

平成 18 年度 卒業論文

酸素摂取量計の製作と
その利用による運動能力の検討

E0242 吉元 俊輔

指導教員 椿本 博久

藤野 達士

提出日 平成 19 年 2 月 9 日(金)

目次

第1章 序論	3
第2章 生理学	4
2.1 呼吸の生理	4
2.2 換気	4
2.2.1 肺気量	4
2.2.2 呼吸の仕組み	5
2.3 ガス交換	6
2.4 血液によるガス運搬	7
2.4.1 血液循環	7
2.4.2 血液中のガス	7
2.5 人の活動エネルギー	8
2.6 吸気と呼気	8
第3章 運動学	9
3.1 運動と運動能力を表す指標	9
3.3 酸素摂取量	9
3.4 最大酸素摂取量	10
3.5 生体計測の誤差	10
第4章 酸素摂取量計	11
4.1 酸素摂取量計の概要	11
4.2 酸素摂取量計の原理	12
4.2.1 酸素濃度計	13
4.2.2 換気量計	15
4.3 酸素摂取量計の回路	17
4.4 スピードアップ回路	19
4.5 シュミット回路	22
第5章 酸素摂取量計の評価	23
5.1 計器の校正	23
5.1.1 酸素濃度計の校正	23
5.1.2 換気量計の校正	24
5.2 測定値と具体的値の対応	26
5.3 測定値の補正	28
5.3.1 酸素濃度の補正	28
5.3.2 換気量計の補正	28
5.3.3 酸素摂取量の補正	29

第6章 実験計画.....	30
6.1 実験環境.....	30
6.2 データの取り込み.....	32
6.3 実験.....	33
6.3.1 実験方法.....	33
6.3.2 測定条件.....	33
第7章 実験結果.....	34
第8章 考察.....	36
8.1 傾斜角度に関する考察.....	36
8.2 運動能力の検討.....	37
第9章 結論.....	38
謝辞.....	39
参考文献.....	40

第1章 序論

スポーツにおいて人は記録の限界に挑戦してきた。その結果、スポーツ医学が発達し、日々人の競技能力は向上してきている。スポーツ医学の中でも計測技術の発展は目覚ましい。それは今後においても競技能力の向上に欠かせない。さらに、これら計測技術は競技力の向上にとどまらず医療や福祉の現場においても応用が期待される。

人の運動能力の一つとして、心肺能力がある。心肺能力を測定する一つの指標として、酸素摂取量を用いられることが多い。呼吸によって1分間に体内に取り込まれた酸素の量が酸素摂取量であり、個人が有する酸素摂取量の限界値をその人の最大酸素摂取量というが、これは筋におけるエネルギー発生の指標であると同時に、肺、心臓、血液、筋などのすべての働きが統合された指標でもある。この最大酸素摂取量が大きいほど心肺能力が高いと言える。

運動を走行に限ってみてみると、酸素摂取量と走行方法、呼吸、疲労など、酸素摂取量と同時に測定すべき項目がいくつも挙げられる。スポーツ医学の分野においては、この酸素摂取量とその他の測定値の関係を調べることで、より優れた走行方やトレーニング法を検討することが目的である。本研究においては、**酸素摂取量を測定できる計測システムを製作すること**を第一の目的とし、その応用研究として**被験者の運動能力を検討すること**を目的とする。

第2章 生理学

2.1 呼吸の生理^[1]

人が生きていることの機序を扱う学問が生理学であり、生体計測のためにも生理学を学ぶことは不可欠と言える。本研究において扱う酸素摂取量を知るためには呼吸について学ぶ必要がある。

呼吸は外呼吸と内呼吸に分けられる。外呼吸は体内に酸素を取り入れ、炭酸ガスを排出する呼吸をいう。内呼吸は血液によって酸素が組織に運ばれ、細胞内での化学反応の結果、炭酸ガスを生じる過程を言う。本研究においては外呼吸を扱う。

2.2 換気^[1]

2.2.1 肺気量

肺全体を満たすことのできる空気の量を全肺気量という。安静に呼吸しているときの換気量は約0.5ℓであるが、これよりもさらに息を吸うこと（予備吸気量）も吐き出すこと（予備呼気量）もできる。最大に呼吸を行ってもまだ肺の中にガスが残っており（残気量）、通常、安静換気の呼息位でも肺の中に2.3ℓのガスが残っている（機能的残気量）。図2.1に一般的な成人男性の肺気量分画と気位を示す。

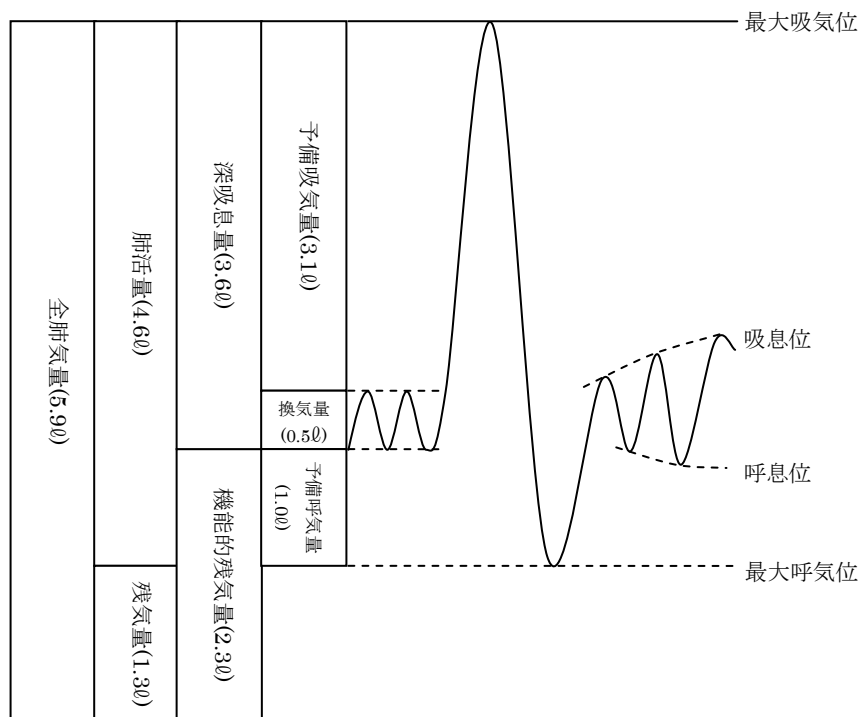


図 2.1 成人男性の肺気量分画と気位

2.2.2 呼吸の仕組み

肺は胸郭の中に密閉されており、腹腔とは横隔膜で仕切られている。横隔膜は円天井のような形をした筋でできた膜で、これが収縮すると、円天井が下降して胸郭は下に広がる。外肋間筋が収縮すると、胸郭は左右と前方に広がり、肺の内圧が外気圧よりも低くなるので、鼻腔、気管を通じて空気が外から入ってくる。これが吸息である。

横隔膜や外肋間筋の収縮が止まると、肺は胸郭と肺自身の弾性および肺胞の表面張力や、横隔膜によって押し下げられていた腹部の内蔵が元に戻ろうとすることによって縮小し、空気は外に出される。これが呼息である。つまり、呼吸は肺自身の運動によるのではなく、胸郭や横隔膜によって他動的におこる。

安静な吸息のときには、横隔膜と外肋間筋が働いているが、激しい呼吸のときは、胸郭につくほかの筋も働く。安静な呼息のときは、筋は働かないが、激しい呼息をするときは、呼息筋としては内肋間筋、腹筋などが働くようになる。これらの筋に命令を出すのは延髄にある呼吸中枢である。図 2.2 に呼吸の仕組みを示す。

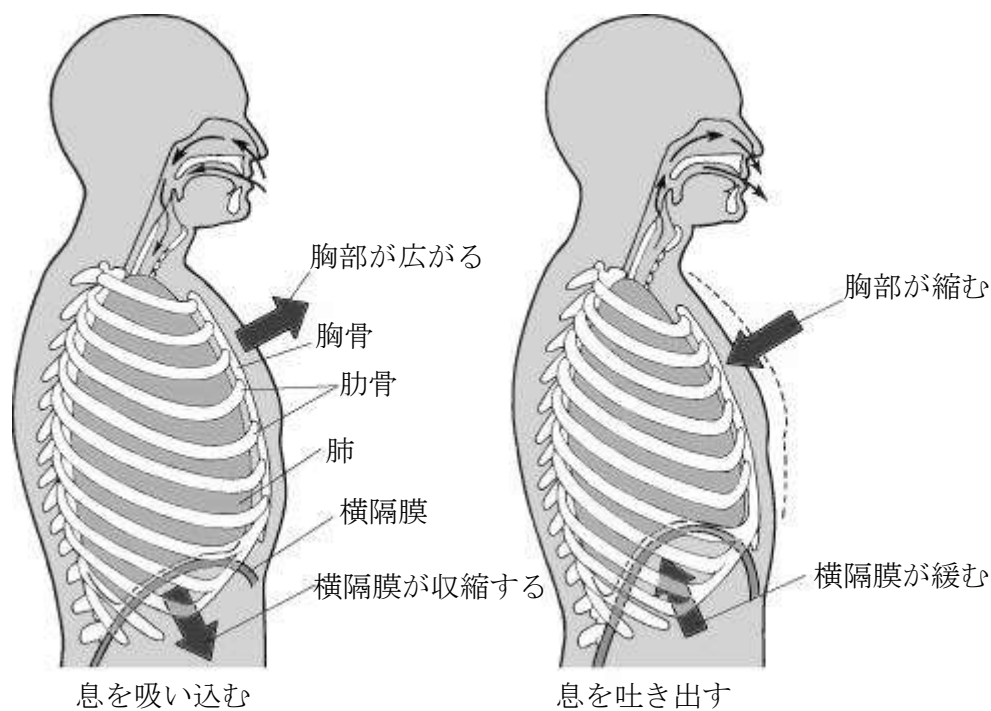


図 2.2 人の呼吸の仕組み^[2]

2.3 ガス交換^[1]

肺胞に酸素が取り込まれると、ここで空気と血液の間でガス交換が行なわれる。血液とガスの交換をした空気を肺胞気という。肺胞の内側は非常に薄い膜で覆われていて、外側には無数の毛細血管が走っている。この薄い膜を通して空気と血液が接している。

気体は高い分圧から低い分圧へと拡散する性質を有する。肺胞気の酸素分圧が 100mmHg 、肺の静脈血では約 40mmHg であるため、この分圧差によって酸素が肺胞気から血液へと拡散し、動脈血として細胞へ運ばれる。二酸化炭素分圧は静脈中で約 46mmHg 、肺胞気で 40mmHg であり、同じく拡散によって肺胞内に移り、血液と肺胞気はほぼ平衡に達する。肺におけるガス交換の様子を図 2.3 に示す。

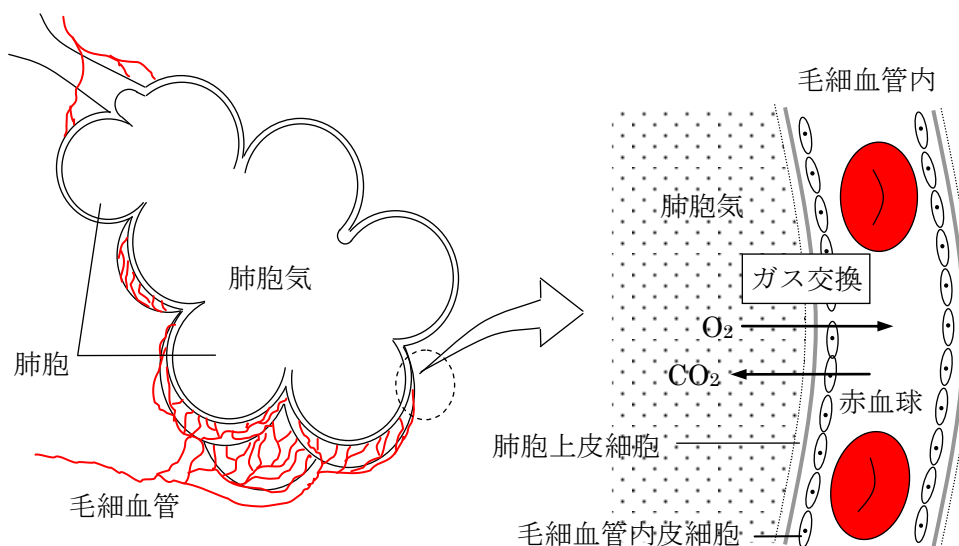


図 2.3 肺におけるガス交換^[3]

2.4 血液によるガス運搬^[1]

2.4.1 血液循環

酸素を含んだ血液は肺から肺静脈を通過して左心室へ送られ、全身へと押し出される。酸素を失い、二酸化炭素を多く含んだ血液は、上大静脈と下大静脈という 2 本の大静脈を通過して右心房へ戻る。その後、この血液は肺動脈を通過して肺へと送られ、肺で酸素を受け取り、二酸化炭素を放出する。図 2.4 に血液循環における含有ガス分圧の変化を示す。

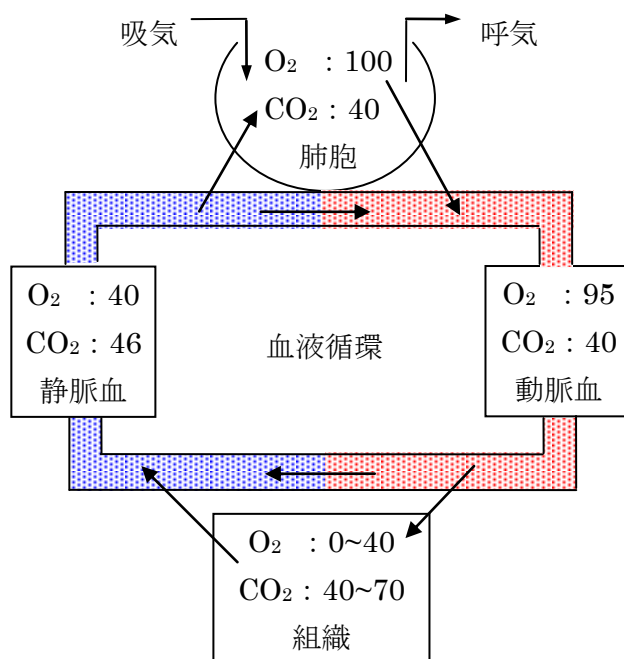


図 2.4 血液循環(単位は mmHg)^[3]

2.4.2 血液中のガス^[1]

血液中に物理的に溶解する酸素の量は極めて少量であるが、ヘモグロビンの働きにより大量の酸素を含有できる。血液中のヘモグロビンの量は、およそ $15g/100ml$ であり、完全に飽和されると $100ml$ の血液中には約 $20ml$ の酸素が含まれる。動脈血では 98% 飽和されている。同じ血液量でも、ヘモグロビンの量が人によって違うため酸素含有量も人によって違う。酸素とヘモグロビンの結合強度は分圧に左右され、血液の酸素分圧が上がれば酸素と結合するヘモグロビンの量も増加する。また、酸素を大量に必要としている細胞では、ヘモグロビンが大量の酸素を放出し、必要とする細胞に酸素を供給することができる。

組織の酸化によって、最後にできる炭酸ガスは 10% が血漿に H_2CO_3 の形で物理的に溶け込み、70% は重炭酸塩主として $NaHCO_3$ (血漿中)、 $KHCO_3$ (血球中) として運ばれ、他の約 20% は、ヘモグロビンと結合してカルバミノ化合物として運ばれる。肺胞内ではこの逆反応が起こり、炭酸ガスが放出される。

2.5 人の活動エネルギー^[4]

細胞内に取り込まれた酸素は、既に摂取されている糖質や脂肪、タンパク質などの栄養素を酸化させ、その時生じるエネルギーを生命維持のために利用する。酸素と栄養素の化学反応の結果、水と二酸化炭素ができる。このように体内に取り込まれた酸素を使ってエネルギーの源となるアデノシン三リン酸(ATP)を合成する。この ATP がエネルギー代謝における伝達物質であり、ATP が分解され、アデノシン二リン酸(ADP)になることにより放出されるエネルギーが生命活動の原動力となる。図 2.5 にエネルギー発生の様子を示す。

グルコースを分解することで ATP を生成し、クエン酸回路で二酸化炭素を放出しながら ATP を合成する。さらに水素伝達系で酸素を消費しながら ATP を合成する。

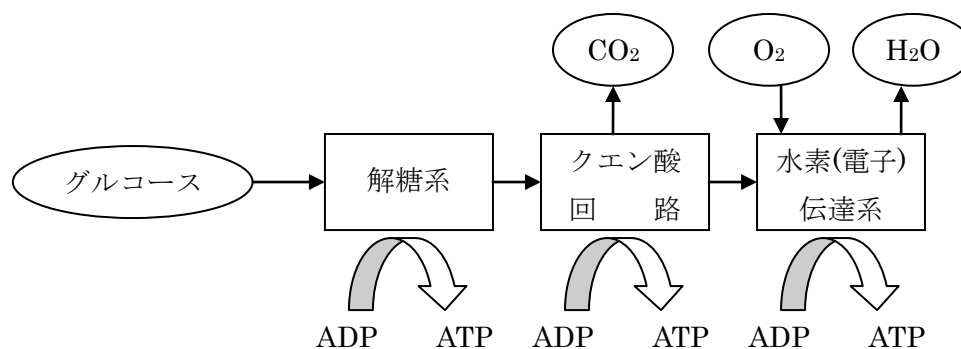


図 2.5 人のエネルギーの発生^[3]

2.6 吸気と呼気^[1]

1気圧の新鮮な乾燥空気の成分は、O₂が20.9%、CO₂が0.03%、残りの大部分がN₂で、その他にごくわずかな希ガスを含む。これが吸気である。呼気は吸気よりもO₂は少なくCO₂は増しており、そのほかに水蒸気ガスが加わっている。通常呼吸において呼気のO₂は約5%減少する。

ところで、吸気がすべてガス交換にあずかるわけではない。鼻腔、気管支などガス交換を行わないスペースを解剖学的死腔という。肺胞でも必ずしもすべてが十分なガス交換を行っているとは限らない。このような肺胞死腔も加えたものを生理学的死腔という。死腔量は成人男性で約150ml、女子で110mlである。死腔は生理学的に無意味ではないが、その増大は肺胞換気の能率を下げることになる。

呼気において、吐き出される呼気の初めの部分は、死腔からでてきたもので、血液との間にガス交換しなかった部分であるため、大気の組成と同じである。ついで次第に酸素が少なく、二酸化炭素が多い空気が出てくる。最後に出される呼気は最も二酸化炭素が多く酸素が少ない。

第3章 運動学

3.1 運動と運動能力を表す指標^{[4][5]}

運動には、物理的な運動、健康医学的なスポーツ、社会学的な社会運動という意味がある。本研究では、医学的な面から運動を検討する。身体の運動能力には、柔軟性、筋力、瞬発力、筋持久力、全身持久力、敏捷性、平衡性、協調性がある。

走はジョギングのように比較的低い速度で長時間走るものから、短距離走のように最高速度の高さを競うものまで幅広い内容を持つ。また、走運動は幼児期から開始され、人にとって最も基本的な運動でもあるため、発育発達の観点からも取り上げるべき内容は多い。走るという行為の中では、骨、筋、神経、感覚、呼吸、循環、代謝など様々な生理学的能力を必要とする。手足を動かすには筋肉が必要であるが、筋肉を動かすためにはエネルギーも必要となる。さらに、エネルギーを作り出すためには肺や心臓、循環の機能が必要となる。また、瞬発的な力で最高の速度を出す場合と、比較的低い速度を一定時間持続する場合とでは働く筋肉もエネルギー生成方法も異なる。前者を無酸素運動といい、酸素を必要とせずエネルギーを発生し運動を行うものを指す。後者は有酸素運動であり、呼吸により取り込んだ酸素を消費することでエネルギーを発生し運動を行うものを指す。

有酸素運動に限り、人のエネルギー消費を表す指標として唯一測定できるものが酸素摂取量である。酸素摂取量と心拍や走行時のフォームなどの関係を調べることでその人に適したトレーニングメニューを考案できる他、同じ運動でも高齢者にとってどの程度負担が大きいのかを検討することで福祉的な目的にも応用できる。

3.3 酸素摂取量^[6]

動物のエネルギー消費量の測定が始まったのは18世紀である。その後、19世紀に人間の作業中の代謝エネルギー量が測定されるようになった。19世紀後半にはエルゴメーターやトレッドミルが開発されたことによって、作業中のエネルギー消費量に関する研究は急速に進歩を遂げた。HillとLuptonは、エネルギー消費の指標として、1分間に体内に取り込んだ酸素の量を酸素摂取量として定義した。酸素摂取量を測定することで、運動によって要求された酸素の量、つまりどれだけエネルギーを必要としたかということが分かる。

酸素摂取量は、記号 $\dot{V}O_2$ で表され、

$$\text{酸素摂取量} = (\text{大気中の酸素濃度} - \text{呼気中の酸素濃度}) \times \text{換気量} \quad (3.1)$$

として求めることができる。 V の上のドットは単位時間当たりの酸素量を表す。

3.4 最大酸素摂取量^[6]

人は静止した状態から運動を始めると酸素摂取量が増加し、運動量の増加につれてその量も増加する。これらはほぼ直線的な関係にあり、一定量の運動増加に対し、一定量の酸素摂取量が増加する。ところが、運動強度を増していくと、ある時点でそれ以上運動できなくなる。これをオールアウトというが、このときの酸素摂取量が個人の持つ限界値であり、このときの酸素摂取量を「最大酸素摂取量」と呼ぶ。

最大酸素摂取量の測定が普及するきっかけとなったのが東京オリンピックである。一流ランナーの最大酸素摂取量の測定は、人類の最大酸素摂取量の上限を迫り及ぶための貴重な資料を提供すると共に、持久性の競技成績と最大酸素摂取量の関係をより明確にした。現在では、全身持久力の指標として、競技能力を占ったり、高めたりするための要素としてだけでなく、老若男女の体力や健康の重要な指標として意味を持つことが明らかになった。

最大酸素摂取量を測定する方法としては直接法と間接法が挙げられる。直接法では、オールアウト時の酸素摂取量を測定する方法である。これは、被験者に負担が大きい上、医師の立ち合いのもとで行わなければならない。一方、間接法では心拍数や仕事量が酸素摂取量とほぼ直線的に増加するという原理に基づいて値を推測する方法である。この方法では被験者への負担が軽減されるが、15~20%の測定誤差は避けられない。しかし今日のようにスポーツが大衆化しつつある時代に、最大酸素摂取量を簡単に推測できることは、この程度の誤差であれば十分意義があるといえる。

3.5 生体計測の誤差^[7]

生体情報は個々により大きく異なる。また、本研究で扱う酸素摂取量は測定条件や、個々の体調に影響される。このように、生体計測において、誤差を考えることは重要である。誤差要因の介入が少なくなるように測定対象をデザインしても、複数の要因によって成り立つ測定項目には誤差が混入する。また、測定に使用する計器の精度にも限界がある。

誤差には測定システムの中で系統的に生じる誤差と、ランダムに生じる偶然誤差がある。系統誤差はシステムの改良により軽減、除去できる。偶然誤差は測定回数を増やしてその平均を求めるのが一つの方法である。

第4章 酸素摂取量計

4.1 酸素摂取量計の概要

酸素摂取量計は一般的に人の心肺能力を測定するために使われる。スポーツの分野では、トレーニングメニューの開発や、走行のメカニズムの解析に使用される。一方で、心肺能力（持久力）の指標となる「最大酸素摂取量」が多い人ほど、ガンで亡くなる人が少ないことが近年明らかになってきた。そのため、医学の分野においても酸素摂取量計の利用が有用である。より精度の高い、被験者にとって負担の少ない酸素摂取量計を開発することが期待される。

本研究で製作した酸素摂取量計は、人が体内に取り込んだ酸素の量を一呼吸ごとに計算し、表示する生体計測器である。本研究では、呼気開始と呼気終末でパルスを発生し、そのパルスをデータ取り込みのタイミングとして、換気量及び呼気と吸気の酸素濃度をコンピュータに取り込むよう設計した。

図 4.1 に制作した酸素摂取量計のマスク及びセンサ(換気量計、酸素センサ)の外観を示す。



図 4.1 酸素摂取量計の外観

4.2 酸素摂取量計の原理

酸素摂取量の測定方法には、ダグラスバック法、ミクシングチャンバー法、Breath by Breath法の3つが挙げられる。近年の研究においては、全自動分析法のBreath by Breath法が主流となっており、本研究においてもこの原理を利用した酸素摂取量計を製作した。

Breath by Breath法は、一呼吸ごとの酸素摂取量をコンピュータに取り込んでいく方法である。一回換気量は一回の呼気(Flow)の開始から終末までを積算した量(Volume)である。実際には、呼気開始と呼気終末の換気量差をとって一回換気量を求める。酸素濃度 FO_2 については、呼気開始の酸素濃度は空気中の酸素濃度と同じであるため、呼気開始の酸素濃度から呼気終末の酸素濃度の値を差し引いて体内に取り込まれた酸素濃度を求める。この酸素濃度と、換気量を掛け合わせて一呼吸における酸素摂取量 VO_2 が求まる。図 4.2 に酸素摂取量の求め方を示す。

Breath by Breath法では酸素の濃度を測定する酸素濃度計と、呼気の流量を測定する換気量計が必要となる。一般的に扱われる酸素摂取量は分時酸素摂取量といい、1分間当りの量として表示するが、本研究においては、リアルタイムに一呼吸ごとの酸素摂取量を表示し、測定後に1分間の総量を求めて解析をすることにした。

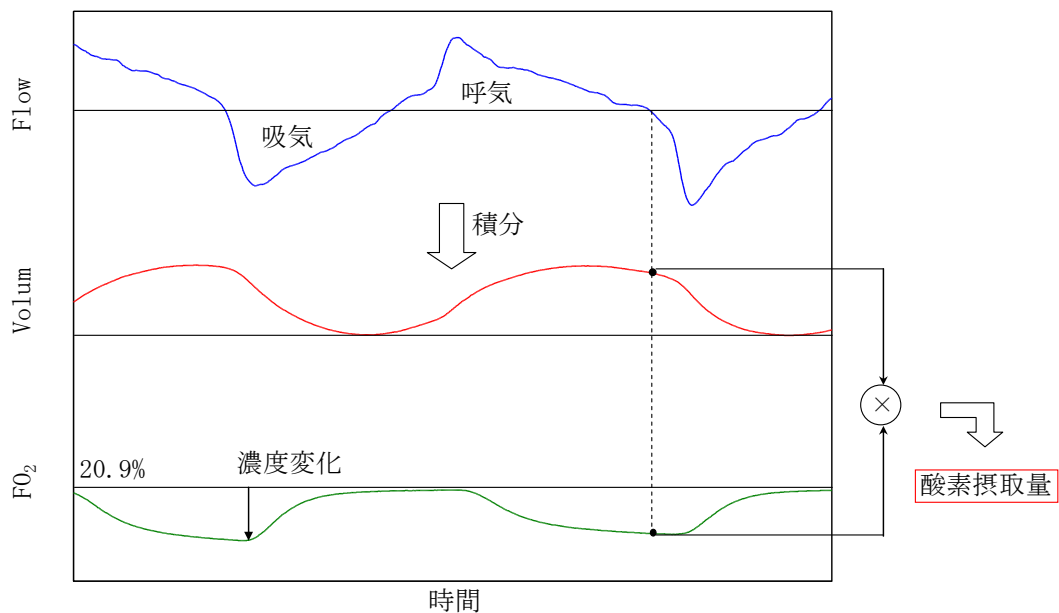


図 4.2 酸素摂取量の求め方

4.2.1 酸素濃度計

酸素濃度を測定する酸素センサはその原理から4つの種類に分類できる。固体電解質センサを利用したジルコニア酸素センサ、ガルバニ電池型酸素センサ、磁気風式ガスセンサ、ポーラログラフ式センサである。本研究では、ガルバニ電池型酸素センサを用いて実験を行った。

図4.3にガルバニ電池型酸素センサの構造を示す。これは、白金のカソード、鉛のアノード、テフロンやポリエチレンの酸素透過膜、水酸化カリウムの電解液から構成されている一種のガルバニ電池である。

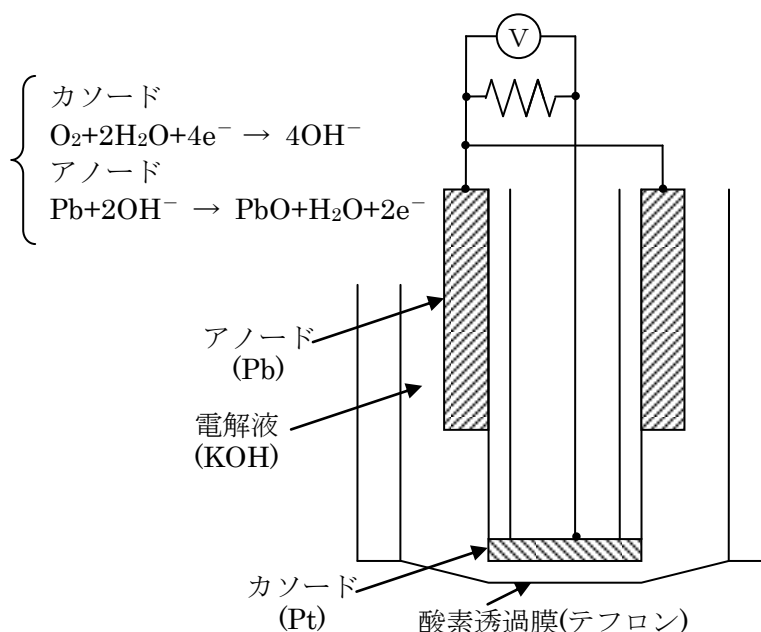


図 4.3 ガルバニ電池型酸素センサの構造

酸素透過膜を通過した酸素は、白金アノードで還元され、カソードでは鉛が酸化されて電池に電流が流れる。この流れる電流値が酸素濃度に比例するため、電流値から酸素濃度を測定できる。

酸素センサは精度の高いものを製作することが非常に困難であるため、本研究においては購入したものを使用した。本研究で使用した酸素センサを図4.4に、その仕様を表4.1に示す。



図 4.4 酸素センサ

表 4.1 酸素センサ(イギリス製)の仕様^[8]

Output	0.8 - 1.25V in Air
Range	0-1500mBar
Power Supply	5 to 12V D.C.
Resolution	1mBar O ₂
Expected Operating Life	276,000 % O ₂ hrs
Operating Temp Range	0°C to +50°C
Pressure Range	0.5-2.0Bar
Linearity	Linear 0-100% O ₂
Temp. Compensation	<4% variation from 0-40°C
Relative Humidity Range	0 to 99% non- condensing
Response Time(N ₂ to 21%O ₂)	T10-90<750ms at flow rate 0.5L/min (T90 flow dependant)
Long Term Output Drift	Typically <10% over 1 year in ambient air

4.2.2 換気量計

換気量計の原理としては、熱線方式と層流管方式、超音波方式等が挙げられる。熱線方式は、感度が高く、質量流量が直接測れるという特徴をもつが、反応速度が遅く、構造が複雑であり、汚れに弱いという欠点がある。一方、層流管方式では圧力差と流量が直線関係にあり、反応速度が速く、精度が高いという特徴をもつが、温度により左右されるという欠点をもつ。酸素摂取量を測定するためには反応速度が速い必要があるため、層流管方式を用いる方が適切であると考えられるので、本研究においては層流管方式を利用した層流管換気量計を製作した。図 4.5 に層流管換気量計の構成を示す。

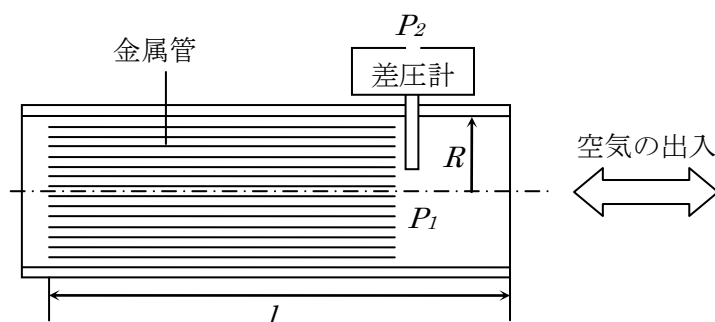


図 4.5 層流管換気量計

流体が層流状態で流れる時、粘性抵抗によって生じる圧力降下は流量に比例する。図において、流量 Q は Hagen Poiseuille の次式(4.1)で与えられる。

$$Q = \frac{\pi R^4}{8l\eta} (P_1 - P_2) \quad (4.1)$$

(R : 円筒の半径, l : 円筒の長さ, η : 粘度, $P_1 - P_2$: 圧力降下) これより、圧力降下を測定することで流量を求めることができる。^[9]

本研究で作成した換気量計および使用した差圧計を図 4.6(a)、(b)に示す。また表 4.2 に差圧計の仕様を示した。



(a) 換気量計



(b) 差圧計

図 4.6 層流管換気量計とセンサ

表 4.2 差圧計の仕様

使用圧力範囲	-100～+100mmHg
駆動電圧	2～5V (2～5mA)
使用温度範囲	-30～+100°C
最大定格印加圧力	-250～+250mmHg
許容消費電力	50mW
保存温度範囲	-40～+120°C
オフセット電圧	-20～+20mV (3.7V 駆動時)
感度	50～120μV/mmHg (3.7V 駆動時)
非直線性	-0.6～+0.6%FS (3.7V 駆動時)
ヒステリシス	-0.5～+0.5%FS (3.7V 駆動時)
ブリッジ抵抗	800～+1200Ω

4.3 酸素摂取量計の回路

本研究で制作した酸素摂取量計は大きく分けて 3 つの回路から成る。酸素センサの出力を増幅し反応速度を上げる酸素濃度計に関する回路、差圧計から出力される流量(Flow)を増幅し、積分して換気量(Volume)を求める換気量計に関する回路、呼気の開始と終末でタイミング的にパルスが発生させるデータ取り込みのタイミングに関する回路である。図 4.7 に本研究で制作した回路図を示す。

酸素濃度計については、信号の増幅と零点調整、さらには反応速度を上げるためのスピードアップ回路を設計した。

差圧計を動作させるためには 2~5V の電圧を加える必要がある。電源は±15V しか出力されないため、ツェナーダイオードおよびオペアンプを用いた増幅回路により定電圧源回路を設計した。^[10]

差圧計から出力される電圧は呼吸により生じる程度の差圧においては非常に小さい。そのため、信号を増幅する必要がある。また、差圧をとるため、差動増幅器を用いる必要がある。ここでは、インスツルメンテーションアンプ AD623 を使用し、増幅率を 490 倍とした。差圧をとることにより、系統的に入ってくる誤差をなくすることができるという利点をもつ。

インスツルメンテーションアンプにより増幅された信号はまだ信号が小さく、オフセット電圧が存在する。そのため零点調整回路及び増幅回路が必要となる。これが図 4.7 における零点調整付増幅回路 1 である。

フィルタ回路を通った後の信号は再び零点調整が必要となってくる。そのため、零点調整付増幅回路 2 を設計し、この出力を Flow とした。零点調整付増幅回路は 1 つにまとめられるため、回路の簡略化が今後の課題となる。Flow を積分すれば換気量が求まる。そのため積分器を設計した。この積分器の時定数は呼気の終末と吸気の終末まで値を保持する程度の時定数に決定し、最大呼吸で出力が飽和しないよう実験的に増幅度も決定した。

また、コンピュータにデータを取り込むタイミングを知らせるパルス発生回路を設ける必要がある。呼気の開始と終末でパルスが発生するために、0V を閾値として±15V に振るシュミット回路を設計した。さらにこの波形を微分し、整流、波形整形することで方形波パルスを作り出す回路を設計した。

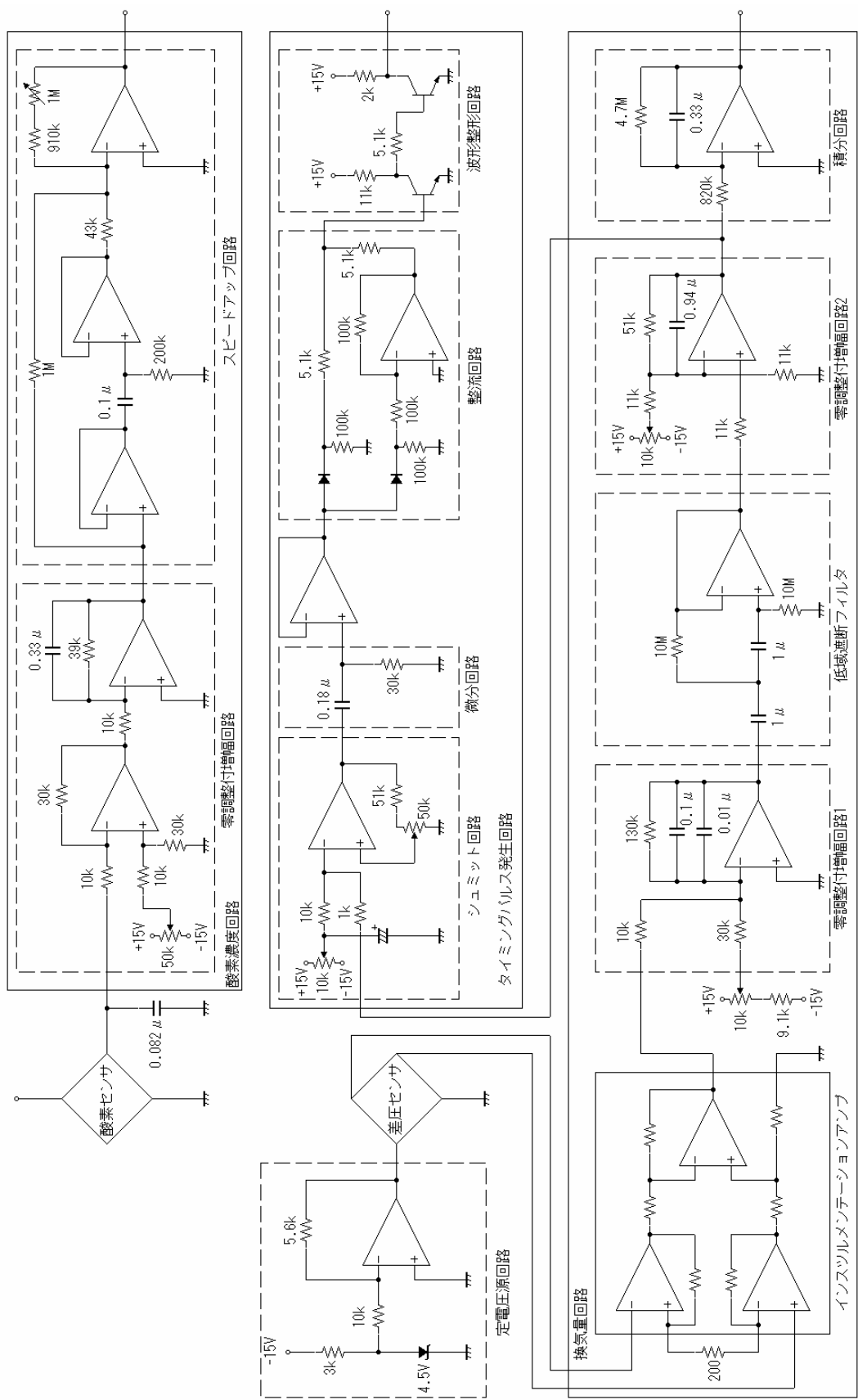


図 4.7 全回路図

4.4 スピードアップ回路

図 4.8 に酸素センサの出力を増幅した後の波形を示す。

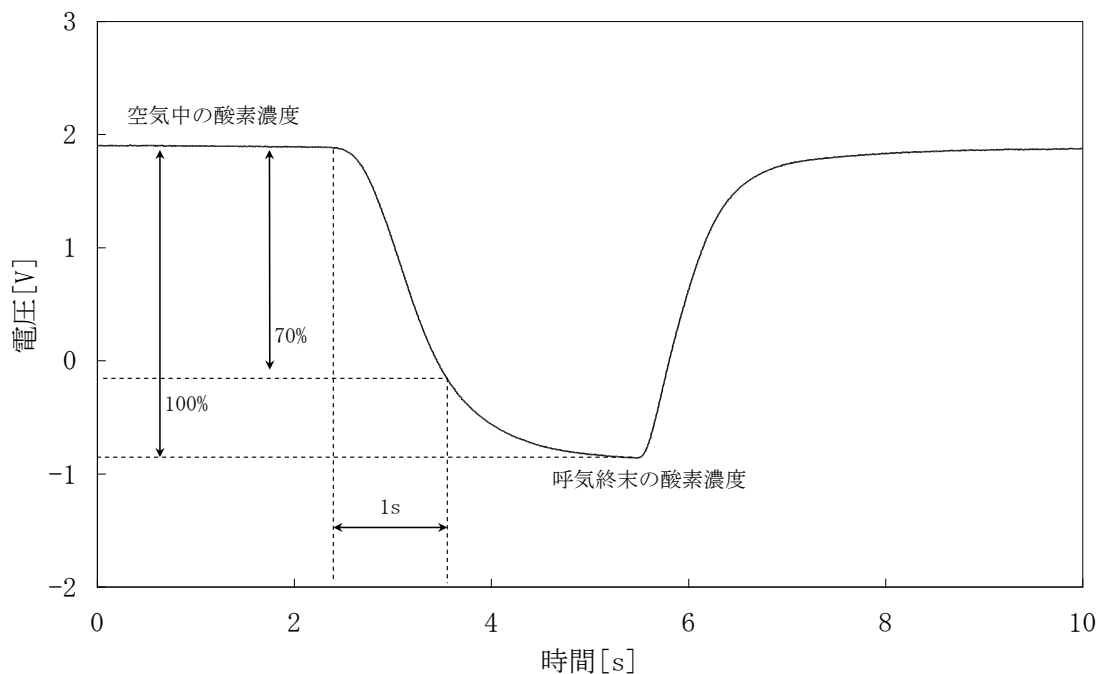


図 4.8 酸素濃度計出力波形

本研究で使用した酸素センサは、立ち上がりまでの時間が長く、リアルタイムで生体計測を行う上で支障があるといえる。そこで、スピードアップ回路を考案した。

図 4.9 にスピードアップ回路の原理を示す。元の波形にその微分波形を足し合わせると、微分波形により、立ち上がりの部分が補われる。このように、予測的に目標値に近づけるという技術を利用したのが本研究において考案したスピードアップ回路である。図 4.10 にスピードアップ回路を示す。

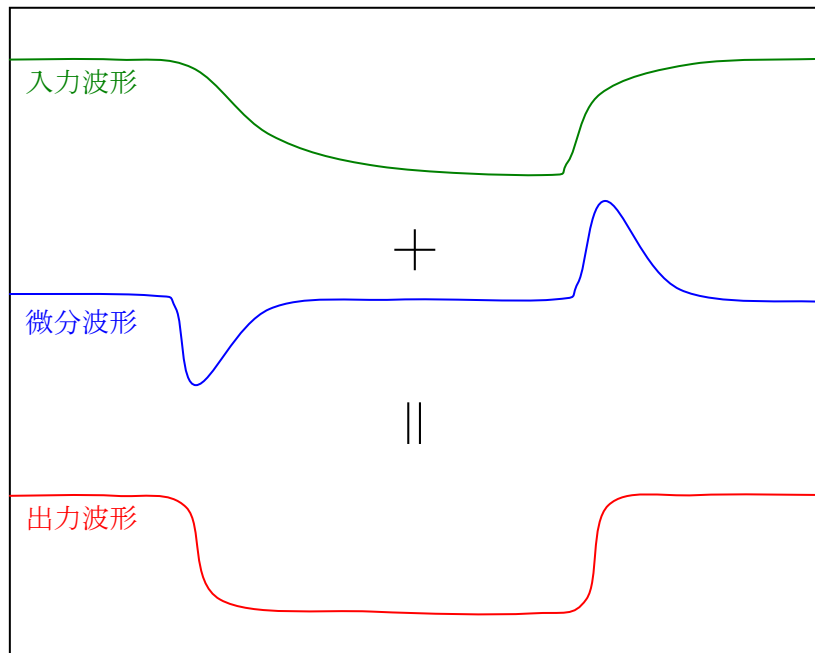


図 4.9 スピードアップ回路の原理

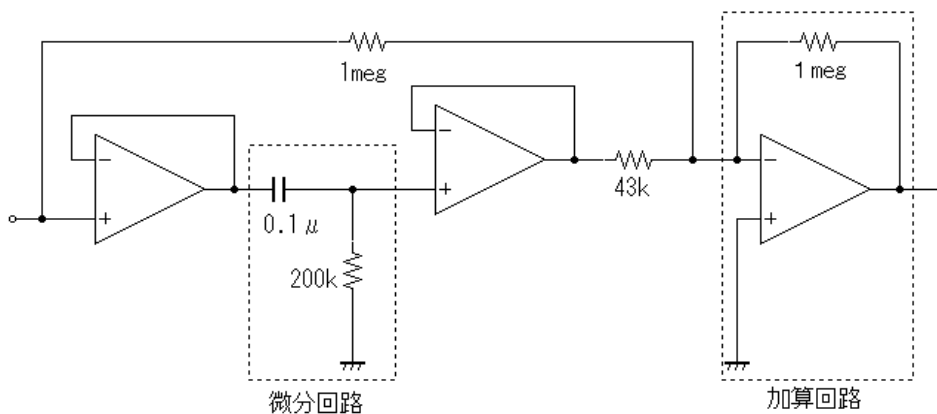


図 4.10 スピードアップ回路

図 4.10 においてスピードアップ回路を構成するためには、微分回路の時定数、微分波形の効きを決定する必要がある。微分波形の効きが小さすぎればスピードアップの効果がないが、大きすぎればオーバーシュートしてしまう。スピードアップを図るに当たって最適となる素子の値を CircuitMaker を使用し、シミュレーションにより波形を確認しながら決定した。さらに、実際に決定した素子を使用して回路を組み、反応を見ながらより適切な素子の値を決定した。その結果得られた出力波形を図 4.11 に示す。結果では吸気開始時にオーバーシュートが見られるが、吸気の酸素濃度は一定であるため測定値には影響しないものとして回路を完成した。

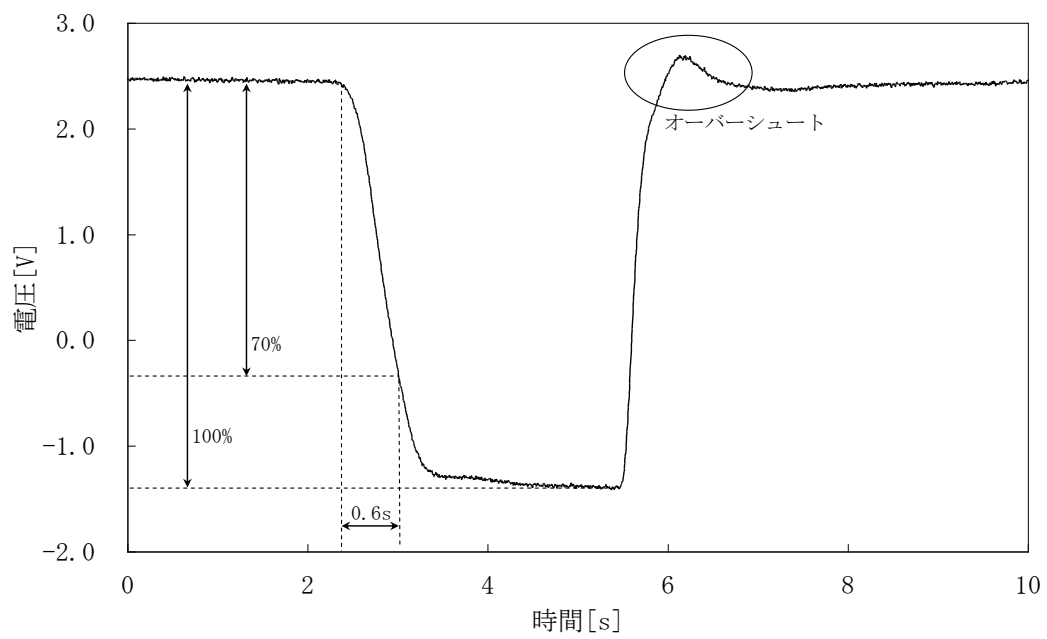


図 4.11 スピードアップ後の波形

4.5 シュミット回路^[11]

データを取り込むタイミングは呼気の開始と終末であるから、0V を閾値としてパルスが発生する回路を作ればよい。ところが、走行時において、体動や呼吸の乱れにより、0V 付近でノイズが乗ると回路が誤作動すると、うまくデータの取り込みができない。そこで、本研究ではヒステリシス付のシュミット回路を使用した。図 4.12 にその回路を示す。

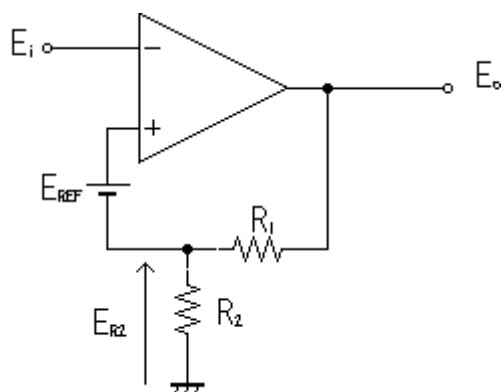


図 4.12 シュミット回路

図 4.12 において、 E_i が + 入力ピン電圧より十分に低い電圧であり、従って、 E_o は + 側飽和出力電圧 $+E_s$ になっているものとする。このとき、 R_2 の両端には $+E_{R2}$ という電圧が発生しているため、 $E_{REF} + E_{R2}$ が + 入力ピンの電圧となる。この電圧を E_H とすると、 E_i が増大してこの E_H を超えなければ、 E_o は - 側飽和出力電圧 $-E_s$ には反転しない。

逆に、 E_i が + 入力ピンに対し十分に大きな電圧であるとすれば、 E_o は当然 $-E_s$ となり、 R_2 の両端の電圧は $-E_{R2}$ となる。今度は + 入力ピン電圧が $E_{REF} - E_{R2}$ になるので、この電圧を E_L とすると、 E_i が減少して E_L より低い電圧にならなければ、 E_o は $+E_s$ に反転しない。このように、 E_i が増大するときと減少するときで、 E_o が反転する E_i の値が異なるような回路をシュミット回路といい、このときの E_H と E_L の電位差のことをヒステリシスと呼ぶ。シュミット回路は、ゆっくり変化する入力電圧から歯切れよく出力を取り出したい場合や、入りに雑音信号が混入しているのでその影響を避けたい場合に利用すると便利な回路である。

第5章 酸素摂取量計の評価

5.1 計器の校正

実際に酸素摂取量を計測するためには換気量計と酸素濃度計の出力電圧値を実際の換気量、酸素濃度と対応させる必要がある。

5.1.1 酸素濃度計の校正

酸素濃度計の出力電圧は酸素濃度が高いほど低い電圧が出力され、酸素濃度と出力電圧は比例関係にある。

まず空気中に酸素濃度計を置いた状態で電圧を読み取り、零調整トリマでそのときの電圧を0Vに設定する。次に酸素濃度計に窒素100%ガスを流し込み、そのときの電圧を12.54Vに設定する。通常空気中には酸素は20.9%含まれているため、酸素濃度10%が6Vとなるように校正でき、酸素濃度計の電圧変化を5/3倍することで変化した酸素濃度が求まる。

図5.1に酸素濃度計の校正実験の様子を示す。



図 5.1 酸素濃度計の校正

5.1.2 換気量計の校正

(1) 原理

一般的に、層流管換気量計は換気量に対して直線的な出力電圧が得られることはすでに述べた。ここでは、気流の速度と出力電圧の関係から換気量を計算する方法で換気量計の校正を行う。

まず、気流の速度 f m/s と出力電圧 v_f V の関係が次式で表されたとする。

$$f = \alpha \times v_f \quad (5.1)$$

(α : 実験により求まる係数)

層流管の断面積が S m² であったとすると、層流管を通過する流量(Flow) F l/s は、

$$F = S \times f / 1000 = S \times \alpha \times v_f / 1000 \quad (5.2)$$

換気量 V l と Flow の関係は、

$$V = \int F dt \quad (5.3)$$

であるから、式(5.2)を代入して、

$$V = \int \frac{S \alpha v_f}{1000} dt = \frac{S \alpha}{1000} \int v_f dt \quad (5.4)$$

ところで、Flow の出力電圧と換気量の出力電圧 v_v V の関係は、

$$v_v = -\frac{1}{RC} \int v_f dt \quad (5.5)$$

であるから、換気量と換気量計の出力電圧の関係式は、

$$V = -\frac{RCS\alpha}{1000} v_v \quad (5.6)$$

と求められる。

得られた電圧のデータにこの係数を掛けることで換気量が求まる。

(2) 校正方法

送風機で風を送り、換気量計を通り抜ける風速(気流の速度)を市販の風速計で測定する。このとき、フィルタを通る前の Flow の出力電圧をコンピュータに取り込む。送風機で送る風を調整し、風速を 1.0m/s から 10.0m/s まで 1.0m/s 間隔で増加させるときの各風速に対する出力電圧を読み取り、グラフを作成する。この実験により得られたグラフより風速と出力の関係式を導き出し、後は原理に基づいて計算を行う。

本研究においては、風速計を換気量計の前に設置する方法と、後に設置する方法を各 2 回ずつ計測し、校正特性に再現性があることを確認した。図 5.2 に換気量計の校正の実験風景を示す。



図 5.2 換気量計の校正

(3) 結果

図 5.3 に風速計を後に設置した場合の気流の速度に対する電圧の関係を示す。

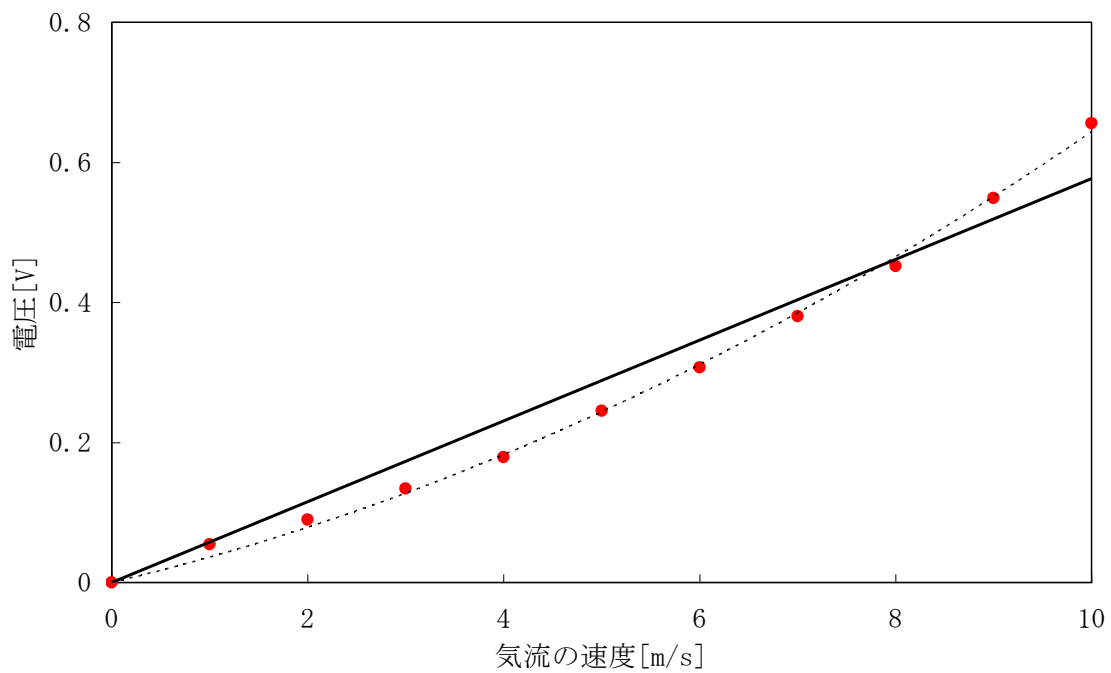


図 5.3 校正曲線

図 5.3 より、校正によって得られた特性は2次曲線となっていることが分かる。しかし、二乗の項は係数が小さいため、今回は直線近似した特性を校正曲線として扱うことにする。2次曲線の特性を直線の特性に直すには、Flow の出力後に、逆関数を掛ける回路を設計すればよいが、今後の課題とする。

5.2 測定値と具体的値の対応

製作した酸素摂取量計を使った計測により正しい酸素摂取量が求まるか確認するため、運動を行った際の酸素摂取量を測定し、一般的なデータとの比較を行った。図 5.4 にその測定結果を示す。

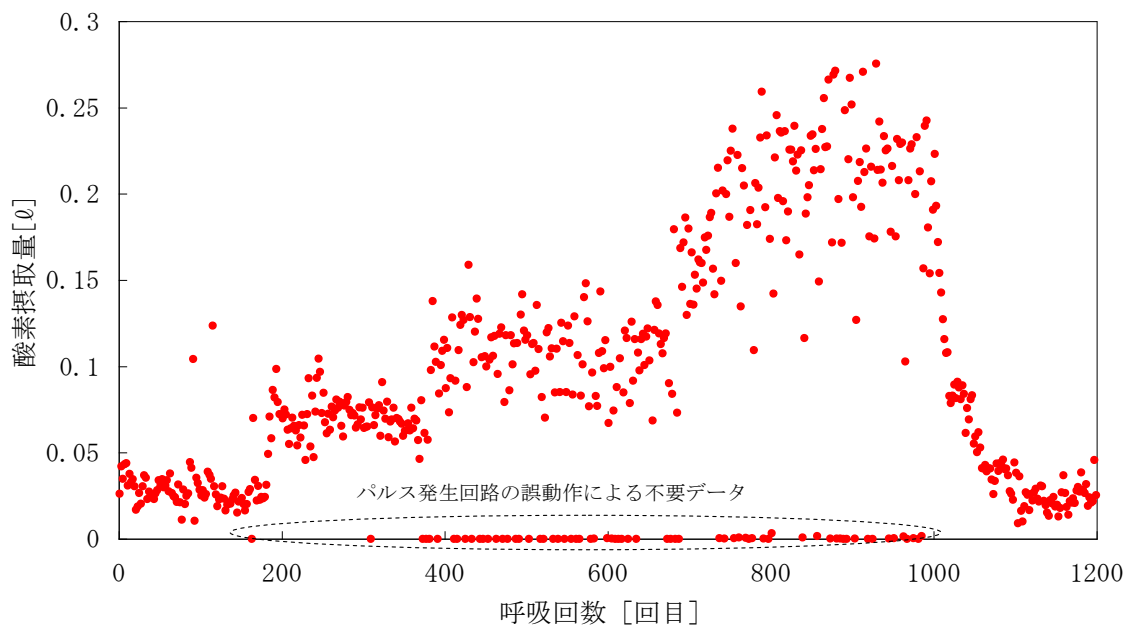


図 5.4 呼吸毎の酸素摂取量

測定結果から、呼吸ごとの酸素摂取量は運動の増加とともに増えていることが分かるが、一方で値が 0 付近のデータがある。これはパルス発生回路の誤動作によるもので、呼吸の仕方により Flow 波形にノイズが載ったため起こった現象である。これらのデータは測定後に削除し、正しいと予測されるデータのみを残すことで測定データとする。

表 5.1(a)に測定した結果を解析し、得られたおよそのデータを示す。また、同表(b)にすでに公表されている一般的な酸素摂取量および呼吸に関する基本データを示す。

表 5.1 酸素摂取量と呼吸に関するデータ

(a) 測定結果

酸素摂取量の最小値	500mℓ/min
酸素摂取量の最大値	14ℓ/min
呼気ガスの最大酸素濃度変化量	10%
最小 1 回換気量	600mℓ
最大 1 回換気量	7ℓ

(b) 一般的なデータ^[12]

安静時酸素摂取量	150mℓ/min
トップアスリートの最大酸素摂取量	5ℓ/min
呼気ガスの最大酸素濃度変化量	6%
安静時 1 回換気量	500mℓ
最大 1 回換気量	6ℓ

表 5.1(a)および(b)を比較すると、測定結果の方がすべての量において多くなっていることが分かる。まず、酸素摂取量の最小値についてであるが、測定したのは直立状態で安静にしたときの酸素摂取量である。一方、一般的な例として示した安静時とはベッドに横になり、まったく動かない状態のことを言う。このことを考慮に入れると、酸素摂取量の最小値はほぼ理想的な値が得られていることが分かる。

次に、最大値についてであるが、測定値はオールアウトまで運動を行ったわけでもないのにトップアスリートの最大酸素摂取量よりも遥かに多くなっている。最大値は高くても 3.5ℓ/min であるから、この誤差の原因を考える必要がある。この誤差の原因としては酸素濃度と換気量が多めに測定されていることが考えられる。

酸素濃度については、2 倍程度大きく測定されていることがわかる。呼吸時間を見てみると 1 秒以内の速い呼吸を行っているときに大きく測定されていることから、スピードアップ回路のオーバーシュートが影響しているのではないかと考えられた。

安静時の 1 回換気量については誤差の範囲以内であるが、最大 1 回換気量については誤差を無視できない程度となっている。これ換気量計の校正で得られた 2 乗特性が効いているためであると考えられた。小さい値では誤差を無視できるが、値が大きくなればその誤差が 2 乗で効いているため無視できない。

5.3 測定値の補正

5.3.1 酸素濃度の補正

酸素濃度計について、酸素濃度が多めに測定されている原因はスピードアップ回路によるオーバーシュートが原因であった。そこで、最終値とオーバーシュートの割合から補正を考える。

酸素濃度の変化量によってオーバーシュートする量が変わるため、まず濃度変化とオーバーシュートの関係を求めた。その結果、濃度変化とオーバーシュートはほぼ比例関係にあることが分かった。この結果によると、酸素濃度を 0.8 倍することでオーバーシュートの分の補正ができることになるが、濃度が最高で 8% と高い値を示すことには変わらない。

ここで、酸素濃度計からの直接の出力について、窒素 100% ガスを吹き込んだ際の電圧変化を観測した。その結果、通常呼吸で 0.3V 程度変化するのに対し、窒素 100% ガスでは 0.8V しか変化しないことが分かった。この結果によると通常呼吸で 7.5% の酸素濃度低下があることになる。これは、ある濃度以下では測定ができないと考えるとうまく説明がつく。そこで、今回は酸素 0% のときに出力が 0V になると仮定して計算し、計測された電圧を 0.76 で除した値を酸素濃度とすることに決定した。これにより、最大 10% であった酸素濃度は約 5% という妥当な値へ補正することができた。

5.3.2 換気量計の補正

換気量が多めに測定されている原因は計器の 2 乗特性が原因であった。そこで、2 乗特性を直線的な特性に戻す方法を検討し、補正を考える。

校正特性において、直線近似したときの値と 2 次曲線の値との比をとることでその比率を測定値に掛けることで値を補正できると考えられる。

$$\text{直線近似} : f = Av_f \quad (5.7)$$

$$\text{2 次曲線} : f = Bv_f^2 + Cv_f \quad (5.8)$$

とすると、(A, B, C : 定数、 f : 気流の速度(m/s)、 v_f : Flow の電圧) 比率 α は、

$$\alpha = \frac{Bv_f + C}{A} \quad (5.9)$$

となる。ところで、コンピュータに取り込む電圧は、換気量の電圧 v_v であるため、Flow の電圧に換算しなければならない。

$$v_v = -\frac{1}{RC} \int v_f dt \quad (5.10)$$

であるから、換気量の電圧を積分時間の 2/3 で割り、平均の Flow の電圧として式(5.9)に代入し、補正係数を求めた。積分時間の 2/3 としたのは flow が呼気及び吸気の開始に瞬間的に出ており、後半はほぼ空気の入りが無いからである。これにより、1 回換気量は最大で 5ℓ 程度になり、妥当な値に補正することができた。

5.3.3 酸素摂取量の補正

本研究において、測定したのは体内から出た瞬間の呼気ガスである。この呼気ガス量はその時の温度と大気圧で水蒸気を含んだ状態 (ATPS) にあるので標準値 (STPD) に変換しなければならない。ボイルシャルルの法則から、換気量 V_E (STPD) は次式で計算される。

$$V_E (STPD) = V_E (ATPS) \times \frac{P_B - P_{H_2O}}{760} \times \frac{273}{273 + T} \cdot \frac{60}{t} \quad (5.11)$$

ただし、 P_B : 気圧、 P_{H_2O} : 水蒸気圧、 T : ガス温、 t : 採気時間(秒)である。本研究では、ガス温を室温である 20°C、気圧を大気中である 760mmHg に設定し、換算係数を求めた。その結果得られた換算係数は 0.91 である。

STPD 換算、酸素濃度及び換気量の補正により、ある程度現実的な値近づけることができた。しかし、測定値は大きな値を示しているのには変わらない。しかし、具体的な値が求まらないというだけであり、酸素摂取量計としての動作はしているため、運動能力の検討は行うことができる。本研究では誤差の原因の追究をこの程度にとどめ、これ以上の誤差の補正は今後の課題として残す。

第6章 実験計画

6.1 実験環境

酸素摂取量の測定には、運動負荷装置として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が、本研究では最も安定性の高い負荷を与えることのできるトレッドミルを利用した。これにより一定の速度で走行するときの酸素摂取量を測定することができる。実験風景を図 6.1 に示す。また、表 6.1 にトレッドミルの仕様を示す。



図 6.1 実験風景

表 6.1 トレッドミルの仕様

名 称	ヘルスジョガー
形 式	HJ-8628E
電 源	AC100V.15A 50/60Hz
傾 斜 角 度	約 1 度、2 度、3 度（手動式③段階）
設 定 速 度	約 1 ～16Km/h
緊急停止用安全キー	マグネットスイッチ
走 行 面 寸 法	幅約 405×長さ約 1160mm
本 体 寸 法	使用時：幅約 765×長さ約 1570×高さ約 1300mm 収納時：幅約 765×長さ約 620×高さ約 1530mm
質 量	約 69Kg（本体のみ）
最 大 使 用 体 重	100Kg
使 用 モ ー タ	DC90V、1.5HP（ピーク時 2.0HP）
収 納	折りたたみ式収納（自立型）
連 続 使 用 時 間	60 分以内
原 産 国	台湾

6.2 データの取り込み

信号は、キーエンス社製 PC カード型データ収集システム NR-110 を用いてコンピュータに取り込んだ。図 6.2 および表 6.2 に NR-110 とその仕様を示す。



図 6.2 NR-110

表 6.2 NR-110 の仕様

A/D 変換方式	逐次比較方式
信号入力形式	差動入力
レンジ	±10V
分解能	14bit

また、データ取り込みソフトとして FLEX LOGGER(キーエンス社製)を用いた。FLEX LOGGER は、外部パルスチャンネルにパルスが入力されるたびにチャンネルからデータを取り込み、Excel の表に取得した値と時間が記録されるソフトである。

6.3 実験

距離、ペースを一定に保ち、坂道の角度を変えたとき、傾斜角度は大きいほど酸素摂取量は多いはずである。角度と酸素摂取量の関係を調べることにより、坂道走行のペースについて論じる。また、測定結果から個々の運動能力について論じる。

6.3.1 実験方法

- (1) 傾斜角度を選択する。(1°、3°)
- (2) 酸素摂取量計を装着し、安静時5分、時速3km/hで5分、6km/hで5分、9km/hで5分測定し、リカバリ(回復)特性を5分測定する。
- (3) 得られたデータを1分間ごとで足しこみ、被験者の体重で割り、分時酸素摂取量を求める。

6.3.2 測定条件

酸素摂取量の測定には漸増負荷法と固定負荷法がある。前者には運動が連続的に行われる連続法と途中休みを入れながら負荷を漸増する間歇法とがある。本研究では漸増負荷法の連続法で実験を行った。本実験のプロトコル(手順)を表6.3に示す。

表 6.3 実験プロトコル

設定時間(分)	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25
速度(km/h)	0					3					6					9					0				
傾斜角度(°)	1 または 3																								

本研究で制作した計測器を用いて、事前に行った酸素摂取量の計測によると、運動強度を変化させ、一定の酸素摂取量に落ち着く時間は2分程度であることが分かった。十分な一定の値を得るためには、その後同じ強度で3分程度運動すればよい。その結果5分という計測時間を決定した。

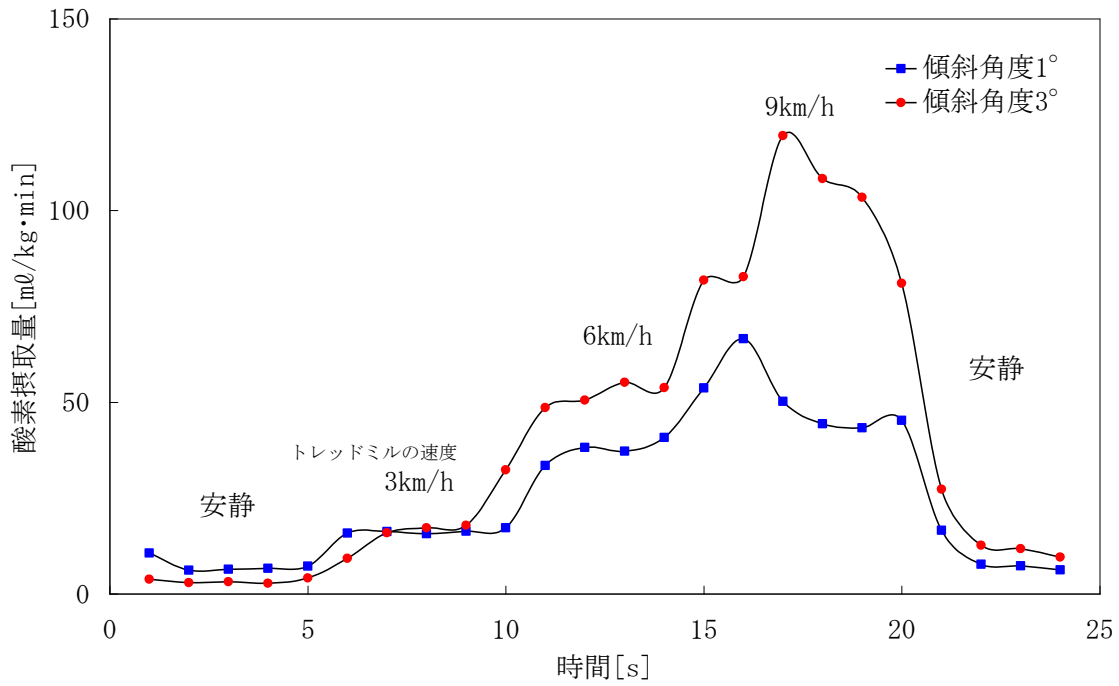
本研究において測定は陸上部に所属する4人の青年について行った。4人の個人データを表6.4に示す。

表 6.4 被験者の個人データ

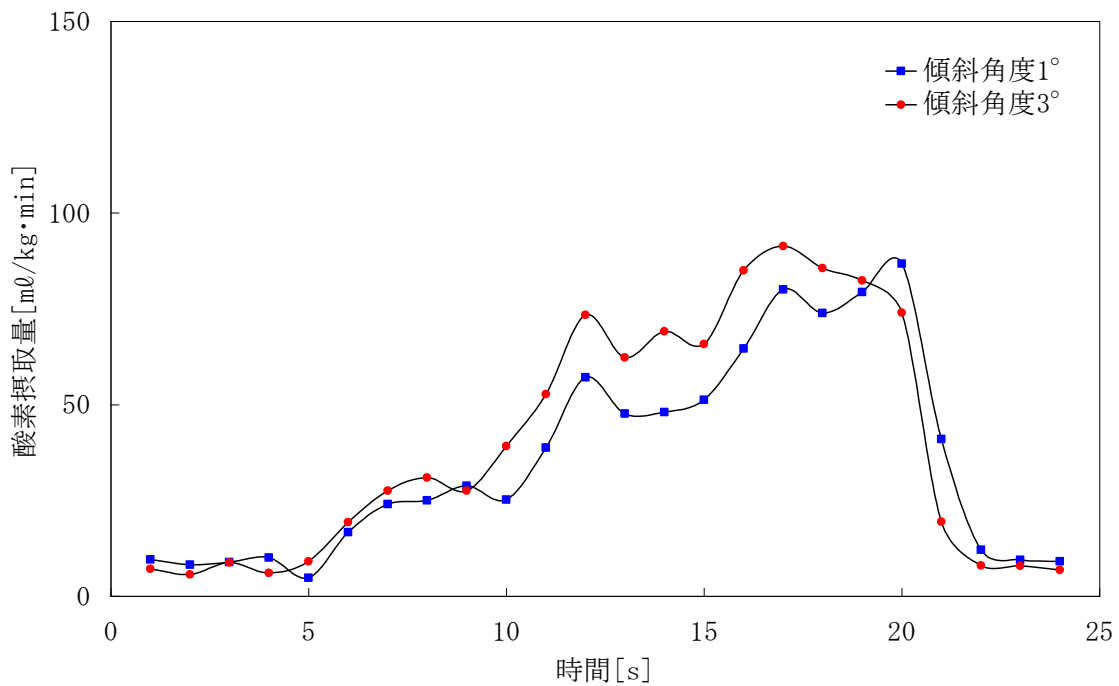
被験者	性別	年齢(歳)	身長(cm)	体重(kg)
A	男	18	178	66
B	男	16	165	57
C	男	16	170	55
D	男	16	172	55

第7章 実験結果

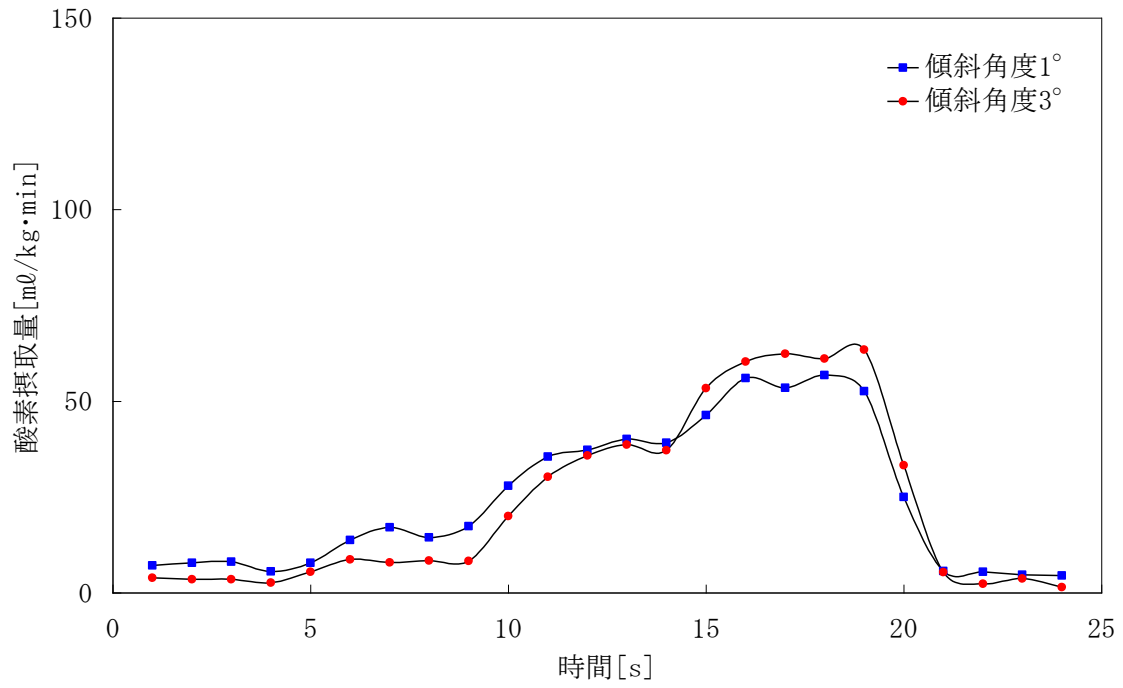
図 7.1 に測定結果を示す。測定は傾斜角度 1°のときと 3°のときで日を変えて行った。



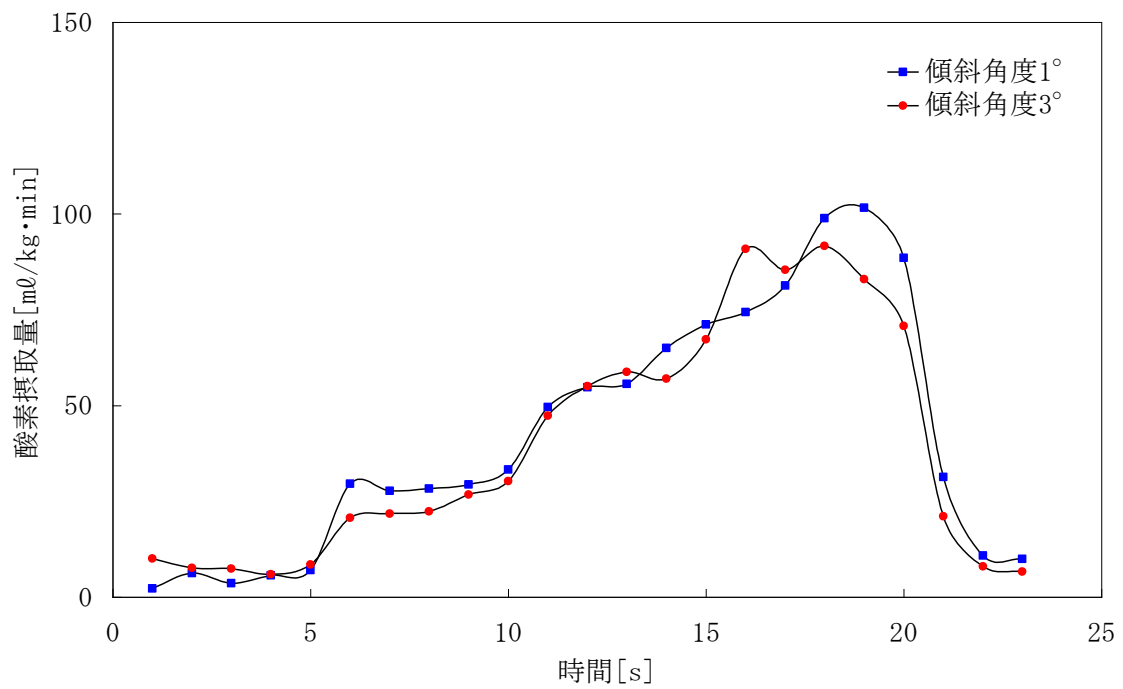
(a) 被験者 A



(b) 被験者 B



(c) 被験者 C



(d) 被験者 D

図 7.1 測定結果

第8章 考察

8.1 傾斜角度に関する考察

傾斜角度を変えて測定した結果について考察を述べる。本実験は、個々の運動能力について検討する他、傾斜角度と酸素摂取量の変化を調べるために行った。図 7.1 において、傾斜角度の関係ないトレッドミル停止状態の時の酸素摂取量を見ると、5~50%の誤差が見られる。マスクに対する慣れ、室温などの測定条件と被験者の体調により酸素摂取量は変化する。安静時における誤差の平均を求めると、 $\pm 5\text{ml/kg}\cdot\text{min}$ 程度の誤差があることが分かった。

同図(a)および(b)において、時速 3km で運動するうちは傾斜角度が大きいほうが酸素摂取量が多い。しかし、 $\pm 5\text{ml/kg}\cdot\text{min}$ の誤差があるため、これらは同程度の酸素摂取量であると考えられる。同様に考えると、同図(c)~(d)についても、時速 3km では同程度の酸素摂取量となっていることが分かる。傾斜角度が大きいほうが体に負荷がかかり、酸素摂取量が増加するように思われるが、時速 3km で運動する分には酸素摂取量の変化はない。つまり、時速 3km の運動は 歩行程度の軽い運動であるため、2%程度の坂の変化では運動の習慣のある青年に対しては影響ないと考えられる。

次に、時速 6km のステージについて考える。被験者 C、D については傾斜角度変化によらず同程度の酸素摂取量となっていることが分かる。一方、被験者 A、B については、誤差を含めて考えても、傾斜角度を増したほうが酸素摂取量が高い。つまり、傾斜角度 2%の変化では、個々の持つ運動能力によって酸素摂取量の要求量は変わってくると言える。しかしながら、傾斜角度 2%の増加は体力的な面において少なからず被験者の負担を大きくしていることが分かった。

時速 9km のステージについては、被験者 D 以外角度増加による酸素摂取量の増加が見られる。被験者 A、B については、1度の傾斜のとき、時速 9km で走ったときの酸素摂取量は、3度の傾斜のときの、時速 6km で走るときの酸素摂取量に相当することが分かる。しかしながら、被験者 C、D については当てはまらないため、個人の運動能力によって角度変化による酸素摂取量の当量は変わってくると言える。

また、回復については、傾斜角度の変化による回復時間の変化など関係は見出せなかった。

本実験はトレッドミルの構造上、2段階の角度変化でしか測定を行うことができなかった。本実験によって得られた結果から、さらに角度を増すと酸素摂取量は増加することが予想されるが、どのように酸素摂取量が増加していくかは、個々の運動能力により差があり、傾斜角度と酸素摂取量の関係を導き出すのは困難であろう。しかしながら、個々の傾斜角度の変化と酸素摂取量の関係を調べることで、ある傾斜角度を平地と同じ酸素摂取量で走るための速度を求めるといった、トレーニングメニューの作成に生かすことができる。

8.2 運動能力の検討

図 7.1 より、被験者 C が最も速度の段階ごとに酸素摂取量が安定しており、その値も小さい。同じ強度の運動を行う際に酸素摂取量が少ないということは、少ないエネルギーで運動を行うことができるため、無駄な体の動きによるエネルギーロスが少なく、体内におけるエネルギー発生効率が高いと考えられる。また、段階ごとに酸素摂取量が安定しているということは、瞬時にペースに対応し同じリズムで一定のペースを保てるということであり、長距離選手向きであると考えられる。実際、被験者 C は 4 人の中で最も長距離を得意とする選手であった。

酸素摂取量が少ないということは消費エネルギーも少ないということであるが、どの程度運動に負担を感じるかは、個人の持つ最大酸素摂取量によって異なる。最大酸素摂取量とはその人の取り込むことのできる最大の酸素摂取量であったが、最大酸素摂取量が小さければ自分の能力の最大まで頑張らなければいけない運動も、最大酸素摂取が大きければ最大能力の何割かで済ませることができる。そのため、同じ運動でも個人によって感じる負担は異なる。この最大酸素摂取量を測定することは運動能力を検討する上で重要な指標となるが、本研究では最大酸素摂取量の測定は危険が伴うため本研究では実施していない。

被験者 B、D について、時速 6km 以上では段階ごとに酸素摂取量が一定とならず、徐々に増加する傾向にあることが分かる。これは、5 分程度ではそのペースに順応することができず、徐々に疲労がたまり酸素摂取量が増加しているためであると考えられる。さらに 5 分程度延長して測定することで酸素摂取量が一定になると予測されるが、このことから被験者 B、C、D は時速 6km でも一定の酸素摂取量を示した被験者 A に比べてペースに対する適応能力が低いと考えられる。

被験者 A については傾斜角度が 2° 変わるだけで酸素摂取量は最大で 2 倍程度となっていることが分かる。これは、被験者の体調によるもので、傾斜角度 3° のときのみ運動をした後に測定を行ったため、事前の運動の疲労が残っていたためであると考えられる。

しかし、傾斜角度の増加により酸素摂取量が増加することは被験者 B、C の結果からも分かり、その変化には個人差がある。つまり、この角度の変化による酸素摂取量の変化は個人の運動能力に依存し、傾斜角度の増大に対する酸素摂取量の増加が少ないほど坂道走に強いといえる。

回復時間を見ると、全ての結果において 2 分で安静状態の酸素摂取量に落ち着いていることが分かる。この回復時間が短いほど、疲労がたまりにくく、能力が高いということとなる。

第9章 結論

本研究の目的は

- ・簡単な原理と回路を用いて酸素摂取量計を構成し、体力の指標となる酸素摂取量を測定できる計測システムを製作すること。
 - ・製作した酸素摂取量計を用いて、人の運動能力の検討を行うこと。
- であった。

原理を満たす回路を製作し、計測システムを構成することはできた。しかし、今回測定した結果とすでに公表されている一般的なデータを比較すると、すべての場合に正しいといえる酸素摂取量の値を得ることができなかった。酸素濃度計のスピードアップ回路や、換気量計の2乗特性の改善が必要である。

特に、本研究では、データ取り込みのタイミングを呼気開始と呼気終末で計測を行ったため、呼吸の仕方によりパルス回路が誤作動することが分かった。このことを考えると、常時データを取り込み、ソフトウェアにおいて積算処理する方が確実ではある。しかし、膨大なデータ量となるため、連続データから必要なデータだけを選択的に記録していくシステムを考案することが必要となる。

また、本研究で製作した酸素摂取量計は、マスク及び流量計の部分が物理的死腔となって呼気を再吸入して被験者に負担がかかった。対象者が高齢者などの場合負担は大きく危険である。そのため、この死腔を減らすことが新たな課題となる。

次に運動能力の検討についてであるが、製作した酸素摂取量計による測定で、**ほぼ実力と特徴を反映した結果を得ることができた**。しかし、傾斜角度と酸素摂取量の間には、明確な関係を見出すことはできなかった。それらの間の関係を調べるためにはさらに傾斜角度を変えて測定を行う必要があるといえる。運動能力を検討するには、心拍や手足の軌道をなど、さらに多くの指標を加えて測定を行うことで、より明確に検討することができるが、今後の課題として残すこととなった。

謝辞

本研究の遂行並びに本論文の執筆に当たりの確な指導をしていただいた明石工業高等専門学校電気情報工学科 椿本博久助手、藤野達士教授に深く感謝いたします。今まで未知の分野であった生理学、運動学の分野を始めとし、本研究を通して幅広い分野にわたり指導をしていただいたため、研究を遂行することができました。ありがとうございます。

計測器の製作に当たり、製作の場を設けていただいた明石工業高等専門学校機械工学科の工場の方々に感謝いたします。計測器の校正に当たり、窒素ガスを提供していただいた明石工業高等専門学校電気情報工学科 大向雅人助教授に感謝いたします。

測定に当たり、被験者として積極的に実験に参加してくれた明石高専陸上競技部の部員に感謝します。

的確なアドバイスをし、協力をしてくれた同研究室の小川雄太郎君に感謝します。最後になりましたが、明石工業高等専門学校ならびに日ごろ熱心にご指導していただいた先生方に感謝いたします。

参考文献

- [1] 中山昭雄: 新版生理学入門, 朝倉書店, 1998
- [2] 福島 雅典: メルクマニュアル医学百科, 呼吸の調節,
<http://mmh.banyu.co.jp/mmhe2j/sec04/ch038/ch038e.html>
- [3] 田中隆莊・田村道夫・田中昭男: New 総合図説生物, 第一学習社, 2005
- [4] 丸山仁司: コメディカルのための専門基礎分野テキスト, 運動学, 中外医学社, 2004
- [5] 小野三嗣: 運動の生理科学, 朝倉書店, 1987
- [6] 山地啓司: 最大酸素摂取量の科学, 杏林書院, 2001
- [7] 深代千之・桜井伸二・平野裕一・阿江通良: スポーツバイオメカニクス, 朝倉書店, 2005
- [8] 酸素濃度計: CITY, <http://www.lascarelectronics.com/DATA/sensor/MOX20>
- [9] 椿本博久・今岡薫: ガスの種類に影響されない呼吸流量計, 1985
- [10] 谷腰欣司: メカトロニクスのためのセンサ応用回路 101 選, 日刊工業新聞社, 1998
- [11] 白土義男: 図解 アナログ IC のすべて, 東京電機大学出版局, 1998
- [12] 運動負荷試験に必要な基本的な知識, <http://www.jmcnet.co.jp/unndo/index.html>
- [13] 塩野谷明: 運動負荷漸増に伴う酸素摂取量と心拍の関係(第 2 報), 1992
- [14] 田村俊世・中村研二・戸川達男: 携帯用酸素摂取量計測装置の開発, 体力科学, 1983