

卒業論文 2020 年度（令和 2 年度）

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

Fabrication of an affordable
real-time respiratory metabolism
measurement device
using a microcomputer and
general-purpose sensors

環境情報学部
学籍番号 71741818

尾島航基

指導教員 仰木裕嗣

卒業論文 2020 年度（令和 2 年度）

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

論文要旨

現在、各種データをスポーツ中にリアルタイムに取得できるデバイスが普及しているが、個人レベルで入手可能な呼気分析による各種データをリアルタイムで取得できる安価なデバイスは普及しているとは言いたい。呼気分析によって酸素摂取量 ($\dot{V}O_2$) や消費エネルギーの高精度な推定など、有用なデータの取得が可能になれば、個人でのより定量的な能力測定や *COVID-19* によって注目が高まるインドアトレーニングなど、様々な場面での利用が期待できる。本研究では入手が容易な安価なマイコンと汎用センサーを用いて、個人レベルで利用できるリアルタイム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）を製作し、その精度や有用性を検証する。

キーワード

1. ウェアラブル
2. 呼気分析
3. 酸素摂取量
4. リアルタイム
5. センシング

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 | 1 |
| 1.2 | 呼気分析の現状 | 1 |
| 1.3 | 既存の呼吸代謝測定装置 | 1 |
| 1.4 | 本研究の目標 | 2 |
| 2 | 計算 | 3 |
| 2.1 | 換気量 | 3 |
| 2.2 | 酸素摂取量 | 4 |
| 2.3 | 二酸化炭素呼出量 | 5 |
| 2.4 | 呼吸交換比 | 6 |
| 2.5 | 運動強度 | 6 |
| 2.6 | 消費エネルギーの推定 | 6 |
| 3 | 製作 | 8 |
| 3.1 | 装置全体の構成 | 8 |
| 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 | 35 |
| 4.2 | 実験プロトコル | 35 |
| 4.3 | 実験機材 | 36 |
| 5 | 結果 | 40 |
| 5.1 | 実験時条件 | 40 |
| 5.2 | 実験結果 | 40 |
| 6 | 考察 | 46 |
| 6.1 | 酸素負債に関する考察 | 46 |

| | | |
|-----|-----------------------------|----|
| 6.2 | 酸素摂取量のピーク位置に関する考察 | 46 |
| 6.3 | 流量計の改善 | 46 |
| 6.4 | 最大作業の測定 | 47 |
| 6.5 | 酸素センサーの使い勝手 | 48 |
| 6.6 | オープンソースハードウェア化 | 49 |
| 6.7 | ソフトウェアの改善 | 49 |
| 7 | 結言 | 51 |

1 緒言

1.1 スポーツセンシングの現状

近年、小型軽量かつ安価なウェアラブルデバイスでスポーツ中の様々なデータをリアルタイムに測定・記録することが可能になった。特に持久系スポーツにおいては、激しい動きが少なく運動中の測定が行いやすいことから、現在では様々なデータを記録し、トレーニングに活用することが普及している。例として、ランニングやサイクリングにおける、GPSを用いた移動距離やスピードの測定や、ランニングやスイミングにおける加速度センサーなどを用いたフォームの分析、サイクリングにおける歪みセンサーを用いたパワー測定など、現在私たちがリアルタイムに測定が可能な項目は非常に多岐にわたる。

1.2 呼気分析の現状

一方で、研究室レベルでは古くから行われてきた呼気分析によって得られる各種データを測定するデバイスは、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。それにも関わらず、酸素摂取量を推定することによって得られる最大酸素摂取量や運動強度、消費エネルギーの推定などの指標は多くの人々が利用するデバイスで多くの人が利用するという状況になっている。酸素摂取量などの呼気分析が現在普及しているデバイスのように気軽に利用できるようになれば、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だろう。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）を、安価なマイコンと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一方で、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。移動を伴わないインドアスポーツはスポーツセンシングとの相性も良く、呼気分析の需要も今後高まっていくことだろう。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する。

1.3 既存の呼吸代謝測定装置

参考までに、現在日本で購入が可能な呼吸代謝装置とその価格を表1.1に示す。以下の製品はいずれも株式会社フォーアシストが国内で販売している製品で、価格

表 1.1 既存の呼吸代謝測定装置

| 製品名 | 備考 | 価格 |
|------------------|-----------------|--------------|
| VO2Master | マスク型デバイスのみで使用可能 | ¥ 1,280,000- |
| Cardio Coach PRO | ミキシングチャンバーが必要 | ¥ 4,200,000- |
| Cardio Coach MAX | ミキシングチャンバーが必要 | ¥ 3,600,000- |
| MetaCheck | 安静時代謝測定用 | ¥ 1,300,000- |

は同社の税抜販売価格である。

1.4 本研究の目標

今回製作する装置は、呼気分析による呼吸代謝の測定を小型のマイコン本体のみで行い、測定したデータの記録・表示までをその場で確認できるものとする。これをリアルタイムでの呼吸代謝測定とし、この機能を備えた装置を製作することを目指す。

また、装置本体の価格は、表 1.1 に見られるような既存の装置の 100 分の 1 程度を目標とする。

2 計算

2.1 換気量

2.1.1 換気量の測定

ガスマーテーを用いた換気量の測定において、呼吸代謝の計算に用いられる分時換気量 $\dot{V}_E (L/min)$ は、採気ガス容量 $V (L)$ を採気時間 (min) で割ることによって求められる。今回製作した装置のように流量計を用いる場合は、直接分時換気量を測定することができる。

2.1.2 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。換気量 V_E 、酸素摂取量 VO_2 など気体の容積を測定する場合には、STPD(StandardTemperature, Pressure, Dry), 0 °C, 1 気圧、湿度 0% の気体標準状態が用いられる。その換算に使用する係数を STPD 係数と呼ぶ。

STPD 係数はボイル・シャルルの法則より、以下の式 2.1 で表される。

$$STPD = \frac{P_B - P_{H2O}}{760} \times \frac{273.15}{273.15 + T} \quad (2.1)$$

ただし、 P_B : 気圧、 P_{H2O} : 飽和水蒸気圧 (2.1.3節)、 T : 気温、273.15 : 絶対温度である。

これによって求めた STPD 係数を用いて、標準状態における換気量 \dot{V}_{STPD} を求める (式 2.2)。

$$\dot{V}_{STPD} = \dot{V}_{ATPS} \times STPD \quad (2.2)$$

2.1.3 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 の式 [1] を用いて近似値を求めることができる。温度 $T[^{\circ}C]$ の時の飽和水蒸気圧 $e(T)[mmHg]$ は次の式 2.3 で求められる。

$$e(T) = 6.1078 \times 10^{\frac{7.5T}{(T+237.3)}} \times \frac{760}{1013.25} \quad (2.3)$$

2.2 酸素摂取量

2.2.1 酸素摂取量測定の原理



図 2.1 VO₂測定の原理

酸素摂取量 $\dot{V}O_2$ は単位時間あたり（多くの場合 1 分間値が用いられる）に身体に取り入れられた酸素の量を表す値である。よって、吸気中酸素量 $\dot{V}_I O_2$ と呼気中酸素量 $\dot{V}_E O_2$ の差が酸素摂取量となる。吸気中酸素量、呼気中酸素量は、それぞれ吸気中酸素濃度 $F_I O_2$ と呼気中酸素濃度 $F_E O_2$ を用いて式 2.4 のように表せる。

$$\dot{V}O_2 = (\dot{V}_I \times F_I O_2) - (\dot{V}_E \times F_E O_2) \quad (2.4)$$

よって、酸素摂取量は吸気中酸素量と呼気中酸素量を測定することにより求められる。しかし、実際には呼気の分析のみで酸素摂取量を求めることができる。

2.2.2 窒素補正

呼気の分析のみで酸素摂取量を求めるためには、**窒素は代謝に使われないため、身体に吸収されない**という性質を利用する。この性質から、吸気中窒素濃度 $F_I N_2$ と呼気中窒素濃度 $F_E N_2$ を用いて式 2.5 が成り立つ。

$$\dot{V}_I \times F_I N_2 = V_E \times F_E N_2 \quad (2.5)$$

\dot{V}_I に関してまとめると、 \dot{V}_I は式 2.6 のように表せる。

$$\dot{V}_I = \frac{\dot{V}_E \times F_E N_2}{F_I N_2} \quad (2.6)$$

これを式 2.4 に代入すると次のようになる.

$$\dot{V}O_2 = \frac{\dot{V}_E \times F_E N_2}{F_I N_2} \times F_I O_2 - \dot{V}_E \times F_E O_2 \quad (2.7)$$

式 2.7 の右項から、 \dot{V}_E を括り出すことで次の式が成り立つ.

$$\dot{V}O_2 = \dot{V}_E \times \left(\frac{F_E N_2}{F_I N_2} \times F_I O_2 - F_E O_2 \right) \quad (2.8)$$

$$(\text{酸素摂取量}) = (\text{呼気量}) \times (\text{酸素摂取量 \%}) \quad (2.9)$$

つまり、式 2.8 は、酸素摂取量は呼気量と酸素摂取率の積で表されることを示している.

式 2.8 の右項の

$$\frac{F_E N_2}{F_I N_2} \times F_I O_2 \quad (2.10)$$

の部分は、「窒素は代謝に使われないため、吸気と呼気中の窒素の量は変わらない」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とを意味している。このような換算を窒素補正と呼ぶ。

呼気中窒素濃度は呼気中酸素濃度と呼気中二酸化炭素濃度を 100% から引いた残りであるから、式 2.8 の $F_E N_2$ は $F_E O_2$ と $F_E CO_2$ を用いて式 2.11 のように表せる。

$$\dot{V}O_2 = \dot{V}_E \times \left(\frac{100 - F_E O_2 - F_E CO_2}{F_I N_2} \times F_I O_2 - F_E O_2 \right) \quad (2.11)$$

通常大気中において、吸気中窒素濃度 $F_I N_2$ は 79.04%，吸気中酸素濃度 $F_I O_2$ は 20.93% であるから、これらを代入して式 2.11 は次のようになる。

$$\dot{V}O_2 = \dot{V}_E \times \left(\frac{100 - F_E O_2 - F_E CO_2}{79.04} \times 20.93 - F_E O_2 \right) \quad (2.12)$$

式 2.12 から、呼気量 V_E と呼気中酸素濃度 $F_E O_2$ ，呼気中二酸化炭素濃度 $F_E CO_2$ から酸素摂取量 VO_2 を求めることができる。

2.3 二酸化炭素呼出量

呼吸代謝において、身体の中で作り出される二酸化炭素の量を二酸化炭素呼出量と呼ぶ。二酸化炭素呼出量 $\dot{V}CO_2(L/min)$ は単純に、STPD (2.1) における換気量 \dot{V}_E と呼気中二酸化炭素濃度を掛けて求めることができる。この式は式 2.13 のようになる。

$$\dot{V}CO_2 = \dot{V}_{STPD} \times F_E CO_2 \quad (2.13)$$

2.4 呼吸交換比

呼吸交換比 (RER, respiratory exchange ratio) は呼吸における酸素摂取量に対する二酸化炭素呼出量の比率を表す。すなわち、計算式は式 2.14 のようになる。

$$RER = \frac{\dot{V}CO_2}{\dot{V}O_2} \quad (2.14)$$

呼吸交換比は運動量が大きくなるほど大きくなり、この値によって、エネルギーが生成される際の化学反応から体内でどのような割合で栄養素が燃焼しているかの目安とすることができます。

2.5 運動強度

運動強度の指標として使われる METs (メッツ) は、安静時と 1 とした時と比較して何倍の運動強度であるかということを表す値である。この値において、安静時とは体重あたりの酸素摂取量 $\dot{V}CO_2 (mL/kg/min)$ を用いて $3.5 mL/kg/min$ と定義されている。酸素摂取量を測定することで、運動中の酸素摂取量から METs 値をリアルタイムで計算することが可能である (式 2.15)。

$$METS = \frac{\dot{V}O_2}{3.5} \quad (2.15)$$

2.6 消費エネルギーの推定

2.6.1 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 [2]。

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。

2.6.2 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。その中でも、心拍数を用いて消費エネルギーを推定する方法は、安静時心拍数と最大心拍数から運動強度を算出するカルボーネン法 [3] などが様々な心拍数を測定できるデバイスやサービスで利用されている。

しかし、心拍数は気温や体調による影響を受けやすく、日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、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。

2.6.3 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 [4]。

例えば、よく利用される Weir[5] の式は式 2.16 の通りである。

$$EE(kcal) = 3.941 \times \text{酸素摂取量} + \text{二酸化炭素産生量} - 2.17 \times \text{尿中窒素排出量} \quad (2.16)$$

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 の式は式 2.17 のようになる。

$$EE(kcal) = 3.9 \times \text{酸素摂取量} + 1.1 \times \text{二酸化炭素産生量} \quad (2.17)$$

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生量のみでも十分に正確に測定することができるという [2]。

3 製作

3.1 装置全体の構成

装置全体を図 3.1, 構成図を 3.2 に示す.

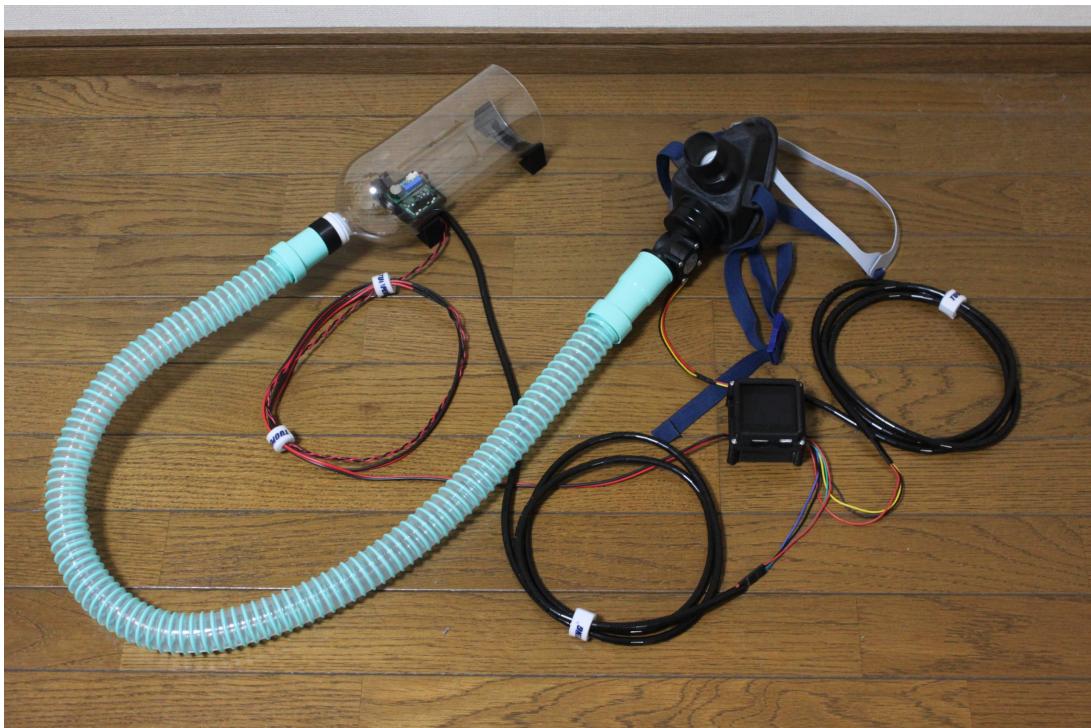


図 3.1 装置の全体図

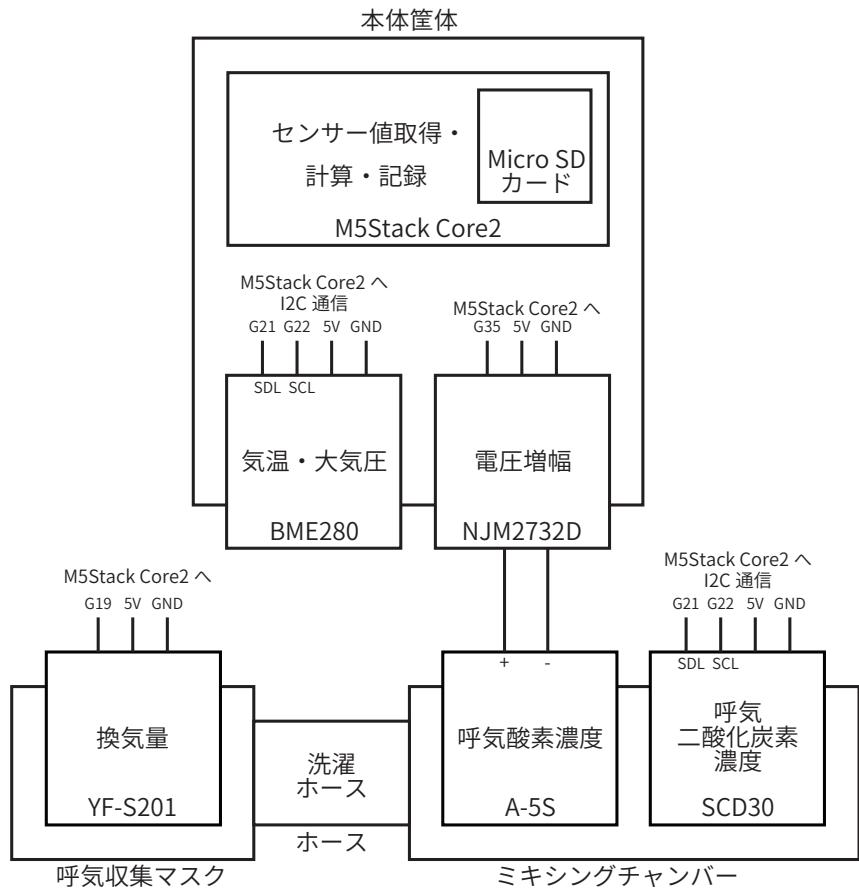


図 3.2 装置の全体構成

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た深センの 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 IoT 機器の開発を容易に行うことができる。

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・表示を行うことになる。そのため、入出力ピンの数が多く、同時多数のセンサーを接続することができるという理由から M5Stack Core2 を使用した。M5Stack Core2 は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) スロットを搭載する. 図 3.3 に M5Stack Core2 と表 3.1 にその仕様を示す.



図 3.3 M5Stack Core2

表 3.1 M5Stack Core2 主な仕様（スイッチサイエンス [6] 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 <i>ILI9342C</i> |
| 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) |

3.1.2 本体筐体

M5Stack Core2 とオペアンプによる電圧増幅回路（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増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，その上に M5Stack Core2 を乗せる。上部のパーツを共締めすることで M5Stack Core2 を固定する構造である。図 3.4 に今回製作した筐体を示す。

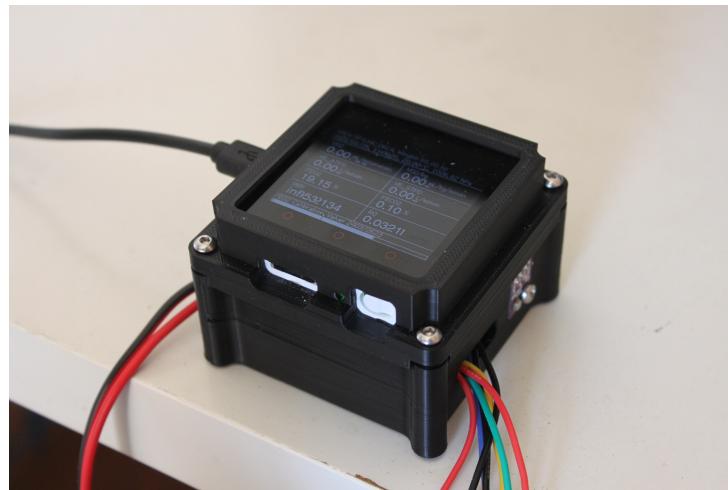


図 3.4 M5Stack, ユニバーサル基板, ケーブルを収めるための筐体

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，ブレスバイブレス法などがある。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 | 収集後にガスマーティーで測定 | 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 |
| ブレスバイブレス法 (全自動分析法) | 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ティーを接続し、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[7]。この方法では、呼気量の測定は集氣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により、測定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。

ブレスバイブ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測定する。一呼吸中に呼気量の測定とガス濃度の変化を測定するという複雑な方法であるゆえ、単純な方法のダグラスバッグ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り、近年の呼吸代謝測定装置には採用されることが多いっている。

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ブレスバイブ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が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 [8]。最大作業の測定を行う装置を製作するためには、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ること、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

ないこととして装置の製作を行った。

3.2.2 ミキシングチャンバー

図 3.5 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 3.10）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した取り外し式としたものを 3D プリンターで製作した。



図 3.5 製作したミキシングチャンバー

当初、ミキシングチャンバーは図 3.6 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、測定中は極度にガスを溜め込まず、換気を図るためにチャンバー内には特に障害物を設げず、片側を解放した図 3.5 のような形状とした。

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。

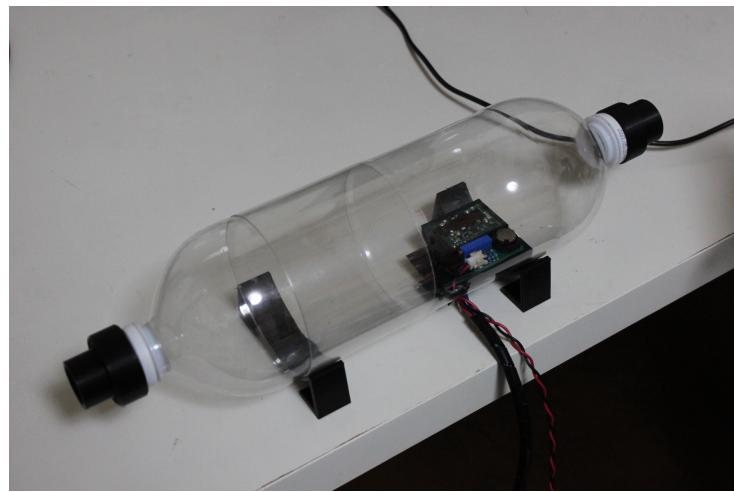


図 3.6 当初のミキシングチャンバー

3.2.3 呼気収集マスク

呼気を収集するためには、吸気と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 [9] マスク（図 3.7）を流用した。これは、樹脂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（図 3.8）。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 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3.8）。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3.9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能够性があるようにプラスチック製の2つのパーツに挟まれて取り付けられている。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 内側から見た呼気収集マスク

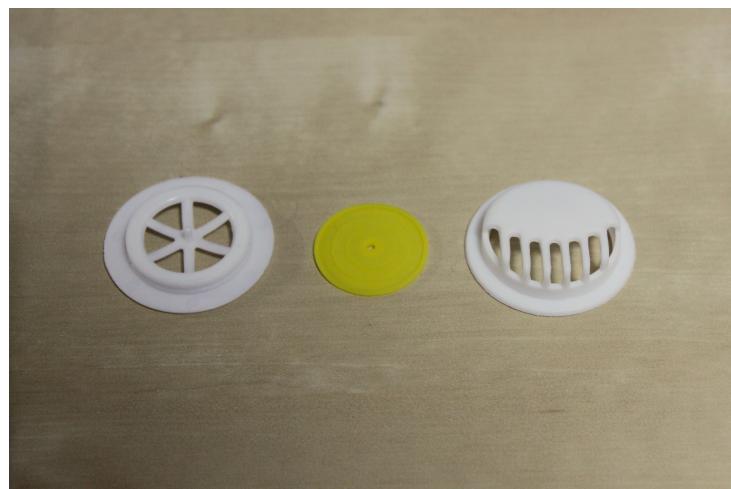


図3.9 逆流防止弁の構造

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用として市販されている物（図 3.10）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 3.10 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を優先し、流量計として水流計を使用した。

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 3.11 と表 3.4 に示す。



図 3.11 水流計 YF-S201

表 3.4 YF-S201 主な仕様

| | |
|---------|---|
| 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 | $1\text{L}_\text{水}/\text{min} = 450\text{pulse}$ |

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になる。今回は呼吸代謝測定装置を安価に製作することが目的であり、最大作業の測定を考慮しないこととした。

3.3.2 ターピン式流量計の空気流量係数の測定

表 3.4 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（図 3.7）に水流計を取り付けた際に、取付角度は仕様の 90 度 ±5 度を外れ、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 3.7 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、吸気中は逆流防止弁が閉じているため 0 になり、呼気開始とともに逆流防止弁が開き次第に大きくなり、呼気終了時点で瞬時に 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ることで、水流計を使って空気の流量を測定する。

図 3.12 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 3.13）。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 3.14 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なっている。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。



図 3.12 流量係数測定の実験



図 3.13 接続用ジョイント部品とシリンジ



図 3.14 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 3.15）。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。

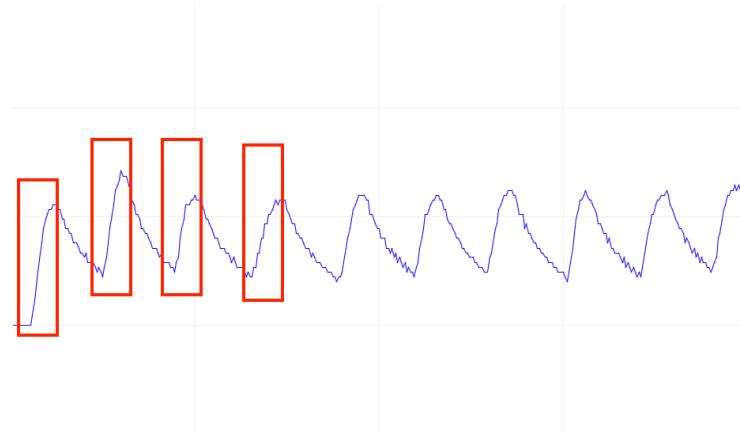


図 3.15 青線：流量計が出力する流量（パルス数）、赤枠線：実際の流量（パルス数）

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。

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

| | |
|------|------------|
| 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 |

図 3.16 測定されたパルス数の結果のヒストグラム

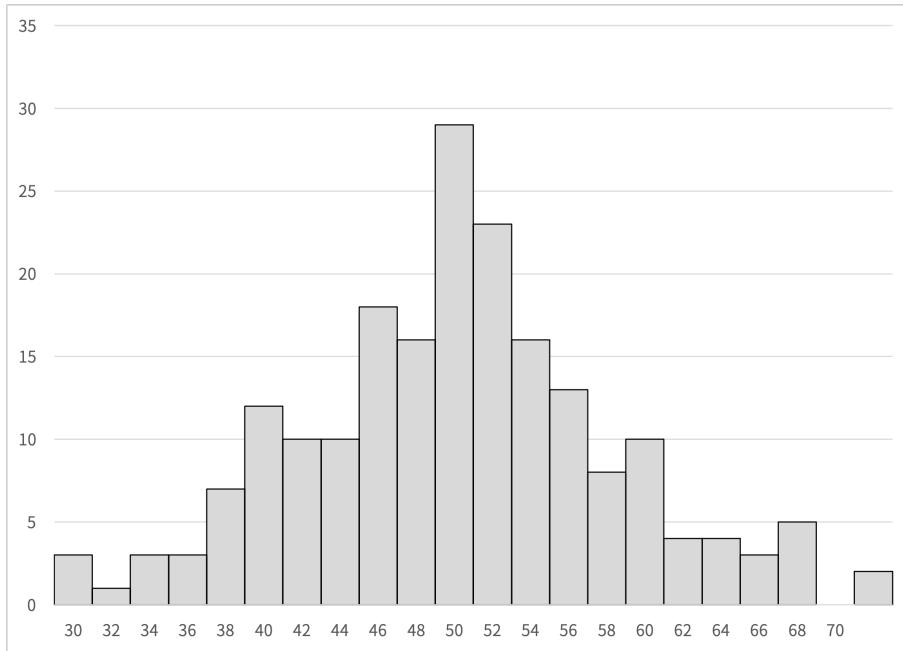


表 3.5 と図 3.16 から、パルス数は正規分布をとることが分かる。よって、今回は平均値の整数値、かつ中央値、最頻値となる 50 を採用する。

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 $x(\text{mL})$ は式 3.1 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掛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を利用した酸素センサーである（図 3.17）。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。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。

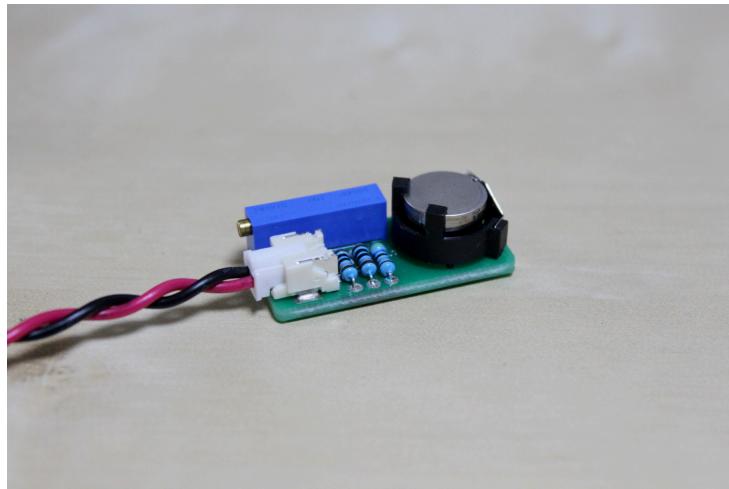


図3.17 実習用酸素センサキット A-5S

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される。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。

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3.18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。

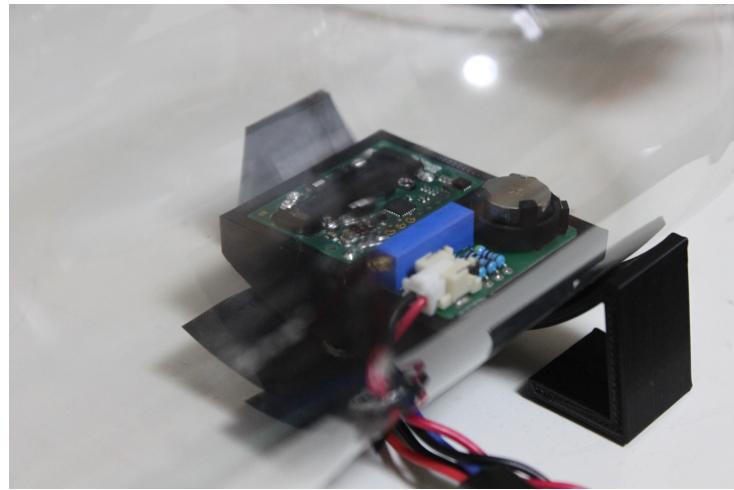
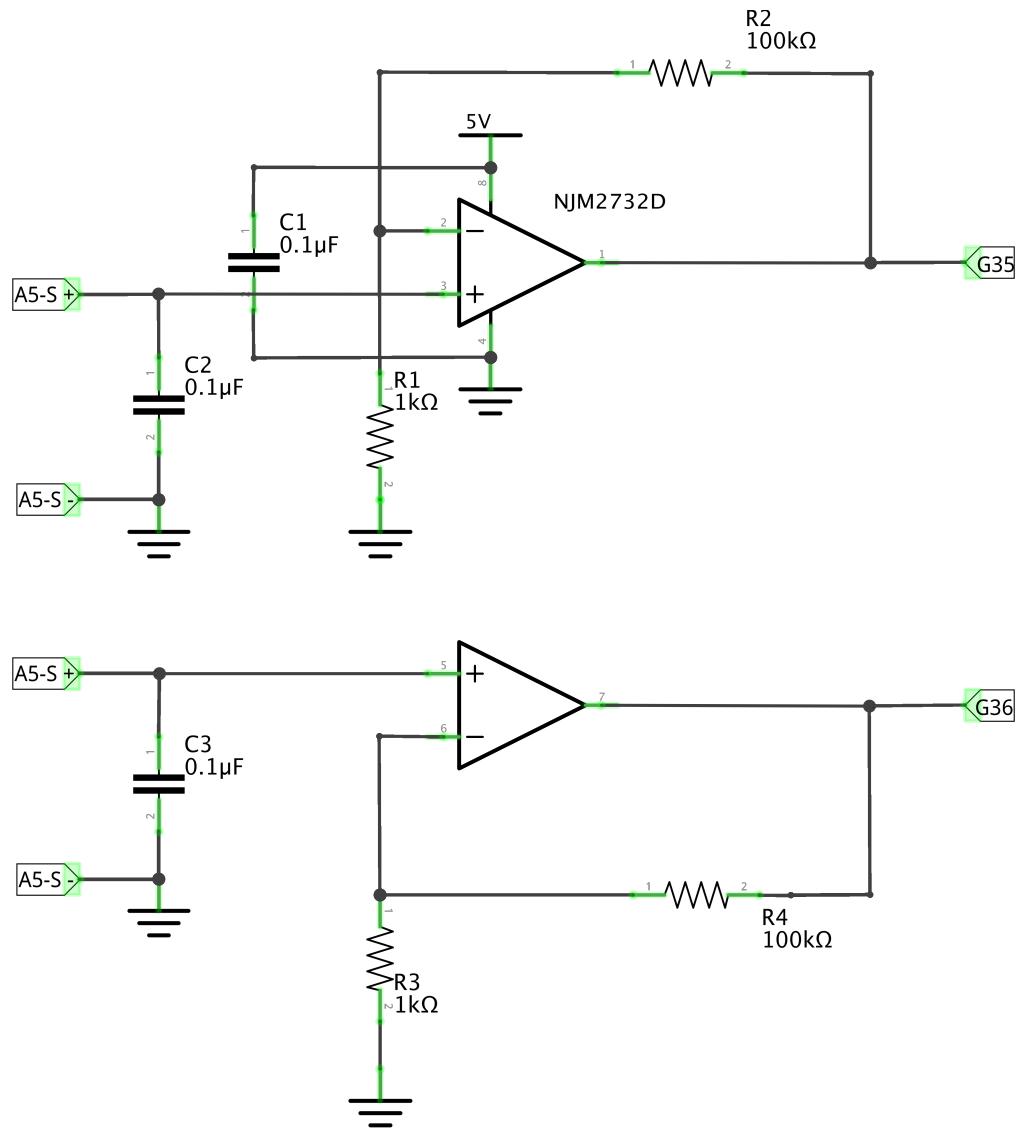


図 3.18 ミキシングチャンバー内に設置したセンサー台座

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(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。

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 3.19 の非反転増幅回路を製作した。増幅率は、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、信号中のノイズを極力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。



fritzing

図 3.19 NJM2732D による非反転増幅回路

この回路をユニバーサル基板に実装し、図 3.20 のように筐体内の M5Stack Core2 の下部に格納した。

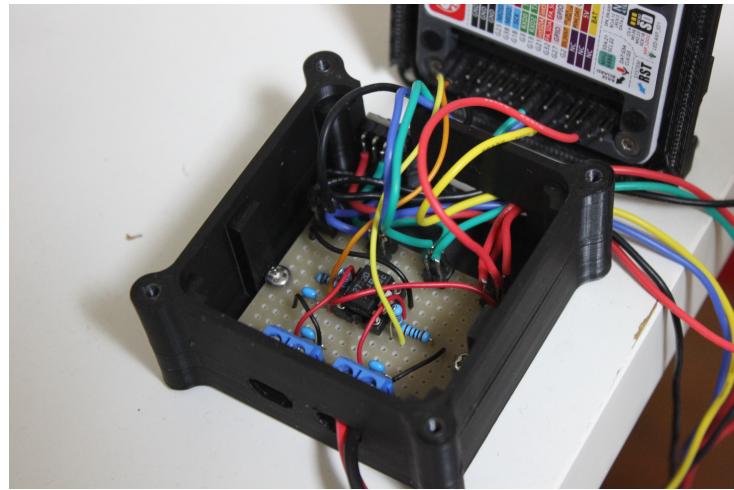


図 3.20 ユニバーサル基板上に実装した電圧増幅回路

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 3.19 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 3.21 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。

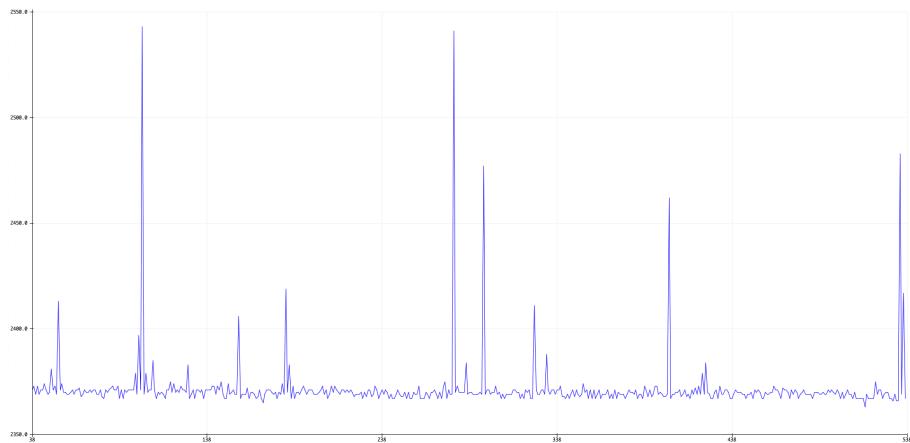


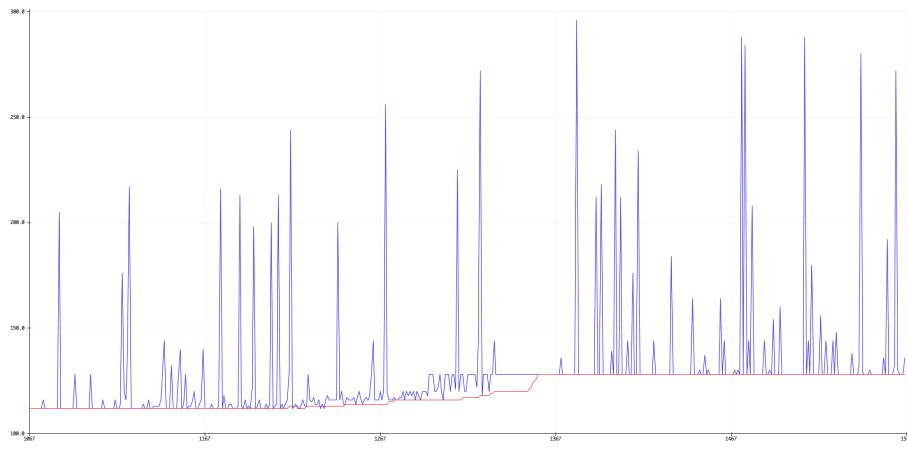
図 3.21 M5Stack Core2 の AD コンバーターの出力値の波形

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[10] 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 3.22 に示す。

図 3.22 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 [11]。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 3.23 及び表 3.6 に SCD30 との仕様を示す。

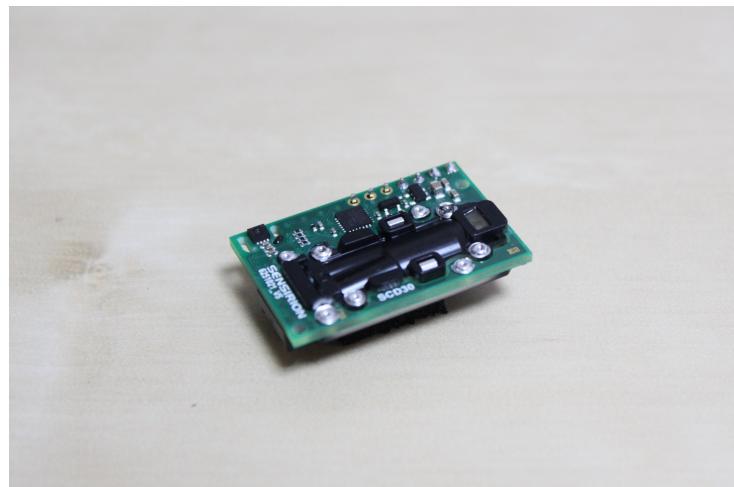


図 3.23 SCD30

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 ₂ 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 [12].

SCD30 にはセンサーの製造元である Senserion 他多数から Arduino 用ライブラリが用意されており、M5Stack Core2 と I2C 通信で接続を行い、数値取得用コマンドを送信することで容易に ppm 単位の二酸化炭素濃度を得ることが可能である。今回の装置では % 単位に変換して計算を行っている。

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 3.18）。

3.6 気温・大気圧の計測

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 を搭載したセンサーモジュールで計測する。BME280 と M5Stack Core2 間は 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 3.24 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。

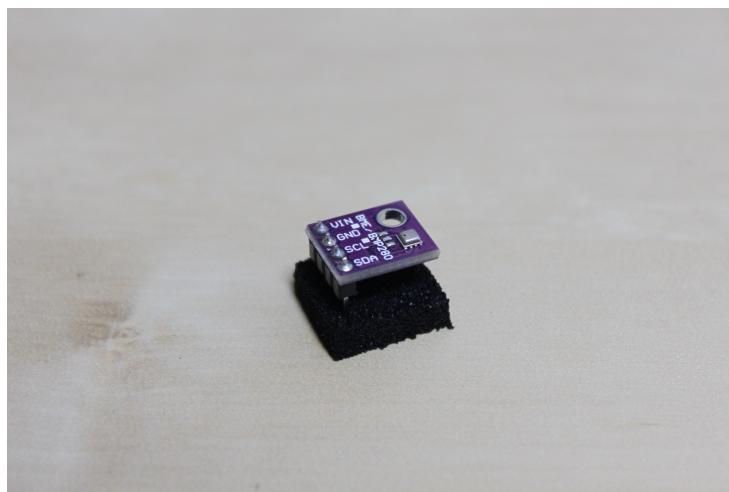


図 3.24 BME280 センサーモジュール。右下のチップが BME280 本体である。

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 | -40 +85 °C, ±1 °C, 0.01 °C | |
| | 湿度 | 0 100%, ±3%, 0.008% | |
| | 気圧 | 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ネジで固定した（図 3.25）。



図 3.25 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計算に使用する数値は 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、ツカクセンサーの測定値が落ち着くまでしばらく待つ必要がある。この際にステータスの確認がしやすいように、1 分間隔のデータをマイコンなどのログデータの記録に用

いられる 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 3.26 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 3.26 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、このフラグを利用することで目的の箇所を見つけることが容易になる。



図 3.26 画面下部に表示されている白いバーがレコードフラグ

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。

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 |

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

計算の章（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、今回は実験により運動中の酸素摂取量を測定することによって装置の検証を行う。

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ローラー台に取り付けて検証を行った（図 4.1）。自転車エルゴメーターを使用した酸素摂取量の測定の慣例に従いケイデンス（ペダル回転数）を 60rpm に固定した上で、パワーをもとに負荷を指定したワークアウトを実行する。ケイデンスを 60rpm に固定しているので、パワー [W] を 60 で割った値が負荷 (kp) となる。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パワー (W), 心拍数 [bpm], ケイデンス [rpm] などを測定し、それらの値と酸素摂取量を比較することで装置の有用性について検証する。



図 4.1 実験の様子

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。

4.1 実験方法

最大酸素摂取量 ($\dot{V}O_2 Max$) 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。これが実験により確認できるかを検証する。漸増負荷法の定常状態ありの連続負荷法のプロトコルに従い [8]、3 分ごとに負荷を漸増するという実験を、低強度プロトコルと高強度プロトコル、2 種類の設定パワーで行う。それぞれで酸素摂取量を測定し、酸素摂取量とパワー、心拍数を比較することで装置の有効性を検証する。

4.2 実験プロトコル

酸素摂取量が最大酸素摂取量に近付く高強度の運動では、無酸素系の酸素共有量の不足分（酸素借）を運動を止めた後も有酸素系が補い続けるために安静時よりも酸素摂取量が高い状態が続く。これを酸素負債と呼ぶ。実験に使用する設定パワーは、有酸素系の酸素摂取量のみを見るために、酸素負債が発生しないように出来る限り低強度に設定する。

予備実験から、機材の都合上、ケイデンス 60rpm を保ったまま出力できる最低パワーは 40W 付近であることが分かった。そこで、低強度プロトコルにおける第 1 段階パワーを 40W とし、高強度プロトコルにおいては 30W（ケイデンス 60rpm 時において 0.5kp）増負荷として 70W とした。第 1 段階パワーからそれぞれ 30W 刻みで 3 分ごとに増負荷とし、設定パワーは表 4.1 のようになる。

表 4.1 各プロトコルの設定パワー

| | 低強度プロトコル | 高強度プロトコル |
|--------|----------|----------|
| 第 1 段階 | 40W | 70W |
| 第 2 段階 | 70W | 110W |
| 第 3 段階 | 110W | 140W |
| 第 4 段階 | 140W | 170W |

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、平均値が立ち上がるまでの測定開始後 1 分間のデータは除外する必要がある。そのため第一段階パワーに入るまでに、40W でのペダリングをウォーミングアップを兼ねて 5 分間を行い、実際のデータ処理では測定開始後 2 分後からのデータを用いることとした。以上より、低強度プロトコル、高強度プロトコルはそれぞれ図 4.2、図 4.3 のようになる。

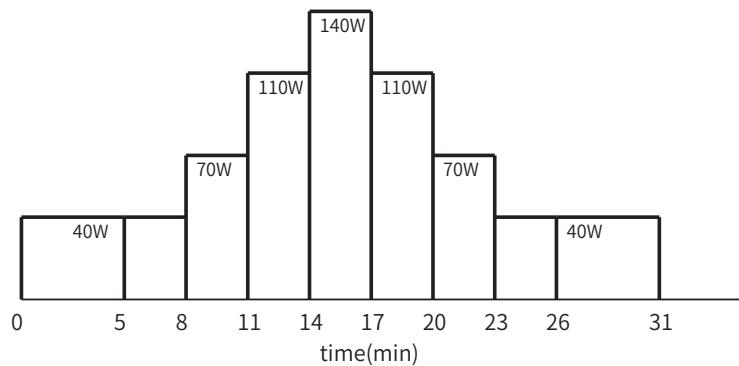


図 4.2 低強度プロトコル

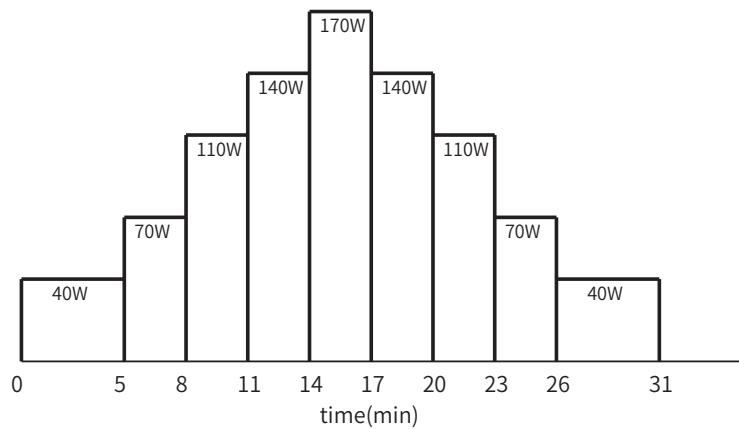


図 4.3 高強度プロトコル

4.3 実験機材

作成したプロトコルを元に運動を行うために Zwift のワークアウト機能を用いた。Zwift はパワーメーター等のパワーソースを接続し、入力されたパワーを元に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（図 4.4）。Zwift はパワーや心拍数、

ケイデンスなどの走行ログデータが 1 秒間隔で記録された FIT ファイルを保存する。これを macOS 用のユーティリティー、FIT File Explorer[13] を用いて CSV ファイルに変換した。



図 4.4 Zwift の実行環境

Zwift のワークアウト機能はペダリングを開始した時点を 0 秒とし、その時刻からログデータファイルの記録を開始する。今回製作した装置は 1 秒間隔でログデータを記録しタイムスタンプを付与する。Zwift が出力するログデータの記録開始時刻から 2 分後の時刻を基準とし、両ログデータの同期を行った。

今回使用したパワーメーターは、4iiii Innovations の Precision 2.0 3D（図 4.5）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。Zwift とは ANT+ 方式で接続した。

Zwift が出力するログデータには Precision 2.0 3D が出力する 1 秒パワーが 1 秒間隔で記録される。これは変動が大きく、1 分間平均値となる酸素摂取量と比較するのは困難であったため、後処理によって 1 分平均パワー値を計算して使用した。



図 4.5 4iiii Innovations Precision 2.0 3D

ローラー台にはグロータックのハイブリッド式（前輪固定式）ローラー台の GT-ROLLER Flex3 (図 4.6) を用いた。なお、自動負荷調整装置である GT-ePower-F と GT-eBox を取り付けているが、今回の実験においては自動負荷調整機能は無効化し最低負荷に固定して使用している。



図 4.6 GT-Roller Flex3 (写真は手動負荷調整装置付き)

心拍数の測定には 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、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。Zwift には ANT+ 方式で接続した。



図 4.7 RHYTHM+（今回は上腕外側に巻きつけて使用）

5 結果

5.1 実験時条件

実験は各プロトコル別日に行った。実験時の条件を表 5.1 と表 5.2 に示す。なお、体重あたり酸素摂取量に使用される体重は、各プロトコル実験の直前に測定した。

表 5.1 低強度プロトコル

| | |
|-------------|------------|
| 実験日 | 2021/01/24 |
| 開始時刻 | 18:21:54 |
| 体重 | 55.0kg |
| 気温（平均） | 12.99 °C |
| 大気圧（平均） | 1021.76hPa |
| 飽和水蒸気圧（平均） | 14.97hPa |
| STPD 係数（平均） | 0.95 |

表 5.2 高強度プロトコル

| | |
|-------------|------------|
| 実験日 | 2021/01/25 |
| 開始時刻 | 10:32:46 |
| 体重 | 55.0kg |
| 気温（平均） | 18.92 °C |
| 大気圧（平均） | 1027.19 |
| 飽和水蒸気圧（平均） | 21.88hPa |
| STPD 係数（平均） | 0.93 |

5.2 実験結果

図 5.1, 図 5.2, 図 5.3, 図 5.4, 図 5.5 に実験結果のグラフを示す。凡例は各グラフの下部に示した。なお、凡例中の light は低強度プロトコル, hard は高強度プロトコルを指す。

5.2.1 低強度プロトコルと高強度プロトコルにおける VO₂

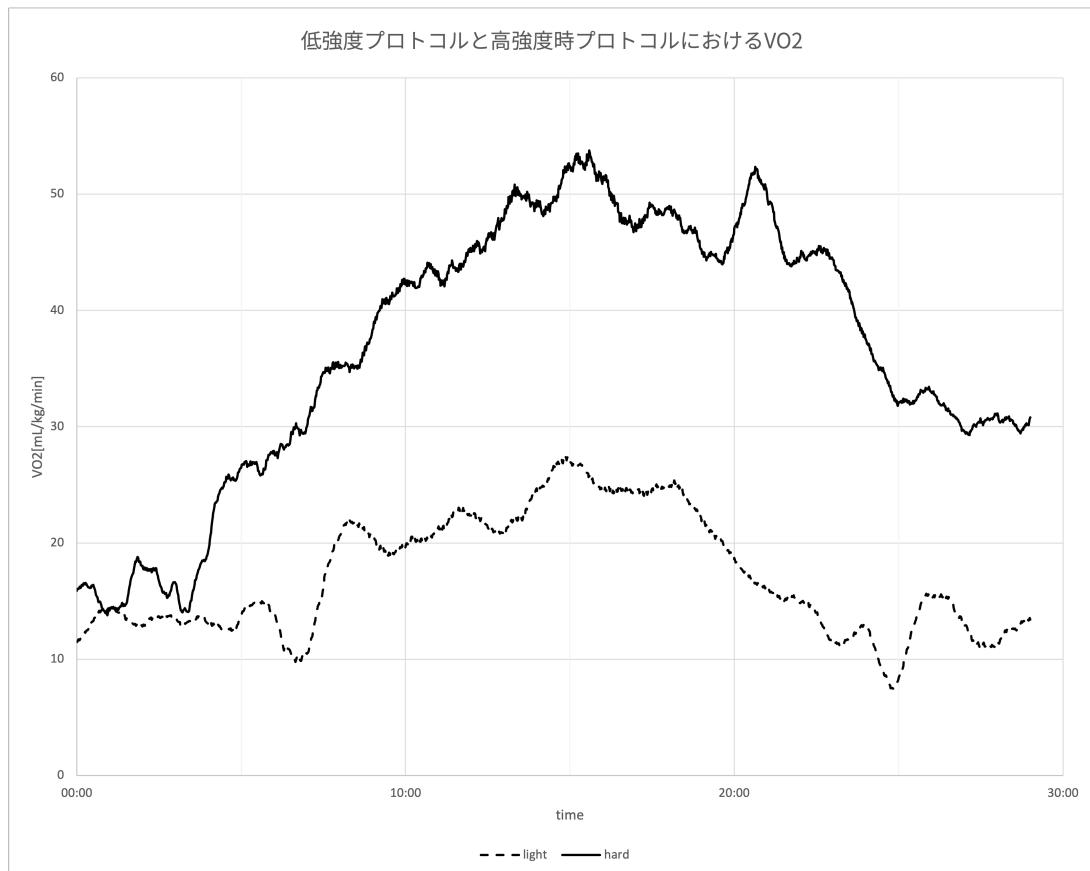


図 5.1 低強度プロトコルと高強度プロトコルにおける VO_2

低強度と高強度における酸素摂取量の変化（図 5.1）を見ると、高強度において、低強度よりも酸素摂取量が大きくなっているのが分かる。また、開始 6 分時点に 0W から 70W に漸増する低強度と、開始 3 分時点に 40W から 70W に漸増する設定パワーによる酸素摂取量の増加のタイミングの違いが確認できる。低強度、高強度いずれの場合でもその後 3 分ごとに 30W ずつ漸増していくが、最初の 1 分程度では低強度と高強度で同等の割合で増加を見せるのに対し、以降の増加の割合は設定パワーが高い高強度では低強度よりも大きくなっていることが確認できる。

酸素摂取量のピーク位置を見ると、低強度、高強度いずれの場合においても、酸素摂取量の最大値位置は 15 分付近で一致していることが分かる。

5.2.2 低強度プロトコルにおける VO₂ とパワー

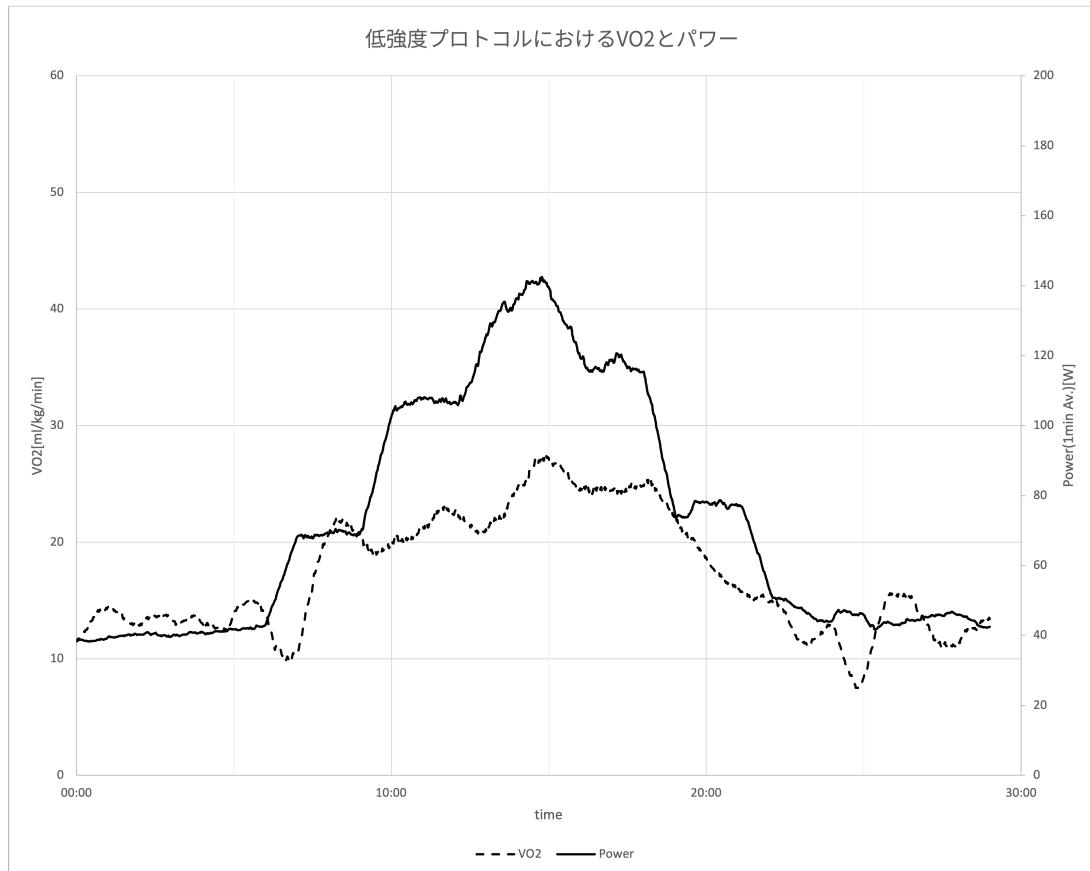


図 5.2 低強度プロトコルにおける VO₂ とパワー

低強度における酸素摂取量とパワーの比較（図 5.2）では、負荷の漸増によって増加し 15 分時点で最大となった酸素摂取量が、漸減を始める 15 分時点以降でも増加時と同じような波形で減少しているのが分かる。

ピーク位置を見ると、酸素摂取量とパワーの最大値位置は 15 分付近で一致していることが分かる。

5.2.3 低強度プロトコルにおける VO₂ と心拍数

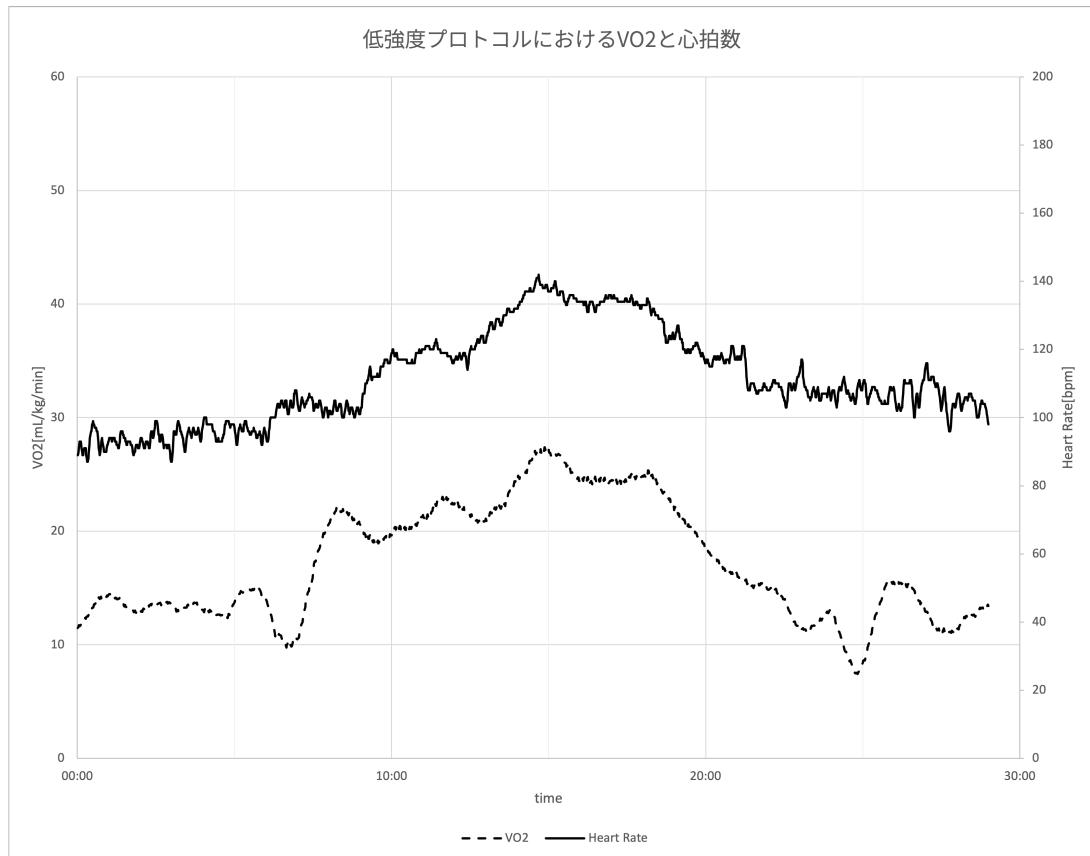


図 5.3 低強度プロトコルにおける VO₂ と心拍数

低強度における酸素摂取量と心拍数の比較（図 5.3）において、ピーク位置を見ると、酸素摂取量と心拍数の最大値位置は 15 分付近で一致していることが分かる。

5.2.4 高強度プロトコルにおける VO₂ とパワー

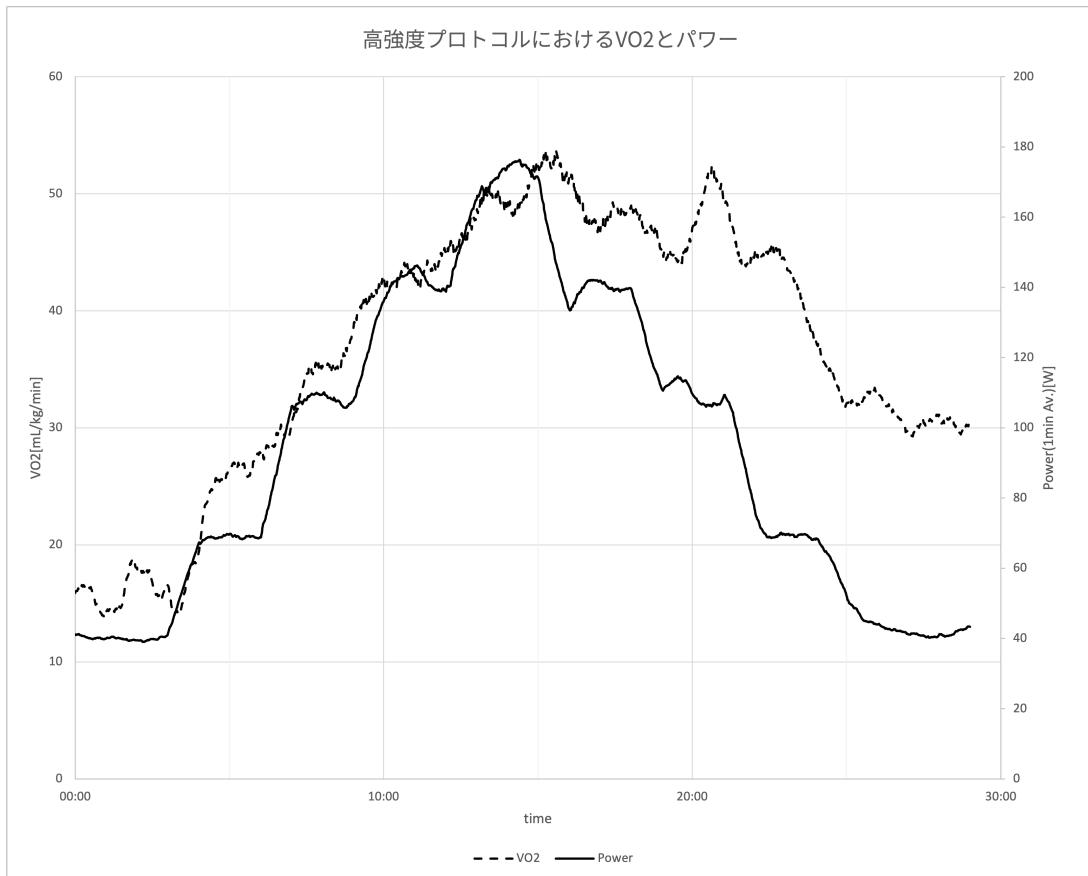


図 5.4 高強度プロトコルにおける VO₂ とパワー

低強度における酸素摂取量とパワーの比較では、負荷の漸増、漸減を行った際に、酸素摂取量は増加時と同様の傾向で減少していく様子が見られた（図 5.2）。一方で、高強度における酸素摂取量とパワーの比較（図 5.4）では、負荷を漸増していく 15 分時点までは酸素摂取量と同様の傾向で増加していくが、漸減を始める 15 分時点以降はパワーの波形を遅れてなぞるように減少していることが分かる。

ピーク位置を見ると、酸素摂取量とパワーの最大値位置は 15 分付近で一致していることが分かる。

5.2.5 高強度プロトコルにおける VO₂ と心拍数

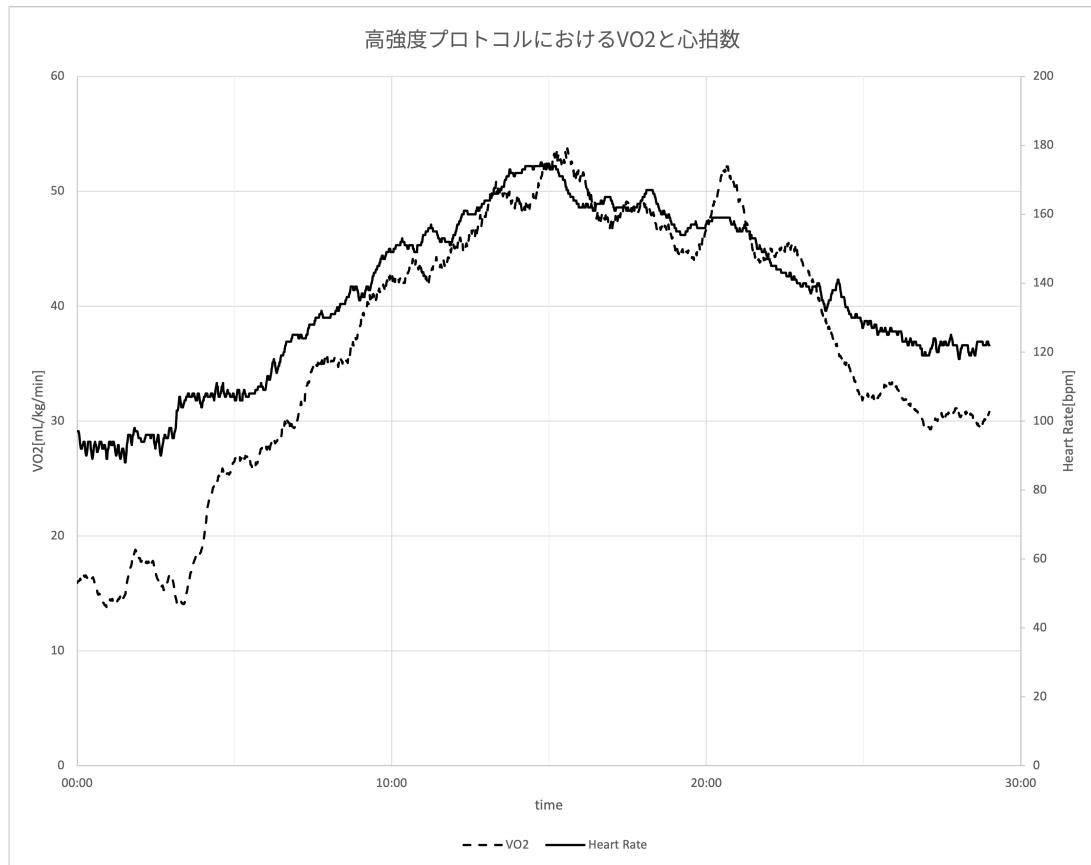


図 5.5 高強度プロトコルにおける VO₂ と心拍数

高強度プロトコルにおける酸素摂取量と心拍数の比較（図 5.5）では、高強度における酸素摂取量とパワーの比較（図 5.4）で酸素摂取量の変化に見られたような、負荷前漸増時的心拍数の増加の比べて負荷漸減時的心拍数の減少が緩やかになる傾向が見られる。

ピーク位置を見ると、酸素摂取量と心拍数の最大値位置は 15 分付近で一致していることが分かる。

6 考察

6.1 酸素負債に関する考察

低強度、高強度それぞれの酸素摂取量とパワーの比較に見られる、酸素摂取量の減少時の傾向の違いについて考察する。

高強度にのみ現れている負荷漸減中の酸素摂取量の増加（図 5.4）は、15 分時点までの負荷漸増に対応するために発生した酸素借を補うための酸素負債が発生している状態だと考えられる。今回は酸素負債の発生を抑えるための実験プロトコルを設定したが（4.2 節）、実際には酸素負債が発生してしまったということである。また、この結果から、今回の実験において酸素負債が発生する境界となるパワー値は、低強度の最大設定パワーである 140W から高強度の最大設定パワーである 170W の間にあるということが考えられる。

また、増加に比べてゆるやかに減少していく変化の傾向は、高強度における酸素摂取量と心拍数の比較（図 5.5）においても同様に見られる。これは、酸素が血液によって搬出されているため、酸素摂取量が心拍数と同様の変化を示していると考えられる。

6.2 酸素摂取量のピーク位置に関する考察

低強度と高強度における酸素摂取量の比較（図 5.1）より、低強度、高強度いずれの場合においても、酸素摂取量の最大値位置は 15 分付近で一致している。また、パワー、心拍数との比較においても全て最大値位置は一致している。一方で、低強度における 8 分付近や高強度における 21 分付近などに、パワーと心拍数には現れないピークが出現している。低強度（図 5.2）、高強度（図 5.4）それぞれのパワーとの比較から見ると、設定パワーが切り替わるタイミングでこれらのピークが出現していることが分かる。同様の傾向は、何度も行った予備実験でも頻繁に見られた。

6.3 流量計の改善

6.3.1 流量計の不安定さ

酸素摂取量の変化は大部分で換気量に追随するが、今回使用した流量計が出力する流量が不安定であることがこれらのピークが出現する原因だと考えられる。同様の傾向は、流量計パルス数からの空気流量を換算する係数を測定する実験（3.3.2 節）を行った際にも、基本的には同じパルス数が測定されるのに、時折大きく外れたパルス数が測定されることからも見られていた。今回使用した流量計は本来水流

を測定するために設計されているため、空気の流量を測定する際の性能は保証されていない。今回は安価に製作するために水流計を換気量計としてそのまま使用したが、正確な換気量を得るには、羽根車の形状の変更や、軸受部の潤滑の改善など水流計の改良が必要であると考えられる。

6.3.2 タービン式水流計の校正方法

流量計は本来、時間あたりの容量をタービンが回転した際に出力するパルスの数で測定するために設計されている。今回はこれを一定量を不定の時間で流した際のパルスの数が一定になると仮定した上で、一定量あたりのパルス数を実測によって求めて流量計として使用したことになる。実際に測定を行って、やはり流量計の精度に問題があることが確認されたのは、やはりこの校正方法に問題があったものと思われる。

今回使用した流量計をそのまま使用する場合、最も良い校正方法は一定流量で空気を流し続ける装置を使って、時間あたりのパルス数を求めることで流量計を校正することであると考えられる。

実際にはこのような装置を用意するのは難しいので、今回の校正方法を改善する形で、今回使用した 300mL のシリンジよりも大きな容量のシリンジを用意して、毎回正確に等しい時間でピストンを押せるような仕組みで一定量あたりのパルス数を測定する方法を考える必要がある。

6.3.3 タービン式水流計の校正方法

今回流量計として使用した水流系は、測定値が不安定であることや、流路抵抗の大きさなど多数の問題が存在する。これらの問題を根本的に解消するためには、流量計をまったく別の部品を用いて取り換えることが望ましい。交換する流量計に求められる性能には、今回の知見から以下の点が挙げられる。

- 大きな流路径（直径 35mm 以上が望ましい）を持つ。
- 使用状況に左右されずにいつも安定した測定値を出力する。
- 取付角度に制限を受けない。

6.4 最大作業の測定

今回の装置は、センサーの使用や性能の問題から、最大作業時の呼吸代謝の測定は想定しないこととして製作した。しかし、最大酸素摂取量の測定や日々のトレーニングにおける進捗確認など、最大作業の測定が可能になる事で装置の使い道は大きく広がることが想像される。ここでは最大作業の測定を可能にするために可能な

装置の改善について考察する。

6.4.1 二酸化炭素濃度の測定範囲

今回使用した二酸化炭素センサーは入手可能なものの中から最も測定範囲が広いものを選んだとはいえる。最大4%の測定範囲では、今回の実験プロトコル以上程度の運動強度で運動を行うとすぐに二酸化炭素濃度が4%に張り付いてしまうことが確認された。最大作業の測定を行うためにはまず最初に9%程度までの測定範囲を持つ二酸化炭素センサーが必要である。

6.4.2 流路抵抗の大きさ

実験中、低強度、高強度のいずれの場合でも、設定パワーが110Wを超えたあたりから、マスク越しには思う存分に呼吸ができず息苦しさを感じることが確認できた。このような状態においては、わずかに外気が入るマスクの隙間から呼吸をしようとするような状態になるため、正確な酸素摂取量の測定にも悪影響を与えると考えられる。呼吸代謝測定装置において最大作業の測定を行うためには直径35mm以上の流路系が必要とされるが、今回の装置では、水流計YF-S201の流路内に直径が9mmまで小さくなっている箇所がある他、使用した逆流防止弁の流量が小さいことなど、流路抵抗となっていると思われる箇所が多数存在する。これらの抵抗を取り除くことで呼吸が楽になり、最大作業の測定が可能になると思われる。

6.5 酸素センサーの使い勝手

今回の装置では、通常なら1万円程度のセンサーの代わりに、酸素センサーとして空気亜鉛電池を酸素センサーとして利用するキットを使用した。空気亜鉛電池の構造的に、ミキシングチャンバー内で呼気酸素濃度を測定する用途には不適であると思われたが、出力値は安定しており、以上値を出すことは無かった。ただ、マイコン側のADコンバーターのノイズ問題があり、それを除去するためのデジタルフィルターにより、信号に遅れが出てしまうので、それが測定値に影響を与えている可能性は否定できない。また、本来呼気酸素濃度は16%程度まで低下することはあるはずだが、今回は最低でも18%程度しか見られなかつたので、何らかの理由で正しく測定できていなかった可能性は存在する。

また、空気亜鉛電池は容量が小さく寿命が短いため測定ごとに可変抵抗を調整して校正を行う必要があったが、デジタルフィルターによる信号の遅れもあって、適正な校正值に調整するのは何度も適正值を通り過ぎてしまうような挙動から、困難だった。今回使用した酸素センサーは構造的にデジタル的に校正を行うことはできないが、このセンサーを酸素センサーとして利用するためには、校正が行いやすく

する何らかの補助的な機能を実装するか、校正操作の困難の原因となっている、デジタルフィルターをかける必要がないように、低ノイズの高性能外部 AD コンバーターを利用して酸素センサーの出力電圧を測定する必要があると思われる。

6.6 オープンソースハードウェア化

今回の装置は、ソフトウェアのコード、3D プリント部品のデータをオープンソースで公開することで、オープンソースハードウェアとすることを構想していた。多くの人がこれを元に装置を製作し測定を行ったり、装置の改善が行われることで、一人で製作し、使用しているよりも急速に改善を進めることができる可能性があると考えるためである。

現時点では測定精度や性能面での問題があり公開には至っていない。近いうちに流量計の改善と測定範囲の広い二酸化炭素センサーへの換装などを行い、測定条件が限定されにくくなる段階まで改善を進めた上で、公開をしたいと考えている。

6.7 ソフトウェアの改善

6.7.1 個人設定の書き込み方法の変更

体重あたりの酸素摂取量を求める際に重要な体重は、今回のプログラムでは Arduino スケッチ内に定数として書き込んだ。実際に測定を行ってみると、体重を変更するたびに定数を変更してコンパイルし直し、M5Stack Core2 に書き込む必要があり、非常に手間であることが分かった。そこで、頻繁に書き換えが必要になる体重や身長などの数値、または Wi-Fi のパスワードなどは、Micro SD カード内の設定ファイルから読み込む方式として、変更を容易にするのが良いと考えられる。

6.7.2 画面表示項目の追加

測定中に画面に表示する項目は、現時点では Arduino スケッチに書き込んでいるため、変更にはプログラムを変更し、スケッチをコンパイルし直した上で M5Stack Core2 に書き込む必要がある。実際に装置を使用してみて、より多種の値を運動中に確認できることの必要性を確認できたので、ページをスクロールすることにより表示項目を変更できる機能、または本体のみで表示項目を容易に変更できる機能が必要であると感じた。

6.7.3 データ記録方法の変更

現時点では装置が測定したデータは 1 秒間隔の全ての値は Micro SD カードに書き込み、1 分間隔のデータを Ambient に送信する仕様としている。しかし、測定中

にリアルタイムで他のデバイスからもデータの確認、記録が行えるようにする必要性を感じた。具体的には、Web ブラウザでデータを表示できるコンソールのような画面や、スマートフォンから利用できるアプリケーションのような形態を構想している。

7 結言

本研究の目的は、リアルタイムでの呼吸代謝測定が行える装置を既存の 100 分の 1 程度の価格で製作することであった。

結果として、原理を満たすセンサーを組み合わせ、マイコンで処理・表示を行うことで、リアルタイムで酸素摂取量などの呼気分析が利用できる装置を製作することができた。しかし、装置の実用性としては、実際の利用用途では重要になると考えられる最大作業における測定に対応できないことや、安価な汎用センサーを使用するゆえの測定範囲、精度、安定性などの問題など、測定機材としては多くの問題を残すものである。

特に、水量計を転用した流量計は、精度、流路径の小ささなど、いくつかの問題の原因となっていると思われる部分であり、今回した装置を実用するにあたっては真っ先に改善すべき部分であると考えられる。

また、今回製作した装置を実際に使ってみた感想として、装置自体は安価であるものの、呼気収集用のマスクを顔に装着する必要があること、装置を使用する間は少なからず呼吸が苦しくなるなど、呼吸代謝測定装置を一般のスポーツ愛好家が使う上での克服できない課題があることを感じる結果となった。

しかし、今までほとんど利用することができなかった呼気分析という方法を用いて測定した値を見ながら運動をするという体験は、間違いなく新鮮さを感じるものであると言える。

本研究では、安価なマイコンと汎用センサーを用いた呼吸代謝測定装置を製作することは可能だという結果を得ることができた。

参考文献

- [1] O. Tetens. *Über einige meteorologische Begriffe*. Zeitschrift für geophysik. Friedrich Vieweg & Sohn Akt.- Gesellschaft, 1930.
- [2] 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.
- [3] J. Karvonen and T. Vuorimaa. Heart rate and exercise intensity during sports activities. Practical application. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, Vol. 5, No. 5, pp. 303–311, May 1988.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] 山地啓司. 改訂最大酸素摂取量の科学. 杏林書院, 2001.
- [9] 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.
- [10] Rob Tillaart. RobTillaart/RunningMedian. <https://github.com/RobTillaart/RunningMedian>, January 2021. 2021-01-27.
- [11] 国立環境研究所地球環境研究センター. 溫暖化の科学 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.
- [12] 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.
- [13] Brice Rosenzweig. FIT File Explorer on the Mac App Store. <https://apps.apple.com/jp/app/fit-file-explorer/id144000000>

explorer/id1244431640?l=enmt=12. 2021-01-28.

謝辞

本研究は新型コロナウィルス感染症の影響を多大に受け、最初のテーマ選定の段階から最後の実験まで、ほとんどの作業を自宅で行うことになりました。この経験は、研究室で先生や先輩、友人たちとディスカッションを重ねて研究を進める例年とは大きく異なるものになったこと思います。

そのような状況において、私に期待をかけてテーマを与えてくださり、オンラインで熱心なご指導を頂いた仰木裕嗣先生に感謝の意を表します。ハードウェア・ソフトウェア、電子工作、3D プリンター、運動生理学、スポーツと私の大好きな事を大学生活の集大成となる卒業論文のテーマとできたことを嬉しく思います。

本研究に使用した 3D プリンター、フィラメントは慶應 SFC 学会の「Covid-19 対応研究活動支援特別募集」の助成を受けて購入させて頂いたものです。これらの機材で高精度な部品を高速に製作することができなければ、本研究は進めることは非常に困難だったと思います。深く感謝いたします。

私の現在のアルバイト先である株式会社グロータックには、実験に使用したローラー台などの機材を貸与していただきました。追い込みの時期には、1ヶ月近くの休みをいただいたことを感謝します。

九州と神奈川にいる頼れる友人たちは、一人では自信が持てない研究の進め方や計算方法についての相談に対し、素晴らしいスピード感で回答を頂けてお世話になりました。数えきれない普段の雑談の内容が本研究に活きることも多分にあったと思います。

最後に、同じ屋根の下で暮らし、あらゆる支援をくださっている家族、父と母に心から感謝します。時々、卒業論文を逃げ道に家事を疎かにしてしまったことを詫びたいと思います。

他にもお世話になった全ての皆様に感謝しつつ、最終版の LaTeX のコンパイルを実行させていただきます。本当にありがとうございました。