

### 指向性マイクロホンを用いた圧力脈波計の評価と活用性

松永, 裕平 / MATSUNAGA, Yuhei

---

(発行年 / Year)

2013-03-24

(学位授与年月日 / Date of Granted)

2013-03-24

(学位名 / Degree Name)

修士(工学)

(学位授与機関 / Degree Grantor)

法政大学 (Hosei University)

# 修士論文

## 指向性マイクロホンを用いた圧力脈波計の 評価と活用性

EVALUATION AND PRACTICAL USE NATURE OF THE PRESSURE  
PULSE WAVE METER  
USING A DIRECTIONAL MICROPHONE

2012 年度

法政大学大学院工学研究科  
システム工学専攻

11R6150

松永 裕平

Yuhei MATSUNAGA

指導教員 渡邊 嘉二郎 教授

# Abstract

This paper describes a novel sensor device, a pressure pulse wave meter, which uses a directional condenser microphone. Currently aging is becoming a serious social issue in Japan causing increased medical expenses in the country. It seems important for elderly citizens to check health condition at home, and to care the health conditions through daily monitoring.

Given this circumstances, we developed a novel pressure pulse wave meter based on a directional condenser microphone: this device is used as a measuring instrument of health conditions of living bodies. A typical directional condenser microphone has a hole both on its front and back sides to determine its directional property. We closed both the holes to make separate spaces in terms of pressure. This architecture made it possible to improve the microphone's lower frequency characteristics at more than 1 Hz, which is sufficient to measure pulse waves. The frequency characteristics of both the front and back side are improved.

The experimental results showed the wave forms measured from the pressure pulse wave meter and those from pulse oximeter were quite similar; the correlation coefficient was 1.0.

Furthermore, we confirmed the pressure pulse wave meter could not only measure a fingertip, but also could be applied to any other part of the body, and we measured many parts by use of the wave meter. And we could connect the wave meter with the blood pressure measurement.

***Key Words*** : *Directional condenser microphone, Pressure pulse wave meter, Correlation coefficient, Blood pressure*

# 目次

1	はじめに.....	- 3 -
2	指向性マイクロホン.....	- 5 -
2. 1	指向性マイクロホンの有用性.....	- 5 -
2. 2	指向性マイクロホンの構造.....	- 6 -
2. 3	指向性マイクロホンによる低周波検出の実現.....	- 7 -
3	圧力脈波計の評価.....	- 8 -
3. 1	圧力脈波計と光電式脈波計を一体化した脈波計の開発.....	- 8 -
3. 2	実験方法.....	- 9 -
3. 3	実験結果.....	- 10 -
3. 4	考察.....	- 11 -
4	圧力脈波計を使用した全身の脈波計測.....	- 12 -
4. 1	各部位に適した圧力脈波計の開発.....	- 12 -
4. 2	実験方法.....	- 14 -
4. 3	実験結果.....	- 16 -
4. 4	考察.....	- 22 -
5	2箇所脈波の時間差計測と血圧との関係.....	- 23 -
5. 1	脈波の時間差と血圧との関係.....	- 23 -
5. 2	脈波の時間差と血圧との関係式.....	- 24 -
5. 3	実験方法.....	- 26 -
5. 4	実験結果.....	- 28 -
5. 5	考察.....	- 34 -
5. 6	被験者一人の時間差と血圧の関係.....	- 35 -
5. 7	被験者一人の時間差の実験方法.....	- 35 -
5. 8	追加実験結果.....	- 36 -
5. 9	追加実験考察.....	- 37 -
6	おわりに.....	- 38 -
	謝辞.....	- 39 -
	参考文献.....	- 40 -

# 1 はじめに

現在日本では、2011年に65歳以上の高齢者の人口が2980万人で、人口比率が23.3%となっている。人口、割合共に過去最高となりさらなる高齢化社会が続いている1)。高齢者は病気にかかりやすく、それに伴い多くの人々が病院へ通うことにより、医療費の増加に繋がるだけでなく、医師の過労により医療の質を下げる恐れがある。また医療費の増加は、個人の生活費に影響するだけでなく、国の予算問題にも影響を及ぼしている。

このような問題の解決策として、病院に通うことになる前に自宅で毎日自分自身の健康状態をチェックし、健康管理を行うことにより病気の再発や早期発見を行うことが考えられる。

健康管理を行う計測計として血圧計や血糖計などがある。しかし、このような計測計は一時的な計測であり、体の状態は生活の時間や過ごし方によって変化していくため、一時の計測だけでは不十分である。このために、小型なセンサと携帯電話やネットワークと言った情報通信技術と結び付け、毎日の生活や睡眠状態を常にモニタリングできるユビキタスな生体計測計の開発が行われている2), 3), 4)。このような研究は脈波、呼吸数、心音など身体の外部から検出できる生体情報を利用した生体計測計が主である。またその中で、脈波は血圧や睡眠状態等の多くの生体情報が得られ活用の幅が広いことが知られている。生理心理学上では、心電図からR波を検出し、R-R間隔を計測することで心のゆらぎを検査できる5)。

ここで、脈波の計測方法として一般的に使われている計測計が光電式脈波計である。指先に光を通過させ、光センサで通過した光量を計測することで脈波を検出する。しかし、この方式は指先のような光が通過しやすい部位でしか計測ができないため、商品としてもほとんどが指先装着型の脈波計となっている。また、指先に挟み込むため、長時間の計測は血流が流れにくくなり、使用者の負担と正確な測定結果の妨げに繋がる。

そこで、本研究で提案する生体計測計は指向性マイクロホンをを用いた圧力脈波計である。指向性マイクロホンは圧力変化を検出する。脈の動きと共に生じる小さな圧力変化を指向性マイクロホンで捉えることで脈波を検出できると考えられる。脈動が検出できる身体の表面部位であれば脈波が検出可能と考えられるため、計測の際に場所を選ばない。さらに、身体に接触していれば計測できるので、長時間の計測の際に使用者の負担が軽減できる。これらの利点を活用しユビキタスな脈波計の開発を行い、その評価と活用性を検討する。

指向性マイクロホンで脈波を検出するには、まずマイクロホンで低周波を検出しなければならない。そこで、マイクロホンの表裏を異なる空間にすることで圧力の弱い低周波を検出可能とした。

その構造を用いて圧力脈波計を開発し、脈波が計測可能か評価を行った。評価方法として一般的な脈波計である光電式脈波計と同時計測して相関係数を求めた。

圧力脈波計の活用の幅を広げるため、まず身体のあらゆる部位での計測が可能か実験を行った。そのために身体の各部位に適した4つの圧力脈波計を開発した。指先では指サッ

クを用いた指尖圧力脈波計，首ではペットボトルの蓋を用いた頸動脈用圧力脈波計，耳ではイヤホンパッドを用いたイヤホン型圧力脈波計，胸・足・腰ではゴムチューブを用いたチューブ型圧力脈波計をそれぞれ開発し，計測を行った。

そして本研究の応用研究とし更なる活用性を得るために，2つの圧力脈波計を用いて脈波が伝播されるまでの時間差を検出し，血圧との関係性を調べた。

## 2. 指向性マイクロホン

### 2. 1 指向性マイクロホンの有用性

本研究では、指向性マイクロホンを用いて脈波検出を行っていく。指向性マイクロホンをを用いた理由として、現在では人が自然に所持しているケースが多いからである。マイクロホンが用いられている一般的な所持品として携帯電話が挙げられる。日本の携帯電話の普及率は2012年に94.5%に達しており、日本国民のほとんどが所持していることが解る6)。また、デジタルオーディオプレイヤーに用いられるイヤホンにも入っており、マイクロホンは多くの携帯機器に搭載されている有用性の高い機器である。

さらに、指向性マイクロホンは安価で小型であるため、一般の方々が手に入れやすく、生活上で持ち歩きが可能なためいつでもどこでも健康管理が行える。

また従来の光電式脈波計では光を指に通過させ、通過した光量を計測している。これは計測する場所が計測結果に大きな影響を及ぼすとされており、直射日光の中での計測と暗い中での計測とでは計測結果が異なる結果が得られてしまう。しかし、指向性マイクロホンであれば光の影響を受けずに計測でき、さらに指向性があるので外部の影響を抑えることが可能だと考えている。

よってマイクロホンを用いて脈波検出を可能にすることにより、携帯機器への連動を可能にし、また外部機器として接続することも可能である。

## 2. 2 指向性マイクロホンの構造

本研究で用いる指向性マイクロホンは株式会社プリモの商品「小型エレクトレットコンデンサマイクロホン」を用いている。以下に模式図と仕様を示す。

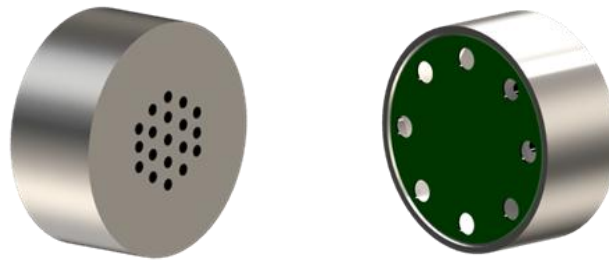


Fig. 1 小型エレクトレットコンデンサマイクロホンの模式図

Table1 小型エレクトレットコンデンサマイクロホンの仕様

直径	10mm
厚さ	5mm
感度	-50dB ± 3.5dB
インピーダンス	1.0k Ω ± 30%
動作電圧範囲	2V
重量	0.8g

Fig. 1 のマイクロホンの左図を表，右図を裏とする。

マイクロホンは大きく分けて 2 種類の構造「コンデンサマイクロホン」と「ダイナミックマイクロホン」がある。本研究で用いたマイクロホンの構造は商品名のようにコンデンサマイクロホンである。

コンデンサマイクロホンは、受圧面に永久電荷があるエレクトレットフィルムからなる静電容量を用いている。コンデンサマイクロホンに圧力変化が起こるとエレクトレットフィルムが振動し、容量変化から静電容量電極間の電圧変化に変換する。この電圧がマイクロホンに内蔵されている FET に作用し、出力信号が変化する。7)



## 2.3 指向性マイクロホンによる低周波検出の実現

本研究では指向性マイクロホンを低周波マイクロホンの代わりとして用いることで低周波である脈波を検出する。

しかし指向性マイクロホンは一般的に低周波帯域の計測ができない。これは、低周波ではエレクトレットフィルムに伝わる圧力が弱く余り振動しないという理由と低周波は直進性が余りないため、波がマイクロホンの裏に回りこんでしまいエレクトレットフィルムの表裏で圧力同士が相殺され、振動せず電圧変化が起きない理由の2つが原因となっている。裏に波が回りこんでしまう理由は、指向性マイクロホンの構造にある。指向性マイクロホンには表裏に気圧の出入り口がある。どちらから入っても検知することができる。それにより波長が長い低周波は表から入力させる波とその波が後ろへ周って裏から入力される波がほぼ一致する。その結果、振動せず電圧変化を起こさない。

そこで低周波を検出可能とするために、微少な圧力変化を計測できるようにし、また裏に圧力が周り込まないように設計する。方法として表裏をそれぞれ異なる空間にする。提案手法の構造図を Fig.2 に示す。マイクロホンの表を密閉空間にして大気圧と別空間にする。裏は開放したままにし、大気圧と同じ状態にすることで表から入力される圧力と比較され、微少な圧力でも圧力差が生じる。この方法により、指向性マイクロホンの周波数特性が Fig.3 のように変化し、脈波の周波数である 1Hz 前後まで検出可能となった。

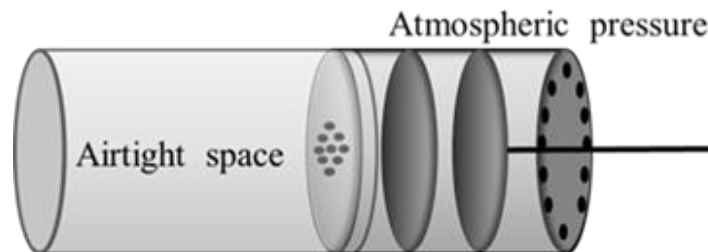


Fig.2 提案手法の構造図

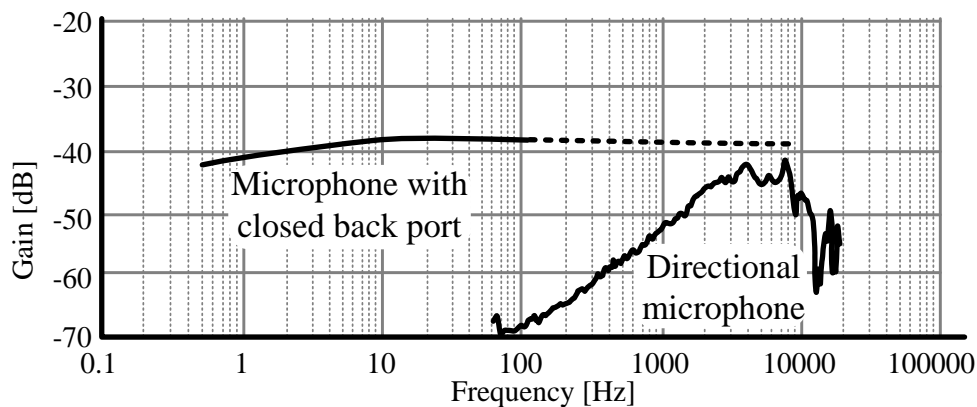


Fig.3 指向性マイクロホンの周波数特性

### 3. 圧力脈波計の評価

#### 3.1 圧力脈波計と光電式脈波計を一体化した脈波計の開発

指向性マイクロホンを Fig.2 の提案手法のように設計し、圧力脈波計を開発した。圧力脈波計は、ゴムチューブの一端に指向性マイクロホンを挿入し、他端を隙間なく閉じる構造とした。それにより、マイクロホンの裏は開放状態になり、表は密閉状態となった。これで脈波検出が可能か実験を行う。

評価方法として光電式脈波計と比較を行うために光電式脈波計と圧力脈波計を一体化させる。しかし本研究で用いる指向性マイクロホンでは一体化させるには大きいので、小型な指向性マイクロホンを用いる。大きさは違うが、構造は指向性マイクロホンであるため本研究の比較に問題はない。

今回用いる光電式脈波計は実研開発の商品「JK703A 光電脈波計」を使用する。用いた理由として、この脈波計は実験用のキットとして販売されているためアナログ回路から直接出力値が得られる。そのため同時計測の比較が容易に行えるからである。

Fig.4 に一体化した脈波計を示す。



Fig.4 圧力脈波計と光電式脈波計を一体化した脈波計

## 3. 2 実験方法

圧力脈波計と光電式脈波計を同時計測した際の出力方法を以下に示す。

マイクロホンでは電源供給と増幅を兼ねて行う機器として株式会社プリモの低周波アンプを使用する。これは低周波に対応しているため、脈波のような低周波の増幅に適しているからである。光電式脈波計では光電式脈波計専用の増幅回路に接続して出力させる。

それぞれのアナログ信号をデジタル信号に変換させるために、A/D変換を行う機器であるKEYENCEのNR-2000を用いる。この機器は、出力信号をCSVデータとして保存できる。取得したCSVデータをMATLABにより波形の出力とスペクトル解析を行う。また圧力脈波計と光電式脈波計の相関係数を求める。

実験方法として圧力脈波計と光電式脈波計の計測は同時に開始する。サンプリング周波数は1000Hzで10秒間計測する。被験者は男性で椅子に座り、安静状態での計測を行った。



Fig.5 同時計測の出力方法

### 3. 3 実験結果

横軸を時間[s], 縦軸を電圧[V]とし波形をグラフ化した. 出力波形は以下ようになった.

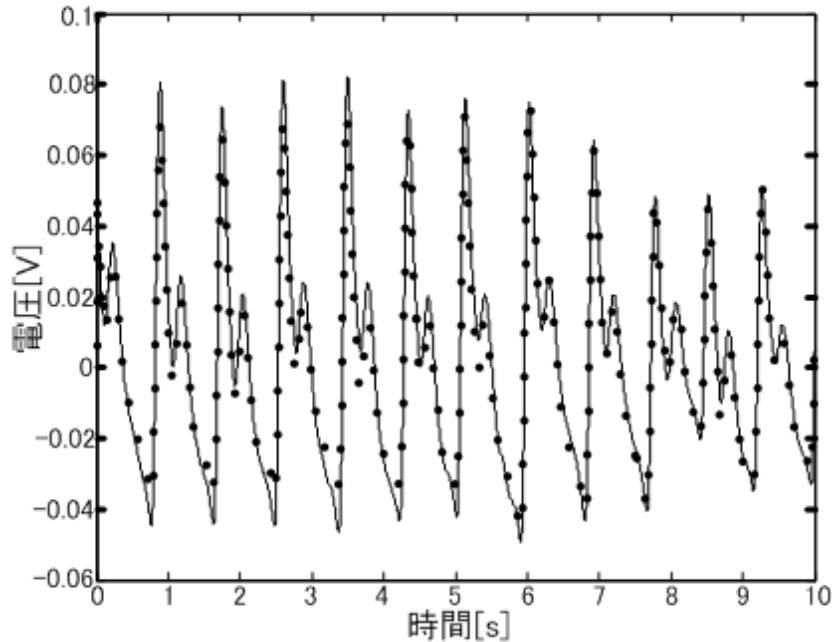


Fig.6 同時計測の出力波形 (実線: 圧力脈波計, 点線: 光電式脈波計)

出力波形のピークは約 0.8 秒間隔で現れており, 10 秒間のピーク数は 11 個となった.

このグラフでは, 圧力式と光電式はほぼ重なっているが, 光電式の出力に少し遅れがあったため, それを修正してグラフ化した. スペクトル解析を行った結果を以下に示す.

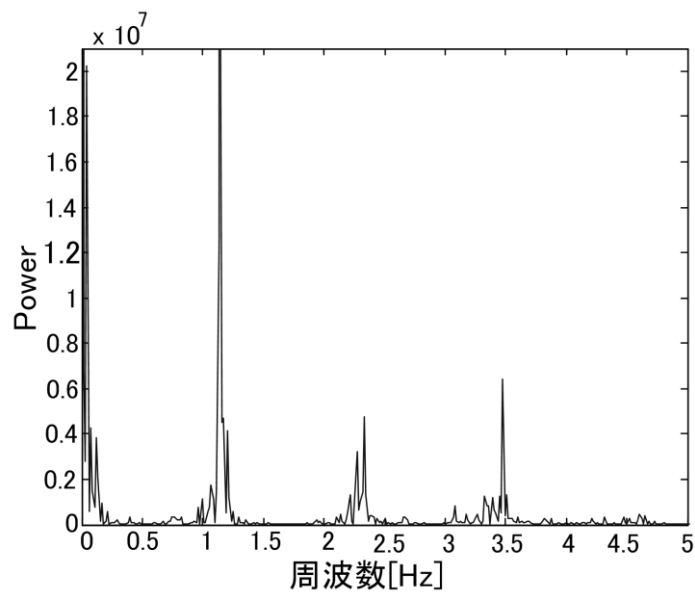


Fig.7 圧力脈波計のスペクトル解析結果

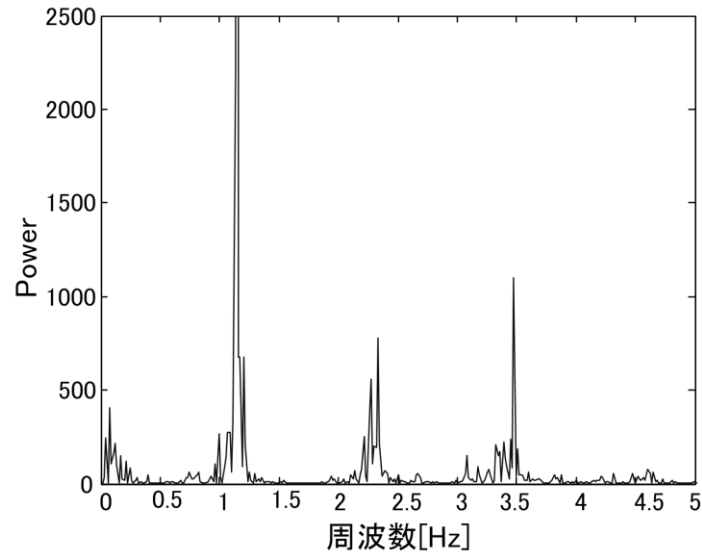


Fig.8 光電式脈波計のスペクトル解析結果

1.2Hz あたりでピークが検出された。またスペクトル解析もほぼ同じ結果を示しているが、圧力式は 0.1Hz あたりの周波数も検出していることが確認できる。

相関係数は約 1.0 とほぼ同じ波形であることを示した。

### 3. 4 考察

圧力脈波計と光電式脈波計の出力波形は重なっており、同じ波形であることが確認できる。結果で述べた通り、光電式脈波計は遅れが生じていた。これは回路にフィルタ処理が入っていたことと、光センサ特有の遅れがあったからだと考えられる。よって、リアルタイム計測では圧力脈波計の方が正確であると思われる。

スペクトルグラフを比較してもほぼ同じ波形であることを示している。スペクトルのピークは 1.2Hz のあたりで見られるため、そのピークが脈波だと考えられる。スペクトル解析では他のピークに 2 箇所が大きく現れたが、これは脈波の周波数の整数倍にあたるため、高調波だと考えられる。また圧力脈波計は 0.1Hz 前後の周波数が存在しているが、これはマイクロホンが高感度でありその低周波も検出できることを示している。よって、光電式よりも生体情報を検出することに長けていると考えられる。

相関係数を求めた結果も約 1.0 という結果になり圧力脈波計は光電式脈波計と同様に用いられると考えられる。

以上より、指向性マイクロホンを用いた圧力脈波計は脈波計として用いることができると考えられる。

## 4. 圧力脈波計を使用した全身の脈波計測

### 4. 1 各部位に適した圧力脈波計の開発

指向性マイクロホンを用いることで脈波が検出可能であることが確認できた。そこで、脈波計測を行う際の計測制限の少なさを活用し、指先だけでなく他の身体の部位で計測が可能か実験を行う。本実験では、指先、頸動脈、耳、胸、腰、足の6箇所での計測を行う。

指先にはめる圧力脈波計はゴムチューブの一端にマイクロホンの表側を挿入する。指サックの指先に切り口を入れ、その先をゴムチューブの他端に隙間なく覆い尽くす。指サックは指に密着するので指の脈の動きを捉えるのに効果的と考え用いている。指先を入れることにより、提案手法のようにマイクロホンの表裏がそれぞれ別の空間になる。それにより、内部の圧力は指先の脈の動きにより変化し、脈波を検出する。指先にはめる圧力脈波計は指尖圧力脈波計と記す。

頸動脈を計測する圧力脈波計はペットボトルのキャップを用いる。キャップの中央にマイクロホンが隙間なく入るくらいの穴を開け、マイクロホンを入れる。頸動脈にマイクロホンが直接あたる構造にする。頸動脈を計測する圧力脈波計を頸動脈用圧力脈波計と記す。



Fig. 9 指尖圧力脈波計



Fig.10 頸動脈用圧力脈波計

耳の圧力脈波計はゴムチューブの一端にマイクロホンを挿入し，他端にイヤホン専用パッドを装着する．耳穴に隙間なく入れることで耳の中の圧力と外部の大気圧に分かれ，それぞれ異なる空間となり耳の中の脈動を捉える．耳に入れる圧力脈波計はイヤホン型圧力脈波計と記す．

胸，腰，足を計測する圧力脈波計は同じ構造で計測する．ゴムチューブの一端にマイクロホンを挿入し，他端は隙間なく閉じる．ゴムチューブの中の圧力変化を計測する．したがって，ゴムチューブの側面を身体に接触させることでゴムチューブが脈動で歪み，圧力変化を誘発するという構造である．3箇所を計測する圧力脈波計をチューブ型圧力脈波計と記す．

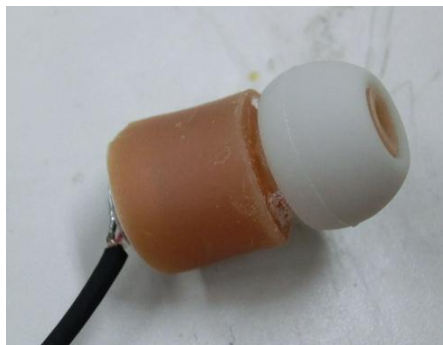


Fig. 11 イヤホン型圧力脈波計



Fig.12 チューブ型圧力脈波計

## 4. 2 実験方法

椅子に座った状態で計測を行う。計測時間は 10 秒間とする。データをパソコンに取り込むために Sound Engine Free というフリーソフトを用いる。これはパソコンのマイク端子に接続するだけで A/D 変換を行うことができ、さらに CSV データとして保存できるため使用した。CSV データは MATLAB を用いて波形の出力とスペクトル解析を行う。サンプリング周波数は 4000Hz とする。これはソフト上で最小のサンプリング周波数が 4000Hz だったためこの値に設定した。脈波は低周波なので 4000Hz もあれば問題なく計測できる。以下に各圧力脈波計の計測方法の写真を示す。



Fig.13 指尖圧力脈波計の計測方法



Fig.14 頸動脈用圧力脈波計の計測方法



Fig.15 イヤホン型圧力脈波計の計測方法（左写真）



Fig.16 チューブ型圧力脈波計の胸での計測方法（右写真）





Fig.17 チューブ型圧力脈波計の腰での計測方法 (左写真)



Fig.18 チューブ型圧力脈波計の足での計測方法 (右写真)

## 4. 3 実験結果

指尖圧力脈波計の出力波形とそのスペクトル解析の結果を以下に示す.

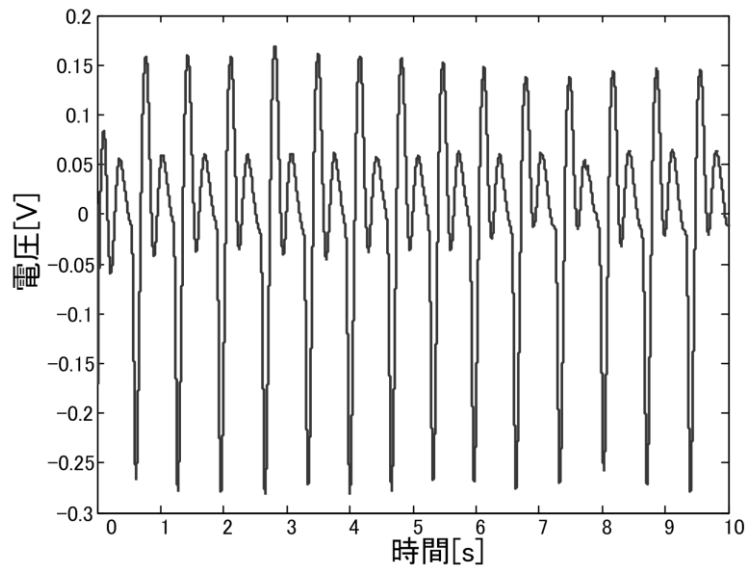


Fig.19 指尖圧力脈波計の出力波形

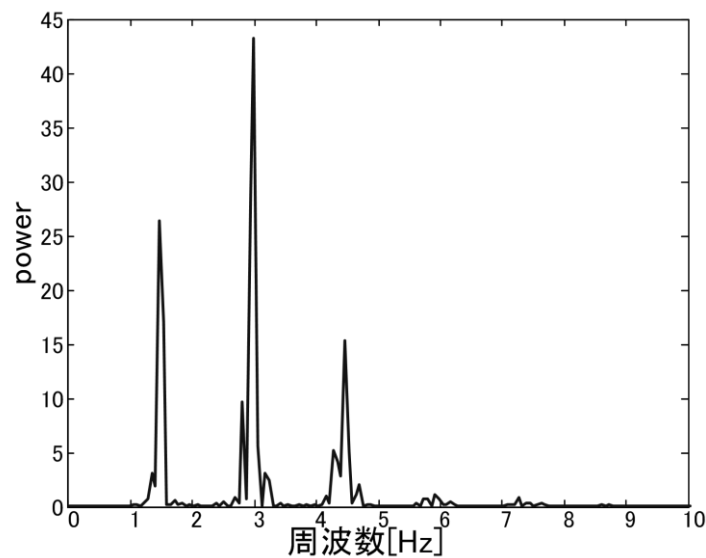


Fig.20 指尖圧力脈波計のスペクトル解析

波形にほとんどノイズがのっていないことが確認できる. 10秒間に脈を14回打っていて, ピーク間は約0.7秒であると波形から見て取ることができる. スペクトルの大きなピークは3箇所現れており, 3箇所の数値は1.4Hz, 3.0Hz, 4.3Hzとなった. 1.4Hzの周期は約0.7秒となるのでこの周波数が脈波である. 他の周波数は高調波である.

頸動脈用圧力脈波計の出力波形とそのスペクトル解析の結果を以下に示す.

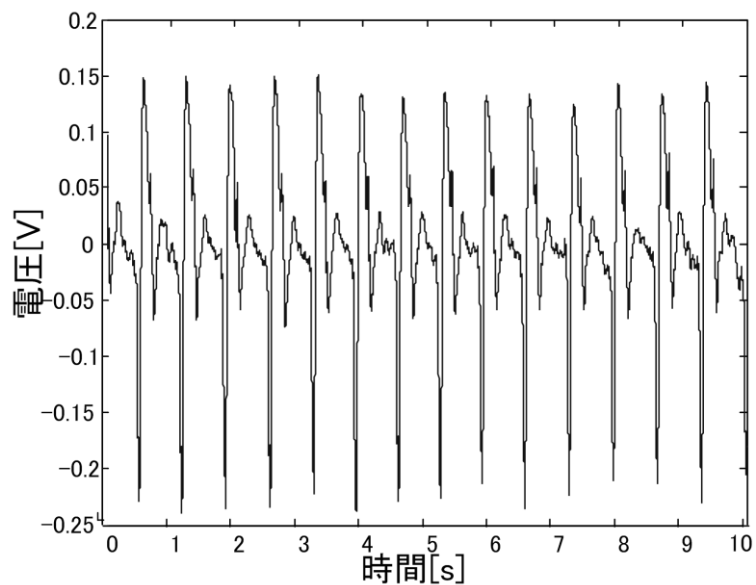


Fig.21 頸動脈用圧力脈波計の出力波形

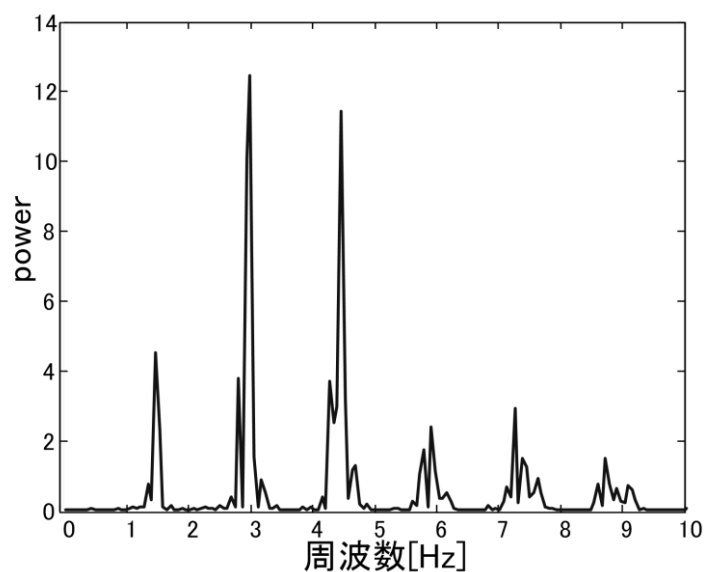


Fig.22 頸動脈用圧力脈波計のスペクトル解析

指尖型と同様に 10 秒間に脈を 14 回打っていて, ピーク間は約 0.7 秒であると波形から見て取ることができる. スペクトルの大きなピークは 6 箇所現れており, 6 箇所の数値は 1.4Hz, 3.0Hz, 4.3Hz, 6.0Hz, 7.2Hz, 8.6Hz となった. 1.4Hz の周波数が脈波である. 高調波も存在しているが高調波でない低周波も存在している.

イヤホン型圧力脈波計の出力波形とそのスペクトル解析の結果を以下に示す。

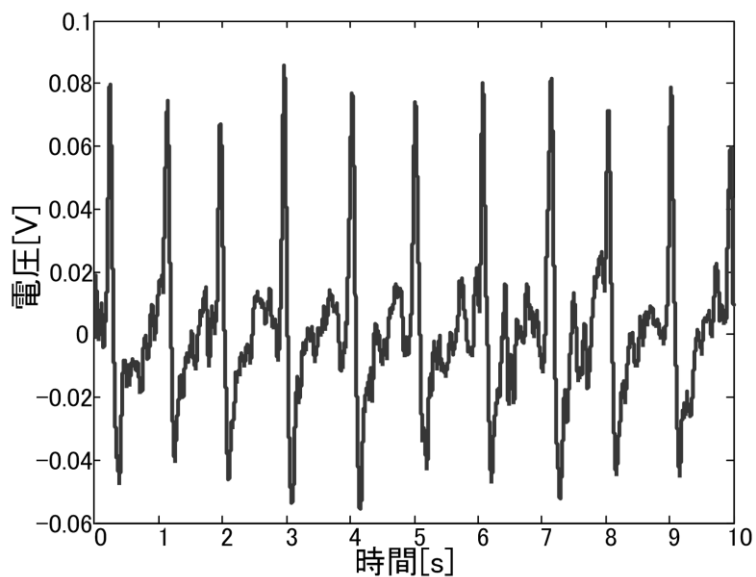


Fig.23 イヤホン型圧力脈波計の出力波形

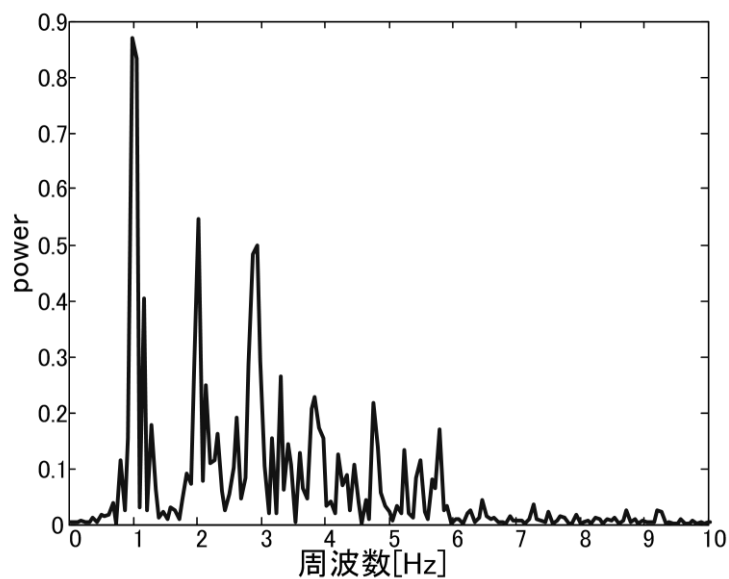


Fig.24 イヤホン型圧力脈波計のスペクトル解析

イヤホン型は10秒間に脈を10回打っていて、ピーク間は約1.0秒であると波形から見て取ることができる。スペクトルから見て低周波ノイズがのっているのが確認できる。1番大きなピークの周波数は1.0Hzとなった。この周波数の周期は1.0秒であるのでこれが脈波である。イヤホン型のピークは指尖型や頸動脈型とは異なり正の電圧に振れている。

チューブ型圧力脈波計の胸での計測の出力波形とそのスペクトル解析の結果を以下に示す.

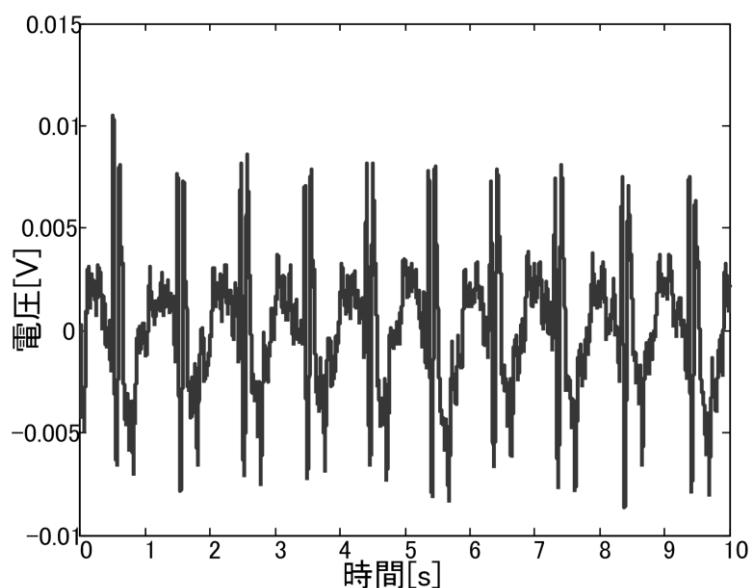


Fig.25 チューブ型圧力脈波計を用いた胸の出力波形

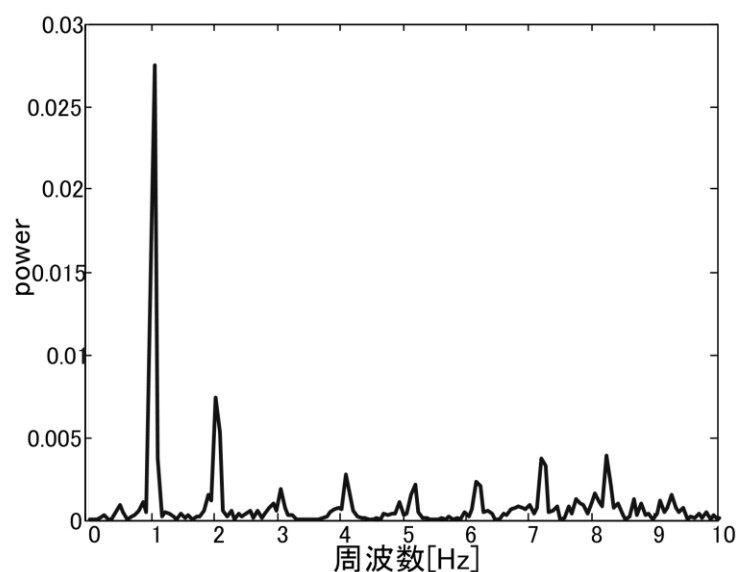


Fig.26 チューブ型圧力脈波計を用いた胸のスペクトル解析

チューブ型の胸での計測は波形から見るとノイズが多いように見える. 脈は10秒間に10回打っており, ピーク間隔は1秒という結果となった. スペクトルでは1.0Hzが1番際立って現れており, これが脈波だと考えられる. しかし, 指尖型, 頸動脈型, イヤホン型に比べると波形の形が異なる結果を示した.

チューブ型圧力脈波計の腰での計測の出力波形とそのスペクトル解析の結果を以下に示す。

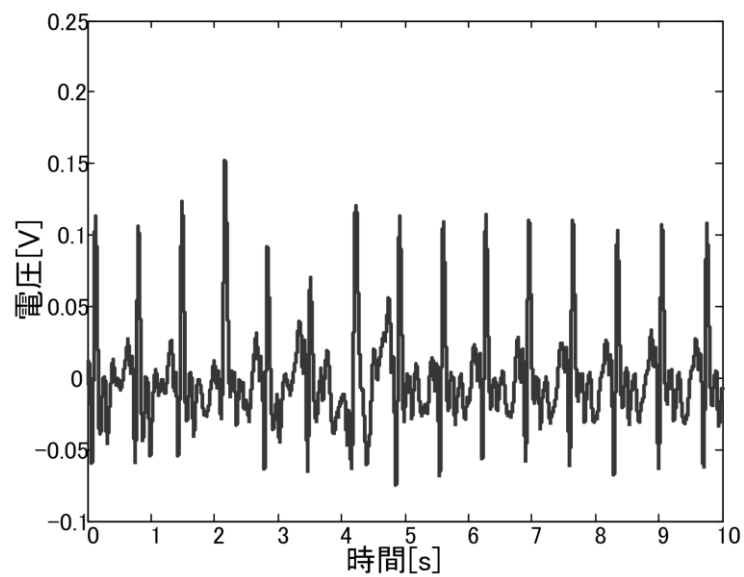


Fig.27 チューブ型圧力脈波計を用いた腰の出力波形

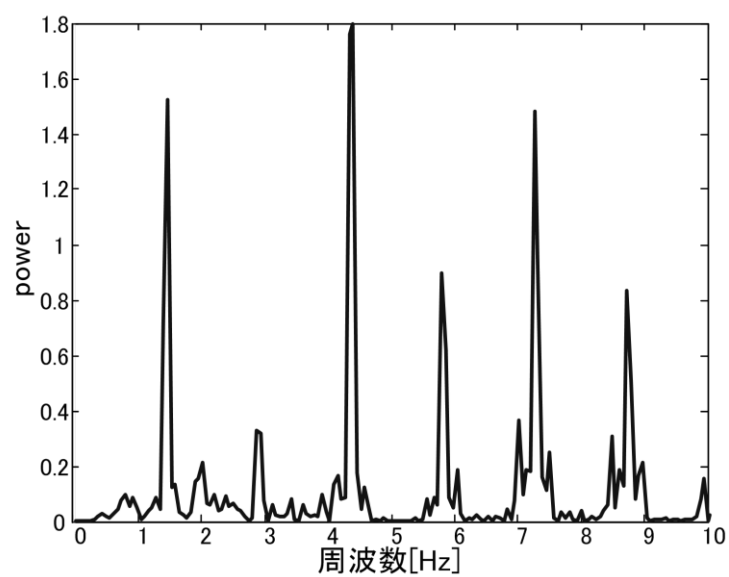


Fig.28 チューブ型圧力脈波計を用いた腰のスペクトル解析

チューブ型の腰での計測の波形は 10 秒間に 14 回脈を打ち、ピーク間隔は約 0.7 秒置きに現れている。この結果からスペクトルの 1.4Hz が脈波だと考えられる。しかし脈波以外の低周波が存在していることがスペクトルから解る。

チューブ型圧力脈波計の足での計測の出力波形とそのスペクトル解析の結果を以下に示す.

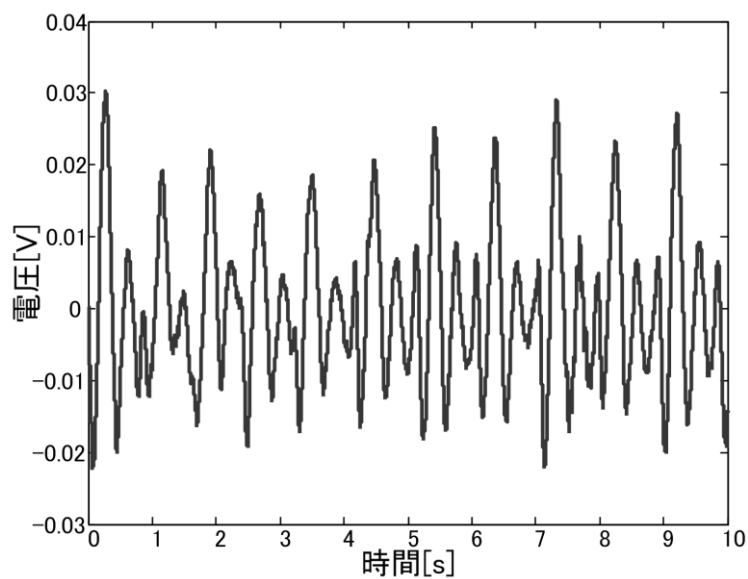


Fig.29 チューブ型圧力脈波計を用いた足の出力波形

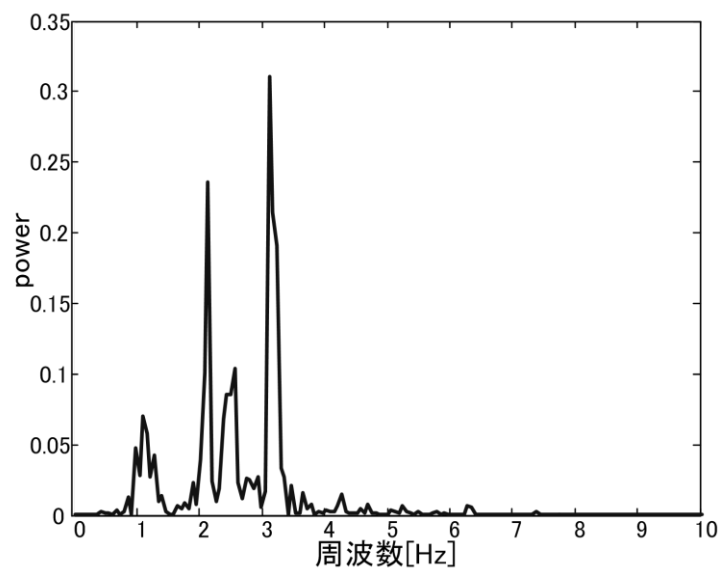


Fig.30 チューブ型圧力脈波計を用いた足のスペクトル解析

チューブ型の足での計測の波形は今までの波形とは異なり、ノイズが際立って見える。スペクトルから脈波だと思われる 1.2Hz が存在するが、それ以上に別の低周波が際立って存在している。

## 4. 4 考察

各圧力脈波計の出力結果とスペクトル解析から脈波と考えられる 1Hz 前後の周波数がそれぞれ存在していることが確認できた。

その中でも指尖型、頸動脈型は波形から見ても解る通り安定して計測ができる脈波計であると考えられる。

イヤホン型は波形から安定して計測が出来ているように見えるが、スペクトルから低周波ノイズがのっている結果を示した。これは指向性マイクロホンが高感度であるため、顔や頭の小さな動きも検出しているからだと考えられる。

チューブ型は脈が検出できる部位なら計測できるという大きな利点を得たが、場所により波形が変わる結果となった。

チューブ型について部位ごとに考察すると、胸ではスペクトルは判りやすい結果となっているが、波形で一つの脈に対してピークが数箇所存在している。これは心臓に近いので主に心拍を検出していると考えられる。心臓の動きと脈波を同時に検出したため Fig.25 のような波形となったと考えられる。

腰に関しては約 4.4Hz の波がスペクトルでは際立って検出された。これはベルトに挟んで計測したため脈波の振動が共振し出力されたのではないかと考えている。

足の計測では波形から脈波だと思われるピークが存在しているが、別の低周波が存在しており、スペクトルではノイズに埋もれる結果となった。これについては足の脈波は他の部位に比べ脈の動きが捉えにくいからだと考えられる。そのため、検出ができては圧力変化が小さく、それ以上に足の揺れや地面振動などが影響してしまいノイズに埋もれる結果になったと考えている。

以上の結果から計測部位により外的な影響があるということが解った。しかしフィルタなどで制御することにより問題なく計測できると考えられる。



## 5. 2箇所脈波の時間差計測と血圧との関係

### 5. 1 脈波の時間差と血圧との関係

指向性マイクロホンを用いた圧力脈波計は多くの部位での脈波検出を可能とすることが得られた。その際にそれぞれの計測を同時に行うと部位により遅れが生じるという結果が得られた。これは、血液が送り出されてその部位に到達するまで時間がかかるからだと考えられる。そこで各圧力脈波計を用いることにより脈波の伝播される時間差を計測できると考えた。

この時間差は心臓から血液が送り出される際に加わる圧力の違いにより変化すると考えている。圧力が高ければ送り出される力が強いため時間差は短くなり、圧力が低ければ送り出される力が弱いため時間差は長くなると私は考えている。

血圧計は現在、カフ型血圧計が主流であり、自宅での計測が容易に行える生体計測器として健康管理に良く使われる。カフ型血圧計は上腕に腕帯を巻き、圧力をかけ上腕を締め付けます。そして、圧力を弱めていきコロトコフ音が聞こえ始めた位置が最高血圧となりコロトコフ音が聞こえなくなった位置が最低血圧となる<sup>8)</sup>。ここでコロトコフ音とは血液が心臓の拍動にあわせて流れるときの血管音のことである。

しかし、締め付ける際にコロトコフ音が聞こえなくなるまで締め付けるので使用者に大きな不快感を与えてしまう。その不快感に耐えられず使用しない人もいる。

そこで圧力脈波計による時間差からの血圧計測が可能になればこのような不快感の軽減に繋がると考える。

## 5. 2 脈波の時間差と血圧との関係式

脈波の時間差が血圧と関係があるのか、まず理論上で考察える。そこで血液を流体力学から追究していく。

血管内の模式図を以下に示す。

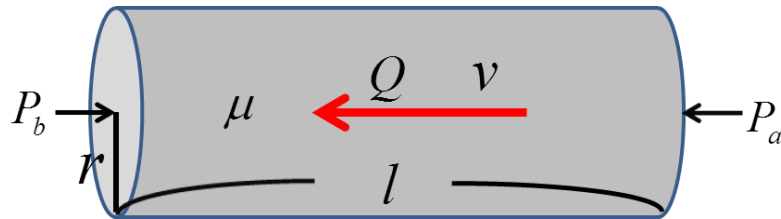


Fig.31 血管内の模式図

$$\Delta P = \frac{P_a - P_b}{l} \quad (1)$$

$Q$  : 流量

$r$  : 血管の半径

$\mu$  : 血管の粘性係数

$l$  : 血管の長さ

$v$  : 断面積あたりの平均速度

$P_a, P_b$  : 血圧

$\Delta P$  : 血圧差

血圧差と血流速度の関係は Hagen-Poiseuille の法則を適用することで次のように表される。

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta P}{8 \mu l} \quad (2)$$

$$v = \frac{Q}{\pi r^2} \quad (3)$$

(2)式を(3)式に代入すると以下の式になる.

$$v = \frac{1}{\pi r^2} \cdot \frac{\pi r^4 \Delta P}{8\mu l} \quad (4)$$

(4)式を  $\Delta P$  の式に変換すると以下のようになる.

$$\Delta P = \frac{8\mu l}{r^2} v \quad (5)$$

(5)式のように理論上では血圧差は血流速度に比例すると考えられる. 次に脈波が伝播される時間差と血圧との関係の理論を構築する.

血流速度と時間差の関係は血管の長さを用いると以下のように表示する.

$$v = \frac{l}{\Delta t} \quad (6)$$

$\Delta t$  : 脈波が伝播されるまでの時間差

(6)式を(5)式に代入すると血圧差と時間差の関係が以下のよう求められる.

$$\Delta P = \frac{8\mu l^2}{r^2} \cdot \frac{1}{\Delta t} \quad (7)$$

理論上では血圧差は時間差に反比例すると考えられる.

ここで血圧差と血圧の関係は血圧差が高いと血圧も高くなり, 血圧差が低いと血圧も低くなる. よって, 血圧も時間差に反比例すると考えられる.

伝播されるまでの時間差を検出するために2箇所の脈波検出を行う. 2箇所として頸動脈を検出する頸動脈用圧力脈波計と指先の脈波を検出する指尖圧力脈波計を用いる. この2箇所を選んだ理由として, 4章の結果から他の圧力脈波計に比べ安定して脈波検出を可能とする. それぞれのピーク同士を比較するため誰が計測しても波形のピークが安定して検出できなければならない. また, 頸動脈は心臓から近いため送り出される瞬間の基準位置に適していると考えている. 2つの圧力脈波計を同時に計測するためにステレオジャックを用いて2つのマイクロホンと同じ端子に接続する.

## 5. 3 実験方法

被験者を数十人集めて幅広い血圧データを収集する．被験者の頸動脈に頸動脈用圧力脈波計を当ててもらい，左手の人差指に指尖圧力脈波計を取り付けてもらう．安定して計測できているかを確認してから10秒間計測する．データは同様に Sound Engine Free を用いる．サンプリング周波数も同様に 4000Hz とする．同時計測して出力された各波形のピーク間の時間差を計る．Fig.32 に時間差の計測方法を示す．

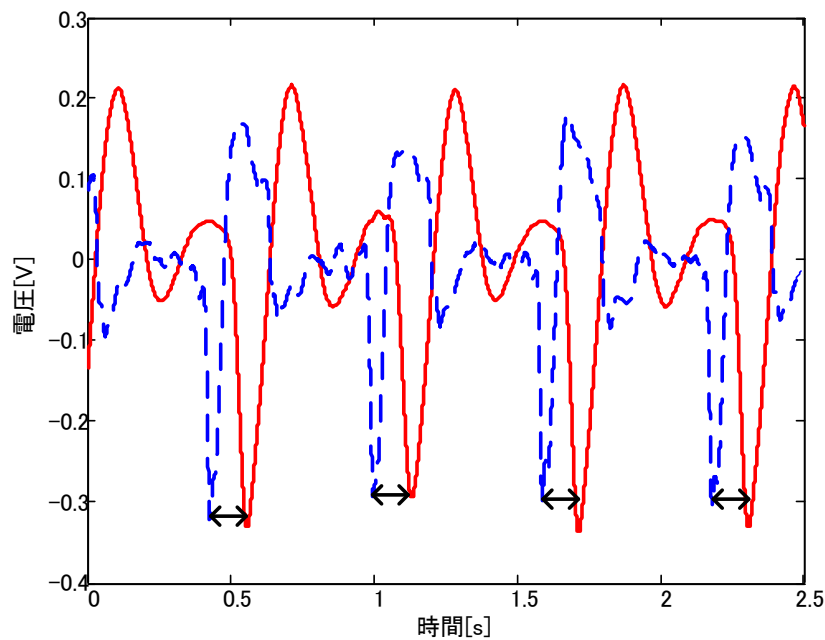


Fig.32 時間差の計測方法

ピークが存在する個数に応じてその個数分  $n$  の時間差  $\Delta t_n$  を検出し，その平均の時間差  $\overline{\Delta t}$  を算出する．

$$\overline{\Delta t} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta t_i \quad (8)$$

この時間差を血圧と比較するため血圧計での計測も行う．血圧計はオムロンデジタル自動血圧計を用いる．

オムロンデジタル自動血圧計は他の血圧計とのリファレンスを行いデータ結果はほぼ同じ結果を示した．

数十人の被験者を一つのグラフに表示し，血圧と時間差との関係を検討する．

さらに被験者により腕の長さが違うため、全ての被験者の腕の長さを測り、腕の長さの平均値を出す。腕の長さの計測方法を以下の写真に示す。



Fig.33 腕の長さの計測方法

その平均値と各被験者の腕の長さとの比を算出する。その比を用いて各被験者の時間差から平均の腕の長さの時間差を求める。以下にその式を示す。

$$r = \frac{L}{\bar{L}} \quad (9)$$

$$\Delta T : \Delta t = 1 : r \quad (10)$$

$$\Delta T = \frac{\Delta t}{r} \quad (11)$$

$L$  : 各被験者の腕の長さ

$\bar{L}$  : 腕の長さの平均値

$r$  : 被験者の時間差を平均の時間差から見た比率

$\Delta t$  : 被験者の波形から検出した時間差

$\Delta T$  : 平均の腕の長さからみた時間差

平均の時間差と血圧をグラフ化し、その関係性を検討する。

## 5. 4 実験結果

被験者数は 38 人，計測データ数は 65 個である．計測データ数が被験者数より多い理由は血圧が体の状態により変化するため同じ被験者でも別のデータとして用いることができるからである．同時計測を行った被験者の一人の波形を以下に示す．

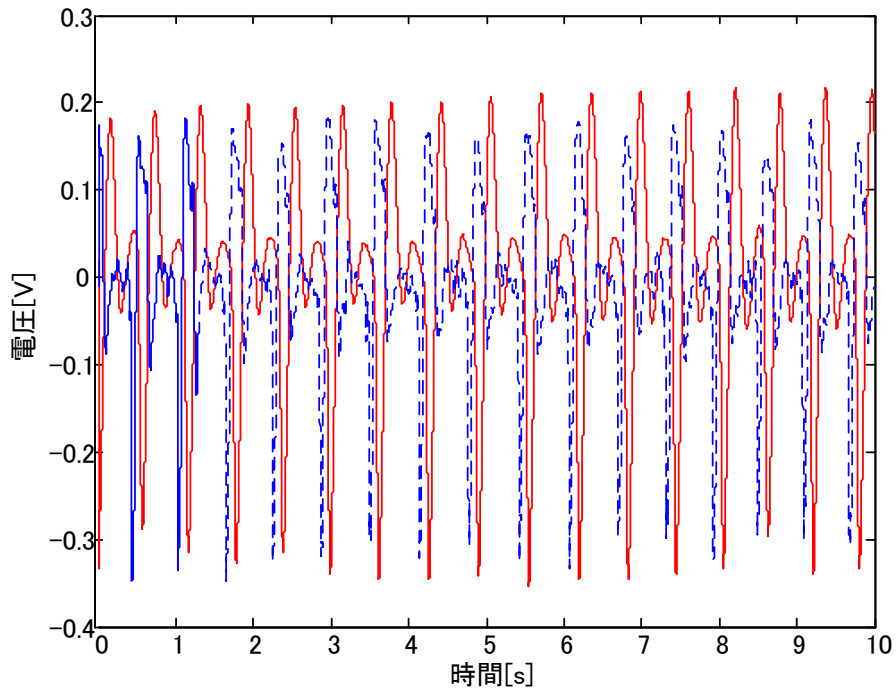


Fig.34 同時計測結果（点線：頸動脈用圧力脈波計，実線：指尖圧力脈波計）

被験者の計測データ（時間差  $\Delta t$  (s)，最高血圧 (mmHg)，最低血圧 (mmHg)，腕の長さ (m)，平均の長さとの比率，血流速度 (m/s)，平均の長さからみた時間差  $\Delta T$  (s)) を Table1 に示す．ただし被験者はシリアル番号で表記する．

Table1 被験者の計測データ

番号	$\Delta t$ (s)	最高血圧(mmHg)	最低血圧(mmHg)	長さ(m)	長さの比	血液速度(m/s)	$\Delta T$ (s)
1	0.13	112	69	0.84	0.97	6.68	0.13
2	0.14	107	61	0.77	0.89	5.33	0.16
3	0.15	120	59	0.96	1.11	6.39	0.14
4	0.13	155	79	0.92	1.06	7.05	0.12
5	0.13	123	70	0.93	1.07	7.44	0.12
6	0.13	120	69	0.84	0.97	6.47	0.13
7	0.13	145	79	0.92	1.06	7.23	0.12
8	0.14	104	59	0.77	0.89	5.37	0.16
9	0.14	127	66	0.96	1.11	6.98	0.12
10	0.11	125	74	0.87	1.00	7.85	0.11
11	0.14	118	74	0.84	0.97	6.08	0.14
12	0.13	125	70	0.90	1.04	7.03	0.12
13	0.13	122	61	0.87	1.00	6.80	0.13
14	0.12	149	94	0.93	1.07	7.71	0.11
15	0.13	108	60	0.88	1.01	6.62	0.13
16	0.12	133	75	0.84	0.97	7.14	0.12
17	0.12	122	71	0.89	1.03	7.73	0.11
18	0.11	130	72	0.84	0.97	7.92	0.11
19	0.13	112	58	0.77	0.89	5.90	0.15
20	0.14	96	50	0.77	0.89	5.68	0.15
21	0.11	132	77	0.85	0.98	7.40	0.12
22	0.11	121	85	0.87	1.00	7.77	0.11
23	0.12	134	75	0.86	0.99	6.95	0.12
24	0.12	127	61	0.90	1.04	7.41	0.12
25	0.13	141	87	0.95	1.10	7.50	0.12
26	0.13	117	80	0.84	0.97	6.33	0.14
27	0.13	138	90	0.91	1.05	6.80	0.13
28	0.12	126	78	0.91	1.05	7.52	0.12
29	0.11	119	78	0.81	0.93	7.23	0.12
30	0.12	150	82	0.88	1.01	7.50	0.12
31	0.10	162	84	0.90	1.04	9.08	0.10
32	0.12	132	79	0.85	0.98	6.82	0.13
33	0.10	134	77	0.82	0.95	8.55	0.10
34	0.15	138	76	0.96	1.11	6.48	0.13
35	0.13	122	68	0.89	1.03	7.04	0.12
36	0.13	107	54	0.82	0.95	6.16	0.14
37	0.12	126	81	0.84	0.97	7.25	0.12
38	0.13	94	55	0.77	0.89	5.79	0.15
39	0.10	141	74	0.84	0.97	8.43	0.10
40	0.13	104	57	0.88	1.01	6.55	0.13
41	0.14	125	71	0.95	1.10	6.61	0.13
42	0.15	105	60	0.82	0.95	5.61	0.15
43	0.13	125	69	0.96	1.11	7.48	0.12
44	0.14	119	58	0.90	1.04	6.65	0.13
45	0.13	98	56	0.77	0.89	6.04	0.14
46	0.15	109	60	0.80	0.92	5.49	0.16
47	0.12	157	100	0.96	1.11	8.04	0.11
48	0.14	117	67	0.85	0.98	5.92	0.15
49	0.14	119	48	0.90	1.04	6.35	0.14
50	0.13	124	76	0.82	0.95	6.34	0.14
51	0.16	120	63	0.93	1.07	5.90	0.15
52	0.14	124	67	0.88	1.01	6.09	0.14
53	0.11	130	83	0.90	1.04	8.40	0.10
54	0.11	134	64	0.85	0.98	7.54	0.12
55	0.13	121	72	0.83	0.96	6.41	0.14
56	0.14	99	55	0.77	0.89	5.61	0.15
57	0.14	131	81	0.85	0.98	5.95	0.15
58	0.14	126	75	0.84	0.97	6.20	0.14
59	0.14	109	61	0.77	0.89	5.61	0.15
60	0.11	101	59	0.77	0.89	6.81	0.13
61	0.13	114	68	0.95	1.10	7.16	0.12
62	0.12	121	60	0.95	1.10	7.99	0.11
63	0.13	136	75	0.91	1.05	6.82	0.13
64	0.12	125	72	0.89	1.03	7.31	0.12
65	0.11	150	89	0.89	1.03	7.79	0.11

被験者の時間差と最高血圧，被験者の時間差と最低血圧をそれぞれグラフ化し，近似曲線と決定係数を求める．

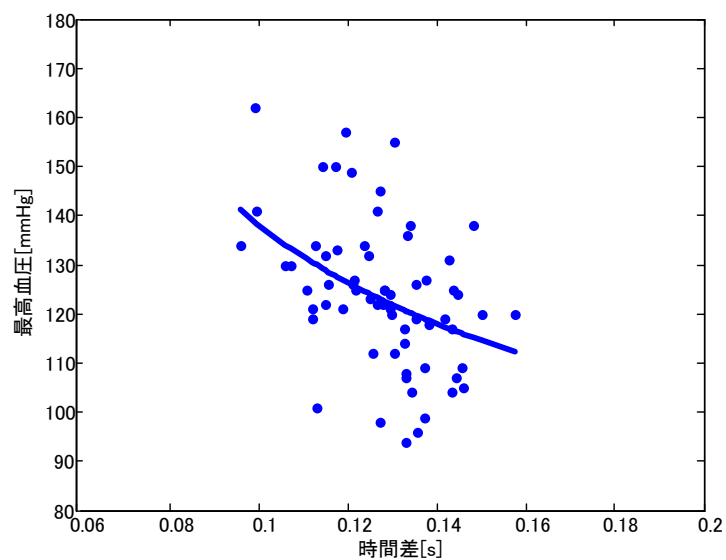


Fig.35 時間差と最高血圧との関係性

近似曲線 
$$y = \frac{7.04}{x} + 67.68 \quad (12)$$

決定係数 
$$R^2 = 0.19 \quad (13)$$

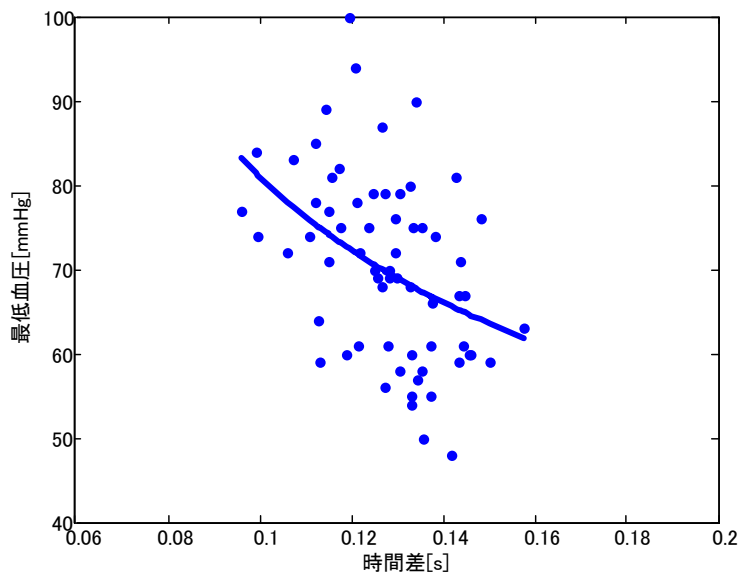


Fig.36 時間差と最低血圧との関係性



近似曲線 
$$y = \frac{5.21}{x} + 28.92 \quad (14)$$

決定係数 
$$R^2 = 0.18 \quad (15)$$

最高血圧，最低血圧共に時間差とは関係が見られない結果を示した．近似式を求めたがデータ点はその近似式に収束しておらず，決定係数はどちらも 0.2 未満となった．データ点の分散から右下がりのデータの並びのように見える．

そこで次に腕の長さを考慮し時間差を調節した．平均の腕の長さからみた時間差  $\Delta T$  とそれぞれの血圧との関係をグラフ化し，近似曲線と決定係数を求める．

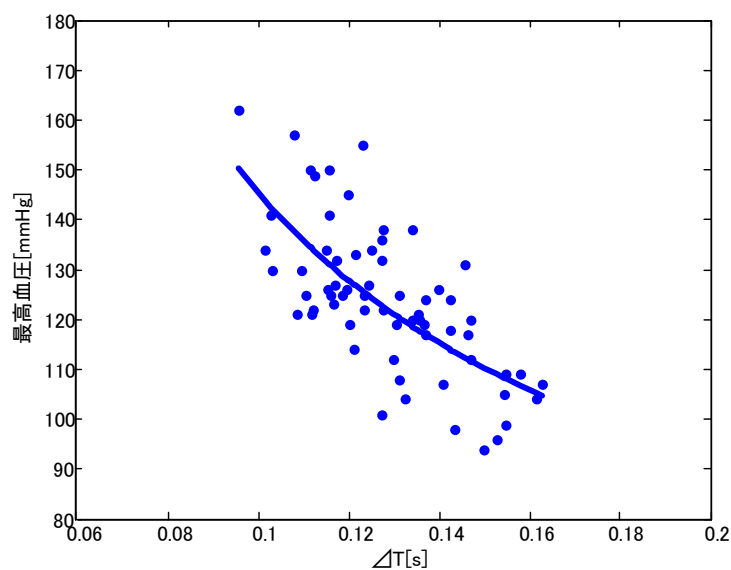


Fig.37  $\Delta T$  と最高血圧との関係性

近似曲線 
$$y = \frac{10.56}{x} + 39.83 \quad (16)$$

決定係数 
$$R^2 = 0.47 \quad (17)$$

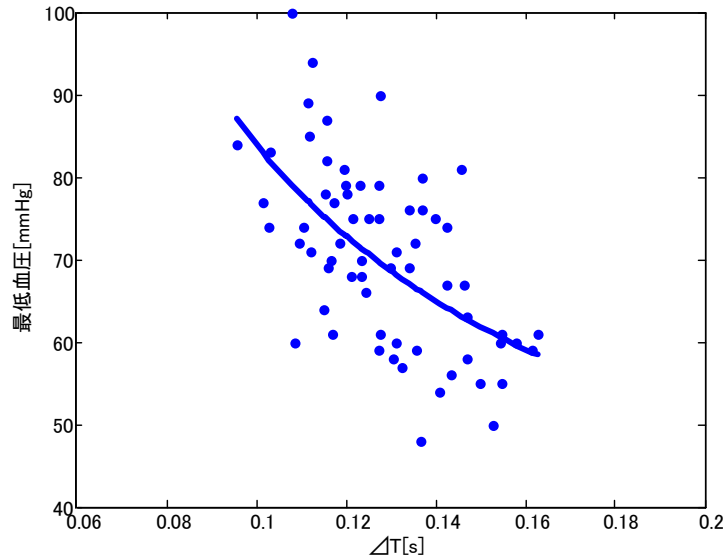


Fig.38  $\Delta T$  と最低血圧との関係性

近似曲線 
$$y = \frac{6.62}{x} + 17.74 \quad (18)$$

決定係数 
$$R^2 = 0.34 \quad (19)$$

時間差を考慮することによりデータ点が収束し、右下がりのグラフとなった。近似式も変化した。決定係数は最高血圧では大きく上昇した。最低血圧は余り決定係数の上昇には繋がらなかった。最高血圧と最低血圧では最高血圧の方に相関がある結果を示した。

また血流速度と最高血圧、血流速度と最低血圧の関係も比較するため以下にグラフ化し、近似直線と決定係数を求める。

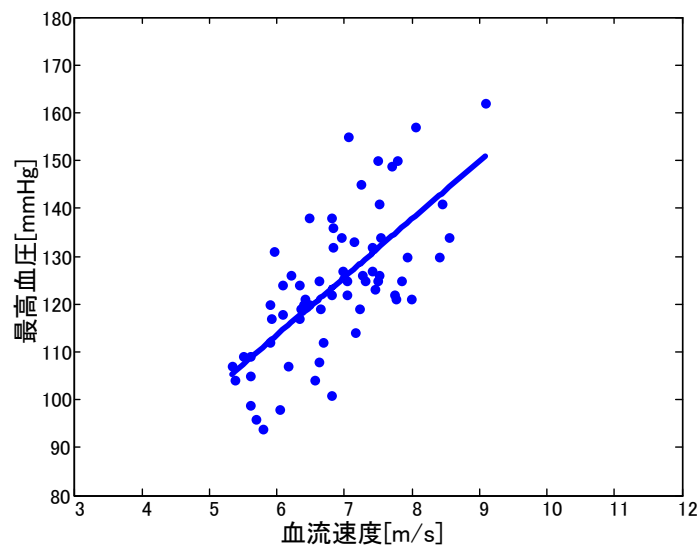


Fig.39 血流速度と最高血圧との関係性

近似直線

$$y = 12.11x + 40.83 \quad (20)$$

決定係数

$$R^2 = 0.47 \quad (21)$$

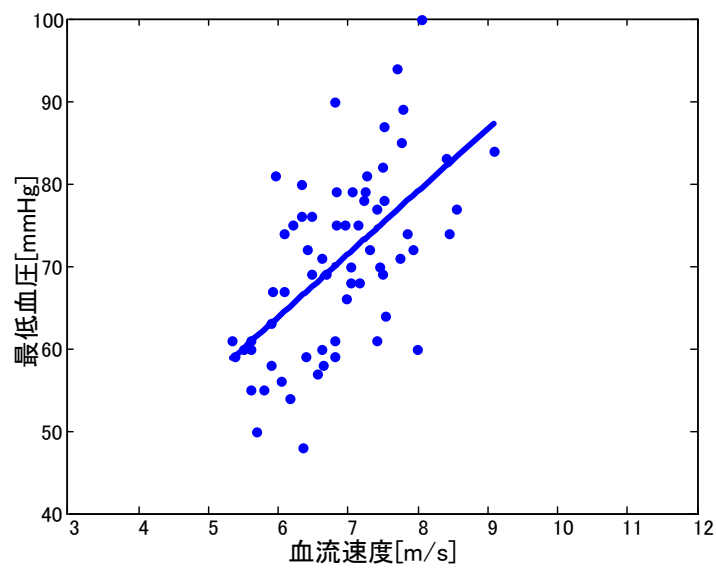


Fig.40 血流速度と最低血圧との関係性

近似直線

$$y = 7.6x + 18.27 \quad (22)$$

決定係数

$$R^2 = 0.35 \quad (23)$$

血流速度も近似式に収束しており，右上がりのグラフとなった．決定係数は腕の長さを考慮した時間差のグラフの決定係数とほぼ変わらない値を示した．

## 5. 5 考察

被験者から得た時間差と血圧との関係性は最高血圧と最低血圧共にグラフと決定係数から見てほとんどないことが分かる。グラフではデータ点が分散していて、辛うじて右下がりのグラフではないかと見られる程度である。これは被験者により腕の長さが違うため、脈波が伝播されるまでの時間差に影響を及ぼしているからと考えられる。

この影響をなくすために被験者全員の腕の長さから平均値を算出し、その平均の長さに時間差を合わせ、グラフ化した。その結果は、Fig.37, Fig.38 のようになり近似曲線に収束した。よって被験者の時間差と血圧の関係には腕の長さが要因となっていることが考えられる。

$\Delta T$  のグラフから血圧が高いほど時間差は短くなることが考えられる。決定係数はあまり大きくはないがデータ点の収束度合から血圧は時間差に反比例するように見える。

本研究での理論では血圧は時間差に反比例するという考えに至り、近似式では反比例の式で作成を行った。しかし、グラフから右下がりの比例式にも見えるので理論とは異なる結果が得られる可能性があると考えている。

ここで最高血圧と最低血圧では最高血圧の方が時間差と関係があるという結果となった。この理由として、波形の一回目の大きなピーク同士を比較に用いている。そのピークは心臓が収縮して血液が送り出される圧力を現している。最高血圧は収縮期血圧と呼ばれる通り心臓の収縮する際の血圧であるため、時間差に用いているピークが最高血圧の位置であると考えられる。もし最低血圧と比較を行う場合、一回目のピークの次のピークを比較すると関係性が得られると考えられる。

血流速度と血圧の関係は理論で求めた通り比例関係となった。このデータも最高血圧の方に関係があり、また決定係数もほぼ  $\Delta T$  のグラフと一致しているため血流速度、時間差、血圧には関係性があるように思われる。

しかし腕の長さを考慮に入れたデータ点も完全に近似曲線上にはなく、分散している。これは頸動脈や指尖脈波が計測しにくい人も存在していたため計測ミスの可能性もある。また被験者により血圧と時間差の関係式が異なる可能性もあると考えられる。

## 5. 6 被験者一人の時間差と血圧の関係

5.4節の結果と5.5節の考察から腕の長さを考慮しないと血圧と時間差の関係が得られず、腕の長さを考慮すると血圧は時間差に反比例し、また血圧は血流速度に比例するという結果が得られた。

しかし、それでもグラフは分散していたため時間差と血圧の関係には各被験者により関係式が異なるのではないかという考えに至った。人により血管の太さや血流量が異なりそれが個人差を引き起こしていると考えられる。

そこで追加実験として被験者一人だけを数回計測し、一人だけの時間差と血圧のグラフを作成する。その近似式と決定係数を求め、評価する。

## 5. 7 被験者一人の時間差の実験方法

被験者一人だけで1日の血液の伝播される時間差と血圧の計測を行う。午前8時から1時間毎に計測し午後9時まで計測する。計測回数は14回となる。

午前8時の計測は寝起きの状態を計測する。その後に朝食を取り午前9時に朝食後のデータを計測する。正午に昼食前のデータを計測し、昼食を取り午後1時に昼食後のデータを計測する。午後3時に運動前のデータを計測し、午後3時半に10分間のマラソンをし、午後4時に運動後のデータを計測する。午後7時に夕食前のデータを計測し、夕食を取り、午後8時に夕食後のデータを計測する。

以上のような状態で計測し、なるべく一人で血圧変化が起こるようにする。

被験者の通常の高血圧は最高血圧：121mmHg、最低血圧：60mmHg、脈拍数：65回/sである。

## 5. 8 追加実験結果

被験者一人を時間差と血圧を計測した結果を以下に示す. しかしグラフ化した際, 2点近似式と大きく異なるデータが出力された. そこで, その2点を計測ミスとして取り除いた12点のデータの結果を以下に示す. また, 5.4節と5.5節から本研究で計測しているピークは最高血圧と関係がある結果を示したため以下には時間差と最高血圧の関係をグラフ化する.

Table.2 には血圧と時間差の表を載せる.

Table.2 被験者一人の時間差と血圧の計測結果

時間差(s)	最高血圧(mmHg)	最低血圧(mmHg)	脈拍
0.12	126	76	94
0.13	117	71	93
0.12	119	76	85
0.11	128	74	93
0.13	119	76	77
0.13	119	66	75
0.14	121	73	69
0.15	117	60	61
0.13	120	69	69
0.11	130	72	87
0.12	126	81	88
0.13	121	72	83

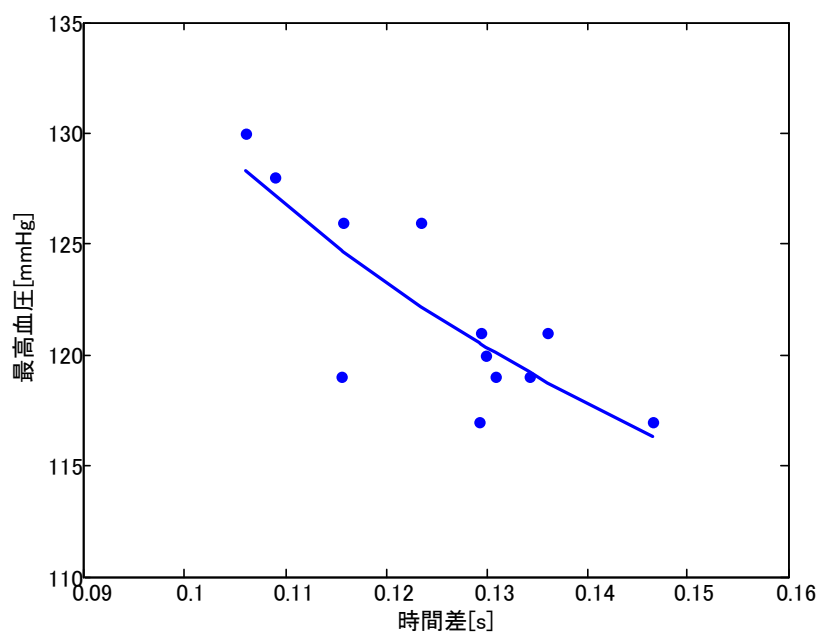


Fig.41 被験者一人の時間差と最高血圧との関係性

$$\text{近似曲線} \quad y = \frac{4.60}{x} + 84.92 \quad (24)$$

$$\text{決定係数} \quad R^2 = 0.66 \quad (25)$$

一人から時間差と血圧を計測したため、血圧に大きな違いが得られなかった。しかし、データは近似式上に収束する結果を示し、決定係数は 0.66 と高い値を示した。近似曲線は 5.4 節の(16)式とは大きく異なる結果を示した。

## 5. 9 追加実験考察

データ数は少ないが時間差が短いと血圧が高く、時間差が長いと血圧が低いという結果を示した。決定係数からも 0.66 と高い数値が得られ理論からすると妥当なデータであると考えられる。一方で、追加実験の近似式は 5.4 節の(16)式とはかなり異なる式となった。これは腕の長さも大きく関係しているが、5.5 節の考察のように被験者により時間差と血圧の関係が変わっているからだと考えられる。この理由は血管の大きさや血液粘性度などが人により違うからだと思われる。これらの結果から、時間差により血圧計測は可能ではあるが、正確性には欠けると考えられる。

## 6. おわりに

本研究では、指向性マイクロホンを用いて圧力脈波計の開発を行った。その結果、圧力脈波計は低周波である脈波の計測に成功した。

またその計測計の妥当性を証明するために従来の光電式脈波計との相関係数を求めたところ約 1.0 という結果になり、光電式脈波計の代わりになりえる新しい脈波計という証明に繋がった。

そこで、脈波を他の身体の部位で計測できないかさらなる活用性を考え、指尖用、頸動脈用、イヤホン型、チューブ型の圧力脈波計を開発し、指、首、耳、胸、腰、足といった身体の幅広い部位での計測を可能にした。

そして、この研究の応用とし、圧力脈波計で 2 箇所の計測を行い、数人の被験者の時間差を求めた。その時間差は血圧と反比例の関係がある結果を示した。

しかし、まだデータは分散しているため被験者により血圧と時間差の関係は変わってくるのではないかと考え、被験者一人だけで計測を行いこの研究の追究を行った。

これらの結果から、時間差から血圧を計測することは可能だが、正確性に欠けるため従来の血圧計の代わりにはなりにくいという結論にいたった。

血圧計には代わりにくいだが、圧力脈波計というマイクロホンでの脈波計測を可能としたことで計測部位を選ばず、使用者の負担軽減に繋がるユビキタスな脈波計となった。またこれを活かし血圧計の方向だけでなく、他の計測計としての方向性も考えることで活用性の幅が広がるのではないかと考えている。



## 謝辞

本研究を進めるにあたり、大学院の2年間ご指導を頂いた指導教員の渡邊嘉二郎教授、小林一行教授、株式会社ジェピコの皆様、さらにこの研究の被験者として参加して頂いた皆様にはこの場を借りて感謝を申し上げます。研究に対する心構えや技術的知識など、今後の人生では得られない貴重な指導を頂き、本当に感謝しています。

また渡邊研究室の皆様には相互の研究により良い知識交換と様々な面での支え合いを行うことができ、学生生活には欠かせない存在であったと感じます。

最後に大学院まで進学させてくれた両親には感謝を申し上げます。6年間ありがとうございました。

平成25年2月22日

## 参考文献

- 1) 総務省統計局：「統計からみた我が国の高齢者」，2011
- 2) Standards of Practice Committee, American Academy of Sleep Medicine; T. Morgenthaler, et al., “Validity in Actigraphic Sleep Assessment,” SLEEP, vol.30, no.4, pp.519-529, 2007
- 3) B. Sivertsen, et al., “A Comparison of Actigraphy and Polysomnography in Older Adults Treated for Chronic Primary Insomnia,” SLEEP, vol. 29, no. 10, pp.1353-1356, 2006
- 4) N. L. Johnson, et al., “Sleep Estimation Using Wrist Actigraphy in Adolescents With and Without Sleep Disordered Breathing: A Comparison of Three Data Modes,” SLEEP, vol. 30, no. 7, pp. 899-905, 2007
- 5) 宮田洋：「生理心理学の基礎」，北大路書房，pp-28，1998
- 6) 経済社会総合研究所景気統計部：「消費動向調査」，2012
- 7) 中村哲夫，渡邊嘉二郎，「静電容量型センサの省電力増幅」，計測自動制御学会，Vol.48, No.10, 607/613, 2012
- 8) 萩原俊男：「高血圧・糖尿病　－生活習慣病－」，メディカルレビュー社，pp-18，2009