

卒業論文

LSTMによる波形解析に基づく
ドップラーレーダを用いた
非接触血圧測定

慶應義塾大学理工学部情報工学科
大槻研究室
学籍番号 61601172

石坂秀壮

指導教員：大槻知明 教授

提出 令和1年1月29日

卒業論文概要 2019 年度（平成 31 年度）

LSTM による波形解析に基づく

ドップラーレーダを用いた 非接触血圧測定

現在, 健康状態の把握のため様々な血圧推定手法が研究されている. 近年は, カフや接触型センサの煩わしさのため, 非接触センサによる血圧推定の需要が高まっている. 従来の手法では非接触センサであるドップラーレーダを用いて, 大動脈の血管運動に起因する脈波を取得する. その後取得した脈波から, 血圧と相関関係がある指標 PTT を取得し, 血圧との相関関係を算出することで血圧を推定する.

しかし従来の手法では被験者はベットで寝ており, また呼吸を止めた状態で脈波を取得するため, 呼吸や少しの体動の影響を考慮していない. そこで本論文の提案法では呼吸や体動により形が崩れてしまった脈波を LSTM を用いて綺麗な形の脈波に変換する. そして変換された脈波から PTT を取得し血圧との相関関係を算出する. また, 学習時には独自のデータ拡張アルゴリズムを用いる. これにより, 呼吸や体動がある場合でも血圧推定が可能であることを示す.

キーワード： ドップラーレーダ, 血圧測定, PTT, LSTM

目次

第1章	序論	1
1.1	背景	1
1.2	本文書の構成	3
第2章	ドップラーレーダ	4
2.1	基本原理	4
2.2	IQ信号	5
第3章	関連研究	7
3.1	接触型センサとドップラーレーダを用いた血圧測定 [4]	7
3.2	大動脈脈波のみを用いたPTT推定法 [10]	11
第4章	従来法	15
4.1	ドップラーレーダシステム	15
4.2	PTT取得とキャリブレーション	16
4.3	実験結果	18
4.3.1	実験諸元	18
4.3.2	キャリブレーション結果	18
4.3.3	血圧推定結果	19
第5章	提案法	21
5.1	従来法の問題点と提案	21
5.2	提案アルゴリズム	22
5.3	データ拡張	25

5.3.1	実験諸元	25
5.3.2	データ拡張の流れ	25
第 6 章	実験評価	28
6.1	実験諸元	28
6.2	実験評価の流れ	29
6.3	LSTM 出力結果	29
6.4	「汚い波形」の割合	31
6.5	cf-PTT と血圧の相関	32
6.5.1	被験者 1 について	33
6.5.2	被験者 2 について	34
6.5.3	被験者 3 について	35
6.5.4	相関係数まとめ	36
第 7 章	結論	37
	謝辞	37
	参考文献	38
	付 録 A プログラムリスト	42

目 次

2.1	ドップラーレーダ	5
3.1	ECG,BImp,RDR の波形 [4]	8
3.2	各被験者の PAT,PTT と SBP の相関 [4]	10
3.3	大動脈脈波 [10]	11
3.4	三角波形 [10]	12
3.5	$P'_f(t)$ と $P'_b(t)$ [10]	13
3.6	$TR2/2$ と $cf - PTT$ の相関関係 [10]	14
4.1	大動脈脈波 [14]	16
4.2	橈骨脈波 [14]	17
4.3	ある被験者のキャリブレーション結果 [14]	19
5.1	提案アルゴリズム	23
5.2	「綺麗な波形」データの平均データ	25
5.3	雑音成分のヒストグラム	26
6.1	LSTM の出力例 (入力が綺麗な波形の場合)	30
6.2	LSTM の出力例 (入力が汚い波形の場合)	30
6.3	LSTM 入力前の cf -PTT と血圧の散布図 (被験者 1)	33
6.4	LSTM 入力後の cf -PTT と血圧の散布図 (被験者 1)	33
6.5	LSTM 入力前の cf -PTT と血圧の散布図 (被験者 2)	34
6.6	LSTM 入力後の cf -PTT と血圧の散布図 (被験者 2)	34
6.7	LSTM 入力前の cf -PTT と血圧の散布図 (被験者 3)	35

6.8 LSTM 入力後の cf-PTT と血圧の散布図 (被験者 3)	35
--	----

表 目 次

4.1	実験諸元	18
4.2	被験者毎のパラメータの値	19
4.3	被験者毎の血圧推定結果 (Dataset1)	20
4.4	被験者毎の血圧推定結果 (Dataset2)	20
4.5	被験者毎の血圧推定結果 (Dataset3)	20
5.1	実験諸元 (学習データ)	25
6.1	実験諸元 (テストデータ)	28
6.2	各被験者における「汚い波形」の割合	31
6.3	各被験者における相関係数	36

第1章 序論

1.1 背景

近年, 高血圧は心血管系疾患の主な要因となっている. また高血圧患者の中で, 血圧の増加は臓器機能の低下と高い関連性がある [1]. そこで, 健康管理のため様々な血圧測定法が研究されている.

従来の代表的な血圧測定法は聴診法である [2]. これは医師によって血圧を測定する方法である. まず患者の上腕部をカフによって圧迫して動脈を閉塞し, その後カフを減圧していく. ここで, 動脈が少し開き血圧が流れ出すとき血管からコロトコフ音と呼ばれる血管音が聞こえる. さらに減圧するとコロトコフ音が聞こえなくなる. このとき, コロトコフ音が聞こえ始めたときのカフの圧力を SBP(Systolic Blood Pressure), そしてコロトコフ音が聞こえなくなったときのカフの圧力を DBP(Diastolic Blood Pressure)として読み取る. この方法の欠点は, 医師の熟練度の違いにより誤差が生じやすい点である. また, 腕の太さなど人によりコロトコフ音が聞こえにくい場合もある.

そこでコロトコフ音を聞く方法を辞めて, カフで圧迫された血管が心臓の拍動に合わせて起こす振動 (脈波) を用いて血圧を測定する方法がオシロメトリック法である [3]. この方法ではカフ自体が圧力センサであり脈波を読み取ることができる. まず患者の上腕部を圧迫後, 減圧していくとある

時点で脈波が急激に大きくなり、その後は急速に小さくなる。ある時点までいくと脈波はあまり変化しなくなる。このとき、脈波が急激に大きくなったときのカフの圧力を SBP、変化がなくなったときの圧力を DBP とする。この方法は現在の家庭で一般的に使われている血圧計に応用されており、一人で簡単に血圧を測ることが可能である。しかし、聴診法やオシロメトリック法のカフを用いた方法は上腕を圧迫されるため、患者は不快感を感じる場合がある。それゆえ近年カフを用いず、代わりに PTT(Pulse Transit Time) に基づく血圧測定が研究されている [4]。このとき PTT は動脈内のある区間を波が伝播する時間として定義される。PTT を算出するためには少なくとも 2 つの接触型センサを用いる必要があり、その 2 つのセンサをつけた部位での脈波の立ち上がり時間を比較することで PTT の算出が可能である。ここで血圧が高くなると、血管が硬くなるため波が動脈内を伝播する速度は上昇し、PTT は短くなる。また、逆に血圧が低くなった場合は PTT は長くなる。そのため血圧と PTT には負の相関関係があり、この相関関係から血圧を推定する。この方法はカフによる不快感は無くなったが、接触型センサの装着による不快感は存在し、長期間の患者のモニタリングには適していない。

これを受け非接触型センサによる血圧測定が研究されている。実際バイオメディカルレーダの技術はここ 10 年で急速に発達しており、ドップラーレーダを用いることで体表面の小さな動きを検出することが可能である [5]。血液が動脈を流れたときそれによって血管運動が起こり、その運動が体表面に伝わることでドップラーレーダによって検知されるようになる。[4]ではドップラーレーダを被験者の胸部に設置することで取得した大動脈脈波、そして接触型センサにより取得した頸動脈脈波を比べることで PTT を

算出し SBP を測定している. しかし, 接触型センサを用いる場合長期のモニタリングには向いていないため,[6] ではドップラーレーダを用いて大動脈, 頸動脈などの脈波を取得している. しかし, 血圧測定までは行われていなかった. それゆえ, 本論文では非接触での血圧測定システムが提案される.

1.2 本文書の構成

本論文は次のように構成される. 第 1 章では血圧測定の変遷について述べた. 第 2 章では, 本論文を読むために必要な基礎知識として, ドップラーレーダの原理を説明する. 第 3 章では関連研究として接触型センサとドップラーレーダを用いた血圧測定, そして 1 つの脈波からの PTT 推定法について述べる. 第 4 章では, 従来法としてドップラーレーダを用いた非接触の血圧測定の方法を述べる. 第 5 章では, LSTM を用いた波形解析に基づくドップラーレーダを用いた非接触血圧測定を提案する. 第 6 章では, 提案法の実験評価を行い, 第 7 章で本論文の結論を述べる.

第2章 ドップラーレーダ

ドップラーレーダは近年注目されている非接触型レーダの一つである。接触型センサである心電計や心拍計に比べ、低コストであること、バッテリーの寿命を機にする必要がないこと、測定時の身体的な負担が少ないことが利点として挙げられる。ドップラーレーダは対象物体の周波数変化から物体の運動速度などを計測することができるデバイスである。近年これを応用し、人体の胸壁の動きを計測することで心拍、呼吸検出が行われている。この章では、まずドップラーレーダの基本原理を述べ、人体の胸壁の変化を例にとった IQ 信号の処理について述べる。

2.1 基本原理

電波を対象の物体に送信し、反射波の周波数を計測すると、対象物体の速度により周波数が変化する。この現象をドップラー効果と呼ぶ。ドップラーレーダはこのドップラー効果を応用し、対象物体の周波数変化から物体の運動速度や向きを計測することが出来る。ドップラーレーダで得られた電圧値は、高速フーリエ変換や短時間フーリエ変換を用いることにより周波数情報に変化させることが出来る。ここで f_t を送信周波数、 f_r を受信周波数、 f_d をドップラー周波数とすると、ドップラー周波数は

$$f_d = |f_r - f_t| \quad (2.1)$$

によって求められる. このドップラー周波数の変化から物体の運動速度や向きを求めることができる.

2.2 IQ 信号

ドップラーレーダを人体に向けて照射すると心臓の拍動によって生じる体表面の微小な変位を捉えることができる.

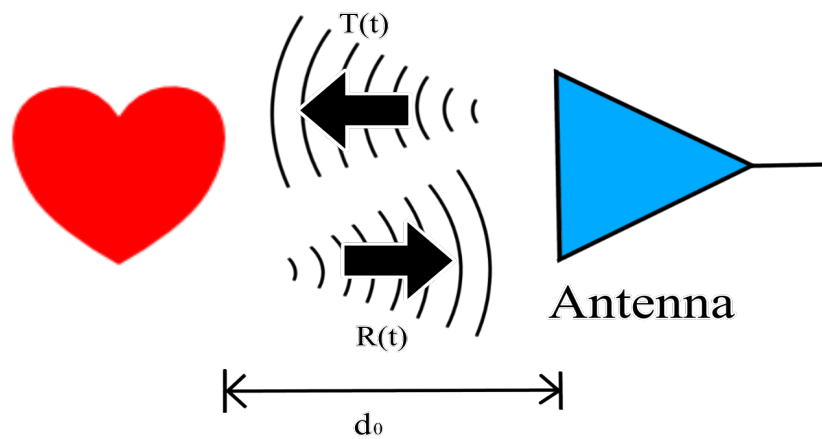


図 2.1: ドップラーレーダ

このときドップラーレーダの送信信号を $T(t)$, 受信信号を $R(t)$ とする. 搬送波周波数を f , 位相雑音を $\varphi(t)$ とし, 体表面の時間変動を $x(t)$, ドップ

ラーレーダと体表面までの距離を d_0 とすると $T(t), R(t)$ は次のように表すことが出来る [7].

$$T(t) = E_T \cos(2\pi ft + \varphi(t)) \quad (2.2)$$

$$R(t) = E_R \cos\left(2\pi ft - \frac{4\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \varphi\left(t - \frac{2d_0}{c_0}\right)\right) \quad (2.3)$$

このとき, E_T は送信信号の振幅であり, E_R は受信信号の振幅である. また λ は波長, c_0 は光の速さを表す. 波形の同相成分である $I(t)$, 直交成分である $Q(t)$ は受信信号 $R(t)$ をダウンコンバートすることで得られ, 次のように表すことが出来る.

$$I(t) = V_I + E \cos\left(\theta_0 + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t)\right) \quad (2.4)$$

$$Q(t) = V_Q + E \cos\left(\theta_0 + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t)\right) \quad (2.5)$$

ここで V_I, V_Q はそれぞれの信号のオフセット電圧であり, E は信号の振幅, θ_0 は初期位相, そして $\Delta\varphi$ は残留位相雑音である. そして, 体表面の動き $x(t)$ は位相信号 $P(t)$ を計算することにより得られる.

$$P(t) = \tan^{-1}\left(\frac{Q(t) - V_Q}{I(t) - V_I}\right) = \theta_0 + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t) \quad (2.6)$$

ここで得られる $x(t)$ には呼吸に起因する胸壁の動きや, 心拍に起因する胸壁の動き, そして体の揺らぎなどの体動が含まれている. これらはそれぞれ周波数が異なるため, フィルターを用いることでそれぞれを分けることが出来る.

第3章 関連研究

本章では関連研究として,最初に接触型センサとドップラーレーダを用いた血圧測定について述べる.この研究は1つの接触型センサとドップラーレーダを用いて,動脈内のある区間を波が伝播する時間である PTT を測定し,血圧推定を行なっている.実際に血圧推定に成功しているが,被検者は接触型センサの装着による不快感があると考えられる.次に大動脈脈波のみを用いた PTT 推定法について述べる.1つのセンサのみを用いて PTT を測定する方法は,従来法でも用いられ,血圧推定に応用されている.

3.1 接触型センサとドップラーレーダを用いた血圧測定 [4]

第1章で説明したように,PTT を算出するためには少なくとも2つの接触型センサを用い,波形の立ち上がりを比較する必要があった.このような多くのセンサを装着した実験は被験者の不快感を生じさせ,また被験者の長期のモニタリングには向いていない.したがって,出来るだけ接触型のセンサを減らした PTT の検出が研究されてきた.この研究は,大動脈脈波の取得に非接触型センサであるドップラーレーダを用い,接触型センサである BImp(BioImpedance) と ECG(ElectroCardioGram) を用い頸動脈脈波

を測定する. ドップラーレーダは胸壁に設置され, BImp と ECG はどちらも首に装着された. 胸壁と大動脈は距離が近いので胸壁にドップラーレーダを設置することで大動脈脈波を取得することができ, 同様に s に BImp と ECG を装着することで頸動脈脈波を取得することが出来る.

次に PTT を取得する為の各信号処理について述べる. そして次の図は上から ECG, BImp, RDR(ドップラーレーダ) の一般的な波形を表している.

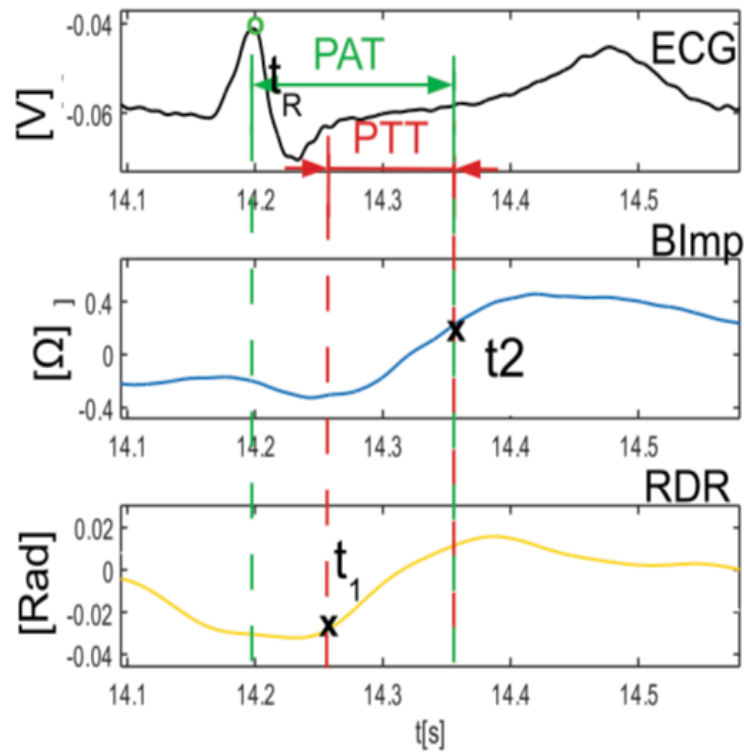


図 3.1: ECG,BImp,RDR の波形 [4]

まず ECG 信号は R 派のピーク t_R を取得する必要がある. このピーク検出には Pan-Tompkins アルゴリズム [8] が用いられる. そして次に BImp からは図における t_2 を取得する. これは双曲線正接関数を用いて求めることが出来る [9]. そしてドップラーレーダからは波形の立ち上がり t_1 を取得

する. これはレーダの信号 $RDR(t)$ の 2 階微分のピークから求めることが出来る. これより得られた t_R, t_1, t_2 を用いて次の式から PAT(Pulse Arrival Aime), PTT を求める.

$$PAT = t_2 - t_R \quad (3.1)$$

$$PTT = t_2 - t_1 \quad (3.2)$$

このとき PAT は PTT と同様, 脈波に由来する指標の一つである. PTT, PAT を算出した後は収縮期血圧 SBP とこれらを linear regression により直線で近似することで, パラメータ a_1, a_2, b_1, b_2 を求める.

$$SBP_{est} = PAT \times a_1 + a_2 \quad (3.3)$$

$$SBP_{est} = PTT \times b_1 + b_2 \quad (3.4)$$

実験は男性の被験者 6 人に対して行われ, PAT, PTT と共に真値収縮期血圧 SBP が測定された. 各センサからの波形の取得は 1 分間行われ, 算出する PAT, PTT は 1 分間の平均の値を用いた. 実験は計 6 回行われ, 最終的に PAT, PTT と SBP の相関係数が各被験者毎に算出された. 結果は次の図で表される. PAT-SBP の相関係数は低いもので-0.54, 高いもので-0.9 となった. PTT-SBP の相関関係は低いもので-0.37, 高いもので-0.95 となった. この結果より, PAT, PTT と SBP の相関は各被験者によって異なり, 弱い相関を示す場合から強い相関を示す場合までであることが分かった.

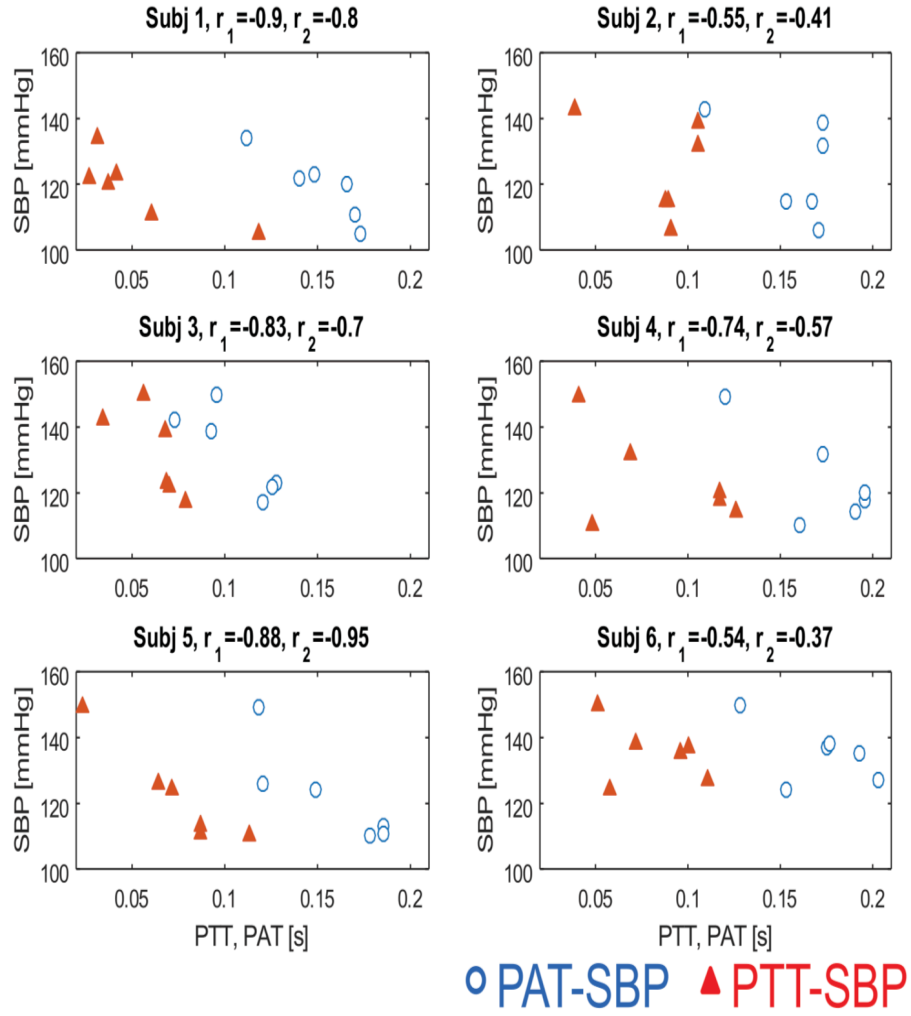


図 3.2: 各被験者の PAT, PTT と SBP の相関 [4]

3.2 大動脈脈波のみを用いた PTT 推定法 [10]

脈波は血液が動脈に流れたときの血管運動を検出したものであり、動脈の場所によって脈波の波形は異なる。代表的なものとして、心臓近くに存在する大動脈脈波と腕の近くに存在する橈骨脈波の波形は大きく異なっている。また、大動脈脈波の波形から取得することが指標 AIx は、心臓血管系の病気と深い相関があるため、動脈脈波の中でも特に大動脈脈波の取得の研究が多くなされてきた。近年、ドップラーレーダにより非接触で大動脈脈波が検出することが出来るようになるまでは、指先に接触させる PPG(PhotoPethysmoGraph) により橈骨脈波を読み取り、有効な変換システムを通すことで橈骨脈波を大動脈脈波に変換していた [11]。この方式がこの研究でも使われており、被験者から PPG を用いて取得した橈骨脈波を大動脈脈波に変換した。このとき変換により得られた大動脈脈波が次の図である。

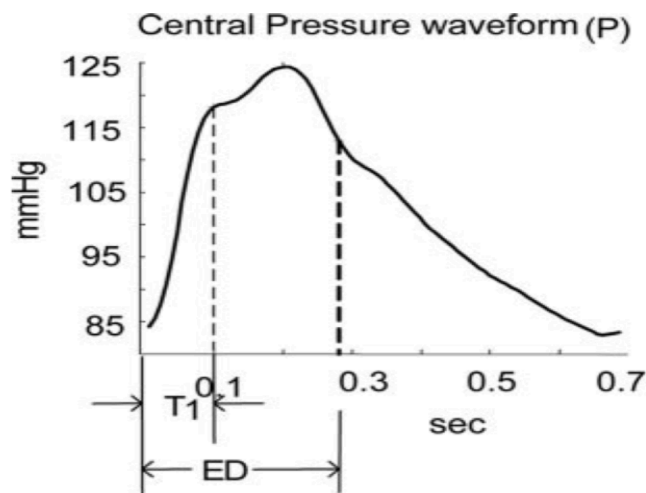


図 3.3: 大動脈脈波 [10]

このとき大動脈脈波 $P_m(t)$ は進行方向に進む血液による血管運動に由来する $P_f(t)$ と, 血管の分かれ目などで生じる進行方向と逆に進む血液による血管運動に由来する $P_b(t)$ が存在するため,

$$P_m(t) = P_f(t) + P_b(t) \quad (3.5)$$

と表される. この $P_m(t)$ において, 波形の立ち上がりから最大振幅ピーク直前のピークまでの区間 T_1 と波形の立ち上がりから最大振幅ピークの直後のピークまでの区間 ED を取得することで, 図のような三角形型の波形 $Q_m(t)$ を得る.

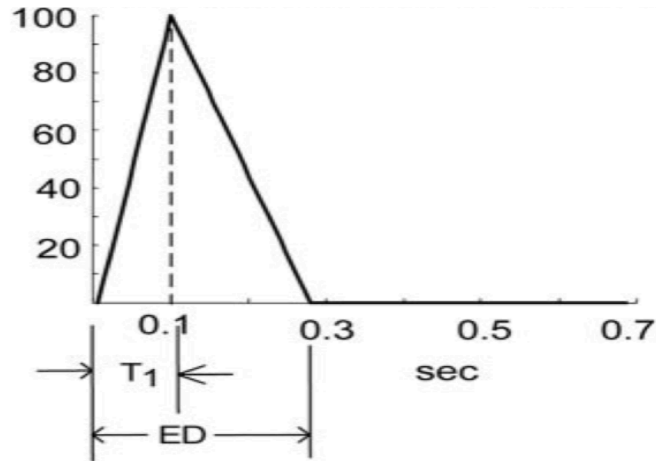


図 3.4: 三角波形 [10]

このとき $P_b(t)$ は次のように表される [12].

$$P_b(t) = 0.5[P_m(t) - Z_c Q_m(t)] \quad (3.6)$$

ここで Z_c は固有インピーダンスである. これより (3.1) より $P_f(t)$ を得ることが出来る.

このとき得られ $P_f(t)$ と $P_b(t)$ を次の条件に当てはまるように変形する.

(1) $0 \leq t \leq T_1$ の間 $P_b(t)$ の傾きは0である.

$$\frac{d[P_b(t)]}{dt} = 0 \quad (0 \leq t \leq T_1) \quad (3.7)$$

(2) $T_1 < t \leq ED$ の間 $P_f(t)$ の傾きは負である.

$$\frac{d[P_f(t)]}{dt} < 0 \quad (T_1 < t \leq ED) \quad (3.8)$$

(3) $P_f(t)$ と $P_b(t)$ の和は $P_m(t)$ と等しい.

$$P_m(t) = P_f(t) + P_b(t) = P'_f(t) + P'_b(t) \quad (3.9)$$

ここで変形後の波形を $P'_f(t)$ と $P'_b(t)$ とする. これらの条件に従い得られた $P'_f(t)$ と $P'_b(t)$ は次の図のようである.

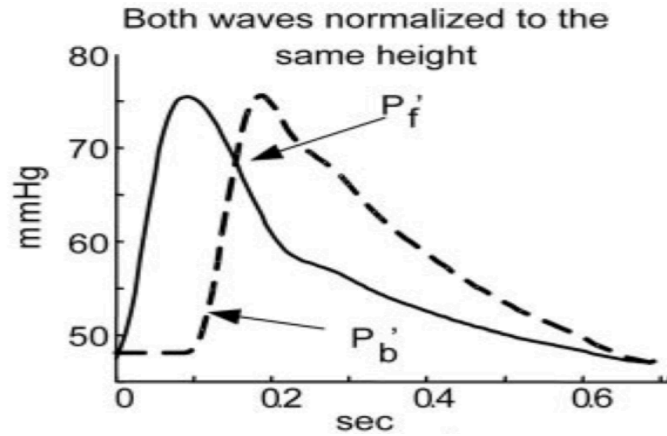


図 3.5: $P'_f(t)$ と $P'_b(t)$ [10]

このとき二つの波形 $P'_f(t)$ と $P'_b(t)$ は正規化されている. その後, 求めた $P'_f(t)$ と $P'_b(t)$ の立ち上がりのタイムラグを求める. このタイムラグの半分,

言い換えると次の式,

$$TR2/2 = \frac{ED - T1}{2} \quad (3.10)$$

で求めることが出来る $TR2/2$ と SphygmoCor という血圧脈波検査装置を用いて取得する真値の頸動脈-大腿骨間 PTT(cf-PTT) を比較した. 結果は次のようになり, 相関係数は 0.67 であった.

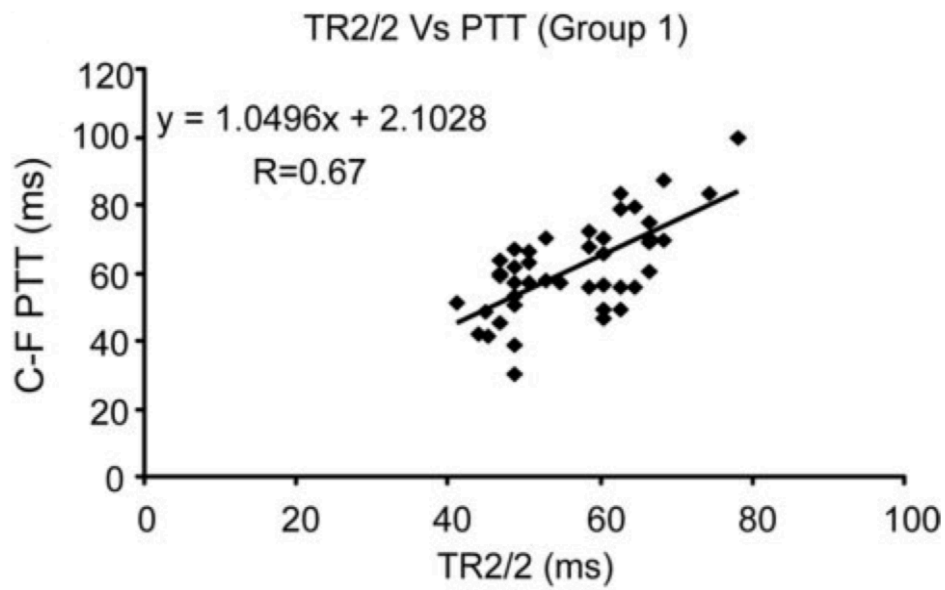


図 3.6: $TR2/2$ と $cf - PTT$ の相関関係 [10]

第4章 従来法

本章では接触型センサでキャリブレーションを行なった後, 非接触のドップラーレーダのみを用いて血圧を推定する研究 [14] について述べる. 最初にドップラーレーダを用いて体表面の小さな動きである脈波を検出するシステムモデルを述べる. 次に, キャリブレーションの方法, そして血圧推定の方法を述べ, 最後に実験結果を示す.

4.1 ドップラーレーダシステム

ドップラーレーダは大動脈の血管運動に起因する脈波を取得するために用いられる. 第2章で説明したようにドップラーレーダからは位相信号 $P(t)$ を得ることができ, この位相信号の中には対象の位置変化 $x(t)$ も含まれている. 従来法ではドップラーレーダが被験者の腹の位置に置かれており, この対象の位置変化 $x(t)$ は呼吸に起因する胸壁の動きや, 血管運動に起因する体表面の微小な変化, そして体の揺らぎなどの体動が含まれている. したがって, 体表面の微小な変化である脈波だけを取り出すために位相信号にフィルタをかける必要がある. 適切な値でフィルタにかけた後位相信号は 100MHz でサンプリングされ, デジタル化された信号はコンピュータに送られる. 従来法におけるレーダの搬送波周波数は 2.4GHz, 送信電力は -7dBm であり, 送受信アンテナは 2×2 本であった.

4.2 PTT取得とキャリブレーション

[10]によると, 頸動脈-大腿骨間 PTT(cf-PTT) は胸部に置かれたドップラーレーダから取得することができる大動脈脈波から算出することができる. 図 1 はレーダで取得することができる典型的な大動脈脈波波形である.

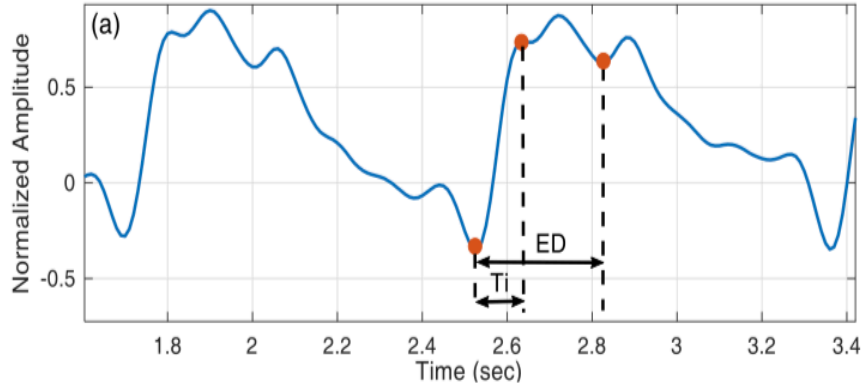


図 4.1: 大動脈脈波 [14]

T1 は波形の立ち上がりから最大振幅ピーク直前のピークまでの区間であり, ED は波形の立ち上がりから最大振幅ピークの直後のピークまでの区間である. T1 を求める場合, ピークが読み取りにくい場合は脈波を微分した波形を考え, 最初に正から負の方向へ x 軸と交わる点を読み取る. また正から負の方向へ x 軸と交わる点がない場合脈波を 2 階微分した波形を考え, 最初に負から正の方向へ x 軸と交わる点を読み取る. ED を求める場合も, ピークの読み取りが難しい場合同様に考えることで読み取ることができる. T1 と ED を用いて次の式から cf-PTT(PTT_{cf}) を求めることができる.

$$PTT_{cf} = \frac{ED - T1}{2} \quad (4.1)$$

また頸動脈-大腿骨間 PTT(cf-PTT) は橈骨脈波からも取得することができる [13]. この橈骨脈波は指先につけるデバイス photoplethysmograph(PPG) によって取得することができ, 典型的な橈骨脈波の波形は図 2 のようである. このとき, cf-PTT は [何か] より最初の二つのピークの間隔として定義される.

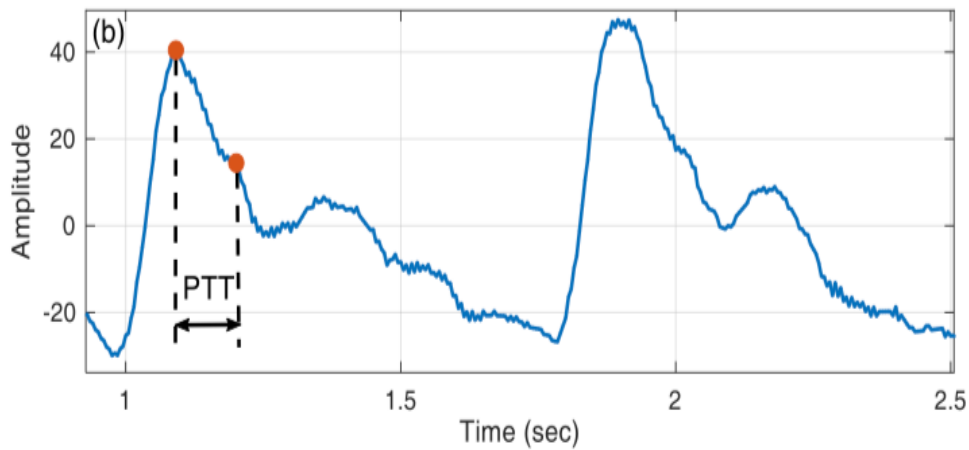


図 4.2: 橈骨脈波 [14]

従来法では PPG によって算出された cf-PTT を用いてキャリブレーションを行う. ここで背景で述べたように血圧と PTT には負の相関関係があるため cf-PTT(PTT_{cf}) と SBP には次の関係性がある.

$$SBP = a \times PTT_{cf} + b \quad (4.2)$$

ここで a, b は SBP のパラメータである. SBP は血圧計によって計測することができ, PTT_{cf} と血圧を同時に計測することで対応づけることが可能である. 従来法では SBP と PTT_{cf} の計測を同じ被験者に 15 回行い, 得られた点に対し linear regression を行うことでパラメータ a, b を求める. このときパラメータは被験者によって異なるため, キャリブレーションの過程は血

圧を推定する前に必ず必要となる. パラメータを取得した後は, ドップラーレーダから取得した大動脈脈波から算出する PTT_{cf} を得られた式に代入することで, SBP を推定することができる.

4.3 実験結果

4.3.1 実験諸元

以下が従来法の実験諸元である.

表 4.1: 実験諸元

ドップラーレーダの搬送波周波数	2.4 GHz
ドップラーレーダのサンプリング周波数	100 MHz
真値測定&キャリブレーション用デバイス	OMNON HEM-7052(血圧計), HKG-07C(PPG センサ)
被験者数	3 人
ドップラーレーダの設置位置	被験者の腹部
被験者の状態	ベットで仰向けに寝ている状態(呼吸無し)

実験は被験者の状態を変える為, 異なる日に 3 回行われた. それぞれの実験で得られたデータを Dataset 1, Dataset 2, Dataset 3 とした.

4.3.2 キャリブレーション結果

各被験者毎に, PPG によって得られる PTT と血圧計によって得られる SBP のデータを取得することでキャリブレーションが行われた. 以下に示すようにパラメータ a, b の値は各被験者ごとに大きく異なる結果となった.

表 4.2: 被験者毎のパラメータの値

パラメータ	S1	S2	S3
a (mmHg/s)	-559.71	-700.02	-587.56
b (mmHg/s)	119.17	195.07	189.44

また, ある被験者の PTT と SBP には非常に強い相関が見られ, linear regression を行なった結果次の図のようにほぼ全ての点が直線上にあることが分かる.

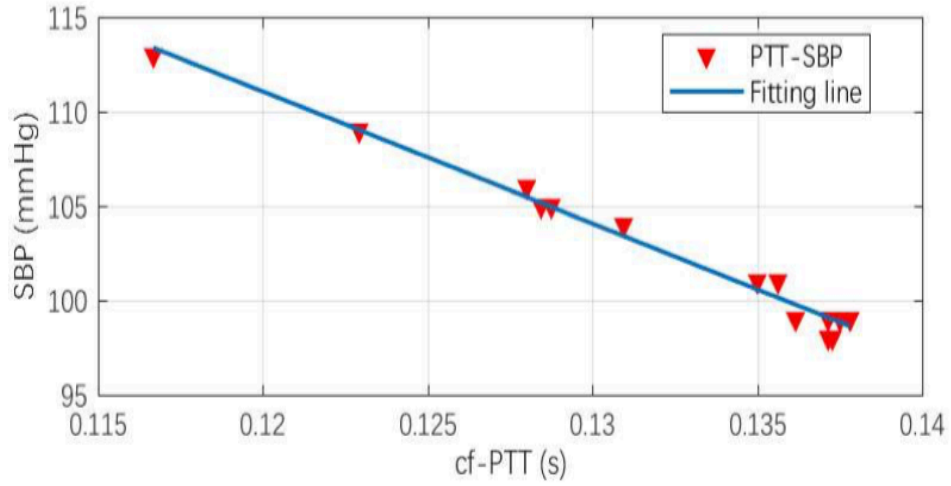


図 4.3: ある被験者のキャリブレーション結果 [14]

4.3.3 血圧推定結果

各被験者でキャリブレーションにより得られた式 (4.2) の PTT_{cf} に大動脈脈波から取得する PTT_{cf} を代入することにより, SBP を推定することが

出来る. 以下の表に結果を表す. 被験者, Dataset に関わらず血圧の誤差は 3 mmHg 以下という結果になった.

表 4.3: 被験者毎の血圧推定結果 (Dataset1)

	Dataset 1		
被験者	推定値 (mmHg)	真値 (mmHg)	誤差 (mmHg)
S1	111	110	1
S2	97	96	1
S3	117	120	3

表 4.4: 被験者毎の血圧推定結果 (Dataset2)

	Dataset 2		
被験者	推定値 (mmHg)	真値 (mmHg)	誤差 (mmHg)
S1	107	108	1
S2	100	100	0
S3	121	119	2

表 4.5: 被験者毎の血圧推定結果 (Dataset3)

	Dataset 3		
被験者	推定値 (mmHg)	真値 (mmHg)	誤差 (mmHg)
S1	113	112	1
S2	109	110	1
S3	129	126	3

第5章 提案法

この章では,最初に第4章で述べた従来法の改善点について述べ,その後それを踏まえた提案法について述べる.そして,その後具体的な提案アルゴリズムを説明する.

5.1 従来法の問題点と提案

従来法ではPPGを用いてキャリブレーションを行なった後,ドップラーレーダを用いて血圧推定を行った.第4章の実験結果から分かるように,血圧推定は高い精度行われたが,改善点が存在する.それは,従来法ではドップラーレーダを用いてPTTを取得する際,被験者は5秒間息を止める必要があることである.これは,被験者の呼吸により,綺麗な脈波を取得できない場合があるからである.呼吸を止めるという制限は,被検者によっては大きな負担となってしまう場合がある.その為,このような制限を取り払い,呼吸がある状態でも綺麗な脈波を取得することが必要となってくる.また,従来法では被験者がベットで寝ている状態で大動脈脈波を取得しており,体の揺らぎなどの少しの体動により脈波が影響を受けないような環境で大動脈脈波を取得を行なっている.このような実験環境では,体動の影響を考慮していない為実際に体動が起こった場合はうまく血圧推定が行われない可能性がある.

これらを踏まえ、本論文では被験者の呼吸や体動がある状態においても綺麗な脈波を取得する為、LSTM(Long short-term memory)を用いる。LSTMはRNN(Recurrent Neural Network)の拡張モデルであり、時系列データに対するモデルの一種である。LSTMの特徴は、RNNでは学習できなかった長期依存関係を学習できる点にある。本論文ではこのLSTMをドップラレーダから取得した大動脈脈波について用い、呼吸や体動により波形が崩れてしまった「汚い波形」を入力し、そしてそれらの影響を受けていない「綺麗な波形」を出力する。ここで「汚い波形」とは第4章で説明した大動脈脈波のED、そして T_1 が観測されないものとし、「綺麗な波形」とはED、そして T_1 が観測され、なおかつ取得したPTTと血圧に相関関係(相関係数0.8程度)があるものとして定義する。これにより、被験者の呼吸や少しの体動を許して取得した「汚い波形」の含まれる大動脈脈波からでもPTTの算出が可能になり、算出したPTTと血圧を対応付けることにより非接触の血圧推定が可能になる。またLSTMの学習の際、学習する「汚い波形」のデータ数を増やすための独自のデータ拡張手法を提案する。これら提案法の詳しいアルゴリズムについては次のセクションにおいて述べる。

5.2 提案アルゴリズム

提案法では、従来法の上記の問題点を踏まえ、被験者の呼吸や少しの体動を許した環境での脈波検出および血圧推定を行う。その為には学習データを用いて「汚い波形」を「綺麗な波形」に変換する必要がある。以下にLSTMを用いた脈波波形出力までの提案アルゴリズムを示す。

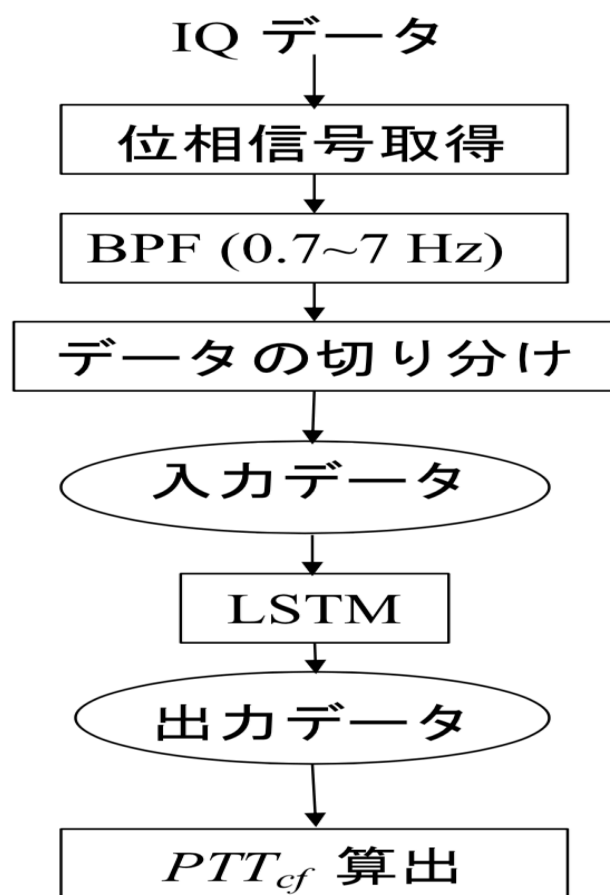


図 5.1: 提案アルゴリズム

まず初めにドップラーレーダにより IQ データを取得する. このときドップラーレーダは被験者の胸部に置かれている. その後式 (2.6) より IQ データから位相信号を取得する. 次に取得した位相信号に BPF(Band Pass Filter) を適応させる. カットオフ周波数は 0.7 Hz と 7 Hz に設定し, これにより呼吸や体動に起因する周波数成分を取り除き, 血管運動に起因する周波数成分を抽出する.

そしてその後フィルタ後の位相信号を波形の立ち上がりから終わりまでが含まれるように 0.8 秒毎に csv データに切り分けを行う. 1 つの波形データのデータ長は波形によって異なるが, 基本的に全ての波形が 0.8 秒弱であるため, 0.8 秒という時間に設定した. その後切り分けたデータを「綺麗な波形」と「汚い波形」の 2 種類に分類する. 2 種類の波形の定義は 5.1 で説明したので省略する.

その後切り分けた波形を用いてデータの拡張を行う. 詳しくは次の節で説明する. そしてその後, 拡張させた「汚い波形」データを LSTM の入力とし, 「綺麗な波形」を出力とするように LSTM を学習させる.

そしてその後出力された波形から PTT_{cf} を算出し, 血圧との相関を調べる.

5.3 データ拡張

5.3.1 実験諸元

表 5.1: 実験諸元 (学習データ)

ドップラーレーダの搬送波周波数	24 GHz
ドップラーレーダのサンプリング周波数	1000 Hz
真値測定	OMNON HEM-7052(血圧計)
被験者数	2 人
ドップラーレーダの設置位置	被験者の胸部
被験者の状態	着座静止 (呼吸無し)
測定時間	約 120 秒 (血圧計により SBP は 3 回取得)
測定回数	5 回

5.3.2 データ拡張の流れ

初めに各被験者毎に, 集めた「綺麗な波形」データの振幅値平均データを求める. 以下はある被験者の平均データである.

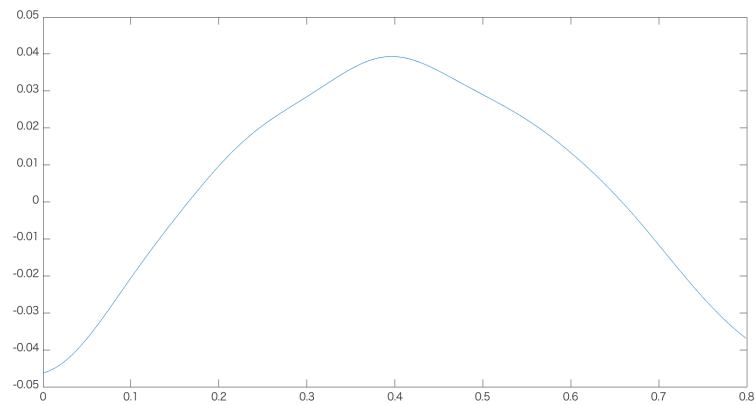


図 5.2: 「綺麗な波形」データの平均データ

その後集めた「汚い波形」データの振幅値から「綺麗な波形」データの平均データの振幅値をサンプリング間隔毎に減算することで波形の雑音成分を求める。各被験者毎に取得した雑音成分を集め、ヒストグラムに表したものが次の図である。

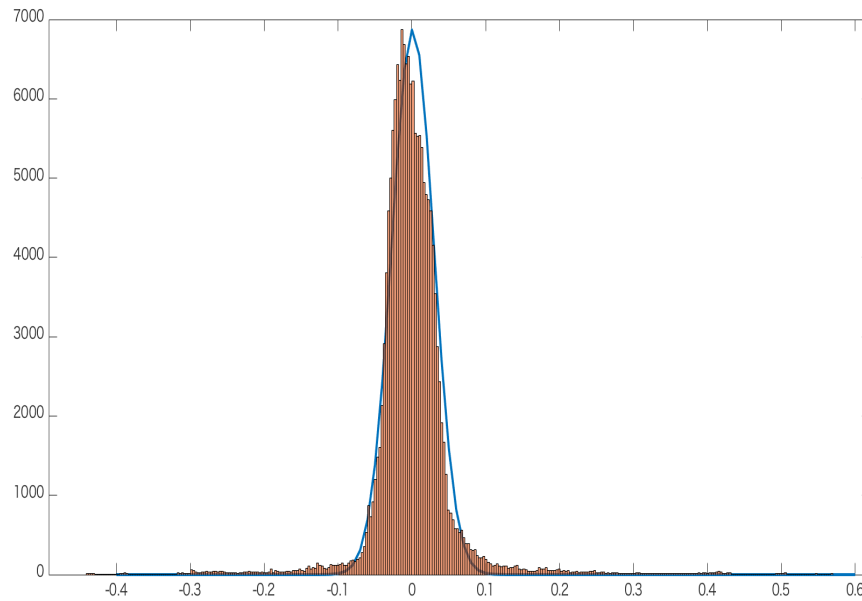


図 5.3: 雑音成分のヒストグラム

ヒストグラムから分かるように雑音成分はガウス分布に従っていることが分かる。そこでこのヒストグラムに沿うようにガウス近似したものが図の青い曲線である。この曲線に従って「綺麗な波形」データに雑音を付加することでデータを拡張することができる。このとき-8dB から 5dB まで 1dB ずつ SNR を変え、それぞれの SNR に対して 5 回ずつ各データに雑音を加えた。これにより計 6930 個の学習用の「汚い波形」データが生成された。そしてこの「汚い波形」データを入力とし、雑音を加える前の「綺麗な

波形」データを出力として LSTM を学習させた.

第6章 実験評価

この章では, 第5章で述べた提案法の実験結果を載せる. まず最初に実験諸元を述べ, その後 LSTM の出力結果, 「汚い波形」の割合, そして cf-PTT と血圧の相関を LSTM への入力前後で比較する.

6.1 実験諸元

テストデータ取得時の実験諸元を述べる.

表 6.1: 実験諸元 (テストデータ)

ドップラーレーダの搬送波周波数	24 GHz
ドップラーレーダのサンプリング周波数	1000 Hz
真値測定	OMNON HEM-7052(血圧計)
被験者数	3 人
ドップラーレーダの設置位置	被験者の胸部
被験者の状態	着座静止 (呼吸有り)
測定時間	約 120 秒 (血圧計により SBP は 3 回取得)
測定回数	3 回

6.2 実験評価の流れ

テストデータを用いて評価を行う。初めに学習データと同様にドップラーレーダから IQ データを取得し、位相信号を求めフィルタを適応させる。またその後 0.8 秒毎にデータの切り分けを行う。ここで波形は、真値として用いる血圧計が SBP を表示する前後 5 秒程度の波形 8 個から 10 個を取り出し、切り分けを行なった。そして切り分けた波形を LSTM に入力することで「綺麗な波形」を出力させた。このとき、各被験者毎に集めた波形のうちの「汚い波形」の割合を LSTM 入力前後で算出した。また、LSTM に入力する前と後でそれぞれ波形から PTT を取得し、血圧と対応付けることで相関を比較した。ここで用いる PTT は血圧計が SBP を表示する前後 5 秒程度の波形 8 個から 10 個の平均の PTT である。

6.3 LSTM 出力結果

提案法では、「汚い波形」を入力し、「綺麗な波形」を出力するように LSTM を学習させたことを述べた。この節ではテストデータを入力することによって得た出力結果例を載せる。次の 2 つの図はある被験者の比較的綺麗な波形を LSTM に入力した場合、そして比較的汚い波形を LSTM に入力した場合の出力結果である。青い線が入力波形、オレンジの線が出力波形を表す。次に比較的汚い波形を LSTM に入力した場合の出力結果を表す。

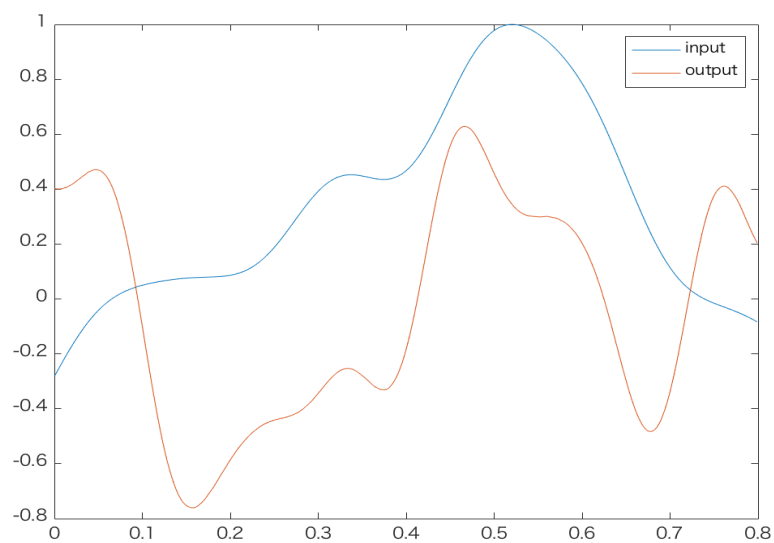


図 6.1: LSTM の出力例 (入力綺麗な波形の場合)

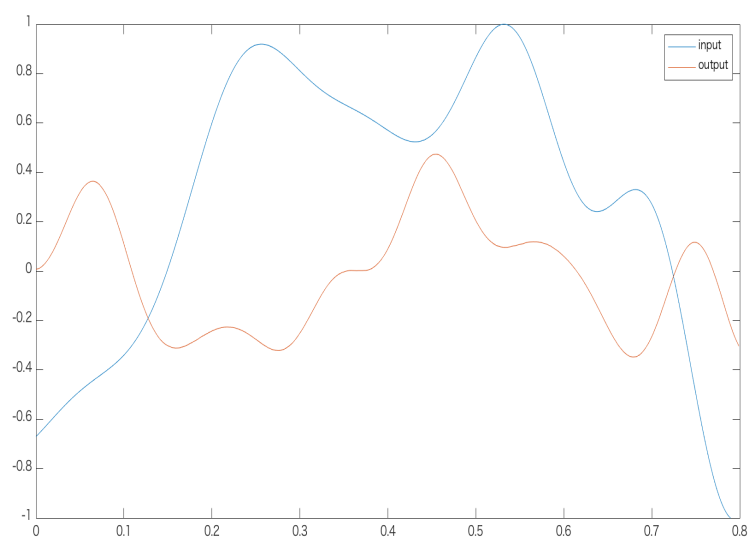


図 6.2: LSTM の出力例 (入力汚い波形の場合)

これより,2つの出力結果とも PTT の算出に必要である T_1 と ED が目視で確認できることが分かる. ここで T_1 は波形の立ち上がりから最大振幅ピーク直前のピークまでの区間であり,ED は波形の立ち上がりから最大振幅ピークの直後のピークまでの区間である. このとき得た T_1 と ED を用い,式 (4.1) から cf-PTT を求めることができる. しかし, 入力波形の最大振幅値や波形長はまだ完全に学習できていないことが分かり,LSTM を用いた波形出力には改善の余地がある.

6.4 「汚い波形」の割合

LSTM に入力する前の波形は, 血圧計が SBP を表示する前後 5 秒の波形であり, その中には T_1 ,ED を取得することが出来ない「汚い波形」が含まれている. この「汚い波形」は LSTM に入力することで「綺麗な波形」に変換されるはずである. この節では, 各被験者の LSTM 入力前後の波形全体のうちの「汚い波形」の割合を表にまとめる. このとき被験者 1,2,3 の波形全体の個数はそれぞれ 86 個,89 個,84 個である.

表 6.2: 各被験者における「汚い波形」の割合

	LSTM 入力前 (%)	LSTM 入力後 (%)
被験者 1	7.0	3.5
被験者 2	18.0	0
被験者 3	5	0

上の表より, 全ての被験者で「汚い波形」の割合は低くなっていることが分かる. 特に被験者 2,3 では,LSTM 入力後は共に「汚い波形」が一つも

無くなっている.これより,LSTMにより「汚い波形」が変換されていることが分かる.

6.5 cf-PTT と血圧の相関

この節では被験者3人分のLSTMの入力前後におけるcf-PTTと血圧の散布図を載せ,相関係数をまとめる.LSTMに入力前の波形の相関係数は,「汚い波形」以外の波形から算出したcf-PTTと血圧との相関の程度を表している.LSTMに入力後の波形の相関係数は,(i)出力後の「汚い波形」を除いた全出力波形から算出したcf-PTTと血圧との相関の程度,(ii)入力前に「汚い波形」であった波形を除いた全出力波形から算出したcf-PTTと血圧の相関の程度,(iii)入力前に「汚い波形」であった波形を除いた全入力波形+入力前に「汚い波形」であったが入力後にそうではなくなった出力波形から算出したcf-PTTと血圧の相関の程度の3つ場合を考える.次に示す相関の散布図は(i)の場合の散布図を表す.

6.5.1 被験者 1 について

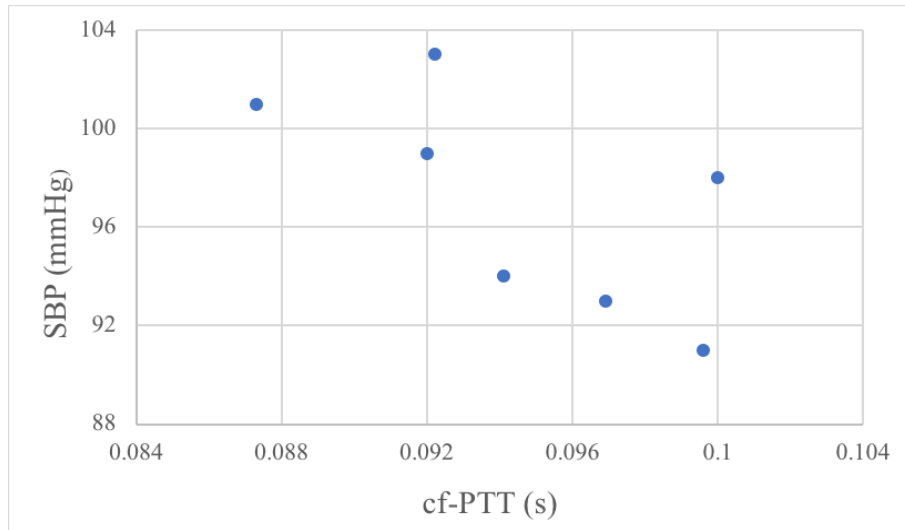


図 6.3: LSTM 入力前の cf-PTT と血圧の散布図 (被験者 1)

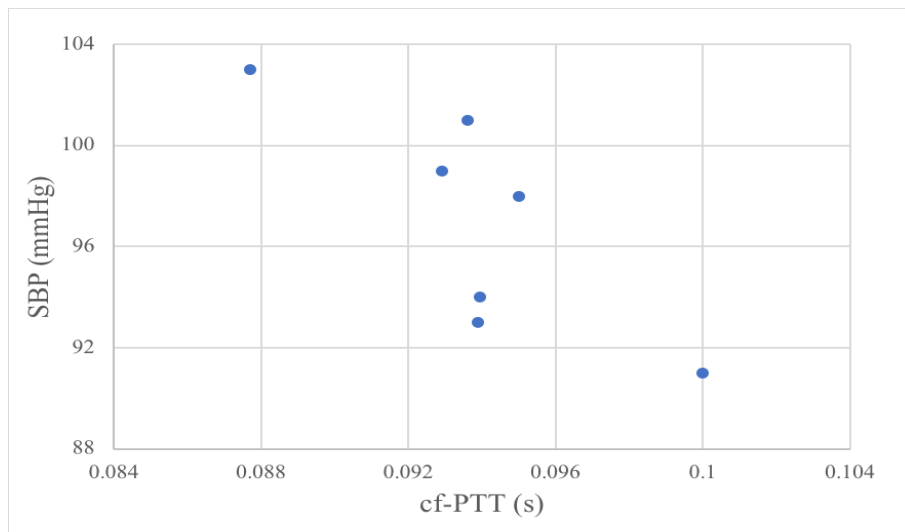


図 6.4: LSTM 入力後の cf-PTT と血圧の散布図 (被験者 1)

6.5.2 被験者 2 について

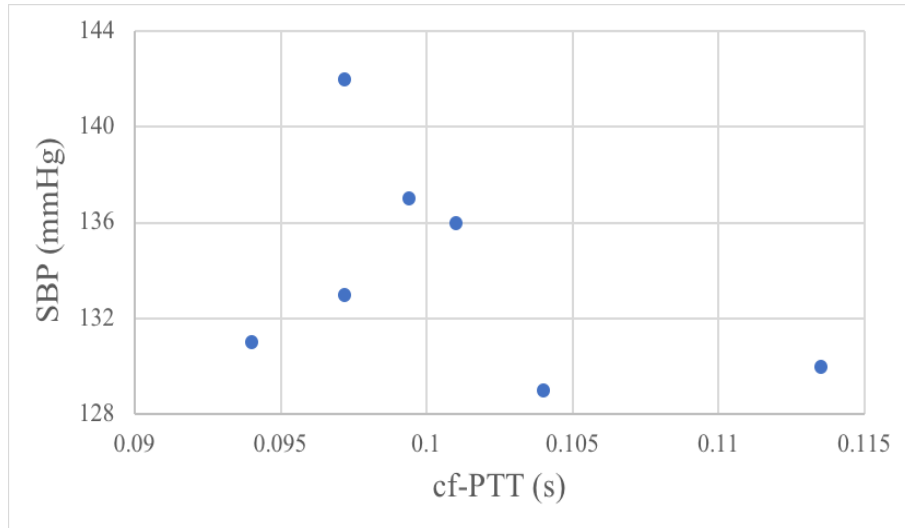


図 6.5: LSTM 入力前の cf-PTT と血圧の散布図 (被験者 2)

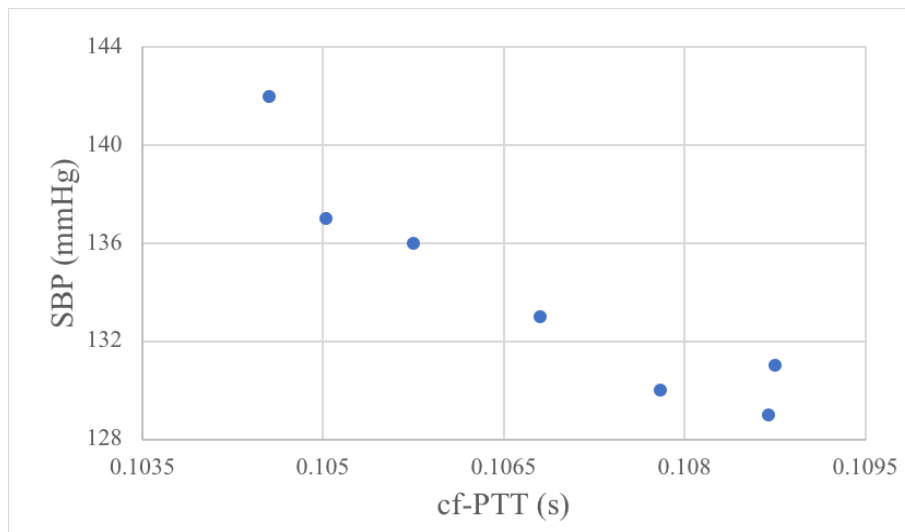


図 6.6: LSTM 入力後の cf-PTT と血圧の散布図 (被験者 2)

6.5.3 被験者 3 について

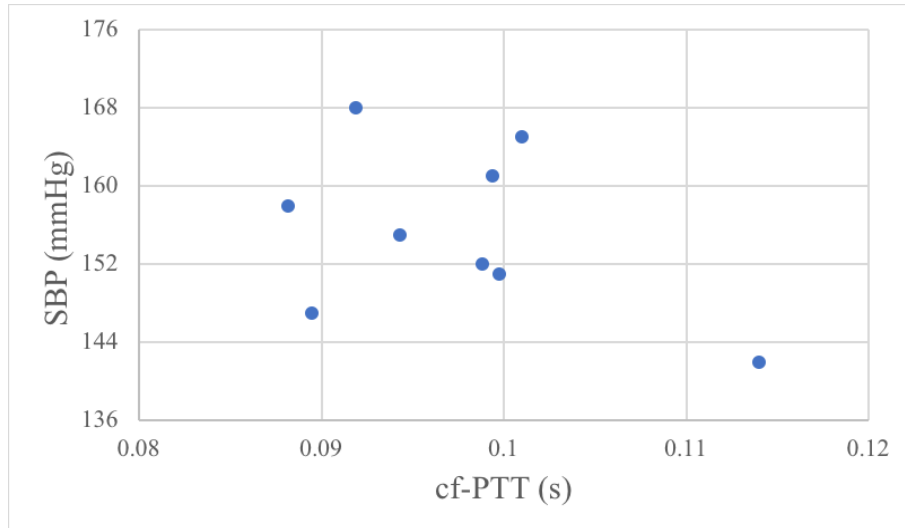


図 6.7: LSTM 入力前の cf-PTT と血圧の散布図 (被験者 3)

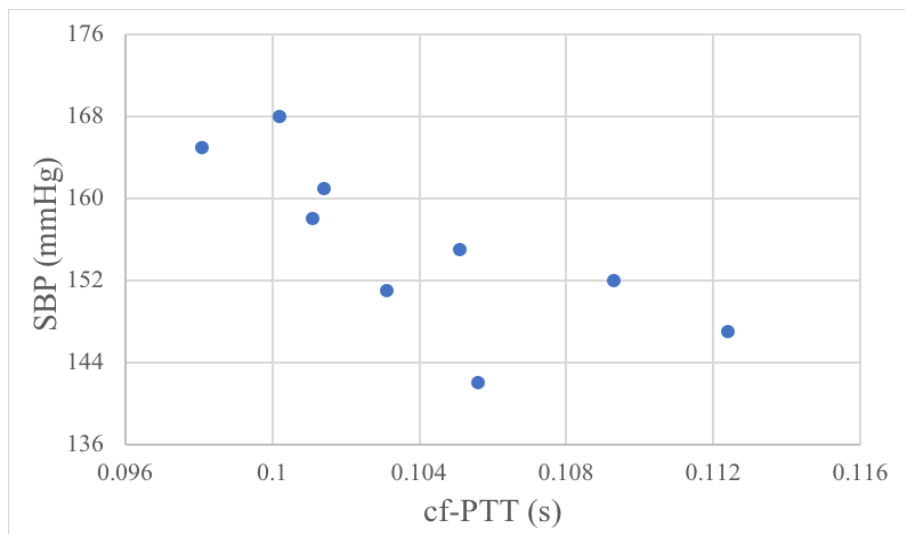


図 6.8: LSTM 入力後の cf-PTT と血圧の散布図 (被験者 3)

6.5.4 相関係数まとめ

以下の表に各被験者における LSTM 入力前後での cf-PTT と血圧の相関係数をまとめる.

表 6.3: 各被験者における相関係数

	LSTM 入力前	LSTM 入力後 (i)	LSTM 入力後 (ii)	LSTM 入力後 (iii)
被験者 1	-0.666	-0.792	-0.786	-0.832
被験者 2	-0.425	-0.940	-0.906	0.438
被験者 3	-0.413	-0.754	-0.642	-0.487

結果より,ほとんど全ての場合で LSTM に入力前より入力後の方がより強い相関を持っている. また, 被験者 1 以外で (iii) の場合の相関が弱くなっていることから,LSTM 前で「汚い波形」と判断されなかった波形も,LSTM に入れ cf-PTT を評価した方が良いと考えられる. また, 全体で被験者 2 が最も良い結果となったのは, 被験者 2 のデータが学習時のデータに加味されており,「綺麗な波形」を学習済みであったからだと考えられる. これらの結果より,呼吸や少しの体動がある状態における血圧推定では,LSTM を用いた本論文の提案法が有効であると考えられる.

第7章 結論

近年, カフや接触型センサを用いない非接触の血圧測定が研究されていた. 従来法では, 被験者に対し PPG センサによりキャリブレーションを行った後, 非接触センサであるドップラーレーダを用いて大動脈脈波を取得し, そこから cf-PTT を算出することで血圧との相関関係を算出していた. しかし従来法では, 被験者はベットで寝ている状態であり, また呼吸が止められた状態で大動脈脈波を取得していた為, 呼吸や少しの体動があるような環境で実験を行なった場合, 精度が落ちてしまう可能性がある.

そこで提案法では, LSTM を用いて呼吸や体動の影響を受け, cf-PTT が算出できないような「汚い波形」を「綺麗な波形」に変換した. 学習時には, データを拡張するために, 各被験者の大動脈脈波から雑音成分を取り出し, ヒストグラムを算出した. そしてそのヒストグラムに沿うようにガウス近似し, 近似した関数に従い「綺麗な波形」に雑音を載せることで「汚い波形」データを拡張した.

実験の評価では, LSTM に大動脈脈波を入力する前後での cf-PTT と血圧 SBP との相関係数を比較した. 結果全ての被験者において LSTM 入力後の方が「汚い波形」の割合は減少し, そしてより強い相関が見られた.

謝辞

本研究を進めるにあたり，始終適切な御指導と御助言を賜りました慶應義塾大学理工学部情報工学科の大槻知明教授に深く感謝致します．

また，本研究に関して多くの御指導をしてくださったセンサグループの皆様，そして実験の被験者として協力していただいた大槻研究室の皆様に心から感謝致します．

令和2年1月29日

慶應義塾大学理工学部情報工学科大槻研究室

石坂秀壮

参考文献

- [1] S. L. Dawson, B. N. Manktelow, T. G. Robinson, R. B. Panerai, and J. F. Potter, “Which Parameters of Beat-to-Beat Blood Pressure and Variability Best Predict Early Outcome After Acute Ischemic Stroke?,” *Stroke*, vol. 31, no. 2, pp. 463-368, Feb. 2000.
- [2] M. Myers and M. Godwin, “Automated office blood pressure” *2012 Canadian Cardiovascular Society*, vol. 28, pp. 341-346, 2012.
- [3] M. Forouzanfar, H. Dajani, “Oscillometric Blood Pressur Estimation: Past, Present, and Future” *IEEE Rev Biomed Eng* , vol8, pp. 44-63, 2015.
- [4] D. Buxi, J. M. Redout and M. R. Yuce, “Blood Pressure Estimation Using Pulse Transit Time From Bioimpedance and Continuous Wave Radar,” *IEEE T. Biomed. Eng.*, vol. 64, no. 4, pp. 917-927, Apr. 2017.
- [5] C. Li, Z. Peng, T. Huang, T. Fan, F.-K. Wang, T.-S. Horng, J. Munoz- Ferreras, R. Gomez-Garcia, L. Ran, and J. Lin, “A Review on Recent Progress of Portable Short-Range Noncontact Microwave

- Radar System- s,” *IEEE T. Micro. Theory Tech.*, vol. 65, no. 5, pp. 1692-1706, May 2017.
- [6] C. Will, K. Shi, S. Schellenberger, T. Steigleder, F.n Michler, R. Weigel, C. Ostgathe, and A. Koelpin, “Local Pulse Wave Detection using Con- tinuous Wave Radar Systems,” *IEEE Journal of Electro- magnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, vol. PP, no. 99, pp. 1-1.
- [7] T. Ohata , K. Ishibashi, and G. Sun, ”Non-ContactBlood Pressure MeasurementSchemeUsingDopplerRadar” *2019 41st Annual Inter- national Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Bi- ology Society*,Oct 2019.
- [8] J. Pan and W. J. Tompkins, “A real-time QRS detection algorithm,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, Mar. 1985
- [9] J. Sola et al., “Parametric estimation of pulse arrival time: A robust ap- proach to pulse wave velocity,” *Physiol. Meas.*, vol. 30, no. 7, pp. 603-615, 2009.
- [10] A. Qasem, and A. Avolio, “Determination of Aortic Pulse Wave Ve- locity From Waveform Decomposition of the Central Aortic Pressure Pulse,” *Hypertension*, vol. 51, no. 2, pp. 1188-195, Jan. 2008.
- [11] Sharman J, Lim R, Qasem A, Coombes J, Burgess M, Franco J, Garrahy P, Wilkinson I, Marwick T., ”Validation of a generalized

- transfer function to noninvasively derive central blood pressure during exercise”, *Hypertension*, 2006.
- [12] Berger D, Li J, Noordergraaf A. Differential , ”effects of wave reflections and peripheral resistance on aortic blood pressure: a model based study. ” *Am J Physiol*,1994.
- [13] Y. Zhang, Y. Zheng, Z. Ma, and Y. Sun, “Radial pulse transit time is an index of arterial stiffness,” *Hypertension Res.*, vol. 34, no. 2, pp. 884-887, May 2011.
- [14] H. Zhao, X. Gu, H. Hong, Y. Li, X. Zhu and C. Li, ”Non-contact Beat-to-beat Blood Pressure Measurement Using Continuous Wave Doppler Radar” *2018 IEEE/MTT-S International Microwave Symposium*,20 August 2018

付 録 A プログラムリスト

本論文で用いた LSTM による波形解析のプログラム, そしてデータ拡張に用いたプログラムを掲載する.