

就寝中の血圧推定を目的とした多点心弾計測と解析

生体計測工学研究室 2181284 吉田 大祐

(主査：京相 雅樹 教授 副査：森 晃 教授, 和多田 雅哉 教授)

1. はじめに

血圧情報は心疾患リスクとの関連があると言われており、健康管理において重要な生体指標の1つである。日本人の死因別割合として脳血管疾患が第4位となっている^[1](令和3年度)。血管病の最大の危険因子といわれている高血圧は動脈硬化や心筋梗塞等の原因となりうるため早期発見による治療が重要である。また、脳血管疾患などの動脈硬化による循環器系疾患は、高血圧症と関わりが深い事が判明している^[2]。早期発見の手法として、日常からの血圧測定が有効的である。現在、日常的に行える血圧測定はカフによって上腕を圧迫し、動脈血を一時的に止めて行われる。しかし、カフを用いた血圧測定法は連続的に測定出来ないため血圧変化を細かく計測することが出来ない。加えてカフを使用するために装着に手間がかかる事、機器も大きくなる等の多くの問題点が挙げられる。また、夜間高血圧と呼ばれる就寝時に高血圧になる症状は、脳血管疾患との関わりが深い事がわかっている。しかし、就寝時の血圧測定は一般的に普及していない。そのため日常から簡易的に計測でき睡眠時に阻害されることがなく、カフを使用しない無拘束状態での測定が日々検討されている。血圧測定方法として脈波伝搬時間の短縮が血圧上昇と関係性がある事に注目し、推定を行う方法が注目されている。本研究の最終目標は、脈波伝搬時間を用いた無拘束状態での血圧推定システムの構築である。このシステムを用いることで就寝時の連続計測を可能とし、血管疾患の早期発見に繋がると考えられる。本研究では圧電素子で脈波を取得し、脈波伝搬時間から推定した血圧の推定精度について検討を行った。そのため心電図から得られたR波とピエゾセンサで取得した脈波の特徴点から脈波伝搬時間を算出、血圧の推定を行った。今回は先行研究で課題となった脈波ピーク検出精度向上のため計測環境と解析方法の改良を行った。また、計測を長時間行い、脈波計測結果および実測した血圧値を用いて算出した血圧推定パラメータを用いて、脈波から血圧の実測値なしで推定した血圧の評価を行った。

2. 理論

2.1 脈波伝搬時間(pulse-transit-time : PTT)

脈波によって現れる血管壁の振動成分が血管の部位間を移動するのに要した時間のことである。(Fig. 1) 脈波が血管を伝播する速度は、血管の硬さに依存し、硬い血管ほど脈波は速く伝わり、柔らかい血管ほど波は遅く伝わる。血圧が上昇すると血管壁が硬くなるので、脈波の伝播が速くなり、末梢の動脈に脈波が到達する時間が早くなる。血圧が低下すると血管壁が柔らかくなり、末梢の動脈に脈波が到達する時間が遅くなる。そのため血圧の変化が、脈波が血管を伝播する時間の変化となって現れ、血圧と脈波伝搬時間は関連がある。

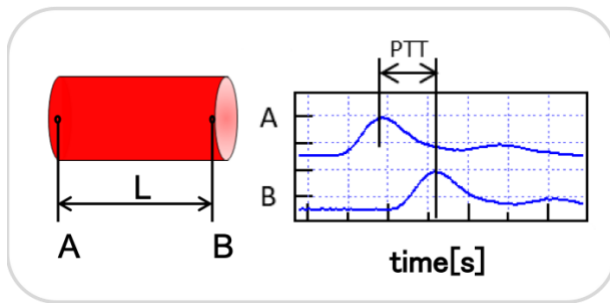


Fig. 1 2点間の血管と PTT

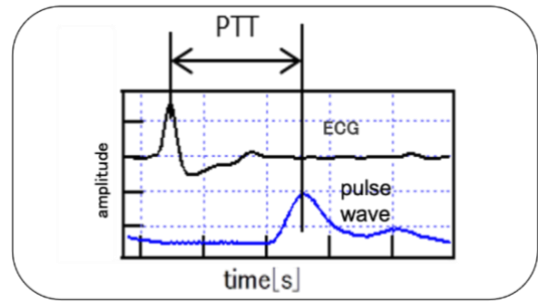


Fig.2 2点間の血管と PTT

脈波伝搬時間の算出方法は2つある。1つ目は心電図のR波と脈波の時間差によって算出する方法である。(Fig.2) 脈波のピークが立ち上がる点を特徴点とすると、強い相関が得られやすいとされている。血圧の上昇に伴い脈波伝搬時間は短縮されるため、負の相関が現れる。2つ目は、2点間の脈波特徴点の時間差を用いる算出方法である。本研究では1つ目の方法を用いる。

2.2 心弾図

ピエゾセンサは振動や圧力などが伝わると電圧が発生する原理から心臓が鼓動する時に生じる血管内の振動成分を容積脈波2回微分した加速度脈波として取得する。

3. 実験方法

3.1 計測装置

本実験では健常者な23~24歳の男性被験者5名を対象にピエゾセンサ、ディスプレイ電極、パルスオキシメータ、上腕式自動血圧計を利用した。ピエゾセンサは村田製作所製の7BB-27-4L0を用いた。ピエゾセンサ、心電図、パルスオキシメータからの光電脈波出力はナショナルインスツルメント製PCI-6350Eを用いてA/D変換を行い、それぞれのサンプリング周波数は500Hz、量子化ビット数を16bitに設定した。

3.2 ピエゾセンサ

強誘電体の一種で、振動や圧力の力が加わると電圧が発生し、逆に電圧が加えられると伸縮する素子である。圧電素子は加速度脈波を取得する。血液が血管壁を押す力より生じる加速度である皮膚表面のひずみを計測している。ピエゾセンサは接触による不快感が低く、衣服の上から脈波の測定が可能である。(Fig.3)

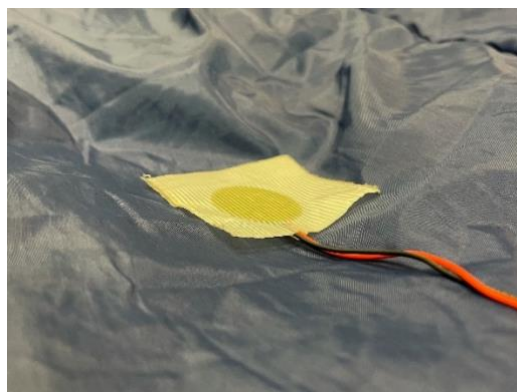


Fig.3 計測環境

3.3 計測手順

3.3.1 被験者条件

被験者は健常成人男性 5 名（平均年齢 24 歳）であり、それぞれ A~E と被験者 ID をつけた。被験者 A,B,C は実験 1 を行い、被験者 D,E には実験 2 を行った。本実験では被験者に計測装置が設置されたベッドの上で第II誘導法とするために右足と左足、右手にディスポーザブル電極、パルスオキシメータを右足の親指、上腕式自動血圧計を右腕に装着した。左右の脚部に合計 6 個のピエゾセンサを設置した。(Fig.4) ピエゾセンサの感度向上のためベッドとの間にマットレスやスポンジを設置することによって、身体とピエゾセンサと密着度を上げるように設置した。

実験 1 では仰臥位で安静時を 1 分間保つ。その後仰臥位のまま片腕を 8℃の冷水に浸けた状態を 1 分間保ち、意図的に血圧を上昇させる。離水後に仰臥位に戻した状態を 4 分間の計 6 分間を連続的に測定する。自動血圧計による血圧値の結果表示が測定開始から約 40 秒程度の間隔表示のため、測定開始から 40 秒前後 10 秒間の計 20 秒間を切り出し各チャンネル 30 分連続で解析を行った。また、自動血圧計の計測部位は右腕上腕、脈波の計測部位は右足のため、血圧計による圧迫は他のセンサで取得したデータに影響を与えないものとして考察をした。

実験 2 では仰臥位で安静時を 1 分間保つ。その後仰臥位のまま片腕を 8℃の冷水に浸けた状態を 1 分間保ち、意図的に血圧を上昇させる。離水後に仰臥位に戻した状態を 4 分間の計 6 分間を 5 回繰り返し計 30 分間の計測を連続的に測定する。

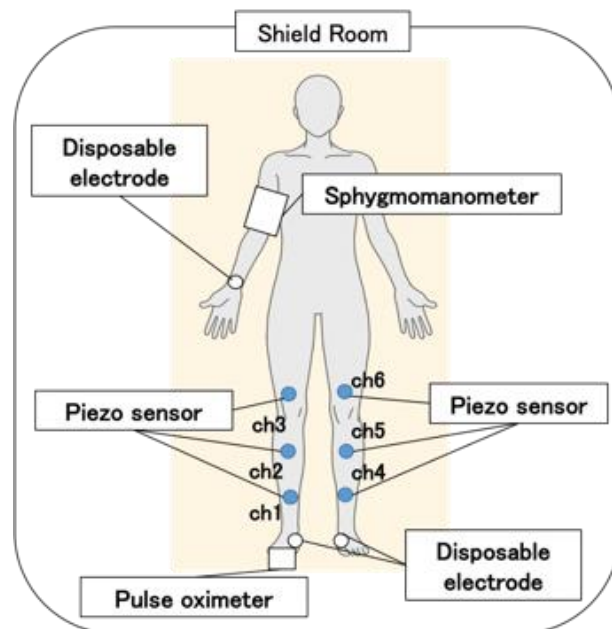


Fig.4 計測装置と環境

3.4 計測プロトコル

仰臥位で安静時を 1 分間、片腕を冷水に浸けた状態を 1 分間保ち、意図的に血圧を上昇させる。離水後に仰臥位に戻した状態を 4 分間の計 6 分間を連続的に測定した。青枠で囲まれた時間帯の脈波を解析対象とした(Fig.5)

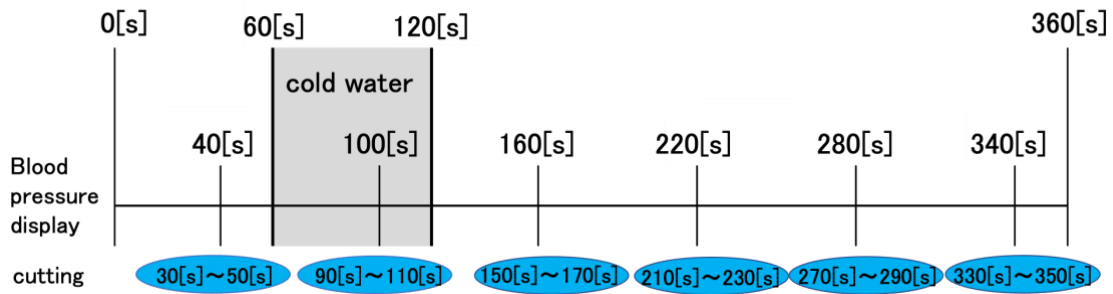


Fig.5 切り出し時間

3.5 解析方法

3.5.1 自動血圧計

自動血圧計は測定開始から 30 秒で最大まで圧迫され、40 秒前後で結果が表示されるため、その時間を中心前後 10 秒間を切り出して解析を行った。

3.5.2 フィルタ処理・特徴点検出

ピエゾセンサで取得した脈波にはノイズが多く混入しているため、フィルタを用いて脈波成分の周波数帯だけを抽出して解析を行った。脈波に様々なフィルタ処理を施す予備実験を行うことにより、8 次のバターワース、0.6~4Hz の通過帯域を持つバンドパスフィルタを作成した。その後、波形の特徴点検出としてピエゾセンサで得られた脈波とパルスオキシメータで得られた脈波の 1 拍における最大値を特徴点とし、ピーク検出を行った。心電図の特徴点は R 波頂点とした。

3.5.3 平均値・標準偏差

心電図 R 波頂点と脈波特徴点の時間差から脈波伝搬時間を算出し、切り出し時間ごとに平均値及び標準偏差を算出した。脈波伝搬時間の変動と血圧の変動の関係性を検証するために、時間別の脈波伝搬時間の平均値から、脈波伝搬時間と血圧の相関係数を算出した。

3.5.4 回帰分析・血圧推定

本研究で行う線形回帰分析には単回帰分析と重回帰分析の 2 つがある。単回帰分析は 1 つの従属変数 y を上腕式自動血圧計の測定値、1 つの独立変数 x を時間別の脈波伝搬時間の平均値として、(1)式に当てはめて関係性を示す。重回帰分析は 1 つ従属変数 y_n を上腕式自動血圧計の測定値、複数の独立変数 x_n を複数の時間別の脈波伝搬時間の平均値として、(2)式に当てはめて関係性を示す。

$$y = ax + b \tag{1}$$

$$y = a_1x_1 + a_2x_2 + a_3x_3 + \dots + a_nx_n + b \tag{2}$$

3.5.5 実験 1. 回帰分析・血圧推定

被験者 A.B.C における計測を 2 回連続の計 12 分行い、実測血圧値を従属変数、6 チャンネル分の脈波伝搬時間の平均値を独立変数として単回帰分析を 6 分までのデータで行った。また、独立変数を複数チャンネル脈波伝搬時間の平均値に増やすことで、重回帰分析を 6 分までのデータで行った。回帰分析を用いて算出したパラメータで作成した血圧推定モデルである回帰式に、独立変数として用いた時間別の脈波伝搬時間の

平均値を代入して血圧を推定した。また、同じ回帰式に 6 分以降の脈波伝搬時間の平均値を代入することで、実測血圧を使用せずに血圧を推定した。

3.5.6 実験 2. 回帰分析・血圧推定

被験者 D.E における計測を 5 回連続の計 30 分行い、実測血圧値を従属変数、6 チャンネル分の脈波伝搬時間の平均値を独立変数として単回帰分析を 24 分までのデータで行った。また、独立変数を複数チャンネル脈波伝搬時間の平均値に増やすことで、重回帰分析を 24 分までのデータで行った。回帰分析を用いて算出したパラメータで作成した血圧推定モデルである回帰式に、独立変数として用いた時間別の脈波伝搬時間の平均値を代入して血圧を推定した。また、同じ回帰式に 24 分以降の脈波伝搬時間の平均値を代入することで、実測血圧を使用せずに血圧を推定した。

4. 結果・考察

4.1 PTT 算出と評価

切り出し時間ごとに算出した脈波伝搬時間の平均値を Table1 に示す。30-50 秒の脈波伝搬時間の平均値と標準偏差の関係を Fig.6 に示す。脈波伝搬時間の平均値が ch3、ch2、ch1 と ch6、ch5、ch4 の順番で大きくなっていることが確認できる。理論上では心臓に近い ch3 と ch6 の脈波伝搬時間の平均値が一番小さくなり、心臓から一番遠い ch1 と ch4 の脈波伝搬時間の平均値が一番大きくなるため理論通りの結果を得られた。また、血圧が上昇すると血管壁が硬くなるので、脈波の伝播が速くなり、脈波伝搬時間が短くなる。しかし、血圧を上昇させている 90-110s、150-170s の脈波伝搬時間が安静時である 30-50s の脈波伝搬時間より長くなってしまっている。原因としてピエゾセンサで得られた脈波の特徴点と心電図の R 波とは違う特徴点を検出してしまったと考えられる。

Table1 切り出し時間ごとの平均 PTT

time[s]	ch1	ch2	ch3	ch4	ch5	ch6	pulse
30-50s	0.732	0.597	0.556	0.782	0.621	0.567	1.475
90-110s	0.749	0.573	0.539	0.779	0.625	0.557	1.252
150-170s	0.744	0.584	0.533	0.772	0.684	0.545	1.380
210-230s	0.750	0.601	0.559	0.788	0.629	0.569	1.516
270-290s	0.743	0.578	0.546	0.773	0.618	0.552	1.426
330-350s	0.752	0.602	0.564	0.789	0.629	0.570	1.508

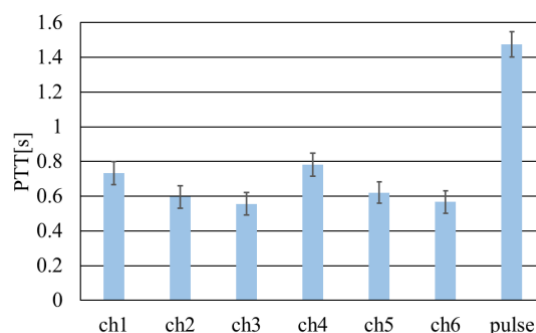


Fig.6 30-50 秒間の平均 PTT と標準偏差

4.2 実験 1. 回帰分析

ピエゾセンサから得られた脈波を単解析分析により推定した血圧を Fig.7 に示す。ch1~3, ch4-ch6 の脈波伝搬時間を独立変数として重回帰分析を用いて推定した血圧の結果を Fig.8 に示す。実測血圧は(ReferenceBP:Ref.)として表す。Fig.7 の単回帰分析から血圧が大きく上昇している 160 秒付近でどのチャンネルも血圧の変動が確認できているが、実測の血圧値と差があることが確認できる。逆に Fig.8 のように複数の独立変数を用いて重回帰分析を行うことで、単回帰分析より実測血圧値と推定血圧値の差が

小さい推定をすることができた。

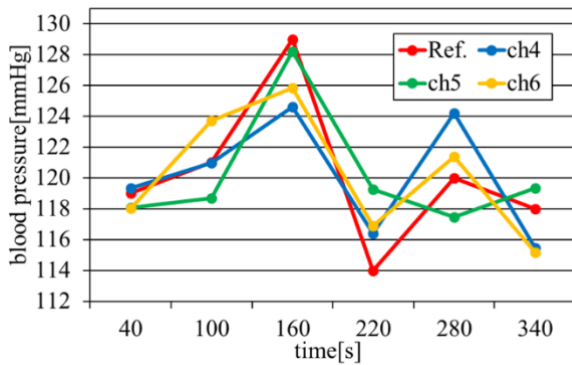


Fig.7 単回帰分析による血圧推定結果

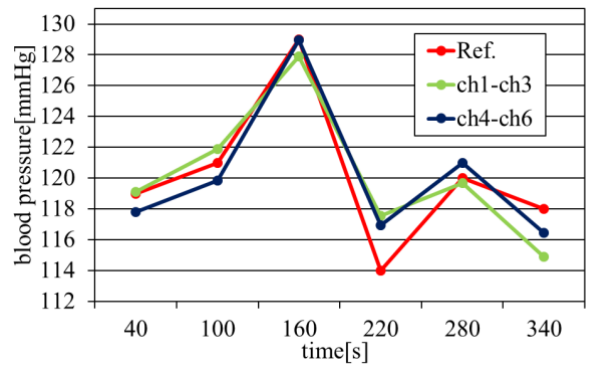


Fig.8 重回帰分析による血圧推定結果

4.3 相関

Table2 では、実測血圧と各チャンネルの脈波伝搬時間の相関関係を示す。Fig.9 では、ch4-6 の脈波伝搬時間と血圧値の分布図及び相関性を示す。ch1、ch2、ch3、ch4、ch6 の脈波伝搬時間と血圧の相関は、負の相関が現れるという結果が Table2 より得られた。しかし、ch5 のみ正の相関が見られた。Fig.9 から ch4 と ch6 は負の回帰係数を得られていることから、血圧が上昇すると脈波伝搬時間が短縮されていると確認できる。逆に ch5 において血圧が上昇すると脈波伝搬時間が短縮されてしまっている。これらの理由として、ch5 で定めた特徴点の時間を正確に取得が行えなかったことが原因だと考えられる。

Table2 パラメータごとの相関係数

	血圧	ch1	ch2	ch3	ch4	ch5	ch6
血圧	1	-0.211038	-0.539088	-0.83763	-0.774777	0.8070889	-0.866788

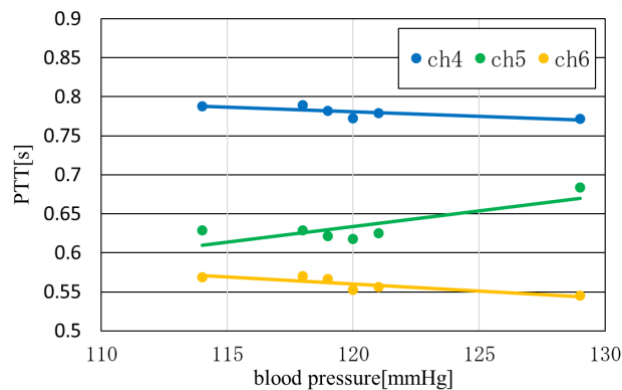


Fig.9 PTT と血圧値の分布図及び相関性

4.4 実験 1. 重回帰分析

6 分までの回帰分析の結果から得られた回帰式に 6-12 分までの脈波伝搬時間の平均

値を代入することで、実測血圧を使用せずに血圧を推定した結果を Fig.10 に示す。6分以降の推定血圧値は実測血圧と比較して ch1-3 は平均 $\pm 3.74\text{mmHg}$ 、ch4-6 は平均 $\pm 2.65\text{mmHg}$ となったが、Fig.8 で行った ch4-6 は実測血圧と比べて平均 $\pm 1.31\text{mmHg}$ となっているため、精度が下回る結果となってしまった。この理由として、重回帰分析を行う際に独立変数を増やすことでデータ数が増え血圧推定精度が行えたと考えられる。

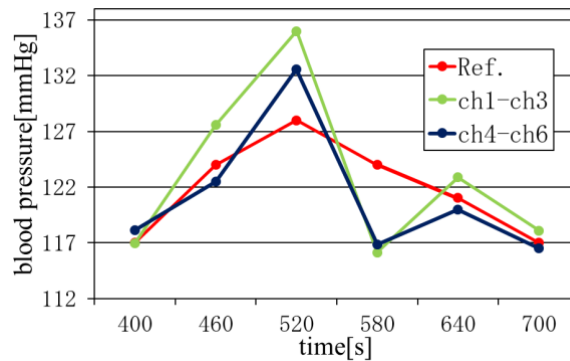


Fig.10 重回帰分析による血圧推定結果

4.5 実験 2. 回帰分析

24 分間計測の脈波を単解析分析により推定した血圧を Fig.11 に示す。ch4-ch6 の脈波伝搬時間を独立変数として重回帰分析を用いて推定した血圧の結果を Fig.12 に示す。Ch4-6 における実測血圧値と推定血圧値の平均誤差は 3.61mmHg であった。Fig.11 の単回帰分析の結果から 1100 秒付近の様な実測血圧値が大きく変動した場合の変動が確認できなかった。Fig.12 よりの重回帰分析では長時間の回帰分析にも関わらず単回帰分析よりも誤差が少なくなっている。しかし、Fig.8 における実測血圧値と推定血圧値の平均誤差は 2.65mmHg であったため、実験 2 の誤差が大きくなってしまった。

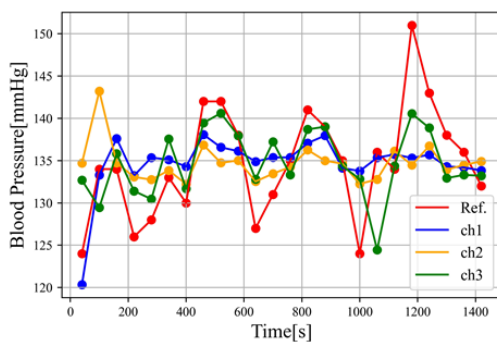


Fig.11 単回帰分析による血圧推定結果

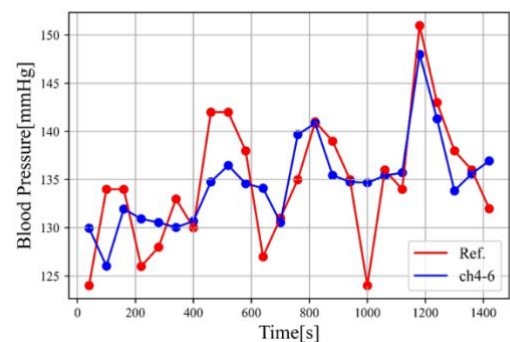


Fig.12 重回帰分析による血圧推定結果

4.6 実験 2. 重回帰分析

0-24 分までの回帰分析の結果から得られた回帰式に 24-30 分までの脈波伝搬時間の平均値を代入することで、実測血圧を使用せずに血圧を推定した結果を Fig.13 に示す。実測血圧値と推定血圧値の平均誤差は 5.01mmHg であった。Fig.13 より 24 分以降の実

測血圧値を使わない推定方法では実測血圧との血圧値が大きく異なる結果となってしまった。この原因として解析時間を増やしたことで定めた特徴点の時間を正確に取得が行えなかったデータ数が増えてしまったことにより血圧推定精度が下がってしまった原因と考えられる。

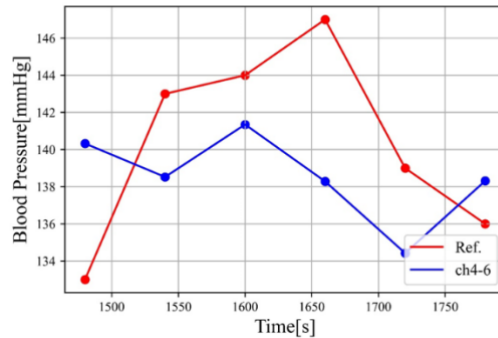


Fig.13 重回帰分析による血圧推定結果

5. 終わりに

本報告では、多点脈波伝搬時間の利用による精度向上の検討を目標として研究を行った。実験結果として、単回帰分析時に複数のチャンネルが血圧の変動を捉えることができ、ピーク検出精度向上の確認できた。また、重回帰分析を行う際に独立変数を増やすことで精度の高い血圧の推定値を得ることができた。しかし、ピーク検出精度が不完全であることや理論通りの相関関係を得られなかったことから、血圧推定精度の向上に多くの改善点があると考えられる。また、長時間の計測では解析時間を増やしたことで定めた特徴点の時間を正確に取得が行えなかったデータ数が増えてしまったことにより血圧推定精度が下がってしまった。今後は正しい脈波の発生時刻を検出する方法についての検討や就寝時に計測を行って精度を検証したい。また、連続的に血圧を測定できる機器を用いることで1拍ごとの血圧推定精度の上昇、心電図を使わない無拘束での血圧推定をおこなうなど応用的な検討も行う必要がある。

参考文献

- [1] 厚生労働省,「人口動態統計月報年計」, 2021 年
- [2] とうきょう健康ステーション 東京都福祉保健局,循環器疾患,
<https://www.fukushihoken.metro.tokyo.lg.jp/kensui/junkanki/index.html> (最終閲覧日 2022 年 12 月 14 日)
- [3] Barbara Herlihy,「ヒューマンボディ 原著第 3 版—からだの不思議がわかる解剖生理学」,p.337,エルゼビア・ジャパン株式会社,2008 年
- [4] 山村 俊貴,「ピエゾセンサを用いたベッドからの複数チャンネル脈波計測による血圧推定法の基礎的検討」,東京都市大学 2019 年度修士論文