法政大学学術機関リポジトリ
HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-02

指向性マイクロホンを用いた脈波計によるユビキタス生体モニタリング

藤田, 雄史 / FUJITA, Yushi

(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脈波計による
ユビキタス生体モニタリング

2012 年度

工学研究科　システム工学専攻

11R6148

藤田　雄史

指導教員　渡辺嘉二郎　教授

A ubiquitous bio-signal monitoring by pulse wave measuring instrument with directional microphone

Abstract

This paper describes a ubiquitous bio-signal monitoring by pulse wave measuring instrument with directional microphone. By developing pulse wave meters using directional microphone inexpensive, it is possible to measure simply in their health anytime, anywhere. If you can verify the information the human body from information obtained, will also help to manage day-to-day health care and early detection of disease. Here, it is assumed to be measured the neck near the carotid and the fingertip. Also we proposed a method for measuring the bio-signal information, such as new pulse arrival time difference between two points.

Keywords

Directional microphone, pulse wave, bio-signal

目次

第 1 章　はじめに..... 5
1.1　研究背景..... 5
1.2　過去に行なった研究..... 6
1.2.1　浴室型計測器..... 6
1.2.2　携帯電話型計測器..... 7
1.3　本研究の目的..... 8
第 2 章　脈波について..... 9
2.1　脈波..... 9
2.2　指尖脈波..... 9
2.3　頸動脈..... 9
2.4　脈波計..... 9
第 3 章　計測システム..... 10
3.1　指向性マイクロホン..... 10
3.1.1　指向性マイクロホンの仕組み..... 10
3.2　指向性マイクロホンを用いた計測器の作成..... 12
3.2.1　指先の指尖脈波用..... 12
3.2.2　首付近の頸動脈波用..... 13
第 4 章　検証実験..... 14
4.1　実験の目的..... 14
4.2　実験方法..... 14
4.3　実験結果..... 15
4.4　考察..... 16
第 5 章　実験..... 18
5.1　実験の目的..... 18
5.2　実験方法..... 18
5.3　実験結果..... 19
5.4　考察 1..... 20
5.5　脈波伝播速度..... 21
5.6　市販の血圧計による最高血圧の測定..... 22
5.7　最高血圧の推定式の考案..... 23
5.8　推定式の検証..... 25
5.9　考察 2..... 27

第 6 章　むすび. 31
参考文献. 32
付録. 33
謝辞. 35

第 1 章　はじめに

1.1　研究背景

現在，高齢化社会が進み 2011 年では日本の総人口の 23.3%が 65 歳以上となっている．高齢者は動脈硬化，心筋梗塞，脳卒中など様々な病気にかかりやすく，健康面でも問題視されている．そのため，日々の健康管理を自分で簡易的に計測できれば，身体の健康状態を常に把握することができ，病気の早期発見にもつながるものと考えられる．ここで我々は，音響センサであるマイクロホンを用いて，人間の生体情報である脈波を計測する計測器の開発を試みた．

マイクロホンは可聴音域(20～20kHz 程度)の情報のみが利用され可聴音域外の情報は排除され利用されていない．そのため，これまでに可聴音域外の 20Hz 以下の微小な圧力変動である心拍や呼吸などの生体情報や，火災や地震に伴う圧力変動を計測し，これらを活用したシステムをいくつか提案してきた[1][2].

最近の研究では，マイクロホンを用いて，脈波，呼吸，いびき，体動を計測するベッドセンシング方法で生体情報の計測を行なっていた．ここでは，マイクロホンをエアクッションの中に入れ，頭を載せることでクッション内の圧力変化から生体情報を取得するものである．しかし，従来の形式ではマイクロホンを使用することによるコスト面の問題や，エアクッション等のデバイスが必要不可欠であることが挙げられる[3].

1.2　過去に行なった研究

1.2.1　浴室型計測器

日常生活で起きる事故の中では，交通事故よりも家庭内事故による事故死が多発している．特に浴室で起こる事故がきわめて多いとされており，主に高齢者や幼児に多くみられる．浴室内で起こる事故には，入浴時の溺死や転倒による打撲などがあり，事故の件数は年々増加している．そこで，浴室事故の多発や早期発見に伴い，浴室内による計測方法を提案した．身体の心拍を計測するために，低周波マイク EM156S5A と自作した圧電セラミックセンサを用いた．浴室における生体計測としては，浴槽内と洗い場の 2 箇所での計測が考えられる．

浴槽内での計測は，低周波マイクを設置した浴槽用枕を使用した．過去の研究とは異なり，浴槽用枕を使用することで浴槽内にセンサ本体を沈める必要がなくなり，センサ内への水の浸入などの不安がなくなる．また，本研究で使用する浴槽用枕内は空洞のため，この中を綿で満たし，枕の裏側をビニールで覆うことで柔軟性を与える．これにより，浴槽用枕を設置する際に浴槽と隙間なく合わさることができる．

洗い場での計測は，自作した圧電セラミックセンサを設置したスノコを使用した．このセンサは，圧電素子が過度の圧力に耐えられるようポリカーボネイト円環の中に圧電素子を入れ，ステンレス円板とアルミ円板で挟み加工したものである．この際，圧電素子はステンレス円板側に接着する．これにより，内部の圧電素子は破損せず，人が乗っても丈夫で安全な構造となっている．

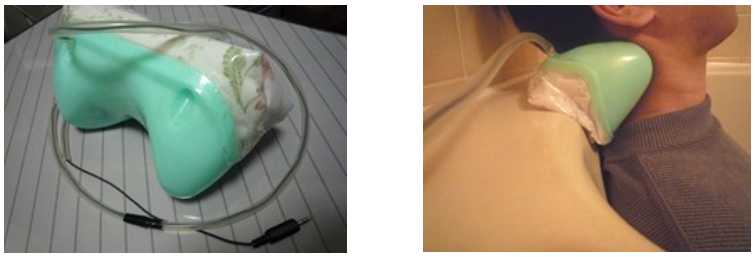


Fig. 1　Measurement system of bathtub

Fig. 2　Measurement system of washing place

1.2.2　携帯電話型計測器

携帯電話の使用率増加により，ユビキタス生体モニタリングシステムを実現するために携帯電話による計測方法を提案した．指向性マイクロホンをセンサとし，Fig. 3 に示すように手で持つことで計測を行なう．

Fig. 3 に指向性マイクロホンを設置した携帯電話型生体計測器を示す．150mm×65mm×23mm の大きさの携帯電話モデルに 2 つの指向性マイクロホンを設置した．マイクロホン#1 は携帯電話を持ったときに自然と親指が接触する場所に設置し，マイクロホン#2 は，通話ができるように通常の場所に設置した．通話用マイクの位置にマイクロホン#2 を置くことにより，ここからも生体信号を計測することが可能となる．

計測方法としては，親指でマイクロホン#1 を覆っている可撓性をもつフィルムを軽く押さえることで，指先の圧力脈波を計測することができる．これにより，市販のパルスオキシメーターのように指先を挟む等の行為をする必要がなくなる．そして，マイクロホン#2 は首付近の頸動脈や衣服の上の胸に当てることで，脈波や心拍を計測できる．つまり，携帯電話 1 つにマイクロホンを 2 つ搭載するだけで，様々な計測を行なえる．

また，これら 2 つのマイクロホンを同時に抑えることで，二箇所の脈波を同時に計測することができる．この計測方法を活用することで，首から指先まで，心臓から指先までの脈波の到達時間差や，脈波の伝搬速度を求めることが可能となる．これにより，血流の流れや血圧などの高度な生体情報を導くことにつながると考えられる．

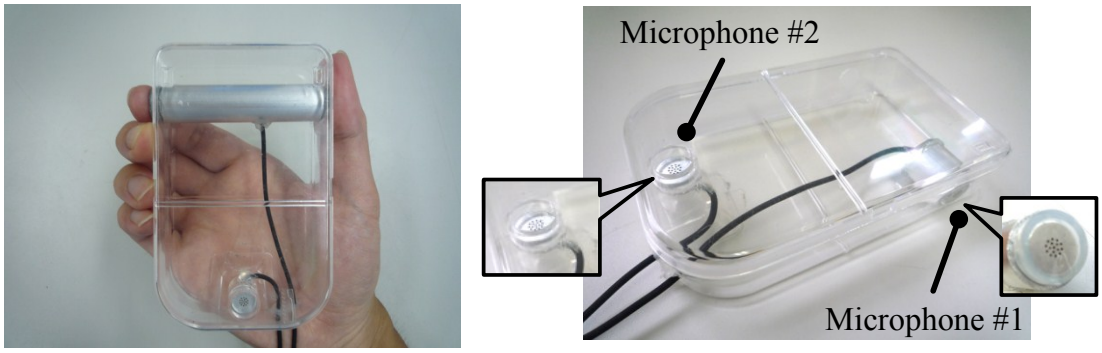


Fig. 3　Instrument type mobile phone

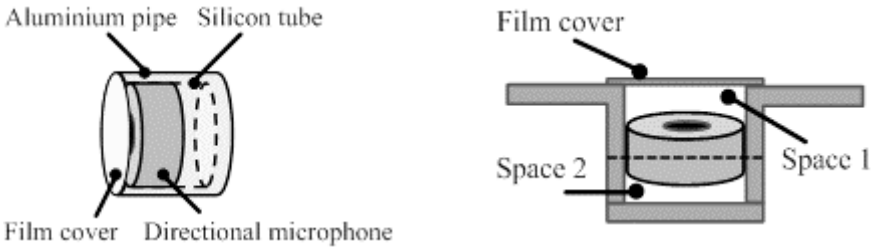


Fig. 4　Structure of the Directional microphone #1 and #2

1.3　本研究の目的

これらの研究は，様々なセンサを用いてあらゆる状況下での測定方法について検証してきた．どれも，従来とは異なる方法を提案して検証したが，どの方法でも人間の生体情報(脈波，心拍，呼吸，体動)を計測するのは可能であった．しかし，浴室用では浴室用品(浴槽用枕，スノコ)が必要であり，計測に多少の手間がかかる．また，携帯用では計測器としては小型化されたが，指先をセンサに押し当てて計測するため，脈波が安定しないという問題点が挙げられた．

そこで本研究では，過去に行なってきた研究をもとに，センサとして安価な指向性マイクロホンを用いた簡易型脈波計測器の開発を目指し，その実用性について検証する．ここでは，指先の指尖脈波と首付近の頸動脈を計測目標とする．また，頸動脈から指先までの脈波の到達時間差などの情報を取得し，血圧などの新たな情報の取得についても考案する．

第 2 章　脈波について

2.1　脈波

脈波とは，血液が心臓の収縮により大動脈に押し出された時に発生した血管内の圧力変化が末梢方向に伝わっていく時の波動のことである，この波動による血管内の圧力変化を捕らえたものが圧脈波であり，血管の容量変化を捕らえたものが容量脈波であり，病院では主に，心臓疾患や末梢動脈疾患の診断に用いられる．

2.2　指尖脈波

指尖脈波とは，心臓から押し出された血液が手の指先で脈動として感じられるもので，心拍のリズムと同調している，

2.3　頸動脈

頸動脈とは，頭頸部に血液を送る主管となる動脈管であり，左・右総頸動脈から始まる．総頸動脈は外頸動脈と内頸動脈とに分かれるが，外頸動脈は頭と顔の外面，および頸部の大部分に分布し，内頸動脈は眼窩内と頭蓋腔内の大部分の組織に分布する．

2.4　脈波計

脈波を計測するために脈波計が用いられる．脈波計には光電式と圧電式があり，主に光電式が主流となっている．光電式脈波の検出には，透過式と反射式がある．透過式は発光部と受光部の間に測定部位を挟む方式で，指尖部や耳たぶから測定できる．反射式は測定部位に貼り付ける方式であり，測定は任意の場所を選べる特徴がある．血中ヘモグロビンは，ある波長帯の光に強い吸収スペクトルを持っていて，この波長帯の光を照射した時の生体の透過光や反射光は，血管の容量変動に伴い変化するヘモグロビン量に応じて変化するので，この透過光や反射光の強度を電気信号に変えて脈波を検出する．

また，圧電式脈波計は圧電素子により圧力波を測定するものであり，動脈上に圧電センサを押し付けて非観血式に脈波を計測する方式である，

本研究では，光電式の脈波計であるパルスオキシメーターを使用する．

第 3 章　計測システム

3.1　指向性マイクロホン

3.1.1　指向性マイクの仕組み

使用するマイクロホン(Fig. 1)は，直径 10mm，厚さ 5mm の指向性マイクロホン EM114(株式会社プリモ，東京)である．これは，8kHz 付近の共振周波数，4kHz 付近のカットオフ周波数によるハイパスフィルタの周波数特性を持ち，100Hz～20kHz の周波数範囲内の圧力を検出する．

Fig. 6 に示すように, 指向性マイクロホンは前後に 2 つの圧力検出ポート Front port と Back port を持つ．そのため，マイクロホンの側面側から音が伝わる場合，Fig. 7 に示すように前後のポートを通じて Electret film を前後から押すため，Electret film が振動しにくくなり，感度が低くなる．また，音が前後から伝わる場合，前後のポートから Electret film に到達するまでの時間差があるため，Electret film には大きな圧力が作用する．よって，マイクロホンの前後からの音の感度は高く，側面からの感度を低くすることで，このマイクロホンは指向性となる

また，この指向性マイクロホンは背面側のポートを塞ぐことで，低周波成分を取得する低周波マイクロホンの特性をもつ．指向性マイクロホンの周波数特性を Fig. 8 に示す．これより，生体信号として脈波，呼吸，頸動脈，心拍などの低周波成分を計測するのに適していると考えられる．

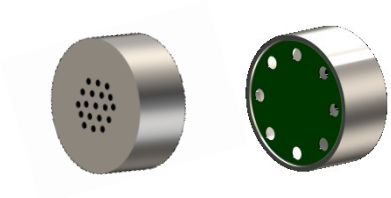


Fig. 5　Directional microphone

Table1　Electrical specifications of directional microphone

Directional Characteristic	Bi-directional
Sensitivity	-50dB ± 3.5dB at 1kHz
Impedance	1.0kΩ ± 30% at 1kHz
S/N Ratio	above 62dB at 1kHz

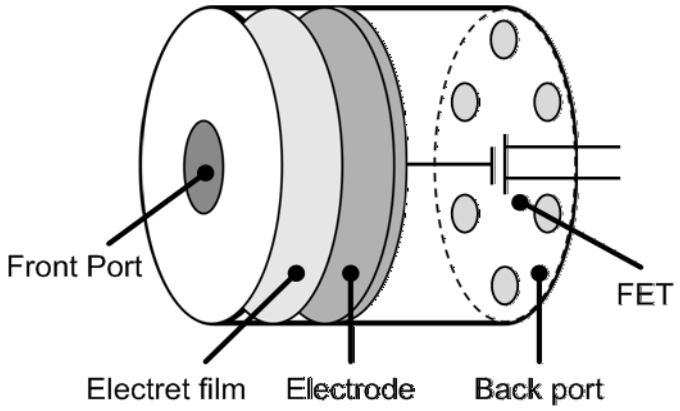


Fig. 6 Structure of the Directional microphone

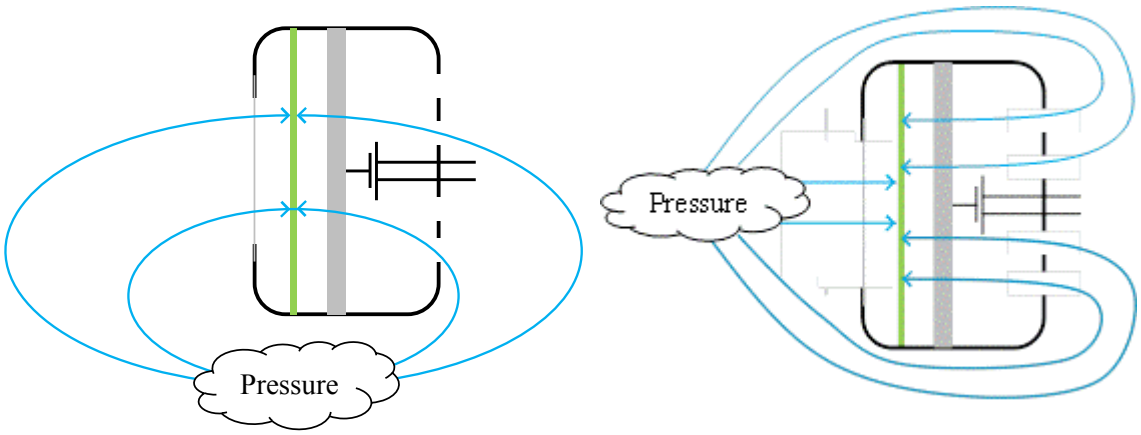


Fig. 7 Propagation of the sound of the Directional microphone

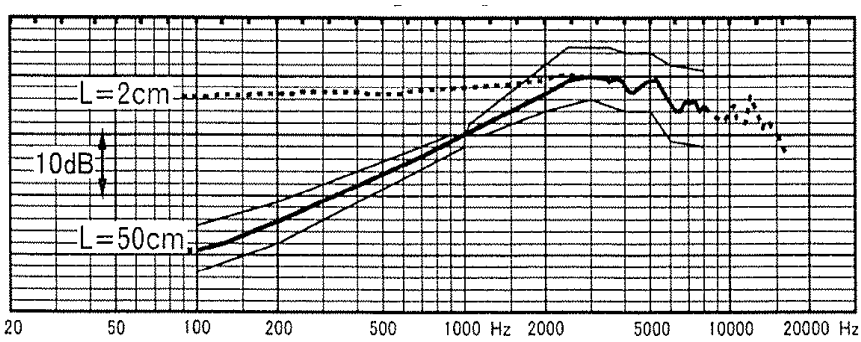


Fig. 8 Frequency characteristics of the Directional microphone

3.2　指向性マイクを用いた計測器の作製

3.2.1　指先の指尖脈波用

Fig. 9 に指向性マイクロホンを設置した脈波計測器を示す. 計測器の作製には, 直径 7.5cm, 高さ 5.2cm の丸型プラスチックをモデルとし，2 つの指向性マイクロホンをセンサとして設置した．今回使用したセンサは，指尖脈波計測用をマイクロホン#1，頸動脈波計測用をマイクロホン#2 とする．

マイクロホン#1 は Fig. 10 に示すように，ゴムチューブの一端に隙間なく挿入し，裏側から外の圧力が周りこまないように背面を塞いだ．ゴムチューブのもう一端側も塞ぎ，ゴムチューブ内を密閉状態とした．そして，指尖脈波を計測するために，中指が入る程の大きさの輪を作り，自然と指に密着するようにした．

Fig. 9　Made pulse wave measuring instrument

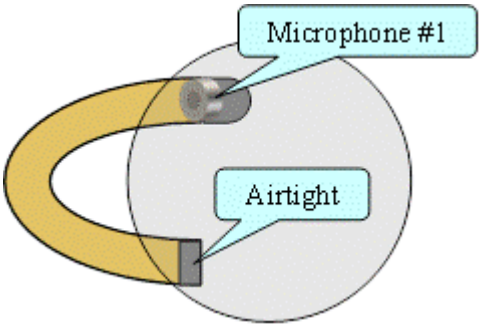


Fig. 10　Method of setting up microphone #1

Fig. 11　Method of measuring fingertip pulse wave

3.2.2　首付近の頸動脈波用

次に，マイクロホン#2 は Fig. 12 に示すように，モデル内にマイクロホン#1 とは異なる空間を作り，その中に設置した．空間を別にすることで，マイクロホンは互いに干渉することなく，それぞれ目的の脈波信号を計測することが可能となる．

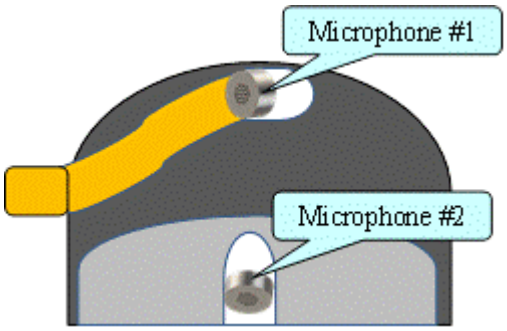


Fig. 12　Method of setting up microphone #2

Fig. 13　Method of measuring neck near the carotid

計測方法としては，Fig. 11 のようにパソコンのマウスを握る感覚で，計測器を握り，マイクロホン#1 を覆っているゴムチューブの輪に中指を入れる．これにより，指先の圧力脈波の動きを圧力変化として簡易的に指尖脈波を計測することができる．

そして，Fig. 13 のように計測器を持ち, 首付近の頸動脈や衣服の上の胸に当てることで，頸動脈波や心拍を計測することが可能となる．

また，これら 2 つのマイクロホンを用いて，異なる二箇所の波形を同時に計測することができる．この計測方法を活用することで，首から指先まで，心臓から指先までの脈波の到達時間差や，脈波の伝搬速度を求めることが可能となる．これにより，血流の流れや血圧などの高度な生体情報を導くことにつながると考えられる．

第 4 章　検証実験

4.1　実験目的

作製した脈波計測器の性能評価をするために，パルスオキシメーターを用いて，指尖脈波の取得性能の比較を行なった．

4.2　実験方法

Fig. 14 のようにマイクロホン#1 が挿入されているゴムチューブの輪に中指を入れ，パルスオキシメーターを人差し指に付けることで指尖脈波の同時計測を行なった．脈波計測には Sound Engine Free ソフトを使用してパソコンに CSV ファイルをデータとして保存した．

計測時間は 10s，サンプリング周波数は 4000Hz である．

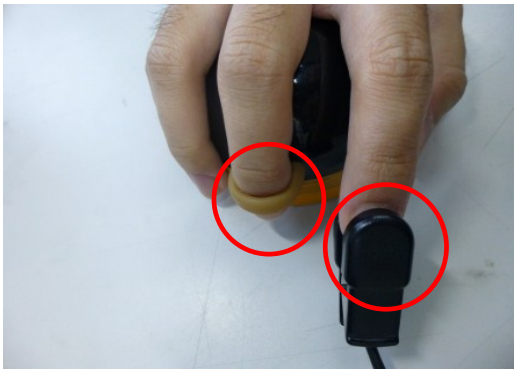


Fig. 14　Experimental landscape

4.3　実験結果

同時測定による指尖脈波の取得波形を以下に示す.

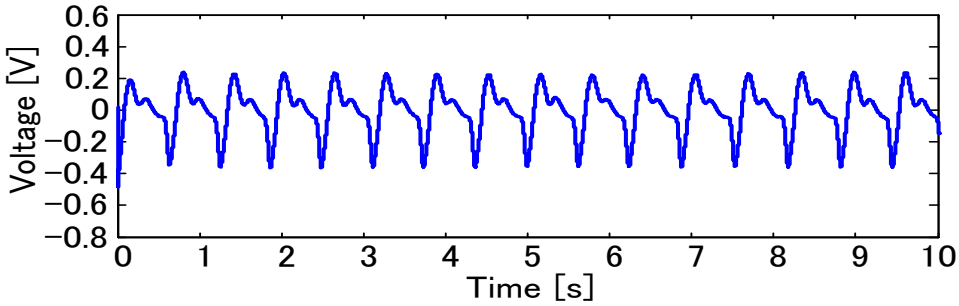


Fig. 15　Fingertip pulse wave by microphone #1

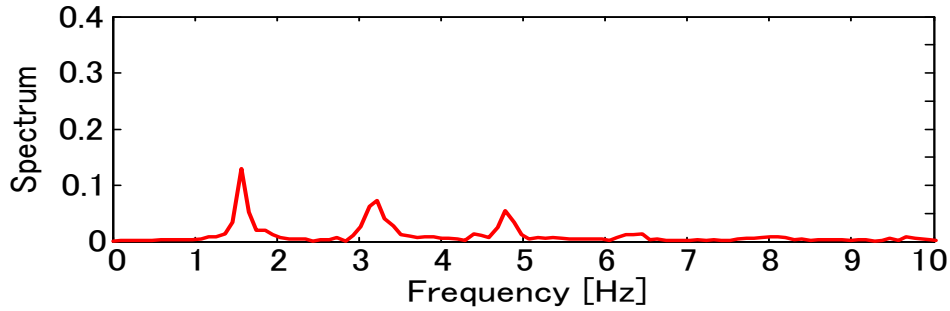


Fig. 16　Frequency of Fingertip pulse wave by microphone #1

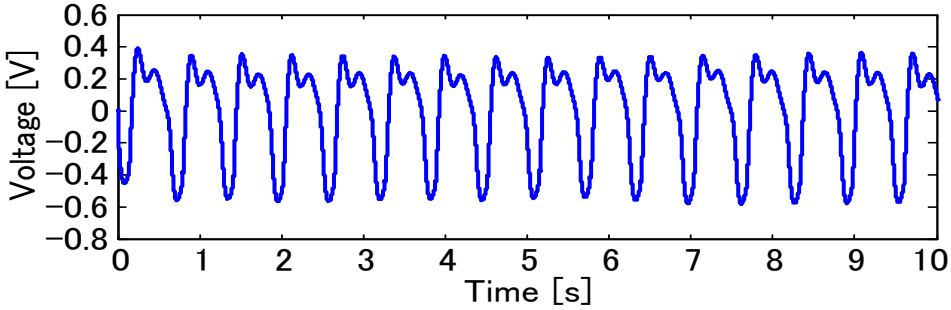


Fig. 17　Fingertip pulse wave by Pulse Oximeter

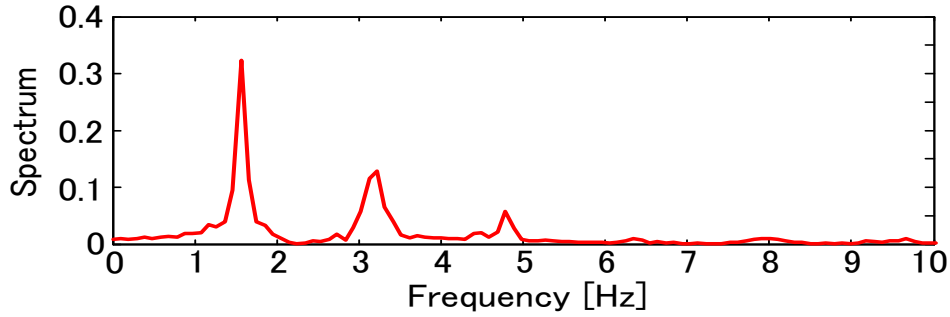


Fig. 18　Frequency of Fingertip pulse wave by Pulse Oximeter

4.4　考察

計測器を用いて指先の指尖脈波を計測したところ，計測器では 10 秒間で 16 回，パルスオキシメーターでも 16 回の脈波を計測できた．これにより，作製した計測器による脈波の計測回数は正しいことが確かめられた．

次に，脈波を計測する上で，脈波のピーク値による時間間隔の比較を行なった．Fig. 19 に心電図で計測される心拍の波形モデルを示す．心電図をとる際，心臓は通常規則正しく脈を打っていて，1 拍のうちに P，Q，R，S，T といった様々な波を含んでいる．なかでも最も大きなピーク値である R 波の間隔が R-R 間隔(R-R interval)であり，ひとつの脈の速さを意味する時間である．

同様に，脈波波形での 1 拍ごとのピーク値による時間間隔の検出を試みた．しかし，脈波波形は常に安定せず最高値は乱れているため，最高値によるピーク値の時間間隔は誤差が生じてしまう．そのため，脈波による 1 拍ごとのピーク値間隔は Fig. 20 に示すように波形の最低値をピーク値とし，時間間隔を比較した．

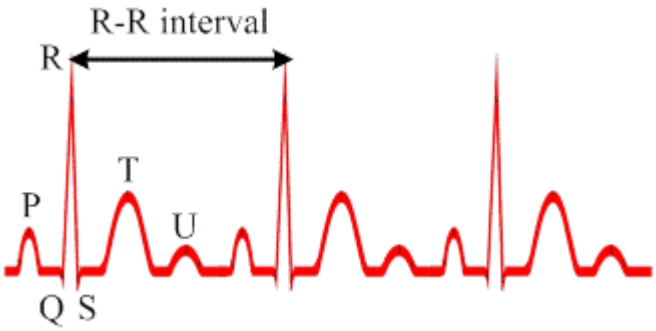


Fig. 19　Definition of the R-R interval

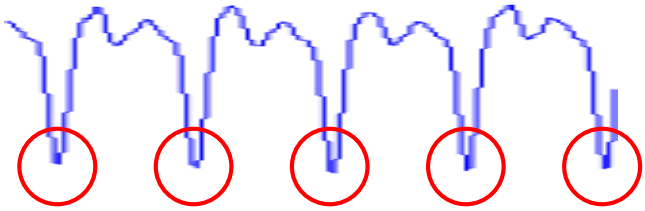


Fig. 20　Interval of the pulse wave

今回の実験から，それぞれの脈波の 1 拍ごとのピーク値による時間間隔を求め，その時間を比較すると以下のような結果が得られた．

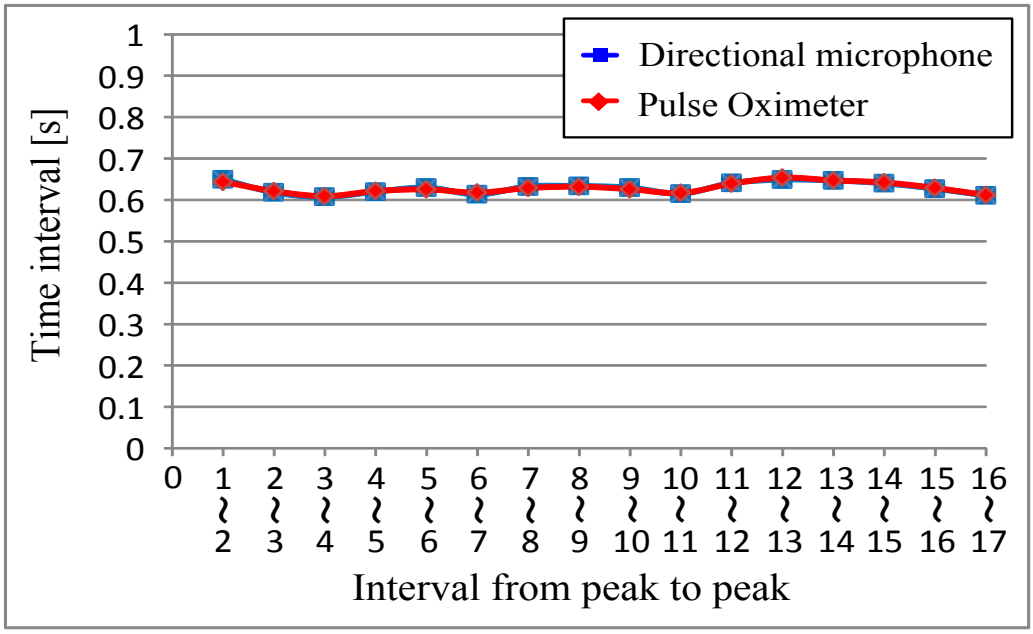


Fig. 21　The time difference from peak to peak

Fig. 21 に示すように，計測器とパルスオキシメータで一拍ごとの脈波の時間間隔を比較したところ，最大誤差は 0.00575s，最小誤差は 0s となり，ほぼ同じ値の間隔になった．これにより，脈波成分を計測するのに作製した計測器の性能は高いと考えられる．

健康な人でも R-R 間隔は常にごく微妙な変化(ゆらぎ)をしている．これを R-R 間隔変動といい，このゆらぎから緊張や不安といった交感神経系や副交感神経系に関係する情報を得ることにつながるとされている．心臓の動きそのものではなく，脈拍などの血管の運動を測定することで，間接的に R-R 間隔と対応する時間情報を得ることが可能である[4].

第 5 章　実験

5.1　実験目的

作製した計測器を用いて，脈波の 2 点間同時測定を行なう．その結果から，2 つの脈波の到達時間差を確認し，脈波伝搬速度を求める．また，実験で得られた結果から最高血圧を推定する式を考案する．

5.2　実験方法

本研究の計測器を用いて指尖脈波と頸動脈波を同時に計測し，その後，市販の血圧計で被験者の血圧を測定した．そして，2 点間の脈波到達時間差を確認し，被験者の首から指先までの長さ(距離)を測り，脈波伝播速度を求めた．脈波計測には Sound Engine Free ソフトを使用してパソコンに CSV ファイルをデータとして保存した．また，比較した血圧計は，オムロンデジタル自動血圧計 HEM-7051 (Fig. 23)である．

最初は 20 人の被験者で検証し，最高血圧の推定式を考案する．その後，30 人の被験者を増やし，推定式の確実性について検証した．

計測時間は 10s，サンプリング周波数は 4000Hz である．

Fig. 22　Method of measuring neck near the carotid

Fig. 23　Sphygmomanometer

5.3　実験結果

2 点間同時測定による指尖脈波と頸動脈波の出力波形を以下に示す.

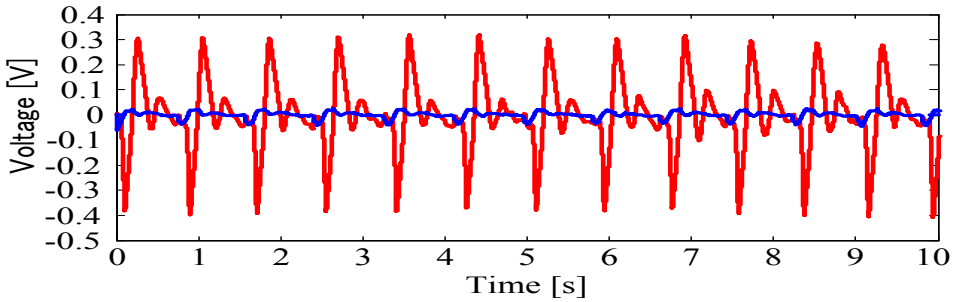


Fig. 24　Fingertip pulse wave and Neck near the carotid

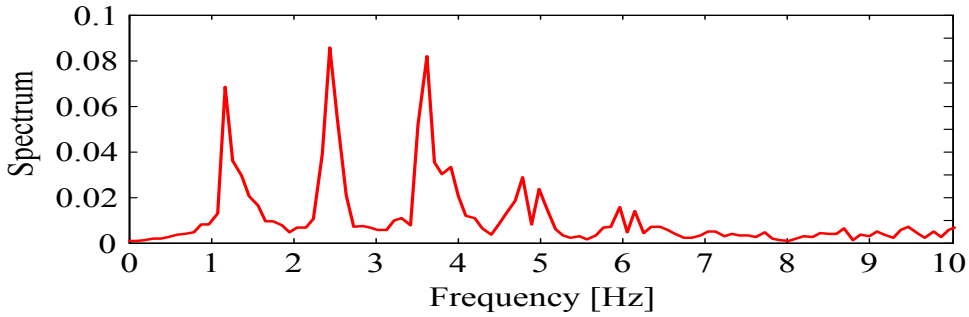


Fig. 25　Frequency of Fingertip pulse wave

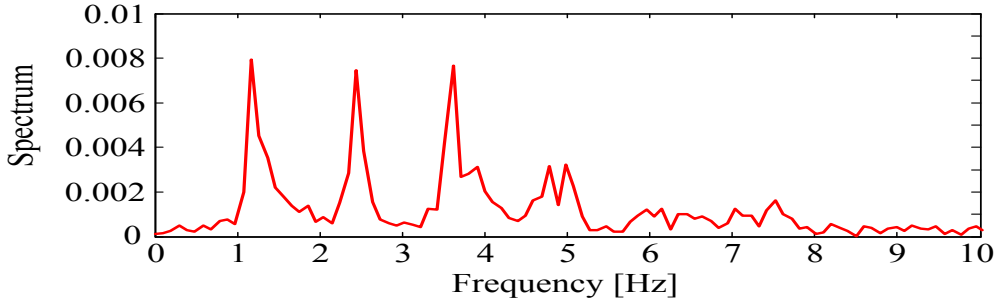


Fig. 26　Frequency of Neck near the carotid

Fig. 24 において，赤い波形が指尖脈波，青い波形が頸動脈波である．Fig. 25 は指尖脈波のスペクトル解析，Fig. 26 は頸動脈波のスペクトル解析の結果である．頸動脈波の出力波形は指尖脈波よりも小さいが，必要な情報は到達時間差であるため，脈波のピーク値が分かればよい.

5.4　考察 1

Fig. 27 は，同時に計測した指尖脈波と頸動脈波を示している．指先では 10 秒間で 12 回，頸動脈でも 12 回の脈波を計測できた．人間の体内で血液は心臓から流れ始め，頸動脈，指先の順に流れている．そのため，頸動脈の波形が指の波形よりも先に出力されていることが，Fig. 27 から確認できる．

また，Fig. 27 のある区間 3～6s 間を拡大し，2 つの波形を比較したところ，時間差があることが確認された．ここでは，指先と頸動脈の時間差 Δt は，約 0.1045s の遅れがあることわかった．

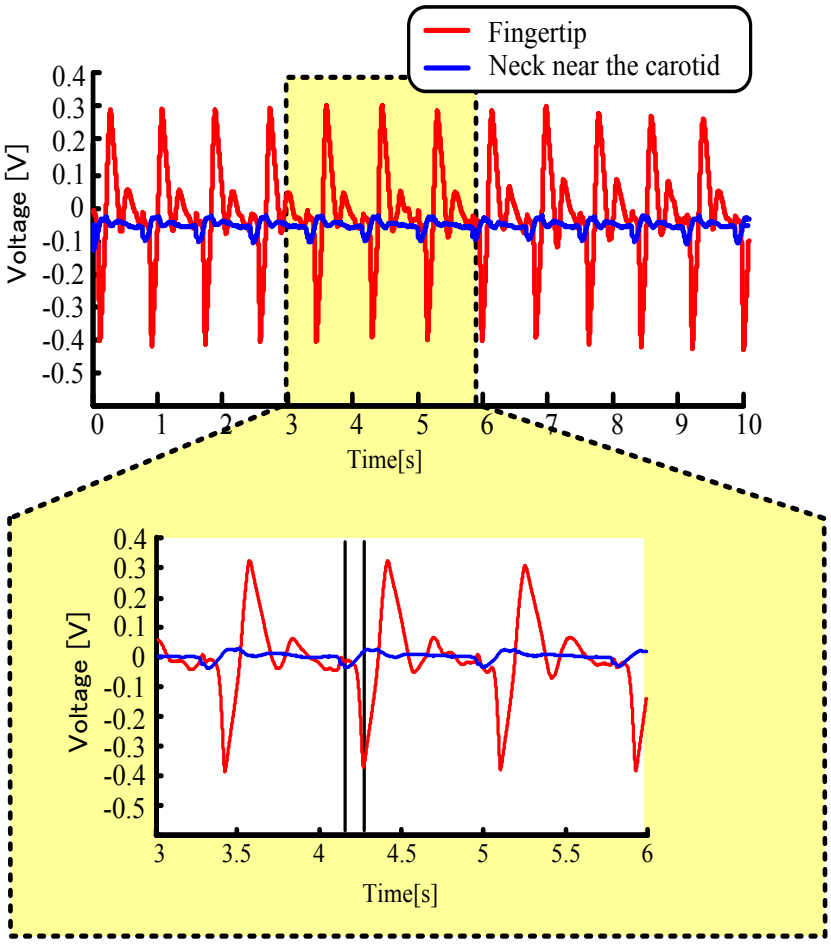


Fig. 27　The time difference between Fingertip pulse wave and Neck neat the carotid

5.5　脈波伝播速度

脈波伝播速度は，心臓の拍動（脈波）が動脈を通じて手や足にまで届く速度のことでる．脈は波のように動脈を伝わり，波は硬い材質のものを伝わる時に速く，柔らかい素材のものを伝わる時にゆっくりと進む．つまり，動脈壁が厚くなったり，硬くなったりすると，動脈壁の弾性力がなくなり，脈波が伝わる速度が速くなる．よって，脈の速さを知ることで脈の伝わる場所，動脈の硬さを量ることができる．また，脈波伝播速度検査のことを PWV 検査といい，動脈硬化の程度を評価する指標となっている．

以下に，脈波伝播速度を求めるための変数を示す．

v [m/s]　：脈波伝播速度
Δt [s]　：頸動脈で表れるピーク時間と指尖脈波で表れるピーク時間の差
L [m]　：頸動脈の計測場所から指先までの長さ

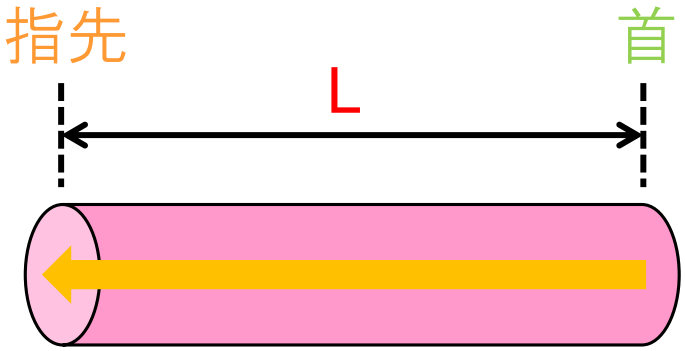


Fig. 28　Mechanism of pulse wave velocity

$$v = \frac{L}{\Delta t} \tag{1}$$

5.6　市販の血圧計による最高血圧の測定

今回の実験では，最初に 20 人の被験者で測定を行なった．20 人それぞれ 2 点間同時測定を行ない，市販の血圧計で血圧を測定した．そして，2 点間の脈波到達時間差を確認し，脈波伝播速度を求めた．

以下に，測定によって得られた結果，脈波伝播速度，脈波到達時間差を示す．

Table2　Measurement result by 20 subjects

	最高血圧 (mmHg)	脈拍数 (bpm)	距離 (m)	時間差 (s)	脈波伝播速度 (m/s)
1	109	74	0.87	0.107	8.164
2	112	66	0.8	0.083	9.694
3	147	80	0.93	0.107	8.670
4	129	79	0.85	0.117	7.287
5	147	81	0.84	0.081	10.341
6	111	72	0.87	0.112	7.763
7	141	86	0.84	0.100	8.413
8	127	75	0.84	0.088	9.573
9	116	60	0.8	0.100	7.964
10	115	74	0.87	0.121	7.201
11	99	67	0.78	0.144	5.415
12	135	74	0.92	0.081	11.378
13	118	68	0.84	0.081	10.389
14	122	88	0.9	0.109	8.229
15	108	85	0.87	0.121	7.191
16	117	71	0.84	0.114	7.379
17	119	78	0.89	0.116	7.695
18	121	69	0.88	0.129	6.835
19	121	69	0.88	0.090	9.726
20	108	64	0.83	0.076	10.993

この 20 人の中には計測日は異なるが同じ被験者も含まれている．しかし，人間の血圧は毎日変化しているため，計測データとして問題はないと考えられる．

5.7　最高血圧の推定式の考案

ここで得られた 20 人の被験者の結果をもとに，最高血圧の推定を試みた．推定最高血圧を P とし，計測で得られる値は以下のように

P [mmHg]　：推定最高血圧
Δt [s]　：頸動脈で表れるピーク時間と指尖脈波で表れるピーク時間の差
L [m]　：頸動脈の計測場所から指先までの長さ
f [Hz]　：1 秒間での脈波数

とする．今回，20 人の計測結果を基に推定最高血圧を求める式をいくつか考案し，それぞれ比較した結果，以下の式が一番近い値になった．

$$\mathrm{P} = 5.95\left(\frac{fL^2}{\Delta t}\right) + \left(\frac{1000}{3}\Delta t + 47.13\right) \tag{2}$$

以下に，血圧計による最高血圧と推定式による最高血圧の比較を示す．

Table3　Comparison of systolic blood pressure

	最高血圧（mmHg）	推定最高血圧(mmHg)	誤差
1	109	120	−11
2	112	114	−2
3	147	132	15
4	129	118	11
5	147	133	14
6	111	117	−6
7	141	127	14
8	127	124	3
9	116	104	12
10	115	117	−2
11	99	103	−4
12	135	139	−4
13	118	122	−4
14	122	133	−11
15	108	123	−15
16	117	113	4
17	119	123	−4
18	121	113	8
19	121	123	−2
20	108	120	−12

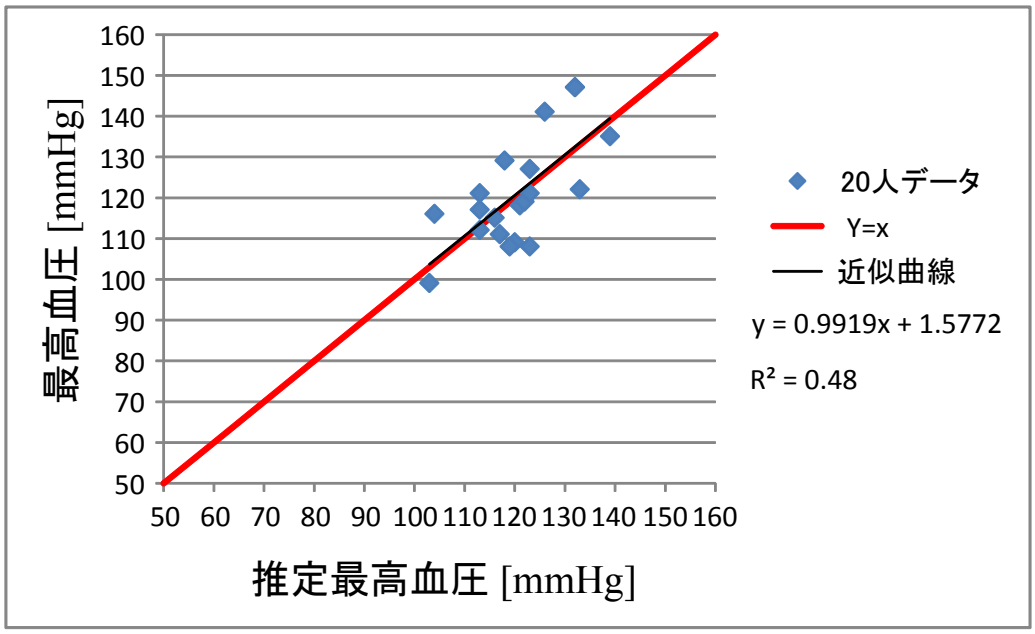


Fig. 29　Comparison of systolic blood pressure of 20 subjects

Fig. 29 は，x 軸を推定式による最高血圧，y 軸を血圧計による最高血圧としグラフ化したものである．そのため，結果の理想はデータ点が y=x の直線上にのることである．今回の 20 人のデータからは全体として右上がりの傾向が見られ, 近似曲線も傾きが 0.99 となり y=x に近い直線になった．また，決定係数も 0.48 となった．

5.8　推定式の検証

次に推定式を用いて，さらに 30 人の被験者を計測して推定式の確実性について検証した．以下に，合計 50 人の被験者で検証を行なった最高血圧の比較結果を示す．また，新たに増やした 30 人の中にも計測日は異なるが同じ被験者も含まれている．

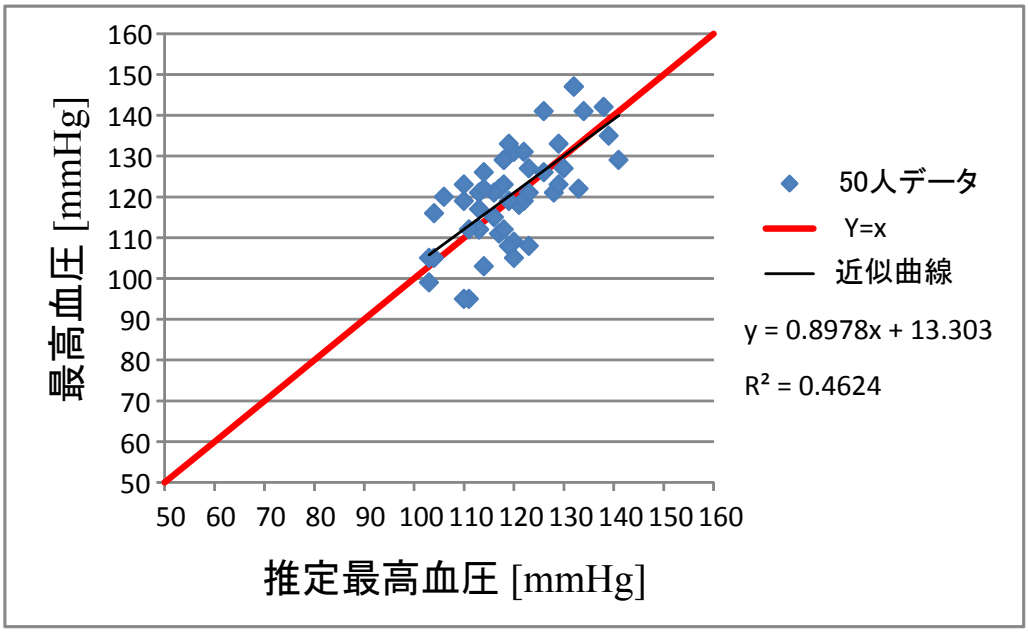


Fig. 30　Comparison of systolic blood pressure of 50 subjects

検証の結果は先程と同様に，データ数を増やしても右上がりの傾向が見られ，近似曲線も y=x に近い直線になった．近似曲線の傾きは 0.89，決定係数は 0.46 である．

しかし，データ点は右上がりの傾向があり，直線状付近に固まってはいるが，ばらつき(誤差)が生じる結果となった．

以下に，測定した 30 人の被験者の計測結果を示す.

Table4　Measurement result by 30 subjects

	最高血圧（mmHg）	推定最高血圧(mmHg)	誤差
21	95	111	−16
22	105	103	2
23	105	104	1
24	123	110	13
25	131	121	10
26	142	138	4
27	141	134	7
28	133	119	14
29	122	118	4
30	126	114	12
31	121	116	5
32	129	118	11
33	105	121	−16
34	121	129	−8
35	112	118	−6
36	126	127	−1
37	120	106	14
38	119	111	8
39	119	119	0
40	95	111	−16
41	133	129	4
42	123	118	5
43	123	129	−6
44	127	130	−3
45	131	122	9
46	129	141	−12
47	112	113	−1
48	112	111	1
49	103	114	−11
50	122	114	8

5.9　考察 2

ここで，50 人の被験者の結果より，推定最高血圧と血圧計の値を比較した所，誤差が±10mmHg 以下の人が 30 人，±10mmHg 以上の人が 20 人であった．人間の血圧は常に変化し続けていて，「少しの運動」や「精神状態」，「ストレス」などで常に変化してしまう．実験方法からも，計測器による測定を行なった後に血圧計の測定をしたため，ここに多少の時間差が生じてしまう．そのため，今回は，Fig. 31 の円内の被験者のような，血圧計との誤差が±10mmHg 以内の人は誤差範囲内の値であると考える．

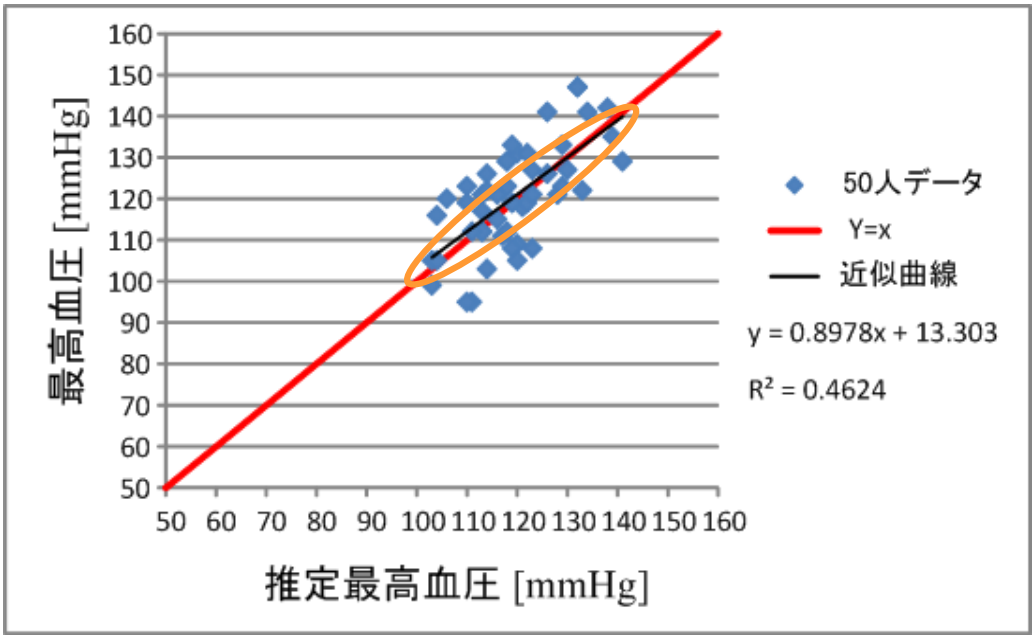


Fig. 31　Comparison of systolic blood pressure of 20 subjects

次に Fig. 32 の 2 つの円内の被験者のように誤差が±10mmHg 以上ある 20 人を検証した所，高血圧者が 8 人，低血圧者が 6 人，不整脈者が 1 人存在していることが判明した．血圧値を比較した所，高血圧者は血圧計よりも-10mmHg 以上，低血圧者と不整脈者は+10mmHg 以上の誤差が確認された．

これにより，推定最高血圧を血圧計の値に近づけるために，高血圧者には推定式からの計算値に+10mmHg，低血圧者，不整脈者は-10mmHg とし，その誤差を補正した結果を推定最高血圧とした．

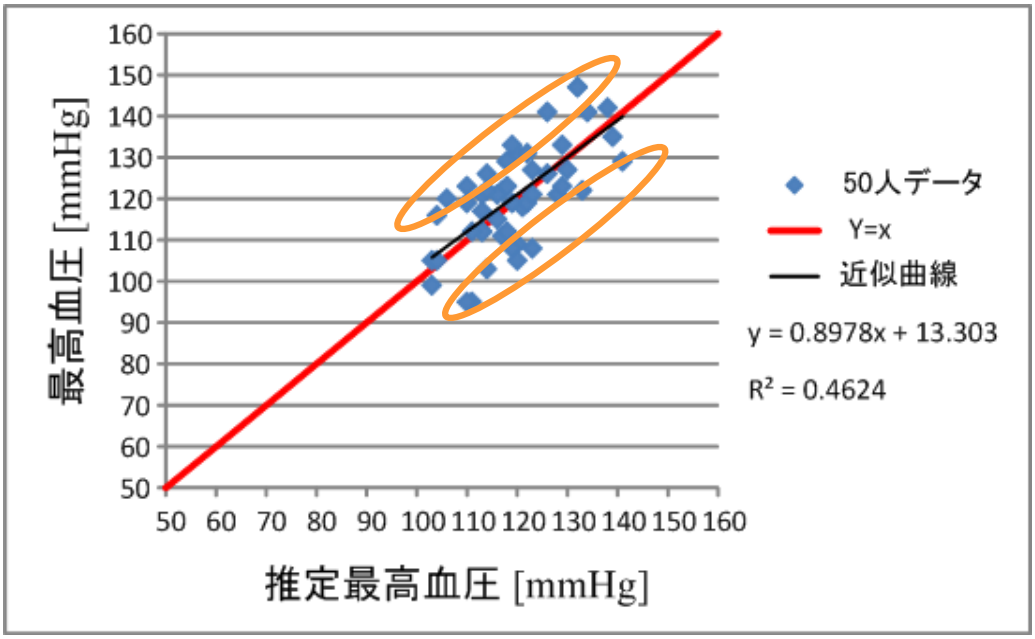


Fig. 32　Comparison of systolic blood pressure of 50 subjects

Table5　Systolic blood pressure and the characteristics of the subjects estimated

	最高血圧 (mmHg)	推定最高血圧(mmHg)	特徴
1	109	120	低血圧者
2	147	132	高血圧者
3	129	118	
4	147	133	高血圧者
5	141	127	高血圧者
6	116	104	高血圧者
7	122	133	不整脈者
8	108	123	低血圧者
9	108	120	
10	95	111	低血圧者
11	123	110	高血圧者
12	131	121	高血圧者
13	133	119	高血圧者
14	126	114	
15	129	118	
16	105	121	低血圧者
17	120	106	高血圧者
18	95	111	低血圧者
19	129	141	
20	103	114	低血圧者

Fig. 33 のグラフが推定式からの計算値に誤差を補正した結果である．Fig. 32 と比較してもデータ点が y=x 線上付近に固まり，近似曲線の傾きは 1.0077，決定係数も 0.78 と 1 に近い値となった．

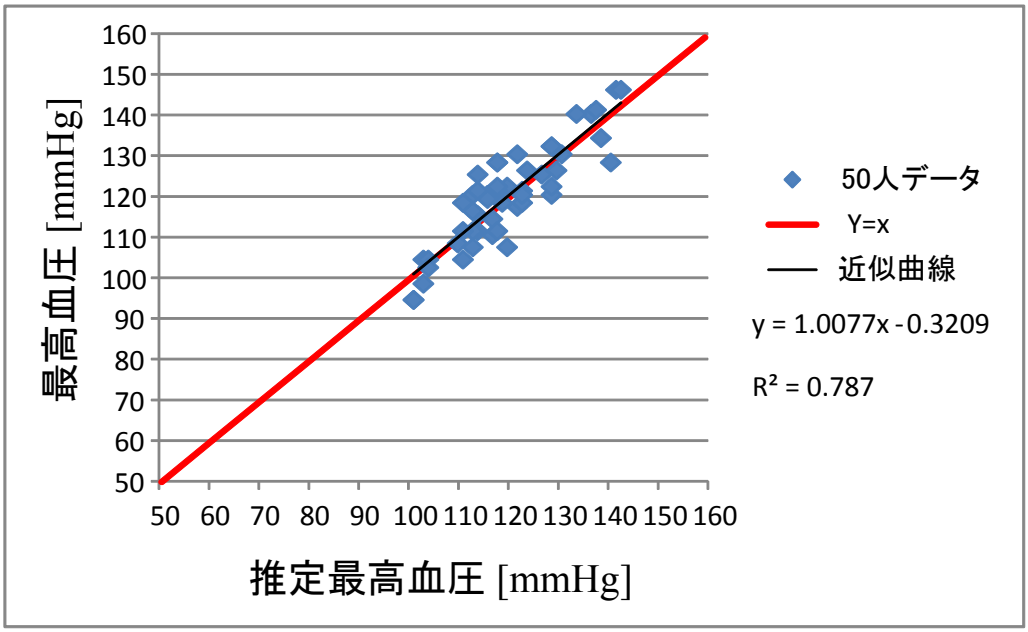


Fig. 33　Correction of the estimated systolic blood pressure

Table6　Systolic blood pressure and the corrected estimated systolic blood pressure

	最高血圧 (mmHg)	推定最高血圧(mmHg)	補正した推定最高血圧(mmHg)
1	109	120	110
2	147	132	142
3	129	118	118
4	147	133	143
5	141	127	137
6	116	104	114
7	122	133	123
8	108	123	113
9	108	120	120
10	95	111	101
11	123	110	120
12	131	121	131
13	133	119	129
14	126	114	114
15	129	118	118
16	105	121	111
17	120	106	116
18	95	111	101
19	129	141	141
20	103	114	104

以上のことより，推定式による推定最高血圧と±10mmHg の誤差補正により，市販の血圧計と近い最高血圧が求められるのではないかと考えられる．

しかし，ここで問題点がいくつかあげられる．

1. 推定式を用いる際に，計測者が高血圧，低血圧だと把握している必要がある．
2. 高血圧者でも血圧が平常値のときもある．
3. 今回誤差範囲内と仮定した人の中にも，高血圧者等が存在する．
4. 高血圧，低血圧以外の人の判別．

などがある．このままでも，ある程度の目安の最高血圧にはなると思うが，これらの問題点を解消できれば確実性が増すと考えられる．

Table7　Systolic blood pressure and the characteristics of the subjects estimated

	最高血圧 (mmHg)	推定最高血圧(mmHg)	特徴
1	109	120	低血圧者
2	147	132	高血圧者
3	129	118	
4	147	133	高血圧者
5	141	127	高血圧者
6	116	104	高血圧者
7	122	133	不整脈者
8	108	123	低血圧者
9	108	120	
10	95	111	低血圧者
11	123	110	高血圧者
12	131	121	高血圧者
13	133	119	高血圧者
14	126	114	
15	129	118	
16	105	121	低血圧者
17	120	106	高血圧者
18	95	111	低血圧者
19	129	141	
20	103	114	低血圧者

また，Fig. 32 のグラフから，推定式によって高血圧者グループ，低血圧者グループ，平常者グループと 3 つのグループに分けられるのではないかと考えられる．3 つのグループから，それぞれデータ点に当てはまる線形直線が存在すれば，高血圧者用推定式，低血圧者用推定式，平常者用推定式の 3 つの推定式が求められであろう．そのためには，さらなるデータ比較として，被験者の基礎情報(身長・体重等)，計測時間帯などの情報が重要になるのではないかと考えられる．

第 6 章　むすび

本論では，指向性マイクロホンを用いることで，指尖脈波や頸動脈波などの脈波を計測する方法を述べた．今回の検証から，従来のパルスオキシメーターと同等の性能が確認され，2 点間の同時計測などの新たな測定も行なえるようになった．

また，本論の計測により得られる脈波の到達時間差や脈波伝搬速度から，最高血圧などの高度な生体情報が求められるのではないかを検証できた．

最後に，本論の計測器で日々の健康管理を行ない，その情報をネットワーク化して病院に転送するなどができれば，コスト面やユビキタス化が実現できると考えられる．

参考文献

1) T. Ishigaki, T. Higuchi and K.Watanabe : An Information Fusion-Based Multi-Objective Security System with a Multiple-Input/Single-Output Sensor, IEEE Sensor Journal, Vol. 7, No. 5, pp. 734-742, 2007.

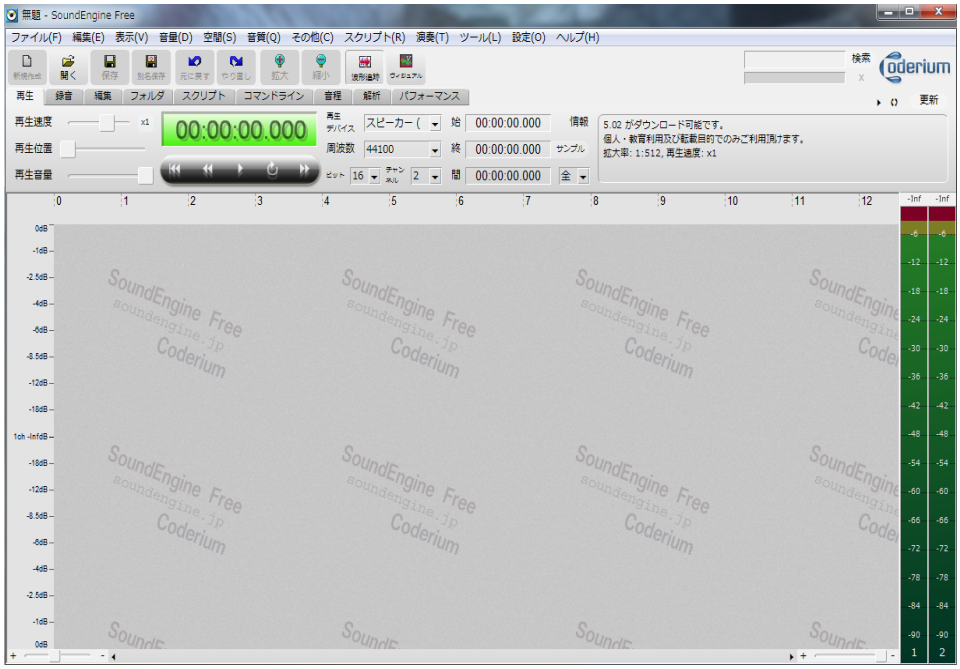
2) H.Watanabe, K.Watanabe : Non-Invasive Sensing of Cardiobilistram, Respiration, Snoring, Body Movement and Coughing of a Patient on the Bed, T.SICE，Vol. 35，pp. 1012-1019，2000

3) K. Watanabe, Y. Kurihara, T. Nakamura and H. Tanaka, “Design of a Low-Frequency Microphone for Mobile Phones and Its Application to Ubiquitous Medical and Healthcare Monitoring, *IEEE SENSORS JOURNAL*, vol. 10, no. 5, pp. 934-941, March 2010.

4) 宮田洋：新生理心理学 1 巻 生理心理学の基礎

付録

(a) Sound Engine Free ソフト



Sound Engine Free は，音楽ファイルからボーカルを除去したカラオケトラックの生成や，携帯用のオリジナル音信音の作成，ボーカロイドで作製した音声ファイルと伴奏ファイルのミックスダウンなど，様々な用途に使えるサウンド編集ツールである．マイク端子にマイクロホンを挿入することで，その情報を CSV ファイルとして保存することが可能であるため，計測後の MATLAB による解析処理が容易である．最大 2 チャンネルまで同時に計測することが可能であり，今回の 2 点間同時測定などの計測にも適していた．また，パソコン 1 台で簡易的に計測することができるため，従来の研究よりも効率が上がった．

(b) パルスオキシメーター（Pulse oximeter）

パルスオキシメーターとは，プローブを指先や耳などに付けて，侵襲せずに脈拍数と経皮的動脈血酸素飽和度（SpO2）をモニターする医療機器である．

プローブは発光部と受光部（センサ）で構成されている．発光部は赤色光と赤外光を発し，これらの光が指先等を透過したものを受光部（センサ）で測定し，正確な心拍を測ることができる．

血液中のヘモグロビンは酸素との結合の有無により赤色光と赤外光の吸光度が異なるので，センサで透過光や反射光を測定して分析することにより SpO2 を測定することができる．（透過光・反射光全体のうち動脈血を透過したものと静脈血や軟部組織を透過したものの区別は，拍動のある成分が動脈血によるものであることを利用する．）また，拍動のある脈波成分より脈拍数を計算している．

謝辞

本研究を進めるにあたり，渡辺嘉二郎教授と小林一行教授には，手厚いご指導をして頂き，大変お世話になりました．特に渡辺嘉二郎教授には研究を進める際に，何度も相談に乗って頂き，計測方法の問題点や改善点など，多くのお力添えを頂きました．この場をお借りして，心より感謝いたします．本当にありがとうございました． また，実験の際に被験者を引き受けてくださった研究室の同期と後輩の皆さんに感謝します.

最後に，不自由なく大学に通わせて頂いた両親に深く感謝します.

平成 25 年 2 月 22 日

藤田　雄史