR 法などの方法が用いられ [2]、現在では様々なデバイスやサービスで利用することができます。

しかし、心拍数は同一の被験者においても気温や体調によるばらつきが大きく、これを用いた消費エネルギーの推定は精度面で問題が残る。そこで、直接法ほど大掛かりな装置を用いずにより正確に消費エネルギーを推定する方法として、呼気分析によって消費エネルギーを推定する方法がある。

### 2.2 Weir の式

人体がエネルギーを生み出す際の化学反応から消費エネルギーを推定することができる。食物から取り込んだ栄養素が酸素と反応し、二酸化炭素を産出する。この化学式を用いて、酸素摂取量と二酸化炭素摂取量、尿素窒素量が正確に得られれば、エネルギー消費量が 1% もしくはそれ以下の誤差で推定できる [3]。

例えば、よく利用される Weir[4] の式は以下の通りである。

$$EE(kcal) = 3.941 \times \text{酸素摂取量} + \text{二酸化炭素産生量} - 2.17 \times \text{尿中窒素排出量} \quad (2.1)$$

このうち、尿素窒素排出量は摂取エネルギーに閉めるたんぱく質の割合によって決まる。この値は比較的安定しており、たんぱく質の占める割合を 12.5% と仮定

すると Weir の式は次のようになる.

$$EE(kcal) = 3.9 \times \text{酸素摂取量} + 1.1 \times \text{二酸化炭素産生量} \quad (2.2)$$

尿中窒素排出量を使用しない Weir の式は、たんぱく質の占める割合が 20% を大きく超えるような極端に偏った食事や、激しい運動中に限定したりすることをしなければ、誤差の影響は 1% 未満であり、酸素摂取量と二酸化炭素産出量のみでも十分に正確に測定することができる [1].

呼気分析と Weir の式を用いた間接法は、直接法に比べて実施が容易である上に、心拍数などを用いた場合に比べてより精度の高い推定が可能である。それに加えて、呼気分析によって得られる酸素摂取量 ( $\dot{V}_{O_2}$ )、呼吸回数 (RR) 及び換気量 (VE) などの値は、アマチュアアスリートにとってもトレーニングや安全な運動のために有用なデータとなりうる。そこで、今回は呼気分析によって消費エネルギーを測定することができる呼吸代謝測定装置を製作する。

## 2.3 計測項目

### 2.3.1 酸素摂取量 ( $\dot{V}_{O_2}$ ) と二酸化炭素産出量 ( $\dot{V}_{CO_2}$ )、呼吸商

酸素摂取量  $\dot{V}_{O_2}$  は空気中の酸素 ( $O_2$ ) が単位時間（今回は慣例に従い 1 分間値とする）あたりにどれだけ身体に採り入れられたかを表す値である。よって、身体（肺）に採り入れた空気の量の大きさ（肺換気量）と吸気ガスと呼気ガスの酸素濃度の差（酸素の減少率）によって  $\dot{V}_{O_2}$  を求めることができる。吸気中に含まれる窒素は身体内に入らないため、この分を補正して酸素摂取量を求める。吸気の酸素分圧を  $F_{IO_2}$ 、吸気の（大気中）二酸化炭素分圧を  $F_{ICO_2}$ 、呼気の酸素分圧  $F_{EO_2}$ 、呼気の二酸化炭素分圧  $F_{ECO_2}$  とすると、酸素摂取量  $\dot{V}_{O_2}$  は次のように表せる。

$$\dot{V}_{O_2} = V_E \frac{1 - F_{EO_2} - F_{ECO_2}}{(1 - F_{IO_2} - F_{ICO_2}) \times F_{IO_2} - F_{EO_2}} \quad (2.3)$$

このうち大気中の二酸化炭素  $F_{ICO_2}$  (0.003%) は十分に小さいことから無視できることとし、 $\dot{V}_{O_2}$  は次のようにになる。

$$\dot{V}_{O_2} = V_E \frac{F_{IO_2} - F_{EO_2} - F_{ECO_2} F_{IO_2} - F_{IO_2} F_{EO_2}}{1 - F_{IO_2}} \quad (2.4)$$

同様に、二酸化炭素産出量  $\dot{V}_{CO_2}$  は次のように表される。

$$\dot{V}_{CO_2} = V_E F_{EO_2} \quad (2.5)$$

また、これらから単位時間あたりに消費される酸素量と二酸化炭素産生量の比である呼吸商 (RQ) が求められる。

$$RQ = \frac{\dot{V}_{O_2}}{\dot{V}_{CO_2}} \quad (2.6)$$

### 2.3.2 脂肪燃焼量と炭水化物燃焼量

## 2.4 酸素摂取量 ( $VO_2$ )

### 2.4.1 酸素摂取量の測定の原理

酸素摂取量  $VO_2$  は空気中の酸素 ( $O_2$ ) が単位時間 (今回は慣例に従い 1 分間値とする) あたりにどれだけ身体の中に採り入れられたかを表す値である。よって,  $VO_2$  は吸気量  $V_I$  と吸気中の酸素濃度  $F_I O_2$  の積 (吸気中酸素量) から, 呼気量  $V_E$  と呼気中の酸素濃度  $F_E O_2$  の積 (呼気中酸素量) を引いたものとして求めることができる (図 2.4.1).

$$VO_2 = (V_I \times F_I O_2) - (V_E \times F_E O_2) \quad (2.7)$$

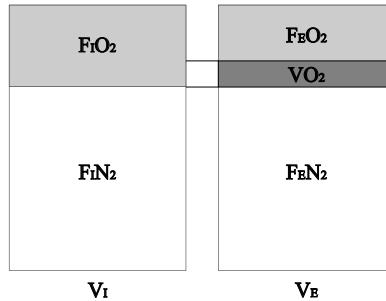


図 2.1  $VO_2$  の測定

このうち, 吸気量  $V_I$  は直接測定しなくとも, 吸気中および呼気中の窒素量から求めることが可能である. 2.4.2で解説する.

### 2.4.2 窒素補正

窒素は代謝に使われないため体内に吸収されない. そのため, 吸気中と呼気中の窒素量は変わらないという特性を持つ (図 2.4.1). これを利用することで, 吸気量  $V_I$  を直接測定せずに求めることが可能である. 吸気中及び呼気中の窒素量は, 吸気量または呼気量に, それぞれ吸気中の窒素濃度  $F_I N_2$ , 呼気中の窒素濃度  $F_E N_2$  を掛けたものとして求められる. これと先述の窒素の特性を用いて, 次の式が成り立つ.

$$V_I \times F_I N_2 = V_E \times F_E N_2 \quad (2.8)$$

また、この特性から呼気中の窒素濃度は、呼気中の酸素濃度  $F_E O_2$  と二酸化炭素濃度  $F_E CO_2$  を 100% から引いた残りであると考えられるから、次の式が成り立つ

$$F_E N_2 = 100 - F_E O_2 - F_E CO_2 \quad (2.9)$$

式 2.8 を  $V_I$  に関して変形すると

$$V_I = \frac{V_E \times F_E N_2}{F_I N_2} \quad (2.10)$$

式 2.10 を式 2.7 に代入すると

$$VO_2 = \underbrace{\frac{V_E \times F_E N_2}{F_I N_2}}_{\text{吸気中酸素量}} \times F_I O_2 - \underbrace{V_E \times F_E O_2}_{\text{呼気中酸素量}} \quad (2.11)$$

式 2.11 の右辺の  $V_E$  を括り出して整理すると

$$\underbrace{VO_2}_{\substack{\text{酸素摂取量} \\ \text{呼気量}}} = \underbrace{V_E}_{\text{呼気量}} \times \underbrace{\left( \frac{F_E N_2}{F_I N_2} \times F_I O_2 - F_E O_2 \right)}_{\substack{\text{窒素補正} \\ \text{酸素摂取量}}} \quad (2.12)$$

式 2.12 では、窒素は代謝に使われないため吸気中と呼気中の窒素量は変わらないという特性を利用して、吸気中の酸素濃度を呼気量に相当した酸素濃度に換算している。これを窒素補正という。

右項の酸素摂取率は、窒素補正された呼気ガス量に対する酸素濃度から、呼気中の酸素濃度を引いて得られる。呼気中の窒素濃度は、呼気中の酸素濃度  $F_E O_2$  と二酸化炭素濃度  $F_E CO_2$  を 100% から引いた残りであると考えられるから、それらを代入すると

$$VO_2 = V_E \times \left( \frac{100 - F_E O_2 - F_E CO_2}{F_I N_2} \times F_I O_2 - F_E O_2 \right) \quad (2.13)$$

通常大気中（吸気中）の窒素濃度は 79.04%，酸素濃度は 20.93% であるから、これらの値を代入して

$$VO_2 = V_E \times \left( \frac{100 - F_E O_2 - F_E CO_2}{79.04} \times 20.93 - F_E O_2 \right) \quad (2.14)$$

$$VO_2 = V_E \times (100 - F_E O_2 - F_E CO_2) \times 0.265 - F_E O_2 \quad (2.15)$$

以上の式から、呼気の分析から酸素摂取量を求めることができる。

## 2.5 換気量 ( $V_E$ )

### 2.5.1 換気量の測定

2.4で示したように、換気量  $V_E$  を測定するためには呼気量を測れば良い。

### 2.5.2 STPD 係数

呼気量から測定される換気量は、ATPS(Ambient Temperature, Pressure, Saturated with water vapor)においての値である。これは計測環境気温、計測環境気圧、水蒸気飽和における値である。 $VO_2, VCO_2$  は慣習として STPD(Standard Temperature, Pressure, Dry), 0 °C, 1 気圧の気体標準状態で表記されるため、ATPS を STPD に換算する必要がある。この係数を STPD 係数と呼ぶ。STPD 係数は以下の式で表される。

$$STPD = \frac{P_B - P_{H2O}}{760} \times \frac{273.15}{273.15 + T} \quad (2.16)$$

ただし、 $P_B$  : 気圧,  $P_{H2O}$  : 飽和水蒸気圧 (2.5.3で記述する),  $T$  : 気温, 273.15 : 絶対温度である。

### 2.5.3 飽和水蒸気圧

飽和水蒸気圧  $P_{H2O}$  は温度によって変化し、Tetens(1930) の式を用いて近似値を求めることができる。温度  $T$  [°C] の時の飽和水蒸気圧  $e(T)$  [mmHg] は次の式で求められる。

$$e(T) = 6.1078 \times 10^{\frac{7.5T}{T+237.3}} \times \frac{760}{1013.25} \quad (2.17)$$

### 2.5.4 換気量の計算

$VO_2, VCO_2$  に使用される換気量は 1 分間値であるので、換気量  $V_{ATPS}$  を求めるためには呼気量  $V$  を採気時間  $T$  [min] で割る。

$$V_{ATPS} = \frac{V}{T} \quad (2.18)$$

これに STPD 係数 (2.16) を掛けると換気量  $V_{STPD}$  が得られる。

$$V_{STPD} = V_{ATPS} \times STPD \quad (2.19)$$

式 2.11 より、STPD 状態の吸気中酸素量  $V_I O_2$  から呼気中酸素量  $V_E O_2$  を引くことで酸素摂取量  $VO_2$  を求めることができる。

STPD 状態での呼気中酸素量  $V_E O_2$  は呼気中酸素濃度  $F_E O_2$  から次の式で求め  
る。

$$V_E O_2 = V_{STPD} \times \frac{F_E O_2}{100} \quad (2.20)$$

章 2.4.2 で述べたとおり、吸気中と呼気中の窒素量は変化しない。これを利用して吸気中の窒素量から STPD 状態での吸気中酸素量  $V_I O_2$  を次の式から求める。

$$V_I O_2 = V_{STPD} \times \frac{F_E N_2}{79.04} \times \frac{20.93}{100} \quad (2.21)$$

ただし、79.04, 20.93 はそれぞれ通常大気中（吸気中）の窒素濃度は 79.04%，酸素濃度は 20.93% である。

窒素補正を利用し、 $F_E N_2$  に代入すると次のようになる。

$$V_I O_2 = V_{STPD} \times \frac{100 - F_E O_2 - F_E CO_2}{79.04} \times \frac{20.93}{100} \quad (2.22)$$

通常大気中（吸気中）の窒素濃度は 79.04%，酸素濃度は 20.93% であるから、これらの値を代入して

$$V_I O_2 = V_{STPD} \times \frac{100 - F_E O_2 - F_E CO_2}{79.04} \times \frac{20.93}{100} \quad (2.23)$$

### 3 製作

#### 3.1 装置全体の構成

装置全体の構成を図 3.1 に示す。

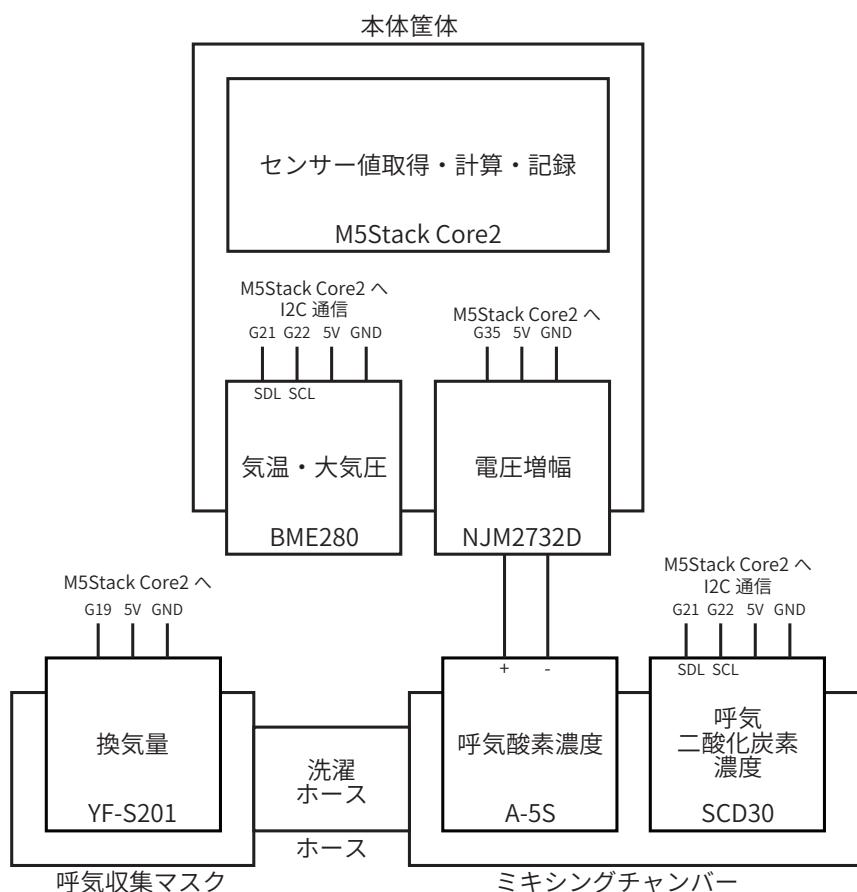


図 3.1 装置の全体構成

##### 3.1.1 マイコン

センサー類を接続し、その値から各種計算値を求める本体となるマイコンには、M5Stack Core2 を使用した。M5Stack は ESP32 をベースに各種 IO に加えてバッテリーや各種センサーなどを搭載し、それらを標準ライブラリによってラップした主に IoT 用途などを想定して深センの M5Stack 社によって開発されるマイコンで

ある。ESP32 の標準機能として無線 LAN, Bluetooth のワイヤレス機能を搭載するため、インターネットを活用した機器の開発を容易に行える。

今回の装置は多数のセンサーを接続し、リアルタイムでの数値の計算を行うことになる。また、その数値をリアルタイムで確認しながら記録できる機能を持たせる。そのため、入出力ピンの数が多く多数のセンサーを接続することができ、M5Stack シリーズの中でも特に処理能力が高く、大型のタッチスクリーンとデータの書き込みが可能な TF カード (Micro SD カード) スロットを搭載した M5Stack Core2 を使用した。図 3.2 に M5Stack Core2 と 3.1 にその仕様を示す。



図 3.2 M5Stack Core2

### 3.1.2 本体筐体

M5Stack Core2 とオペアンプによる電圧增幅回路 (3.4.2), 温度・大気圧センサー (3.6), 各センサーと M5Stack Core2 を接続するためのケーブルを収めるための筐体を 3D プリンターで製作した。筐体は上下 2 分割の構造とし、ネジ留めで一体化させる構造とした。下部のパーツに電圧增幅回路を実装したユニバーサル基板、温度・大気圧センサーをネジ留めし、突起部に M5Stack Core2 を乗せる。上部のパーツと共に締めて M5Stack Core2 を固定する構造である。図 3.3 に今回製作した筐体を示す。

表 3.1 M5Stack Core2 主な仕様（スイッチサイエンス [5] より）

リソース	パラメータ
ESP32-D0WD-V3	240 MHz デュアルコア, 600 DMIPS, 520 KB SRAM, Wi-Fi, デュアルモード Bluetooth
フラッシュメモリ	16 MB
PSRAM	8 MB
入力電圧	5 V @ 500 mA
インターフェース	USB Type-C ×1, GROVE (I2C + I/O + UART) ×1
IPS LCD スクリーン	2.0 インチ@320 ×240 ILI9342C
タッチスクリーン	FT6336U
スピーカー	1W-0928
LED	電源表示灯（緑）
ボタン	電源ボタン, リセットボタン, 静電容量ボタン ×3
バイブレーション機能	振動モーター
マイクロフォン	SPM1423
I2S パワーアンプ	NS4168
6 軸 IMU	MPU6886
RTC	BM8563
PMU	AXP192
USB チップ	CP2104
DC/DC 昇圧	SY7088
TF カードスロット	最大 16 GB
リチウムバッテリ	390 mAh @ 3.7 V
アンテナ	2.4 GHz 3D アンテナ
動作温度	0° C～40° C
正味重量	52 g
総重量	70 g
製品寸法	54 ×54 ×16mm
包装寸法	75 ×60 ×20mm
ケース素材	プラスチック (PC)

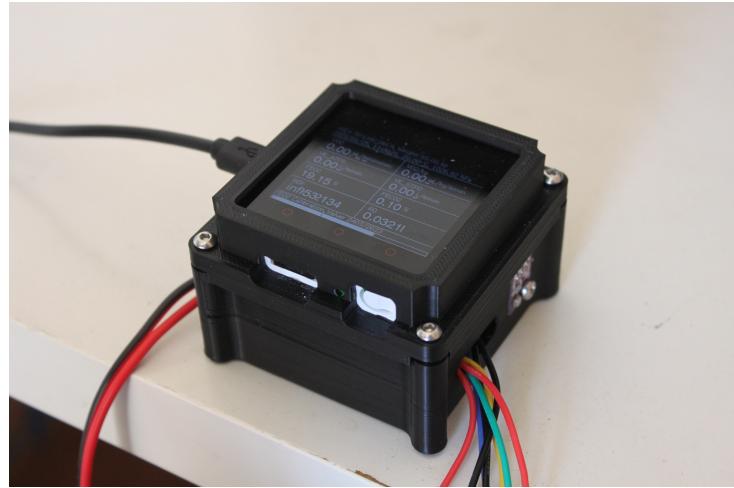


図 3.3 M5Stack, ユニバーサル基板, ケーブルを収めるための筐体

## 3.2 呼気の収集

### 3.2.1 呼気収集の方法

呼気の収集方法には、ダグラスバッグ法、ミキシングチャンバー法、プレスバイプレス法などがある。それぞれ換気量の測定方法と呼気内の酸素と二酸化炭素の濃度の測定（呼気組成の測定）方法が異なる。各方法の特徴を表 3.2 にまとめた。

表 3.2 呼気収集各方法の特徴

	換気量の測定	呼気組成の分析	呼気気流抵抗	特徴
ダグラスバッグ法	収集後に ガスマーターで測定	収集後に バッグごとに分析	小さい	単純な方法で精度が高い 測定の労力が大きい
ミキシングチャンバー法	収集中に 流量計で測定	収集中に チャンバー内で分析	大きい	測定の方法により誤差を生じやすい 測定の労力が小さい
プレスバイプレス法 (全自动分析法)	収集中に 呼吸ごとに流量計で測定	収集中に 呼吸ごとに分析	大きい	複雑な方法ゆえ誤差を生じやすい 測定の労力が小さい

ダグラスバッグ法は、呼気ガスをダグラスバッグ（Douglas Bag）と呼ばれる大型のバッグに収集する方法である。この方法では、呼気量の測定は収集の完了後にガスマーターを接続し、バッグ内の呼気を全て出し切ることで行う。呼気の組成はこのうちの一部のサンプルを分析することで求める。時間変化を見る測定を行う場合は、時間ごとにバッグを取り換える必要がある。この方法は実験室における酸素摂取量の測定には古くから使われてきた方法である。バッグの取り替え時の操作により生じる誤差以外では大きな誤差が生じにくく、精度が高い方法とされている。大掛かりな機材と多数の検者を必要とするため、個人での測定には不向きであると言える。

ミキシングチャンバー法は、呼気ガスをミキシングチャンバーと呼ばれる混合気室に貯める方法である。ミキシングチャンバーは、ガス流路に適切な障害物を置くことで時間的に変化する呼気流を一定に均し、ガス濃度を平均化する機構である[6]。この方法では、呼気量の測定は集気マスクとミキシングチャンバー間の流路に設置した流量計で行う。呼気の組成はミキシングチャンバー内で採集中に分析する。呼気の収集中に流量の測定と組成の分析を行うことに加え、チャンバー内での呼気の混合を行うことなどにより測定方法が複雑であるため、方法次第では誤差を生じやすいと言える。一方で、ダグラスバッグに比べ小型のミキシングチャンバーがあればバッグの交換の必要も無く測定が可能であるため、測定の労力が小さいと言える。法に比べ、大量の呼気ガスを採取しないため装置が小型になるという特徴がある。

プレスバイプレス法は全自動分析法とも呼ばれる。breath by breath という名前の通り、一呼吸ごとに呼気量の測定と呼気の組成の分析を行う方法である。呼気量は一呼吸ごとに流量計で測定する。呼気の組成は、一呼吸中において呼気開始時点の呼気の組成は吸気と同じであることを利用して、呼気開始と呼気終末時点での酸素濃度、二酸化炭素の差をとることで分析する。一呼吸中に呼気量の測定とガス濃度の変化の分析を行うという複雑な方法であるゆえ、単純な方法のプレスバイプレス法に比べて誤差が大きいとされている。しかし、呼気を溜め込まない構造のため装置が小型になるという特徴があるため、近年の呼吸代謝測定装置には採用されることが多いくなっている。

上記の方法において、呼気の収集中に呼気量の測定を行わないダグラスバッグ法に対し、ミキシングチャンバー法とプレスバイプレス法は呼気の収集中に流路に設置した流量計で呼気量の測定を行う。これによって問題になるのが、呼気の気流抵抗が大きくなり呼吸の際に苦しくなることである。最大作業の際には呼気は内径が35mm以上の口径の中を流れることが必要であるという[7]。最大作業の測定を行うためには、この条件を満たす流量計を使用する必要がある。

今回は、測定の容易さと装置の大きさを考慮して、ミキシングチャンバー法を用いて呼気を収集することとした。また、口径の大きな流量計を用意できないこと、後述する二酸化炭素センサーの測定範囲の問題などから、最大作業の測定は考慮しないこととし装置の製作を行った。

### 3.2.2 ミキシングチャンバー



図 3.4 製作したミキシングチャンバー

図 3.4 は今回製作したミキシングチャンバーである。材料には入手のしやすさから 1.5L の炭酸飲料（CC レモン）のペットボトルを使用した。ミキシングチャンバーとホース（図 3.9）を接合するためのジョイント部品はペットボトルのキャップ部のネジを使用し、ネジによる取り外し式としたものを 3D プリンターで製作した。

当初、ミキシングチャンバーは図 3.5 のように、チャンバー内のガス濃度の変化を小さくすることを意図して、ペットボトルのキャップ部同士を組み合わせて出口の流路を絞った形状としていた。しかし、実際に運動中の測定を行った場合、1 分以内でチャンバー内の二酸化炭素濃度が二酸化炭素センサーの測定範囲を超えて上昇してしまうことが分かった。そこで測定中はガスの混合よりも極力外気との換気を図る必要があるということで、チャンバー内には特に障害物などを設けず、片側を解放した図 3.4 のような形状とした。

また、呼気ガスの成分のうち、二酸化炭素は気体標準状態において空気の 2 倍程度の密度があることから下方に滞留すると思われる。この際にミキシングチャンバーを置く方向が換気状況に大きく影響を与えることが予想されたので、今回はチャンバーを水平に保った状態で固定することとした。チャンバーとなるペットボトルを水平に保持できるようにするために、スタンド状の部品を 3D プリンターで製作し、センサー側の部品はネジ留めで、もう一方の部品はホットボンドで固定した。

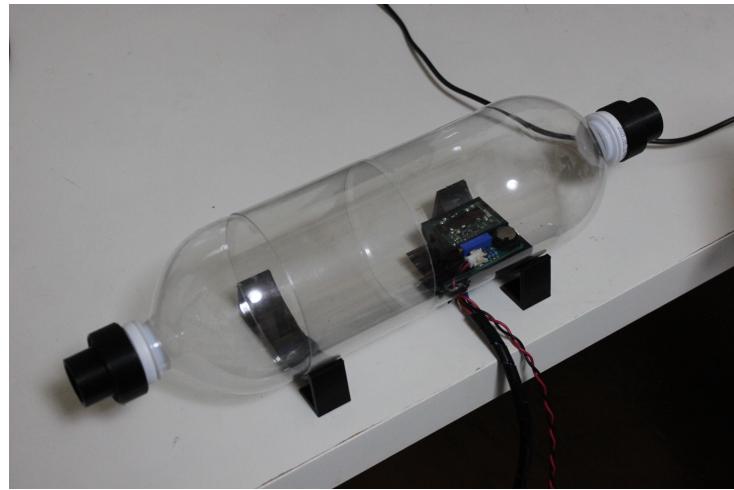


図 3.5 当初のミキシングチャンバー

### 3.2.3 呼気収集マスク



図 3.6 呼気収集マスク

呼気を収集するためには、呼吸の際の吸気と呼気を分離して呼気を収集するためのマスクが必要となる。これをここでは呼気収集マスクと呼ぶことにする。今回は呼気収集マスクには仰木研究室で以前に製作された [8] マスク（図 3.6）を流用した。これは、アクリル板を組み合わせて顔に合うような形状を構成し、呼気及び吸気用の通気口を取り付けた物である。使用時に両手が使えるように、頭に固定するための市販のガスマスクから流用したバンドが取り付けられている。マスクの内側の顔に触れる部分には、顔との間にできる隙間を埋め呼気ガスが呼気の通気口以外から漏れ出することを防ぐためのパッドが取り付けられている（3.7）。このパッドは超伸縮機能を有する山本化学工業のバイオラバー素材によって作られている。



図 3.7 内側から見た呼気収集マスク

マスクの内側には、吸気と呼気を分離するために逆流防止弁を取り付けた（図 3.7）。なお、一般的なガスマスクに倣い、今回は鼻の前あたりに位置する前方向の通気口を吸気、口の前下あたりに位置する下方向の通気口を呼気とした。今回使用した逆流防止弁は、運動時に使用するマスクに取り付けるために安価に市販されている物である。逆流防止弁の構造は図 3.8 のようになっている。ごく薄いシリコーンゴム製の膜は、一方向のみに捲れることができるようにはりつけられている。これによって、弁を流れる気体の流れる方向を一方向に制限することができる。この弁を 3D プリンターで製作したスペーサーでマスク本体の径に合わせた上でネジで固定している。

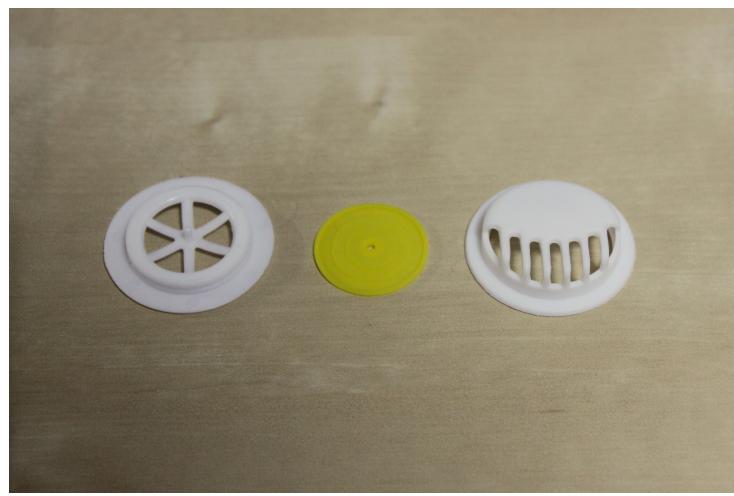


図 3.8 逆流防止弁の構造

ミキシングチャンバーと呼気収集マスクを接続するためのホースには、洗濯機の排水用ホースの延長ホースとして市販されている物（図 3.9）を使用した。この

ホースは内径 30mm の塩化ビニル製で、片側がゴム製、もう片側が硬質プラスチック製の継手となっている。今回はチャンバー側にプラスチック製、マスク側にゴム製の継手を接続することにし、ジョイント部品を 3D プリンターで製作した。



図 3.9 洗濯ホース

### 3.3 換気量の測定

#### 3.3.1 計測方式

3.2 に述べたように、今回はミキシングチャンバー方式で呼気を収集する。ミキシングチャンバー法では、換気量の測定を呼気の流路に流量計を設置することで収集中に行う必要がある。

気体の流量を測定するための流量計の原理としては、差圧流量計と超音波流量計、タービン流量計などがある。各方式の特徴を表 3.3 にまとめた。

表 3.3 主な気体流量計の測定方式

	原理	構造
差圧流量計	流路内に流路を絞った機構を設ける。 その前後に発生する圧力差を測定する。	微細
超音波流量計	流路内の液体に超音波を照射する。 照射した超音波の反射によって流量を測定する。	微細
タービン流量計	流路内にタービンを設置する。 タービンの回転数によって流量を測定する。	微細ではない

差圧流量計は流路内に絞り機構を設け、その前後に発生する圧力差を測ることで流量を計測する方式である。超音波流量計は、流路内を流れる流体に超音波を照射することで流量を計測する方式である。タービン流量計は、流路にタービンを設置し、流体によって回転するタービンの回転数によって流量を計測する方式である。

気体流量計はいずれの方式も高価な部品である。呼吸代謝測定装置の製作において、流量計のコストを抑えることは大きな課題であると言える。タービン流量計は単純な構造であり、他の方式に比べて微細ではない構造なので、水流計として安価に市販されている。今回は研究の趣旨として、呼吸代謝測定装置としての最高性能を多少損なったとしても、装置全体の全体の価格を抑えることの優先順位が高いと考えたためにタービン流量計を使用した。

今回使用した水流計は YF-S201 という名称で市販されているもので、流路に対してタービンの軸が垂直に取り付けられている接線流羽根車式のタービン流量計である。タービンの回転数に応じてホール素子が矩形波の信号を出力する。YF-S201 と主な仕様を図 3.10 と表 4.2 に示す。



図 3.10 水流計 YF-S201

回転数測定方式	ホール素子
本体素材	PVC
インペラ素材	POM
重量	49.5g (実測値)
流路外径	20mm
流路入口内径	9mm
流路出口内径	12mm
動作流量	1-30L/min
取付角度	90 度 ±5 度
流量-パルス	$1\text{L}_\text{水}/\text{min} = 450_\text{pulse}$

表 3.4 YF-S201 主な仕様

3.2.1 で述べたように、最大作業の測定を行う場合には呼気が流れる流路の内径は 35mm 以上必要であるという。今回使用した YF-S201 は最小径が 9mm となっているため、必要とされる 35mm の場合に比べて断面積比で 7% 程度の流路断面積となっていることになる。このことから、今回製作した装置は最大作業の測定には使用できないことが分かる。今回は最大作業の測定を考慮しない代わりに呼吸代謝測定装置を安価に製作することが目的である。また、実際に流路が足りない装置で実際に運動中の呼吸代謝測定装置を行った場合の使用感の検証も行うことも目的とする。

### 3.3.2 タービン式流量計の空気流量係数の測定

表 4.2 の仕様によれば、YF-S201 は 1 分あたり水流 1L が流路を流れる時に 1 分あたり 450 個の矩形波を出力する。ただし、これは水流が流れる時の値なので、空気の流量計として使用するためには空気が流れる際の関係式を求める必要がある。また、使用する呼気収集マスク 3.6 に水流計を取り付けた際に、取付角度は仕様の 90 度 ±5 度を逸脱し、顔が正面を向いた状態で 60 度程度となる。そこで、今回は取付角度が 60 度の場合に流体として空気が流れる場合の流量 - パルス値を実験で求めた。

今回は流量計を図 3.6 のように逆流防止弁の先に取り付ける。また、呼気の流量は一呼吸の内、吸気が終了した時点の 0 から最も強く息を吐き出す最大の範囲で常に変動する。これにより、呼気の流量は、吸氣中は逆流防止弁が閉じているため 0 になり、呼氣開始とともに逆流防止弁が開き次第に大きくなり、呼氣終了時点で瞬時に 0 になる。そこで、一定流量の空気を流し続けた際の値を求めるのではなく、YF-S201 が一定量の空気が流れた際のパルス数が毎回等しくなるということを仮

定し、パルス数あたりの流れた空気の容量を求めるための係数を求めてることで、水流計を使って空気の流量を測定する。



図 3.11 流量係数測定の実験

図 3.11 は実験の様子である。空気の量を正確に測りとれるシリンジを水流計の入り口に接続し、一定量の空気を送り込んだ時のパルスの数を測定した。送り込む空気の量は、入手が可能であったシリンジの最大サイズから 300mL とした（図 3.12. シリンジのピストンを押す速さが出来る限り一定になるように注意しながら手でピストンを押した。シリンジと流量計の接続部は空気が漏れないようにするために、シリンジのノズル先端と流量計の入り口を接続する逆漏斗状のジョイント部品を 3D プリンターで製作した。ジョイント部品には、シリンジのノズルから出た高圧の空気が流量計のタービンに直撃するのを避けるため、図 3.13 のように、ノズルから出た空気が一度中央の壁に当たって跳ね返り、周囲から水流計へと流れる形状とした。また、実際に取り付ける状態を想定して流量計の角度を 60 度に保つために、3D プリンターで台座を製作した台座に置いた状態で実験を行った。



図 3.12 接続用ジョイント部品とシリンジ



図 3.13 ジョイント部品の構造

今回の装置では流量計を呼気側の逆流防止弁の排気側に取り付ける。実際の呼気流量は呼気が終了し逆流防止弁が閉じた時点で 0 になるが、実際には流量計のタービンが空転することにより、実際には呼気が行われていない分の呼気流量を測定することとなってしまう（図 3.14. そこで正しく呼気流量を測定するためにはこの空転分の区間を除外する必要がある。一呼吸の内で呼気が行われ逆流防止弁が開いている間、呼気の流量は増加し続ける。このことから、流量計のタービンの時間あたり

りのパルス数を 0.1 秒ごとに算出し、これが増加から減少に転じた時間までのパルス数を係数の算出に用いた。以上の処理を行い、空転分を除外した回転数を計測するプログラムを作成し M5Stack Core2 で動作させてパルス数を測定した。

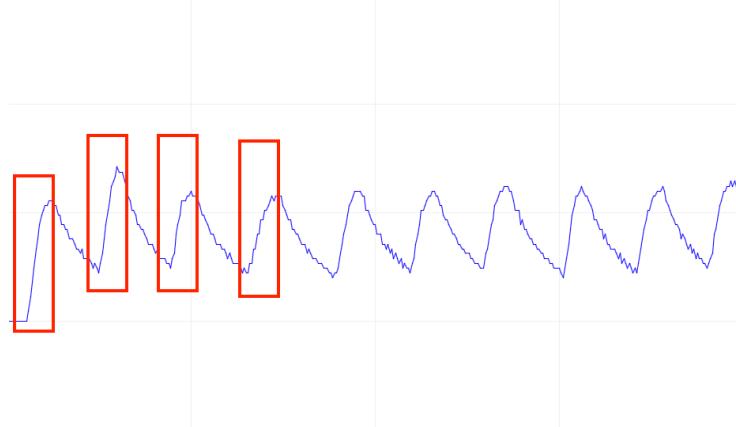


図 3.14 青線：流量計が出力する流量（パルス数）、赤枠線：実際の流量（パルス数）

測定は 200 回行い。200 回の測定で求められたパルス数の代表値を空気 300mLあたりのパルス数とする。結果は以下の通りであった。

平均値	49.59
中央値	50
最頻値	50
最大値	71
最小値	27
標準偏差	8.22203746

表 3.5 300mL の空気を流した際、YF-S201 が増加区間で出力するパルス数

図 3.15 結果のヒストグラム

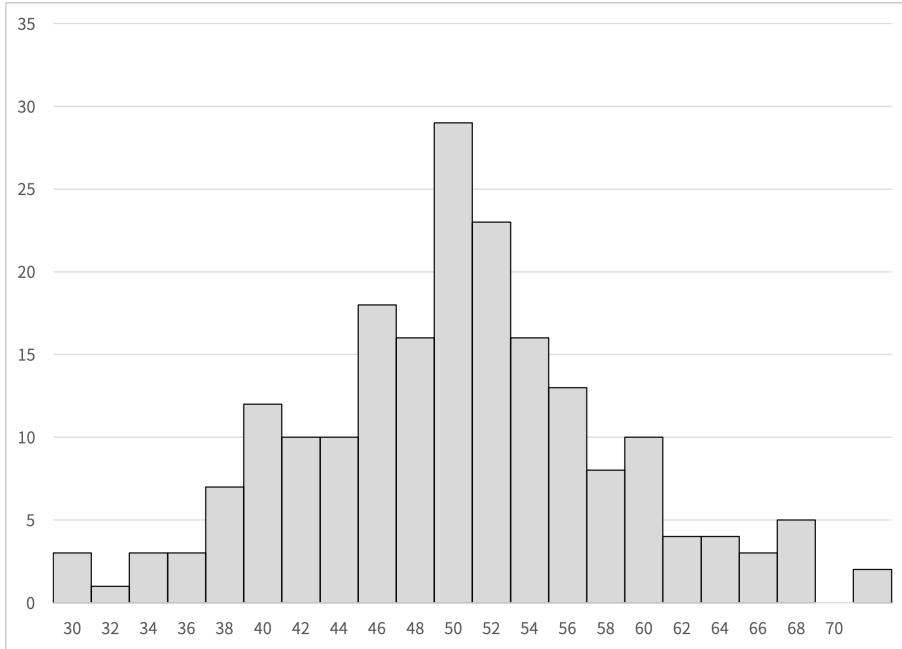


表3.5とヒストグラム3.15から、パルス数は正規分布をとることが分かる。よって、今回は平均値の整数値、かつ中央値、最頻値となる50を採用する。

流量計YF-S201に300mLの空気が流れた際のパルス数が50であることより、YF-S201がパルスを一つ出力する（タービンが一回転する）時、流れた空気の量 $x(\text{mL})$ は以下のようになる。

$$x = \frac{50}{300} = \frac{1}{6} = 0.1666666667(\text{mL}) \quad (3.1)$$

これにより、単位時間ごとのパルス数にこの係数をかけることで流量を求めることができる。

### 3.4 呼気酸素濃度の測定

酸素濃度の測定には、酸素と化学的に反応して起電力を発生する物質を用いて、発生する電圧を測定することによって濃度を測定する方法が使われる。主なものにはジルコニア式とガルバニ電池式があり、ジルコニア式は動作のためには高温を維持する必要があるため、呼気分析にはガルバニ電池式が用いられる。

#### 3.4.1 空気亜鉛電池酸素濃度計

今回は株式会社ピーバンドットコムから発売されている「実習用酸素センサキットA-5S」（以下「A-5S」）は、補聴器などに用いられる安価な空気亜鉛電池が空気中の酸素と反応することで発生する電圧を測定することで酸素濃度を測定するこ

とができるセンサーである。東京工業高等専門学校の高橋三男教授によって開発され、株式会社ピーバンドットコムによって量産されている。秋月電子通商にて1個税込み1100円で販売されている。図3.16に示す。

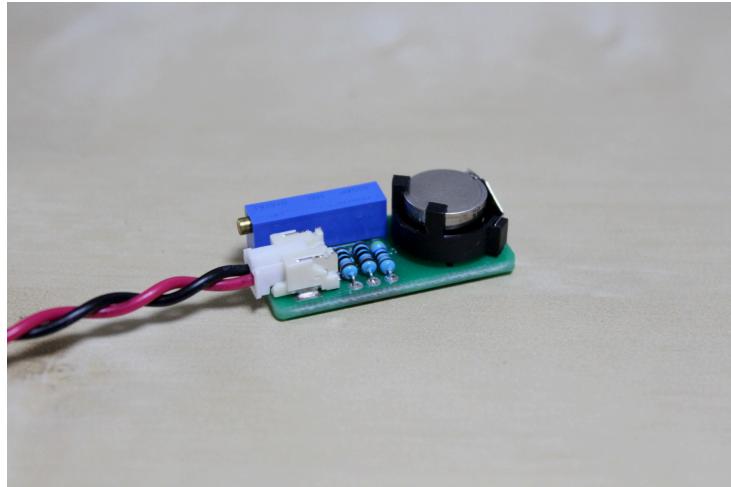


図3.16 実習用酸素センサキット A-5S

空気亜鉛電池は負極に亜鉛、正極に酸素を使用し、起電力を発生する燃料電池の一種である。空気亜鉛電池自体も6個入りで500円程度と安価に入手が可能だが、その原理から極度な乾燥・多湿、2000ppmを大きく上回るような高濃度の二酸化炭素濃度環境下における使用には向かないといわれる。今回の装置では呼気を収集するミキシングチャンバー内で使用するため、常時湿度100%の飽和水蒸気に晒され、最大90000ppm程度の二酸化炭素濃度において使用することになる。今回は本来は不適切とされるこのような環境においても呼気中の酸素濃度を測定できるのかを検証する。

A-5Sは、空気亜鉛電池に固定抵抗と可変抵抗を接続した構造になっている。可変抵抗を調整し、大気中の酸素濃度20.93%に合わせてA-5Sから出力される電圧が20.93mVとなるようにキャリブレーションを行う。一般的なガルバニ電池式酸素濃度計が2年ほどの寿命を持つのに対して、A-5Sにおける空気亜鉛電池の寿命はおよそ25時間とされている。実際に検証を行ったところ、キャリブレーションをやり直すことで2日間ほどは同じ酸素亜鉛電池を使用して酸素濃度が可能であることを確認した。

今回はこのセンサーを、図3.17の通り二酸化炭素センサーとともに3Dプリンターで製作したミキシングチャンバーの円筒形状に合わせた台座上に設置した。なお、ミキシングチャンバー内の温度変化による抵抗値の変化を抑えるため、キットでは炭素抵抗が使用されている固定抵抗を金属皮膜抵抗に交換した上で使用している。

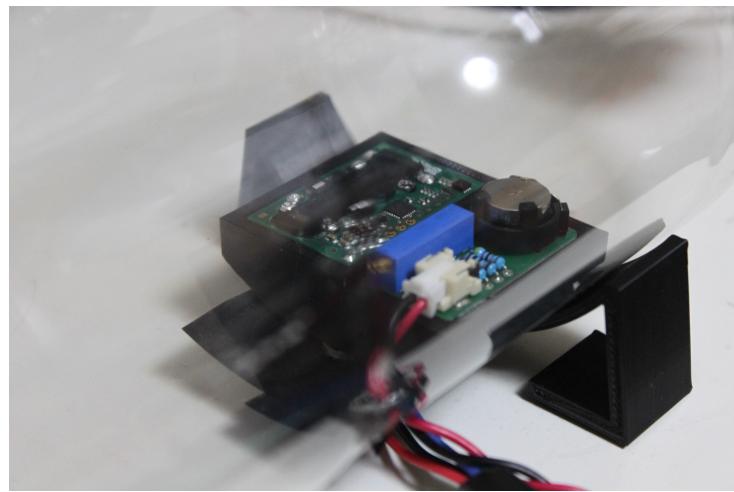
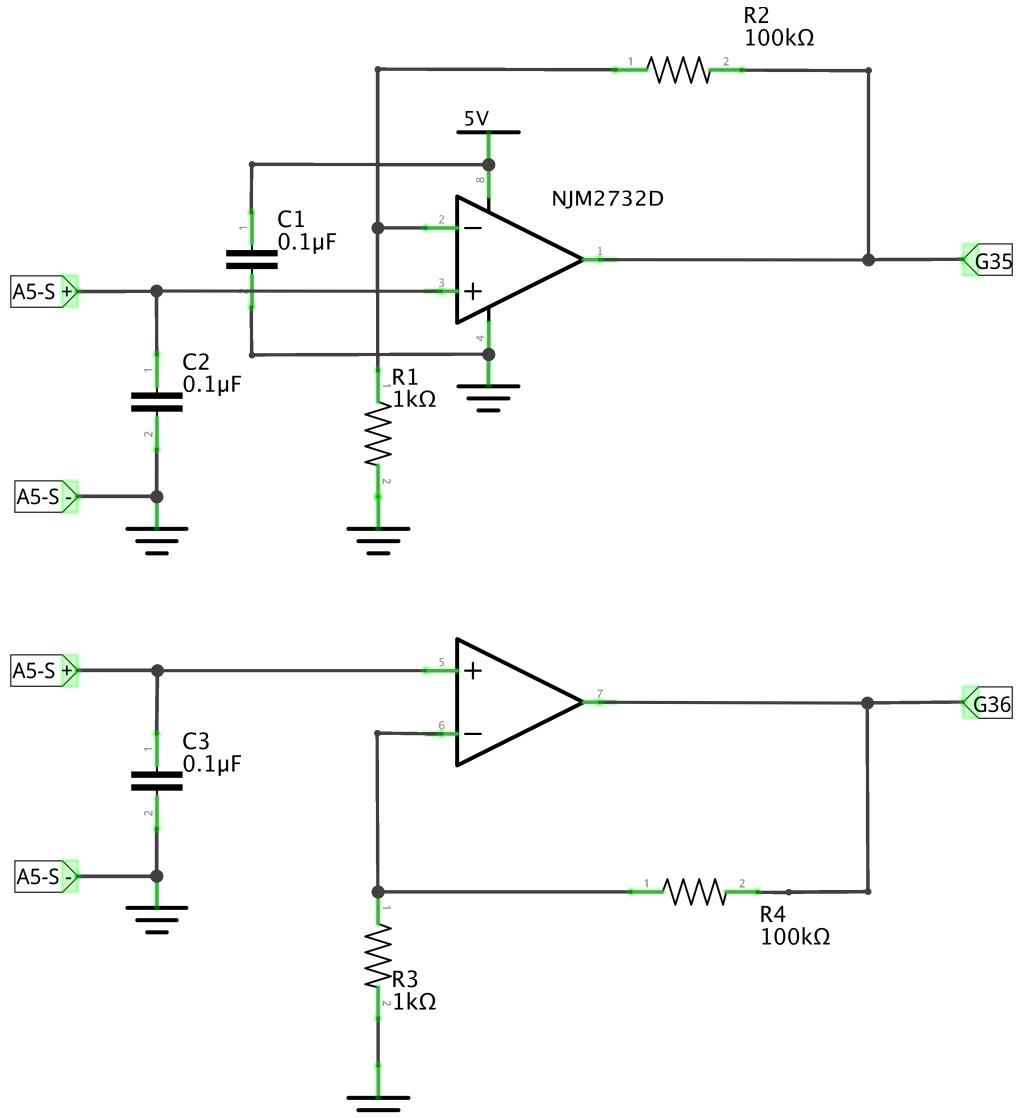


図 3.17 ミキシングチャンバー内に設置したセンサー台座

従来、呼吸代謝測定装置の酸素センサーにはガルバニ電池式センサーが多くの場合で使われてきた。この方式は高精度であるが、酸素濃度に応じて電圧を出力することで酸素濃度を測定するためのガルバニ電池が 10000 円以上と高価であるため、安価に入手できる空気亜鉛電池をセンサーとして用いた A-5S を使用した。

### 3.4.2 電圧増幅

A-5S が出力する電圧は正しくキャリブレーションされた場合において、酸素濃度 20.93% 時に 20.93mV と非常に微弱である。これを M5Stack Core2 で測定するにあたり、M5Stack Core2(ESP32) の 12bit AD コンバーター（入力された電圧を 0-4095 の 4096 段階の数値に変換する）の測定範囲である 0-3.3V に合わせて電圧増幅を行った。



fritzing

図 3.18 NJM2732D による非反転増幅回路

増幅にはオペアンプによる非反転増幅回路を用いた。单電源のフルスイングオペアンプである NJM2732D を使用して回路図 3.18 の非反転増幅回路を構成した。增幅率は、AD コンバーターの測定範囲に合わせて、大気中の酸素濃度付近が測定範囲の中央に収まるように 101 倍とした。また、信号中のノイズを取り除くためにバイパスコンデンサーとしてセラミック積層コンデンサーを使用した。また、今回は呼気酸素濃度用の酸素センサーとして A-5S を一つだけ使用しているが、NJM2732D は 2 回路入りのオペアンプであるため接地を兼ねてもう一回路分のターミナルも結線している。A-5S をもう一つ追加し、吸気酸素濃度を測定する

ことも可能である。

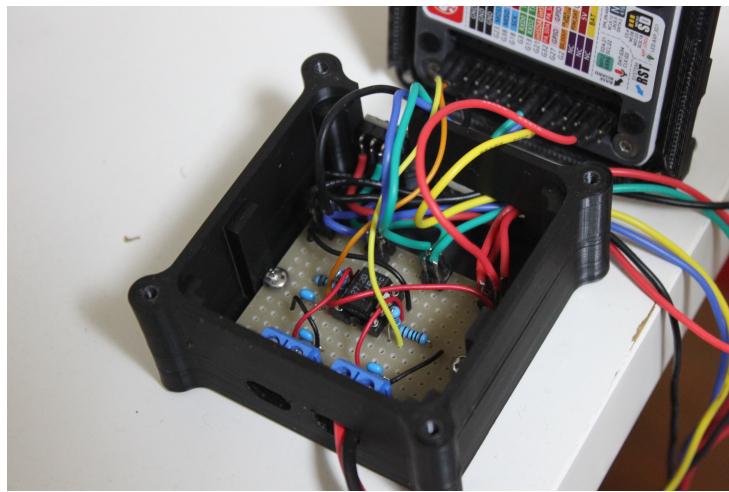


図 3.19 ユニバーサル基板上に実装した電圧増幅回路

この回路をユニバーサル基板に実装し、図 3.19 の通り筐体内の M5Stack Core2 の下部に格納した。

### 3.4.3 デジタルフィルターによるノイズ除去

A-5S が出力する電圧を図 3.18 の回路で増幅した電圧を M5Stack Core2 の AD コンバーターで読み取ったところ、図のようにスパイク状に高い値が混ざるようなノイズが乗ることが分かった。これを取り除くためにプログラム上のデジタルフィルターで信号を平滑化した。今回使用したのは移動中央値フィルターである。

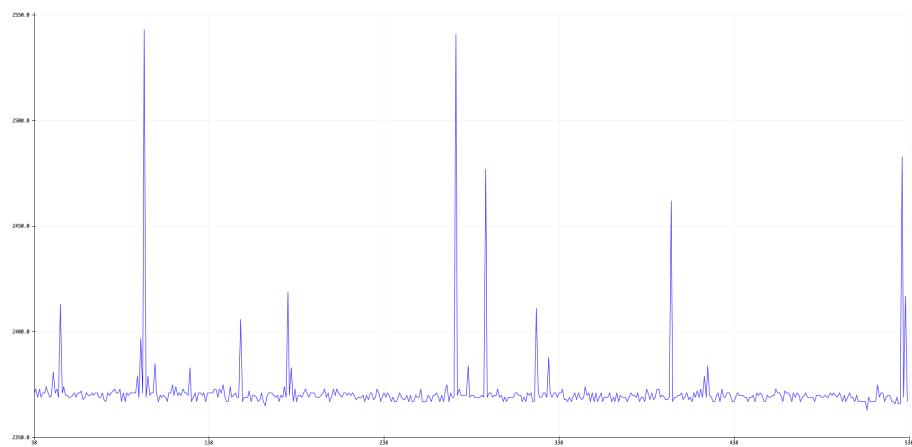


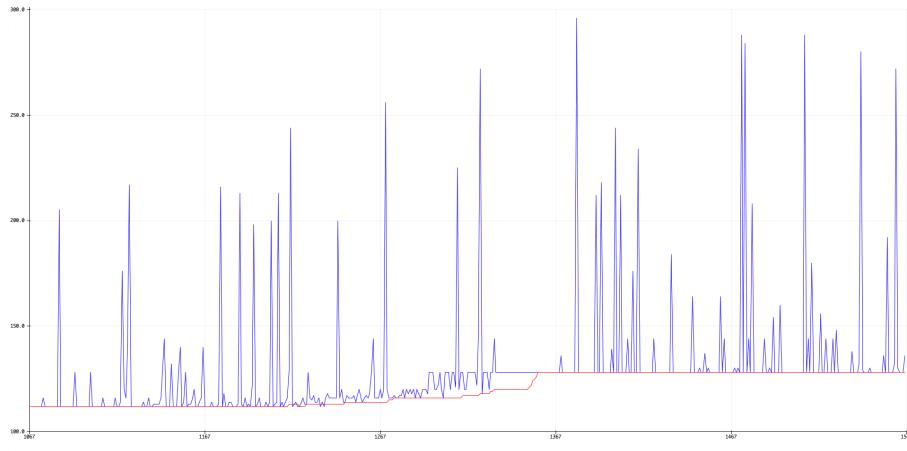
図 3.20 M5Stack Core2 の AD コンバーターの出力値の波形

移動中央値フィルター (Running Median Filter) は、平滑化を行うために時系

列データの中からいくつかを抽出し（窓），その中から中央値を選ぶという処理を行うフィルターである。中央値には平均値よりも外れ値の影響を受けにくいという特徴があり，信号の平滑化に広く使われる，窓の中から平均値を算出する移動平均フィルター（Running Median Filter）とは違い，外れ値が断続的に現れるデータにおいては外れ値による影響を受けにくいという特徴がある。

今回のプログラムにおいては Rob Tillaart 氏による Arduino 用のライブラリ，RunningMedian[9] を使用して実装を行った。移動中央値フィルターは窓の大きさを大きくするほど時間の遅れが生じるため，適切な窓の大きさを設定する必要があるが，今回は M5Stack Core2 の AD コンバーターの実際の出力値を見た上で，ライブラリが読み込むためのサンプル数を 100 個，窓のデータの数を 5 個として移動中央値フィルターを適用した。A-5S の可変抵抗を調整することで意図的に AD コンバーターの値を変動させたときの波形と，移動中央値フィルターを適用した値の波形を重ねたものを図 3.21 に示す。

図 3.21 青線が元データ，赤線が移動中央値フィルター適用後



### 3.5 呼気二酸化炭素の計測

呼気二酸化炭素濃度は運動負荷によって変化し，安静時の約 1% から高強度運動時には 9% まで変化するという [10]。そのため，運動中の呼吸代謝の測定にはこの範囲の二酸化炭素濃度の測定に対応する必要がある。

ところが，1 万円程度以下で入手可能な市販の二酸化炭素濃度センサーは，測定範囲が 0-5000ppm (0-0.5%) のものが多い。今回は可能な限り高い運動強度での呼気二酸化炭素の濃度に対応するために，測定範囲が 0-40000ppm (0-4%) の Sensirion の二酸化炭素センサーを用いたセンサーモジュール SCD30 を使用した。M5Stack Core2 とは I2C 通信で接続を行った。図 3.22 及び表 3.6 に SCD30 とそ

の仕様を示す。

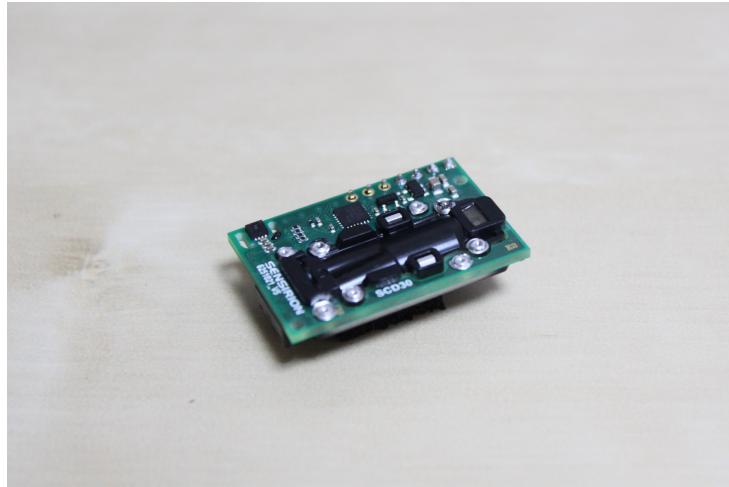


図 3.22 SCD30

表 3.6 SCD30 主な仕様

機能	二酸化炭素センサー, 温度センサー, 湿度センサー
動作温度	0 °C～+50 °C
定格電圧	3.3V～5.5V
定格電流	17mA
通信方式	I2C, Modbus
サイズ	35mm × 23mm × 7mm
CO <sub>2</sub> 測定範囲, 精度	400ppm～10000ppm, ±(30ppm + 3) 10000ppm～40000ppm (不明)
湿度測定範囲, 精度	0%RH～100RH(25 °C), ±3RH
温度測定範囲, 精度	0 °C～+50 °C, ±(0.4 °C + 0.023 × (T[°C] - 25 °C))
消費電流	19mA @ 1 測定/2 秒

SCD30 は NDIR 方式（非分散型赤外線吸収方式）を用いて二酸化炭素の濃度を測定する。NDIR 方式は、それぞれのガスが持つ特有の吸収波長領域を利用し、特定のガスのみの濃度を測定する測定方式である。ガス濃度測定方式のうち、対象ガスに変化を及ぼすことなく濃度を測定することができるのが NDIR 方式の特徴である [11]。

呼気を収集するミキシングチャンバー内は円筒形をしているため、3D プリンターでミキシングチャンバーの形状に合わせた台座を製作し、酸素センサーとともに設置した（図 3.17）。

### 3.6 気温・気圧の計測

STPD 係数の算出に必要な気温・気圧は、BOSCH の温湿度・気圧センサー BME280 を搭載した市販のセンサーモジュールで計測する。今回は BME280 と M5Stack Core2 とは I2C 通信で接続を行った。BOSCH 公式のほかいくつか用意されている Arduino 用のライブラリを用いることで、関数を用いて簡単に温度、湿度、気圧を取得することができる。今回は Adafruit 製の Arduino ライブラリを用いた。図 3.23 および表 3.7 に BME280 センサーモジュールとその仕様を示す。

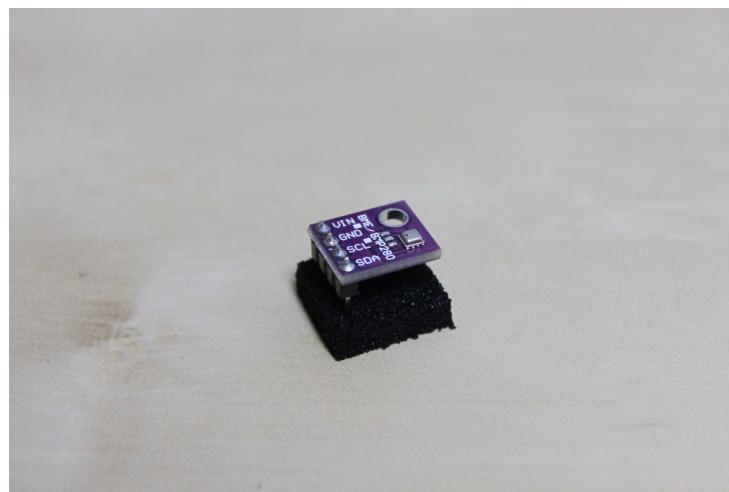


図 3.23 BME280 センサーモジュール。右下のチップが BME280 本体である。

表 3.7 BME280 主な仕様

機能	温度センサー、湿度センサー、気圧センサー	
電源電圧	1.71V 3.6V	
通信方式	I2C (最大 3.4MHz), SPI (3 線式/4 線式, 最大 10MHz)	
測定範囲, 精度, 分解能	温度 湿度 気圧	-40 +85 °C, ±1 °C, 0.01 °C 0 100%, ±3%, 0.008% 300 1100hPa, ±1hPa, 0.18Pa
基板サイズ	10 × 18mm	

センサーモジュールは M5Stack Core2 が発する熱の影響を受けないように、本体筐体の外側に埋め込む形でビスで固定した（図 3.24）。

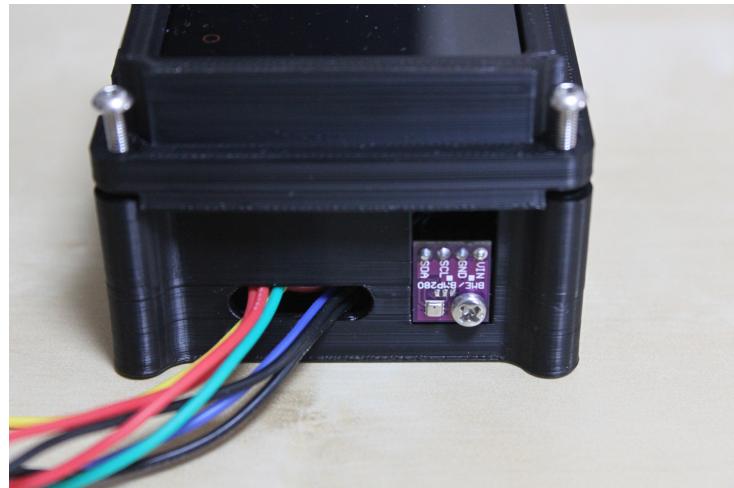


図 3.24 本体筐体に取り付けた BME280 センサーモジュール

## 3.7 データの記録

### 3.7.1 1 分間平均値の計算

呼吸代謝測定において使用する各値は 1 分間平均値である。今回製作した装置は、リアルタイムでの数値の確認・記録を行えるようにするために、1 秒ごとに 1 分間平均値を算出することとした。

気温、気圧に関しては、1 分間平均値計算用の配列を用意し、毎秒新たなデータを配列に追加するとともに 59 秒前のデータを削除し続け、配列内のデータの平均を 1 秒ごとにとることで算出する。換気量、呼気酸素濃度、呼気二酸化炭素濃度に関しては、算出のための計算を出来るだけ整数値で行うために、それぞれパルス数、AD コンバーターの出力値、二酸化炭素濃度（単位：ppm）の 1 分間平均値を求め、1 秒ごとにそれぞれを流量、酸素濃度、二酸化炭素濃度（%）を求める方法で算出している。

### 3.7.2 データの保存

各センサーが測定した値、またそれを元に算出した値は、無線 LAN 経由で NTP サーバーから取得した現在時刻のスタンプと共に M5Stack Core2 の TF カードスロットに挿入した Micro SD カードに CSV ファイルとしてログデータを記録する。また、装置を使用する際には酸素センサーのキャリブレーションの他、しばらく測定値が落ち着くまで待つ必要がある。その確認がしやすいように、1 分間隔のデータを Ambient というサービスを用いて Web ブラウザから確認できるようにした。

### 3.7.3 レコードフラグの記録

今回製作した装置ではデータの記録忘れを防ぐために、Micro SD カードを挿入している限りはデータを常時記録することにしている。長時間に及ぶ呼吸代謝測定を行う際は、後から測定データを利用する際に目的の箇所を見つけるのが難しくなることが想定される。そこで、M5Stack Core2 の正面に 3 つ装備されているタッチボタンを利用して、CSV ファイルに記録されるログデータにフラグを記録することができる機能を用意した。この機能をレコードフラグと呼ぶことにする。



図 3.25 画面下部に表示されている白いバーがレコードフラグ

図 3.25 の画面下部に表示されている白いバーがレコードフラグである。フラグは M5Stack Core2 のボタン A, ボタン B, ボタン C, にそれぞれ対応してフラグ A, フラグ B, フラグ C が存在する。起動時にはフラグは 0 になっており、ボタンをタップすることで 1 と 0 が交互に切り替わる。図 3.25 の状態では、フラグ B と フラグ C が 1 になっている状態になっている。フラグは 3 つあり、それぞれが 2 通りの状態を持つので、8 通りの状態をレコードフラグを用いて記録することができる。測定後に CSV ファイルを処理する際に、このフラグを利用して記録することで目的の箇所を見つけることが容易になる。

## 3.8 使用部材と価格

今回の装置の製作に使用した部材とその価格を表 3.8 に示す。なお、価格は購入時の価格を元に概算値で表記している。

上記の表には価格の算出が困難なマスク、3D プリンターで製作した部品に加え、元々所有していたものを使用した Micro SD カード、電子部品（ユニバーサル基

表 3.8 使用部材の品名と製品名, 價格

品名	製品名	価格
マイコン	M5Stack Core2	5500 円
ミキシングチャンバー	CC レモン 1.5L ペットボトル	150 円
ホース	洗濯機排水用延長ホース 1m	600 円
流量計	YF-S201	1000 円
酸素センサー	A-5S	1100 円
オペアンプ	NJM2732D	100 円
二酸化炭素センサー	SCD30	6000 円
温度・大気圧センサー	BME280	800 円
合計		15250 円

板, 配線, コンデンサー, 抵抗など) などは含めていない. また, 装置本体の価格としたため, 流量計の校正に用いたシリンジは含めていない. それらを含めた場合, 装置全体の価格は 20000 円程度になると思われる.

## 4 検証

2で述べたように、多くの各種計算値は酸素摂取量  $VO_2$  を元に算出される。そこで、今回は実験により酸素摂取量を測定することで装置の検証を行う。

なお、今回の検証は新型コロナウィルス感染症緊急事態宣言中に行った。呼吸代謝測定装置はマスク部などに唾液が多く付着するため、感染防止の観点から複数人の被験者を対象にした実験を行うことが難しい。よって、実験は筆者が自宅にて自身一人を被験者として行っている。ご了承いただきたい。

酸素摂取量の測定には、トレッドミルや自転車エルゴメーター、踏み台などが用いられる。今回は自宅で実験を行うため、パワーメーター（出力計）を装着したロードバイクを自動負荷調整機能付きのローラー台に取り付けて検証を行った。検証はパワーを指定したワークアウトを作成し、ワークアウト中の酸素摂取量に加えて、ロードバイクや身体に取り付けたセンサーによって実際のパワー、心拍数、ケイデンス（ペダル）回転数を測定する。

様々な点で装置の検証を行うため、以下の3つの実験を行った。

1. ランプアップ・ダウン
2. 最大酸素摂取量測定
3. 負荷変動を伴うワークアウト

以上の実験を行った上で、装置が出力するログデータとその他のセンサーで測定したデータをタイムスタンプを用いて統合して検証を行う。

### 4.1 実験方法

今回、酸素摂取量は一般的な指標となっていることから1分あたりの体重あたり酸素摂取量 ( $mL/kg/min$ ) を使用する。体重は実験直前に測定し装置のプログラムに書き込む。諸条件の変化を最小限にするため実験は室内で行った。実験中に空気の組成の変化を最小限にするため、実験開始の1時間以上前から部屋の窓を解放した。また、ロードバイクのパワーメーターは温度変化の影響を抑えるため、窓を解放した部屋にあらかじめ置いておき、実験の直前に校正を行った。また、ミキシングチャンバー内が確実に換気されるようにミキシングチャンバーからその上で、ロードバイクのパワーメーターの校正と装置の酸素センサー A-5S の校正を行い、実験手順をまとめると以下の通りである。

1. 実験開始1時間以上前に部屋の窓を開ける
2. ロードバイクのパワーメーターを校正する

3. 装置の酸素センサー A5-S を大気中の酸素濃度の値に校正する
4. 装置の電源を入れてデータの記録が開始する
5. マスクを装着する
6. ワークアウトを開始する
7. ワークアウトを終了する
8. 装置の電源を切ってデータの記録が終了する
9. Micro SD カードからデータを取り出す

本研究で製作した装置は各値の算出に 1 分平均値を使用しているため、マスクを装着後 1 分間のデータは除外する必要がある。そのためウォーミングアップを兼ねて 5 分間、最初の設定パワーでペダリングを続けるようにしている。

## 4.2 実験機材

今回使用したパワーメーターは、4iii Innovations の Precision 2.0 3D である。自転車運動のパワーを測定する方法は複数あるが、このパワーメーターは左側のクランクアームの裏側に貼り付けた歪みゲージによって計測されたトルクと、加速度センサーによって計測されたケイデンス（ペダル回転数）からパワーを算出する一般的なタイプである。算出されたパワー値は ANT+ または Bluetooth によってサイクルコンピューターやパソコンなどに無線で送信される。

自動負荷調整機能付きローラー台とは、自転車を取り付けて漕いだ時に実走のような負荷を作り出すローラー台の中でも、サイクルコンピューターやパソコンなどから送信される信号に応じて負荷の強さを調整する機能を備えたもののことである。今回は GROWTAC のハイブリッド式（前輪固定式）ローラー台の GT-ROLLER Flex3 に同社の自動負荷調整装置である GT-ePower-F と GT-eBox を取り付けて自動負荷調整機能付きローラー台として使用した。

今回の実験は、これらの機材を用いてあらかじめ設定したパワーで自転車運動を行った際の酸素摂取量を測定することで行った。その際にパワーやケイデンス、継続時間を設定したワークアウトを作成し運動を行うために Zwift を用いた。Zwift はバーチャルワールド内を自転車に乗ったアバターを操作して走ることができるバーチャルサイクリングプラットフォームである。地形に応じて負荷が変動する機能が特徴だが、ワークアウト中には一定負荷、または ERG モードと呼ばれ右自動負荷モードになる。ERG モードは設定パワーに合わせて負荷を調整することで、いかなるケイデンスでペダリングしてもパワーが設定パワーに一定に保たれるというモードである。今回の実験では、設定パワーに応じた負荷量がローラー台の最低負荷量を下回ることで ERG モードが停止する実験 1 を除いて、ERG モードを使用して行っている。

心拍数を測定するために Scosche の光学式心拍計の RHYTHM+ を使用した。光学式心拍計は皮膚に光を照射し、血管内の反射を読み取ることで脈拍を計測する。この心拍計は光源に 3 つの LED（緑色 2 個、黄色 1 個）を使用している。本来は前腕内側に巻きつけることが推奨されているが、普段の使用で皮下脂肪量が多い上腕外側に巻きつけて使用した方が異常値の出力の頻度が低くなることが確認できているため上腕外側に巻きつけて心拍数を計測した。



図 4.1 GT-Roller Flex3（写真は手動負荷調整装置付き）

#### 4.2.1 データの取得

製作した装置が記録したデータは Micro SD カード上の csv ファイルに書き込まれる。データは取得間隔 1 秒でタイムスタンプが付与されている。一方、ロードバイクに取り付けたパワーメーターや

### 4.3 ランプアップ・ダウン

#### 4.3.1 実験方法

最大酸素摂取量 ( $VO_2 Max$ ) 以下の低強度で自転車を漕ぐ時、パワーが高いほど酸素摂取量が多くなるはずである。酸素摂取量とパワー、心拍数を比較することで酸素摂取量の変化を調べる。

ケイデンスを一定に保ち（今回は慣例に従い 60rpm とした）ペダリングをし、設定パワーを一定段階で引き上げたあと、一定段階で引き上げるという実験を行い、設定パワーと酸素摂取量パワーを上げた時と

製作した装置は 1 分平均値を用いて計算を行うため、運動開始 1 分間のデータは除外する必要がある。このため設定パワーでの運動に入る前に、ウォーミングアップを兼ねて 40W で 5 分間ペダリングをした後に、3 分ごとに設定パワーを 40W

ずつ3段階引き上げる。その後に3分ごとに  
また、それぞれの実験は別の日に行った。  
低強度、高強度のそれぞれの設定パワーは以下の図の通りである。

1. 5分間ウォーミングアップを兼ねて40W
2. 3分ごとに40Wずつ3段階設定パワーを上げる
3. 3分ごとに40Wずつ3段階設定パワーを下げる
4. 5分間40W

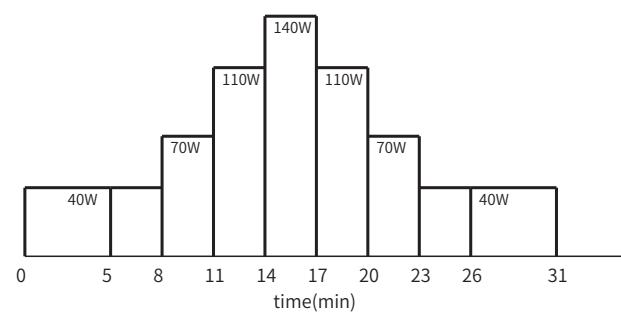


図4.2 ランプアップ・ダウン（低強度）

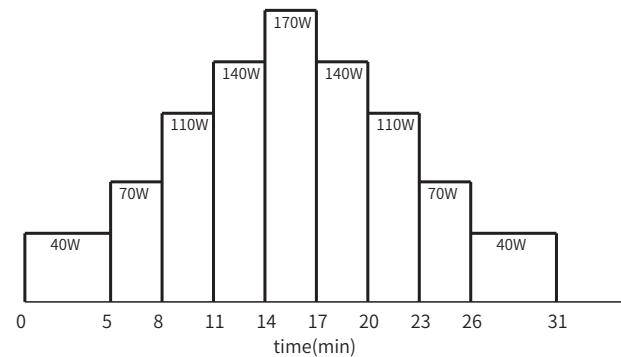


図4.3 ランプアップ・ダウン（高強度）

表 4.1 ランプアップ・ダウン（低強度）

実験日	2021/01/24
開始時刻	10:30:46
体重	55.0kg
気温（平均）	12mm
大気圧（平均）	1-30L/min
飽和水蒸気圧（平均）	1L <sub>水</sub> = 450pulse
STPD 係数（平均）	1L <sub>水</sub> = 450pulse

表 4.2 ランプアップ・ダウン（高強度）

実験日	2021/01/25
開始時刻	9mm
体重	55.0kg
気温（平均）	12mm
大気圧（平均）	1-30L/min
飽和水蒸気圧（平均）	1L <sub>水</sub> = 450pulse
STPD 係数（平均）	1L <sub>水</sub> = 450pulse

#### 4.3.2 実験条件

### 4.4 最大酸素摂取量測定

#### 4.4.1 実験プロトコル

#### 4.4.2 実験条件

### 4.5 負荷変動を伴うワークアウト

#### 4.5.1 実験プロトコル

#### 4.5.2 実験条件

### 4.6 使用中の様子と所感

### 4.7 既存の呼吸代謝測定装置との比較

#### 4.7.1 実験方法

#### 4.7.2 結果

#### 4.7.3 考察

## 5 結果

- 5.1 ランプアップ・ダウン
- 5.2 最大酸素摂取量測定
- 5.3 負荷変動を伴うワークアウト

## 6 考察

### 6.1 換気量センサーのボトルネック

### 6.2 測定データの利用

#### 6.2.1 オープンソースハードウェア化

体重と身長を SD カードに書くようにすればよかったです

## 7 結言

### 7.1 将来の展望

### 7.2 今回の課題

## 参考文献

- [1] 田中茂穂. 間接熱量測定法による1日のエネルギー消費量の評価. 体力科学, Vol. 55, No. 5, pp. 527–532, 2006.
- [2] 白谷三郎, 木田和幸, 西山邦隆, 松田明広, 真鍋麻美, 飯沼俊信. 心拍数によるエネルギー消費量の推定. 日本農村医学会雑誌, Vol. 38, No. 5, pp. 1008–1015, 1990.
- [3] G. Livesey and M. Elia. Estimation of energy expenditure, net carbohydrate utilization, and net fat oxidation and synthesis by indirect calorimetry: evaluation of errors with special reference to the detailed composition of fuels. *The American Journal of Clinical Nutrition*, Vol. 47, No. 4, pp. 608–628, April 1988.
- [4] J. B. de V. Weir. New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. *The Journal of Physiology*, Vol. 109, No. 1-2, pp. 1–9, August 1949.
- [5] スイッチサイエンス. M5stack core2 iot 開発キット. <https://www.switch-science.com/catalog/6530/>. 2021-01-27.
- [6] 国立研究開発法人科学技術振興機構. 【用語解説】. <https://www.jst.go.jp/pr/info/info39/yougo.html>. 2021-01-26.
- [7] 山地啓司. 改訂 最大酸素摂取量の科学. 杏林書院, 2001.
- [8] 仰木裕嗣, 金田晃一, 田中千晶. 軽量ダグラスバッグと漏れないマスクの提案. Technical report, 第65回日本体力医学会, 2010.
- [9] Rob Tillaart. RobTillaart/RunningMedian, January 2021.
- [10] 国立環境研究所地球環境研究センター. 温暖化の科学 Q1 呼吸で大気中の二酸化炭素が増加する？ - ココが知りたい地球温暖化 | 地球環境研究センター. <https://www.cger.nies.go.jp/ja/library/qa/26/26-1/qa26-1-j.html>. 2021-01-25.
- [11] 株式会社押野電気製作所. NDIR方式とは | 押野電気製作所. <https://www.oshinolamps.co.jp/ndir/nondispersive-infrared/>. 2021-01-13.

## 謝辞

ありがとう。