

2021 年度卒業論文

汎用センサーを用いた呼吸代謝測定装置の自作

2021 年 1 月 25 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）を製作し、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
2	方法	2
2.1	直接法と間接法	2
2.2	Weir の式	2
2.3	計測項目	3
2.4	酸素摂取量 (VO_2)	4
2.5	換気量 (V_E)	6
3	製作	9
3.1	全体構成	9
3.2	マスク	9
3.3	換気量 V_E の計測	9
3.4	酸素センサー	12
3.5	二酸化炭素センサー	13
3.6	温度計・湿度計・温度計	13
3.7	センサー値の計算	13
4	検証	14
4.1	実験方法	14
4.2	実験機材	15
4.3	ランプアップ・ダウン	16
4.4	最大酸素摂取量測定	18
4.5	負荷変動を伴うワークアウト	18
4.6	使用中の様子と所感	18
4.7	既存の呼吸代謝測定装置との比較	18
5	結果	19
5.1	ランプアップ・ダウン	19
5.2	最大酸素摂取量測定	19
5.3	負荷変動を伴うワークアウト	19
6	考察	20
6.1	換気量センサーのボトルネック	20

6.2	測定データの利用	20
7	結言	21
7.1	将来の展望	21
7.2	今回の課題	21

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きている。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 (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、個人レベルで利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 ($\dot{V}_{O_{2max}}$) 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）を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。

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る．

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てなければ, 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とし, $\dot{V}O_2$ は次のようになる.

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

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）。

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

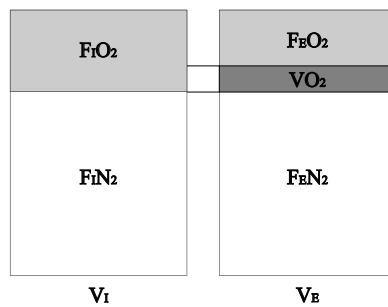


図 2.1 VO_2 の測定

このうち，吸気量 V_I は直接測定しなくても，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

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

式 2.11 の右辺の V_E を括り出して整理すると

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

窒素補正

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

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

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

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

$$V_{O_2} = V_E \times (100 - F_E O_2 - F_E CO_2) \times 0.265 - F_E O_2 \quad (2.15)$$

以上の式から、呼気の実験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。

酸素摂取量の測定方式には、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挙げられる。

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し、その一部のサンプルを分析し、 O_2 と CO_2 濃度を求める方法である。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式である。大型のバッグと呼気の採集後の測定が必要であり、個人レベルで測定を行う用途には不向きである。

ブレスバイブレス法は全自動分析法とも呼ばれ、一呼吸ごとの酸素摂取量を測定する方法である。一呼吸の内、息を吸う段階を吸気、息を吐き出す段階を呼気と呼ぶ。この内、呼気開始時の酸素濃度と呼気終了時の酸素濃度の差をとることで一呼吸において体内に取り込まれた酸素濃度を求める。一呼吸において体内に取り込まれた酸素濃度と一呼吸あたりの換気量を掛け合わせることで一呼吸あたりの酸素摂取量 VO_2 を求めることができる。

ブレスバイブレス法では一呼吸の内の酸素の濃度の変化を測定する酸素濃度計と、呼気の流量から換気量を測定するための流量計が必要になる。ブレスバイブレス方式は装置全体が小型軽量になるため近年のスポーツ用の呼吸代謝測定装置には使用されることが多いが、一呼吸内での酸素濃度や流量の変化など技術的に難易度が高い測定が求められるため汎用センサーで製作する装置には不向きである。

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、ミキシングチャンバー内で O_2 と CO_2 濃度を測定する方法である。ダグラスバッグ法のように大量の呼気ガスを採集しないため装置が小型になる。また、ブレスバイブレス方式のように一呼吸内での酸素濃度を測定しないため、測定が容易である。汎用センサーで呼吸代謝測定装置を製作する今回の研究ではこの方法が最適であると考え、ミキシングチャンバー法を採用した。

2.5.2 STPD 係数

ミキシングチャンバーに取り付けられたセンサーによって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), $0^\circ C$, 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。

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。

$$STPD = \frac{P_B - P_{H_2O}}{760} \times \frac{273.15}{273.15 + T} \quad (2.16)$$

ただし、 P_B : 気圧, P_{H_2O} : 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_{H_2O} 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 $T[^\circ\text{C}]$ の時の飽和水蒸気圧 $e(T)[\text{mmHg}]$ 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

$\text{VO}_2, \text{VCO}_2$ 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 $T[\text{min}]$ 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_{IO_2} から呼気中酸素量 V_{EO_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_{EO_2} は呼気中酸素濃度 F_{EO_2} から次の式で求める。

$$V_{EO_2} = V_{STPD} \times \frac{F_{EO_2}}{100} \quad (2.20)$$

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_{IO_2} を次の式から求める。

$$V_{IO_2} = V_{STPD} \times \frac{F_{EN_2}}{79.04} \times \frac{20.93}{100} \quad (2.21)$$

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 全体構成

装置全体の構成図を以下に示す。

3.2 マスク

3.2.1 呼気収集マスク

呼気収集マスクには、仰木研究室内で以前に製作されたマスクを使用した。このマスクは、アクリル板を組み合わせる顔に合うような形状を構成し、吸気及び呼気用の通気口を設けた物である。顔に当たる部分にはウレタンフォーム製のクッションを取り付け、頭に取り付けられるように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。

3.2.2 逆止弁

呼気を正確に収集するために、呼吸代謝測定装置のマスクの吸気・呼気部分には逆流防止弁を取り付ける必要がある。今回使用した逆止弁は、運動時に使用するマスクに取り付けるために安価に販売されているものである。薄いシリコンゴム製の膜が1方向のみに膨らむことで気体の逆流を防止する。マスク本体には3Dプリンターで製作したスペーサーで径を合わせた上でネジで取り付けられている。

3.3 換気量 V_E の計測

3.3.1 計測方式

換気量 V_E を計測するための流量計には、マイコン工作用として市販されている水流計を使用した。

気体の流量を計測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。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。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。呼吸代謝測定装置のうち、流量計は高価な部品であり、全体の価格を抑えるためにタービン流量計を使用した。

今回使用した流量計は YF-S201 という名称で販売されているもので、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。主な仕様を表 4.2 に示す。

表 3.1 YF-S201 主な公称仕様

流路外径	20mm
入口内径	9mm
出口内径	12mm
動作流量	1-30L/min
関係式	$1L_{\text{水}} = 450\text{pulse}$

3.3.2 タービン式水流計の流量関係式の算出

仕様によれば、YF-S201 は水流 1L あたりに 450 個の矩形波を出力する。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。今回はこれを実験で求めた。



図 3.1 流量関係式算出用の実験

図 3.3.2 は実験の全景である。空気の量を正確に測りとれるシリンジを流量計の入り口に接続し、一定量の空気を送り込んだ時のタービンの回転数、すなわち矩形波の数を計測した。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。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ジョイント部品を製作した。シリンジのノズルと流量計のネ

ジ部分を接続する部品を 3D プリンターで製作した。また、予備実験において、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の羽根に直撃すると回転数が多くなることが確認できたため、図 3.3.2 のように、ノズルから出た空気が一度中央に当たってから流量計へと流れる形状とした。

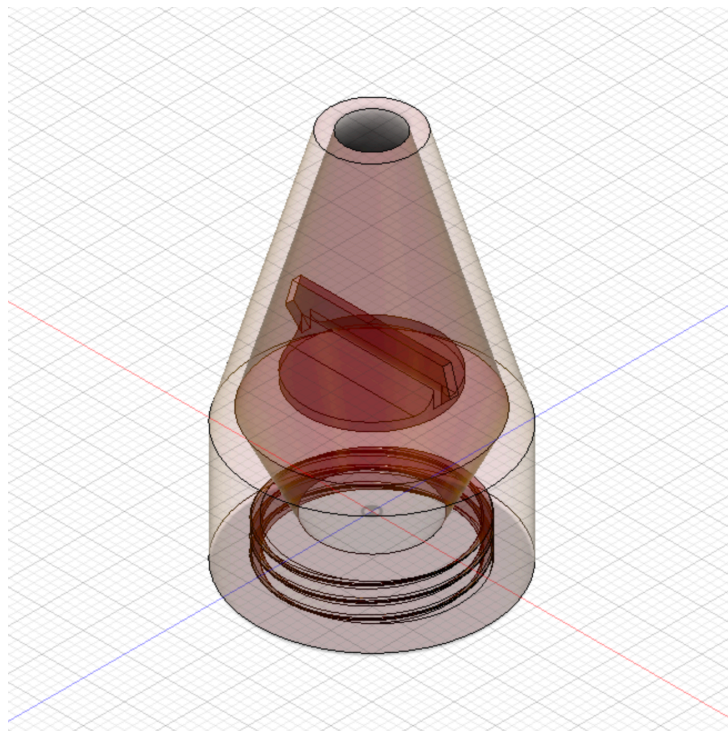


図 3.2 シリンジと流量計の接続用ジョイント部品

今回使用した流量計はタービン軸の回転の滑らかさが重力に影響されやすいことが予備実験から分かった。そこで、流量計の角度を実際にマスクに取り付けた際の顔を正面に向けた場合を想定し、60 度に保持するための治具を 3D プリンターで製作した。今回の装置では流量計は呼気側の逆止弁の排気側に取り付けられるため、呼気から吸気に切り替わった後も一定時間タービン流量計が空転する。正しく換気量を計測するためにはこの空転分の回転数を除外する必要がある。そこで、回転数を計測するプログラムにこれを除外する処理を加えた。0.1 秒毎の回転数を計測し、一個前の区間と比べて値が減少している区間の回転数を除外するという方法で行った。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 M5Stack Core2 で動作させ、200 回分のデータの代表値を 0.3mL の空気が流れた時の回転数とするという方法で流量関係式の算出を行った。結果は以下の通りである。

ミキシングチャンバー方式で換気量を測定するため、マスクの呼気方向にのみ解放される弁の先に取り付けた流量計で換気量を測定する

今回はマイコンなどに接続する水量計として安価に市販されているタービン流量

計を流量計に用いた。YF-S201 という名称で販売されているもので、タービンの回転数をホール素子センサーによって測定するものである。

呼気のような微小な気体の流量を測定するための流量計には、差圧流量計、超音波流量計、タービン流量計などが用いられる。

差圧流量計は、流路内に絞り機構を設置し、その前後に設置した圧力計から得られる圧力差から流量を測定する方式である。絞り機構としてオリフィスプレートを用いたものはオリフィス流量計と呼ばれる。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測定する方式である。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測定する方式である。

既存の呼吸代謝測定装置の流量計には主に先述の三方式が用いられるが、今回は水流センサーとして汎用的に安価に入手が可能であるということでタービン流量計を用いた。

3.3.3 信号処理

数値計算に必要な換気量は 1 分値であるので、タービンの回転数の計測時間を長くすることによって誤差を減らすために 1 分毎に 1 分間の合計のタービンの回転数を係数で割った値を現在から 1 分前の区間の換気量としている。画面表示用の瞬間換気量は 1 秒毎の回転数を係数で割ったものだが、これは数値計算には用いていない。

3.4 酸素センサー

3.4.1 空気亜鉛電池式センサー

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」）を酸素センサーとして使用した。A-5S は、補聴器などに汎用的に使用される空気亜鉛電池をセンサーとして使用し、空気亜鉛電池の出力電圧から酸素濃度を測定するというセンサーで、組み立てキットとして 1000 円程度で購入が可能である。構造は単純であり、空気亜鉛電池に固定抵抗と可変抵抗を接続したというものである。キャリブレーションは大気中の酸素濃度 20.84% とに合わせて出力電圧が 20.84mV になるように可変抵抗を調整して行う。空気亜鉛電池の電圧の低下から、長時間連続での測定は困難である。

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 信号処理

A-5S が出力する電圧は酸素濃度 21% 時に 21mV と非常に微弱である．この電圧を今回使用したマイコン，M5Core2 (ESP32) の 12bit AD コンバーター (0-3.3V, 4096 段階) で測定するために，オペアンプを使用して増幅した．オペアンプには，単電源のフルスイングオペアンプ NJM2732D を用いた．非反転増幅回路を用いて A-5S の出力電圧を 101 倍に増幅し，酸素濃度 21% 時に 2.1V 程度に増幅することで測定精度を高めている．なお，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．現時点では呼気酸素濃度 $F_{E}O_2$ 用の一つしか使用していない A-5S をもう一つ追加し，吸気酸素濃度 $F_I O_2$ を計測することも可能である．

A-5S が出力する電圧をオペアンプで増幅し，M5Stack Core2 の AD コンバーターで読み取ったところ，周期的にスパイク状に高い値を出力していることが確認できた．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で信号を平滑化した．今回使用したのは移動

(回路図)

3.5 二酸化炭素センサー

二酸化炭素濃度を測定するセンサーには MH-Z19B を用いた．このセンサーは 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，特定のガスのみを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ガス濃度の測定方式である [5]．MH-Z19B は，NDIR 方式の二酸化炭素濃度センサーの中でも 2000-5000 円程度で比較的容易に入手できるものである．

MH-Z19B はコマンドを送信することで二酸化炭素濃度を ppm 単位で容易に取得することが可能である．今回は Arduino 用のライブラリを用いて ppm 単位の二酸化炭素濃度を取得し，% 単位に変換して VCO_2 の計算に使用している．

3.6 温度計・湿度計・温度計

あとでかく．

3.7 センサー値の計算

3.7.1 計算用マイコン

3.7.2 プログラム

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イ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、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

諸条件の変化を最小限にするため、実験は室内で行った。実験中に室内の二酸化炭素の上昇と酸素濃度の低下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。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、

4.1 実験方法

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、4iiii 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によって 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_2Max) 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

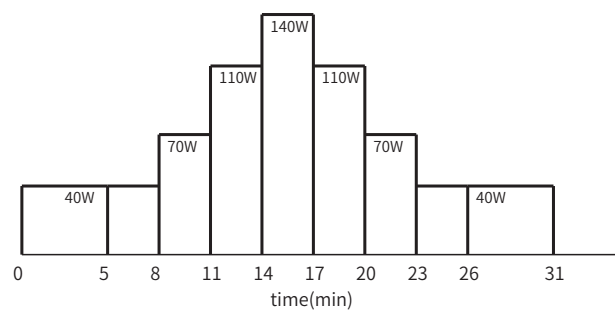


図 4.2 ランプアップ・ダウン（低強度）

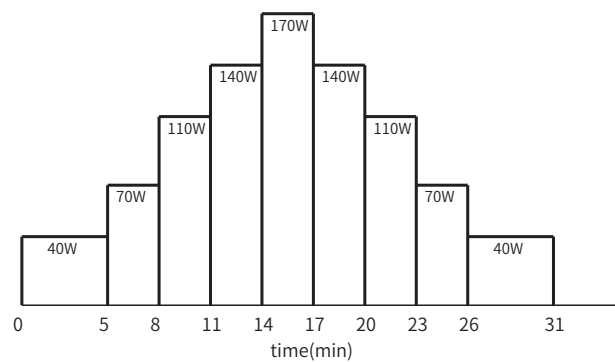


図 4.3 ランプアップ・ダウン（高強度）

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）	$1L_{\text{水}} = 450pulse$
STPD 係数（平均）	$1L_{\text{水}} = 450pulse$

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）	$1L_{\text{水}} = 450pulse$
STPD 係数（平均）	$1L_{\text{水}} = 450pulse$

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

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] 臼谷三郎, 木田和幸, 西山邦隆, 松田明広, 眞鍋麻美, 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] 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.