

卒業論文

ドップラーレーダを用いた  
胸壁変位波形の高周波成分  
に基づく  
呼吸にロバストな非接触血圧推定

慶應義塾大学理工学部情報工学科  
大槻研究室

学籍番号 61720398

吉澤陸人

指導教員：大槻知明 教授

提出 令和3年1月29日

## 卒業論文概要 2020 年度（令和 2 年度）

# ドップラーレーダを用いた 胸壁変位波形の高周波成分 に基づく 呼吸にロバストな非接触血圧推定

血圧は心臓血管の健康状態を示す重要な指標であり，日常生活の中でのモニタリングが重要である．しかし，カフや接触センサを用いた血圧推定法は装着に伴う不快感があり，非接触血圧推定技術に注目が集まっている．

ドップラーレーダを用いた非接触血圧推定技術の従来法は，ドップラーレーダで取得した大動脈脈波に伴う腹部の変位から脈波伝搬時間を表す特徴量を取得して血圧を推定していた．しかし，被験者が呼吸をしている場合は従来法で用いる特徴量の取得が困難であった．

そこで提案法では，呼吸にロバストな非接触血圧推定を目的として呼吸の影響が小さい高周波帯域から特徴量を取得する．実験を通して，その特徴量と血圧の間に高い相関があることを示した．

キーワード：ドップラーレーダ，血圧推定，非接触

# 目 次

第 1 章	序論	1
1.1	背景 . . . . .	1
1.2	本文書の構成 . . . . .	1
第 2 章	ドップラーレーダの原理	3
第 3 章	従来法	5
第 4 章	提案法	8
4.1	従来法の問題点と本研究 . . . . .	8
4.2	提案法 . . . . .	10
第 5 章	実験評価	15
5.1	実験諸元 . . . . .	15
5.2	実験結果 . . . . .	17
第 6 章	結論	20
	謝辞	20
	参考文献	21

## 目 次

2.1	対象（被験者の胸壁）にドップラーレーダを照射した様子	4
2.2	ドップラーレーダで取得した対象（胸壁）の変位 . . . . .	4
3.1	ドップラーレーダで取得した 大動脈脈波に伴う腹部の変位 波形 [3] . . . . .	5
3.2	大動脈脈波の血圧波形の順方向成分 $P'_f$ , 反射成分 $P'_b$ (振幅 は正規化)[4] . . . . .	6
4.1	0.7 – 10 Hz の胸壁変位波形（呼吸無し）. 赤線は, 心臓の 収縮時刻の真値. . . . .	9
4.2	0.7 – 10 Hz の胸壁変位波形（呼吸有り）. 赤線は, 心臓の 収縮時刻の真値. . . . .	9
4.3	提案法の流れ . . . . .	10
4.4	5.0 – 30 Hz のスペクトル積分値 (呼吸有り). 赤線は, 心臓 の収縮時刻の真値. . . . .	11
4.5	0.7 – 10 Hz の胸壁変位波形 (呼吸有り). 赤線は, 心臓の収 縮時刻の真値. . . . .	12
4.6	心電図（呼吸無し） . . . . .	13
4.7	5.0 - 30 Hz のスペクトル積分値（呼吸無し） . . . . .	13
4.8	0.7 - 10 Hz の胸壁変位波形（呼吸無し） . . . . .	14
5.1	ドップラーレーダで胸壁を照射する様子 [6] . . . . .	16
5.2	各被験者のピーク間隔と収縮期血圧の散布図（sBP: 収縮期 血圧） . . . . .	19

## 表 目 次

5.1	実験諸元 . . . . .	17
5.2	各被験者のピーク間隔と収縮期血圧の相関係数, 回帰曲線 と真値の絶対誤差 (MAE: 平均絶対誤差, STD: 標準偏差)	18

# 第1章 序論

## 1.1 背景

血圧は心臓血管の健康状態を示す重要な指標であり [1], 日常生活の中でのモニタリングが重要である. 一般的な血圧推定法として, カフで上腕の血管を圧迫することで血圧を推定するものがある [1]. この方法は正しく装着することで高精度な血圧推定を行うことができる一方で, カフの締め付けによる不快感を伴う. そこで近年, 脈波波形に基づいた血圧推定法が注目を集めている. 最新の研究では, PPG (PhotoPlethysmoGraphy) センサを指先に装着して取得した指先の脈波波形に深層学習を適用することで血圧を推定するものが存在する [2]. しかし, 接触センサの装着による不快感から, 入浴, 睡眠時や, 入院時の長時間のモニタリングなどに不向きである. そこで, ドップラーレーダを用いた血圧推定技術に注目が集まっている [3]. これが可能となれば, 非接触でプライバシーを侵害せずに血圧を推定することができる.

## 1.2 本文書の構成

本文書は次のように構成される. 第1章では血圧推定法の背景や, それが抱える課題について述べた. 第2章では, 非接触血圧推定で用いるドッ

プラーレーダの原理について述べる．第3章では，ドップラーレーダを用いた非接触血圧推定法の従来法について説明する．第4章では，提案法について述べる．第5章では提案法の実験評価について述べ，第6章で本文書の結論を述べる．



## 第2章 ドップラーレーダの原理

本章では，非接触血圧推定で用いるドップラーレーダの原理について述べる．被験者の胸壁を対象としてドップラーレーダを照射した様子を図 2.1 に示す．ドップラーレーダで対象に電波を照射し，対象が変位すると，ドップラー効果により反射波が周波数変化する．そして受信した反射波を解析することで，対象の変位を取得することができる．ドップラーレーダの送信波  $T(t)$ ，受信波  $R(t)$ ，対象の変位  $x(t)$  の関係を数式で表すと，式 (2.1) のようになる [7]．

$$T(t) = A_t \cos(\omega t + \varphi(t)) \quad (2.1)$$

$$R(t) = A_r \cos \left[ \omega t - \frac{4\pi}{\lambda} (d_0 + x(t)) + \varphi(t - \frac{2d_0}{c}) \right] \quad (2.2)$$

ただし， $A_t, A_r$  は送信，受信波の振幅， $\omega$  は送信波の角周波数， $\varphi(t)$  は位相， $\lambda$  は送信波の波長， $c$  は光の速さ， $d_0$  はドップラーレーダから対象までの距離の定数である．

胸壁にドップラーレーダを照射して実際に取得した変位の様子を，図 2.2 に示す．胸壁の変位は，主に呼吸により成り立っており，この図からもその様子が確認できる．胸壁の変位の要因としては他に，心臓の収縮・拡張，大動脈脈波に伴う皮膚表面の動きがあり，その様子もこの図の小さな変位から確認できる．

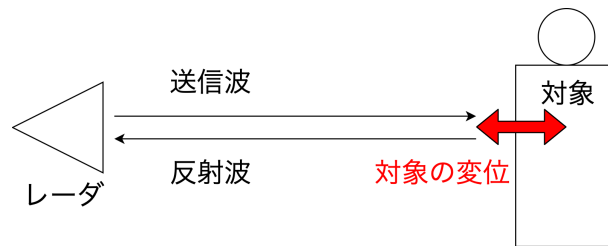


図 2.1: 対象（被験者の胸壁）にドップラーレーダを照射した様子

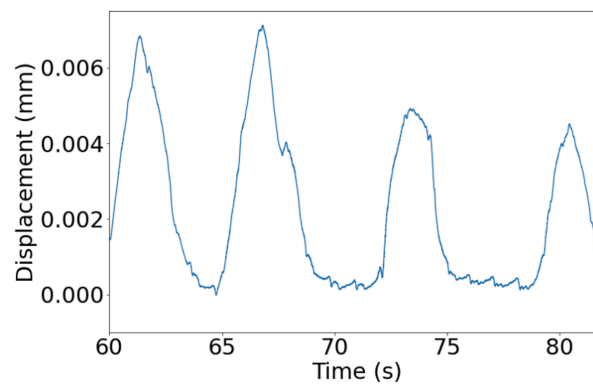


図 2.2: ドップラーレーダで取得した対象（胸壁）の変位

## 第3章 従来法

本章では，ドップラーレーダを用いた非接触血圧推定の従来法 [3] について述べる．[3] では，ベッドに仰向けに横たわった被験者の腹部に対し 50 cm 離れた位置からドップラーレーダを照射して腹部の変位波形を取得している．この変位波形のうち，大動脈脈波に伴う腹部の変位に対応する周波数帯を抽出することで図 3.1 のような腹部の変位波形が抽出される．なお，綺麗な変位波形取得のため被験者は測定中に呼吸を止めていなければならない．

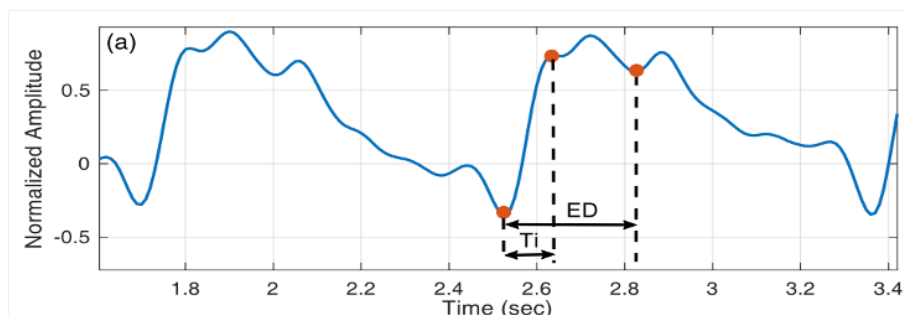


図 3.1: ドップラーレーダで取得した 大動脈脈波に伴う腹部の変位波形 [3]

この変位波形から，血圧推定に用いる特徴量を取得する．[4] によると，大動脈脈波は血流が大動脈を順方向に流れる成分と，それが大動脈の分岐点の壁に当たって反射して逆方向に流れてくる成分（以下，順方向成分，反射成分）から成るという．3.2 は，大動脈脈波の血圧波形を，順方向成分

$P'_f$ , 反射成分  $P'_b$  に分解した様子を示している．ただし,  $P'_f, P'_b$  の振幅はそれぞれ正規化されている．この各成分の時間差を, 各成分を正規化した波形の相互相関関係が最大となる時間差として算出したところ, 頸動脈・大腿骨間の脈波伝搬時間との相関係数が 0.67 であったという．

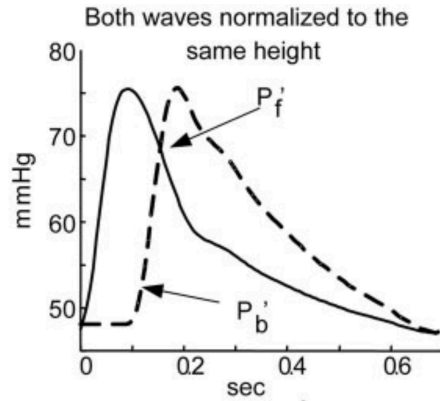


図 3.2: 大動脈脈波の血圧波形の順方向成分  $P'_f$ , 反射成分  $P'_b$  (振幅は正規化)[4]

ここで, 2つの接触センサを用いて頸動脈と肋骨間の脈波伝搬時間を測定し, 収縮期血圧との関係を調べた先行研究 [5] によれば, 6人の被験者から1人あたり6サンプル取得した脈波伝搬時間と収縮期血圧の間の相関係数の被験者間平均は  $-0.63 \pm 0.23$  であった．

以上のことから, 大動脈脈波の順方向, 反射成分の時間差と収縮期血圧には高い相関がみられるという仮説がたてられる．そこで, この従来法では図 3.1 で示される特徴点間の時間差の特徴量  $ED, T_1$  を用いて,  $(ED - T_1)/2$  として脈波伝搬時間を近似し, 血圧を推定している．

しかし, [3] に示されるドップラーレーダを用いた血圧推定の実験では, 3人の被験者から1人あたり3サンプルしかデータが取得されておらず,

またそのデータの血圧値の変動も小さいため，[3]からは従来法の正当性を確認できない．一方，[3]ではPPGセンサ（PhotoPlethsymoGraphy）を用いて同様の考えのもとで近似して得られた脈波伝搬時間と収縮期血圧の関係も調べられており，これについてはある1人の被験者から14サンプル以上取得されたもので高い相関が確認されている．

## 第4章 提案法

本章では，従来法の問題点と本研究の関係と，提案法について述べる．

### 4.1 従来法の問題点と本研究

従来法 [3] によって血圧の推定が可能であると確認されたとしても，被験者は測定中に呼吸を止めていることが前提となっている．ここで，レーダ信号と血圧値を持つパブリックデータベース [6] のデータを使用して被験者の胸壁にレーダを照射して取得した胸壁変位波形のうち，大動脈脈波による変位に対応する周波数帯（0.7 - 10 Hz）を抽出した波形を 4.1, 4.2 に示す．それぞれ，呼吸無し，呼吸有りの条件下で測定されたものであり，縦の赤い線は心臓の収縮時刻の真値を示している．また，振幅の負の方向が被験者の背中側，正の方向が手前側への変位を表している．なおこのデータベースについては第5章の実験評価で詳しく説明するが，仰向けに横たわった被験者の胸壁に対して，40 cm 離れた位置からドップラーレーダを照射して測定されている．この結果をみると，呼吸無し（図 4.1）の場合は確かに従来法 [3] の図 3.1 と同様の波形がみられ，従来法の特徴量を取得することが可能と考えられるが，呼吸有り（図 4.2）の場合は胸壁変位波形が大きく歪んでおり，特徴量を取得することが困難であることがわかる．そこで本研究では，呼吸にロバストな非接触血圧推定を目的とし

て，呼吸の影響が小さい高周波帯域から特徴量を取得する．実験を通して，その特徴量と血圧の間の相関関係を示す．

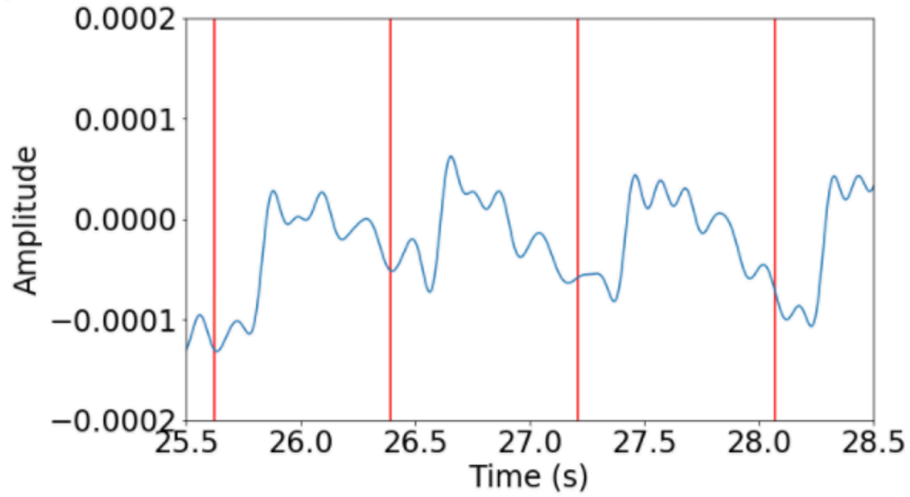


図 4.1: 0.7 – 10 Hz の胸壁変位波形（呼吸無し）．赤線は，心臓の収縮時刻の真値．

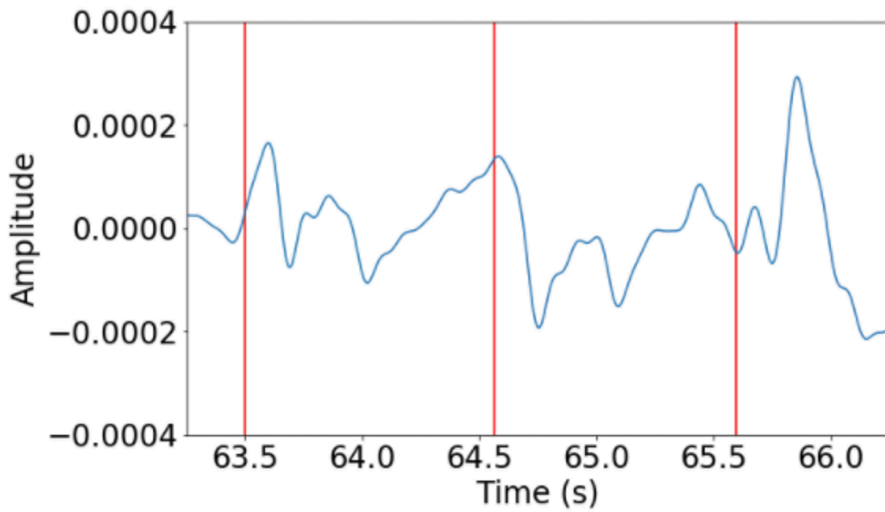


図 4.2: 0.7 – 10 Hz の胸壁変位波形（呼吸有り）．赤線は，心臓の収縮時刻の真値．

## 4.2 提案法

提案法の流れを図 4.3 に示す.

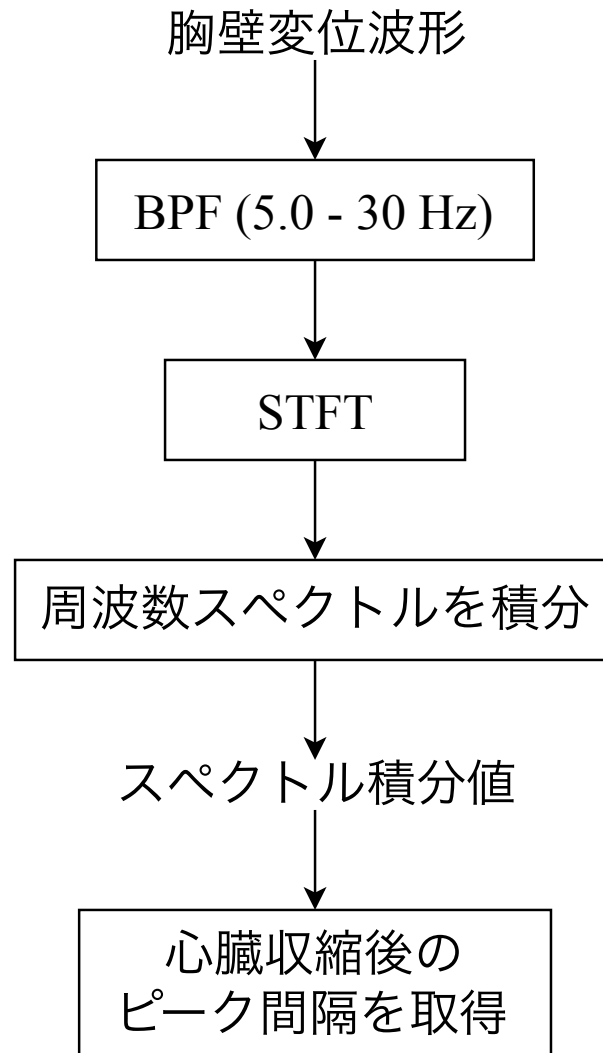


図 4.3: 提案法の流れ

まず胸壁に対してレーダを照射して，胸壁変位波形を取得する．次に取得した胸壁変位波形に対して，バンドパスフィルタ（BPF: Band Pass Filter）を適用する．この時，カットオフ周波数を 5.0 - 30 Hz に設定す



る．この周波数帯は，呼吸の影響が小さい高周波帯域と言える．それからその周波数帯の波形をみやすくするために，短時間フーリエ変換（STFT: Short Time Fourier Transform）を適用する．この時，STFT のウィンドウサイズは 1024 ms，ステップサイズは 2 ms とした．その後，STFT で得られたスペクトログラムの各時刻の周波数スペクトルのうち，[5.0, 30] Hz および [-30, -5.0] Hz の範囲を積分した．以上の処理により得られた値を，スペクトル積分値と呼ぶ．このスペクトル積分値の波形は，胸壁変位波形の高周波数成分の推移を表すと考えられる．

データベース [6] から取得したレーダ信号から取得した 5.0 - 30 Hz （および -30 - 5.0 Hz）のスペクトル積分値を図 4.4 に示す．この図から，スペクトル積分値では呼吸有りの条件下でも心拍成分を容易に確認できることがわかる．また，各心臓の収縮後に 2 つピークが存在する傾向にあることもわかる．比較として，同時刻の 0.7 - 10 Hz の胸壁変位波形を図 4.5 に示す．この波形では心拍成分の確認が困難であり，従来法 [3] の特徴量の取得も困難であることがわかる．

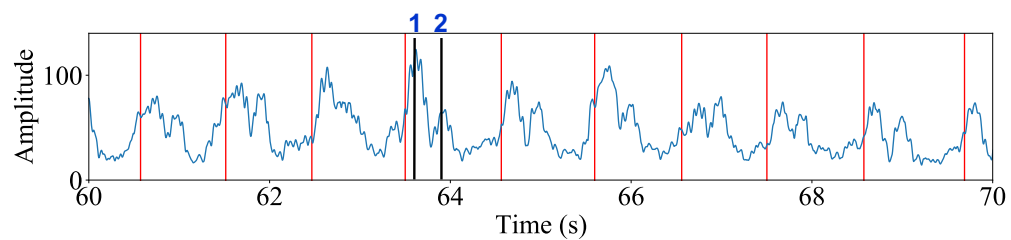


図 4.4: 5.0 - 30 Hz のスペクトル積分値 (呼吸有り)．赤線は，心臓の収縮時刻の真値．

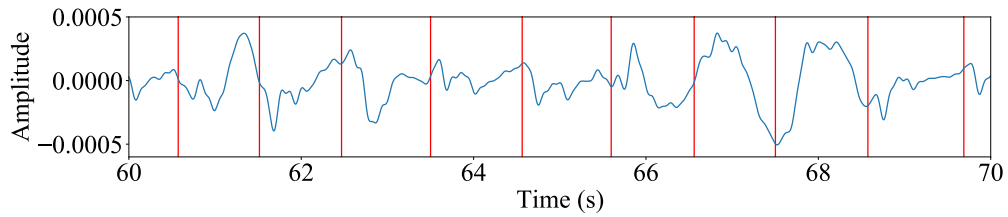


図 4.5: 0.7 – 10 Hz の胸壁変位波形 (呼吸有り). 赤線は, 心臓の収縮時刻の真値.

ここで, この 5.0 - 30 Hz のスペクトル積分値に存在する心臓収縮後の 2 つのピークについて解釈を行うために, 呼吸無し条件下での心電図, 5.0 - 30 Hz のスペクトル積分値, 0.7 - 10 Hz の胸壁変位波形をそれぞれ図 4.6, 4.7, 4.8 に示す. ただし, 0.7 - 10 Hz の胸壁変位波形は負の方向が背中側への変位, 正の方向が手前側への変位を表し, 4.7, 4.8 の縦の赤線は心臓の収縮時刻の真値を表す. まず心電図とスペクトル積分値を比較すると, 心臓を収縮する電気信号を表す心電図の R ピーク, 拡張する電気信号を表す T ピークの後にスペクトル積分値のそれぞれのピークが存在することが確認できる. このことから, 各スペクトル積分値のピークはそれぞれ心臓の収縮, 拡張に伴う皮膚表面の変位を表している可能性が考えられる. 次に, 0.7 - 10 Hz の胸壁変位波形とスペクトル積分値を比較すると, 心臓収縮後の胸壁の手前側への大きな変位のタイミングでスペクトル積分値の 1 つ目のピークが, その後の手前側への小さな変位のタイミング付近で 2 つ目のピークが存在することがわかる. このことや従来法の考え方の背景ともなった [4] を踏まえると, スペクトル積分値の 2 つのピークはそれぞれ, 大動脈脈波の血流の順方向成分, 反射方向成分を表す可能性があると考えられる. この時, ピーク間隔は脈波伝搬時間を表す可

能性があると考えられる．そしてこの脈波伝搬時間は，血圧と高い相関があると言われている [5]．以上を踏まえて，本研究ではこのピーク間隔と血圧の関係を検証する．

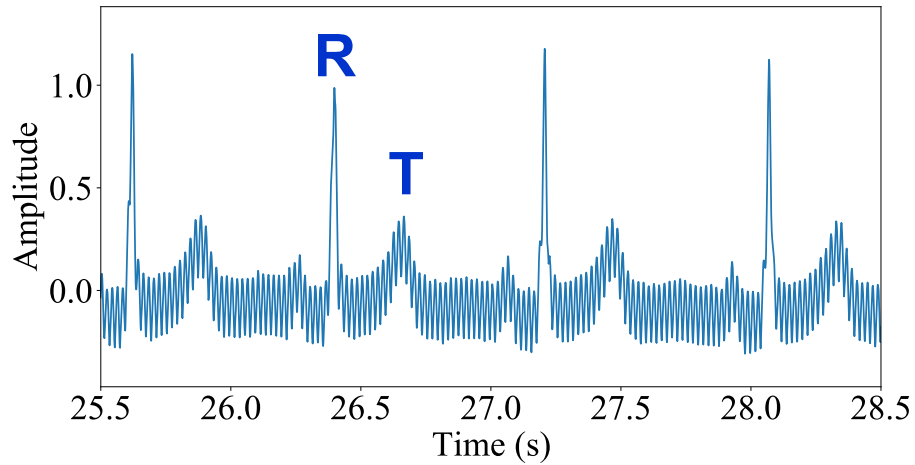


図 4.6: 心電図（呼吸無し）

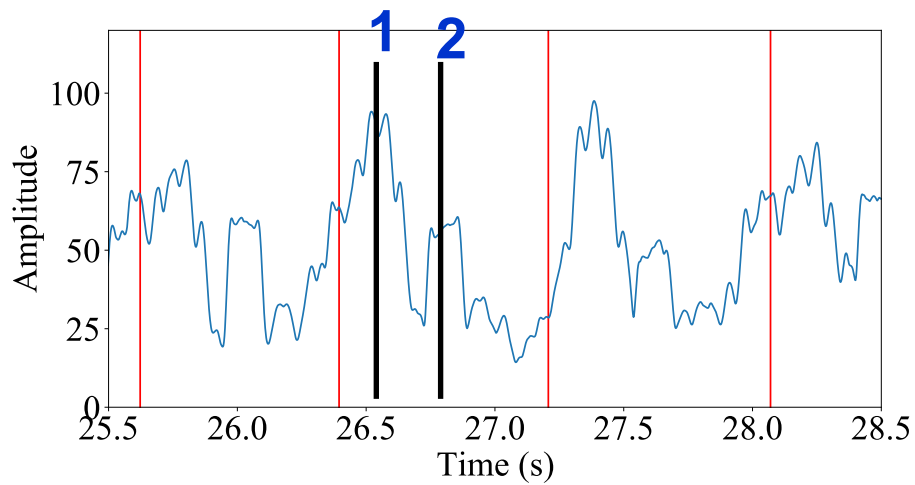


図 4.7: 5.0 - 30 Hz のスペクトル積分値（呼吸無し）

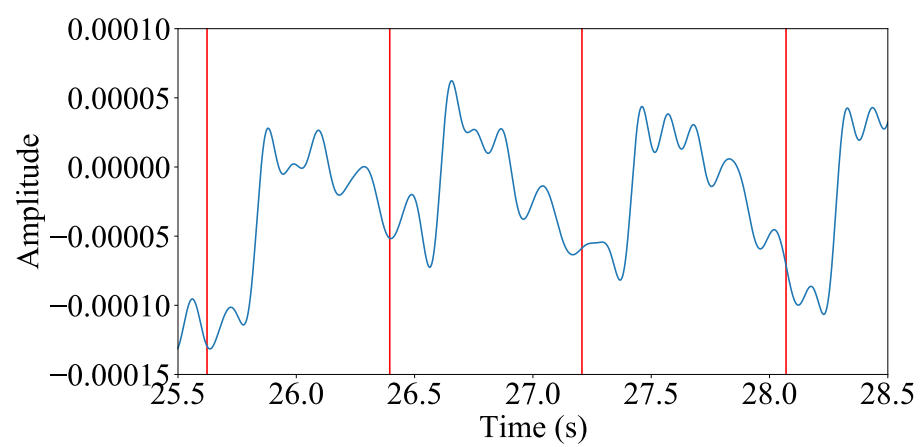


図 4.8: 0.7 - 10 Hz の胸壁変位波形（呼吸無し）

## 第5章 実験評価

本章では，提案法で取得した 5.0 - 30 Hz のスペクトル積分値の心臓収縮後のピーク間隔と血圧（収縮期血圧）の関係を実験を通して検証し，評価する．

### 5.1 実験諸元

本検証では，レーダ信号と血圧値を持つパブリックデータベース [6] を使用した．このデータベースには，1 心拍ごとの血圧値が記録されている．1 心拍ごとに血圧値を測定する装置は珍しいものであるが，Task Force Monitor と呼ばれる血圧計が用いられており，この装置では上腕で複数回測定された高精度な血圧値と，指先で測定された低精度だが連続的な血圧値を組み合わせることで 1 心拍ごとの血圧値が算出される．ドップラーレーダで被験者の胸壁を照射した様子を，図 5.1 に示す．また，本検証の実験諸元を表 5.1 に示す．ドップラーレーダの搬送波周波数は 24 GHz で，測定対象とレーダ間の距離は 40 cm，測定対象は被験者の胸壁であった．データベースには様々な測定条件の下で測定されたデータが記録されているが，本検証で利用したデータの測定条件は被験者は仰向けに横たわり，呼吸をするものであった．血圧値の真値は Task Force Monitor と呼ばれる血圧計で算出されたものを用いた．また，データベースには全部で 30 人の被

験者から測定したデータが記録されているが、本検証で使用した被験者はそのうちの 5 人であった。

スペクトル積分値のピーク間隔の取得方法については、今回はあくまでピーク間隔と血圧値に相関があるかを検証することが目的であるため、手動でピークとなる時刻を検出して取得した。また、2つのピークが綺麗に確認できるサンプルのみを抽出した。ここで、ピークが綺麗に確認できるサンプルは全体のおよそ 7 割程度ある一方、図 4.5 に示したように従来法では特徴量の取得は困難であることに注意されたい。なお、評価指標はピーク間隔 (s) と収縮期血圧の真値 (mmHg) の間の相関係数と、回帰直線を用いて推定した血圧値と真値の絶対誤差とした。

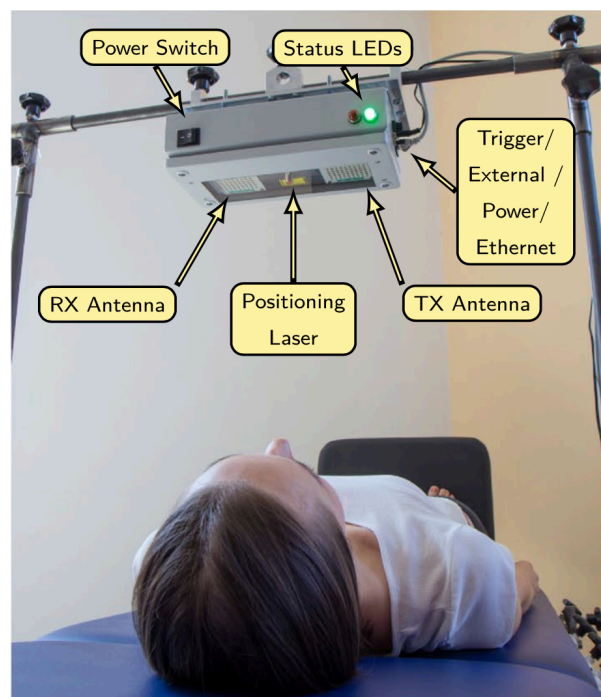


図 5.1: ドップラーレーダで胸壁を照射する様子 [6]

表 5.1: 実験諸元

搬送波周波数	24 GHz
測定距離	40 cm
測定対象	被験者の胸壁
本検証の使用データの測定条件	仰向け（呼吸有り）
血圧の真値	血圧計 (Task Force Monitor)
本検証でを使用した被験者	5 人

## 5.2 実験結果

各被験者のピーク間隔と収縮期血圧の相関係数，回帰直線を用いて推定した血圧値と真値の絶対誤差を表 5.2 に示す．表 5.2 には，各被験者から取得したサンプル数，それらから計算した相関係数と，MAE (Mean Absolute Error: 平均絶対誤差)  $\pm$  STD (STandard Deviation: 標準偏差) が示されている．加えて，各被験者で算出されたそれらの値を平均したものが被験者間平均の行で示されており，サンプルを被験者で区別せず全サンプルから 1 つの相関係数，回帰直線を算出した場合の値が最後の行に示されている．また，各被験者のピーク間隔と収縮期血圧の散布図を図 5.2 に示す．横軸が peak interval (s) (ピーク間隔)，縦軸が sBP (systolic Blood Pressure: 収縮期血圧) になっている．これらの図表から，ピーク間隔と収縮期血圧の間には高い相関があることが確認でき，被験者で区別せず全サンプルでみた場合でも高い相関があることが確認できる．

ここで，2 つの接触センサを用いて脈波伝搬時間を測定し，収縮期血圧

との関係を示した先行研究 [5] では、被験者数 6 人、1 人あたり 6 サンプルで算出された相関係数の被験者間平均が  $-0.63 \pm 0.23$  であった。これと本研究の実験結果を比較すると、被験者間平均が  $-0.59 \pm 0.13$  であったといふ本実験の結果は非接触のドップラーレーダ 1 つにより達成したものとして妥当なものであったと言える。また、医療機器振興協会が定める基準はテストデータに対する推定値の平均絶対誤差が 5 mmHg 以内、標準偏差が 8 mmHg 以内である [2]。本実験で算出した平均絶対誤差と標準偏差はテストデータに対する推定値ではなく、いわば学習データに対する推定値であるためそのままこの基準を適用することはできないが、平均絶対誤差の被験者間平均が  $3.73 \pm 2.39$  mmHg であったという本実験の結果は適切な値であったと言える。

表 5.2: 各被験者のピーク間隔と収縮期血圧の相関係数、回帰曲線と真値の絶対誤差 (MAE: 平均絶対誤差, STD: 標準偏差)

	サンプル数	相関係数	MAE $\pm$ STD (mmHg)
被験者 1	29	-0.76	4.13 $\pm$ 2.47
被験者 2	26	-0.45	3.36 $\pm$ 2.28
被験者 3	14	-0.73	3.84 $\pm$ 2.76
被験者 4	25	-0.57	2.08 $\pm$ 1.62
被験者 5	25	-0.46	5.22 $\pm$ 2.84
被験者間平均	-	$-0.59 \pm 0.13$	$3.73 \pm 2.39$
全サンプル	119	-0.72	$5.31 \pm 3.84$



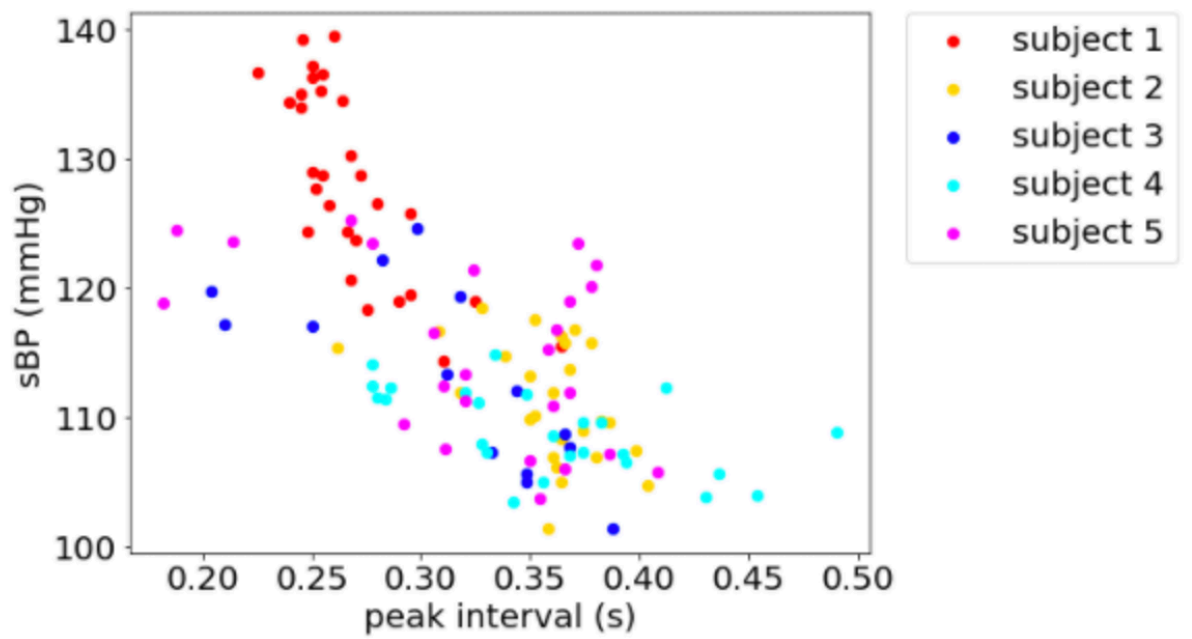


図 5.2: 各被験者のピーク間隔と収縮期血圧の散布図 (sBP: 収縮期血圧)

## 第6章 結論

ドップラーレーダを用いた非接触血圧推定技術の従来法は，ドップラーレーダで取得した大動脈脈波に伴う腹部の変位から脈波伝搬時間を表す特徴量を取得して血圧を推定していた．しかし，この従来法は測定中に被験者が呼吸をしないことを前提としていた．本研究で取得した胸壁変位波形では被験者が呼吸をしている場合，従来法の特徴量の取得が困難であった．

そこで提案法では，呼吸にロバストな非接触血圧推定を目的として呼吸の影響が小さい高周波帯域から特徴量を取得した．実験を通して，その特徴量と血圧の間に高い相関があることを示した．

今後の課題としては，取得したスペクトル積分値のピークの要因を正確に理解することが考えられる．他に，本検証では綺麗なピークのみを手動で検出して評価していたため，ピークの自動検出および綺麗なピークでないサンプルも含めた血圧推定をすることが考えられる．

# 謝辞

本研究を進めるにあたり，始終適切なご指導とご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にも心から感謝致します．

令和 3 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

吉澤 陸人

## 参考文献

- [1] M. Forouzanfar, H. Dajani, “ Oscillometric Blood Pressure Estimation: Past, Present, and Future, ” *IEEE Rev Biomed Eng*, vol8, pp. 44 – 63, 2015.
- [2] O. Schlesinger, N. Vigderhouse, D. Eytan and Y. Moshe, ”Blood Pressure Estimation From PPG Signals Using Convolutional Neural Networks And Siamese Network,” *ICASSP 2020 - 2020 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, Barcelona, Spain, 2020, pp. 1135-1139, doi: 10.1109/ICASSP40776.2020.9053446.
- [3] 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 - IMS*, Philadelphia, PA, 2018, pp. 1413-1415, doi: 10.1109/MWSYM.2018.8439354.
- [4] A. Qasem, and A. Avolio, “Determination of Aortic Pulse Wave Velocity From Waveform Decomposition of the Central Aortic Pressure Pulse,” *Hypertension*, vol. 51, no.

- [5] 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.
- [6] S. Schellenberger, K. Shi, T. Steigleder, *et al.* “A dataset of clinically recorded radar vital signs with synchronised reference sensor signals,” *Sci Data* 7, 291, 2020. <https://doi.org/10.1038/s41597-020-00629-5>
- [7] M. Kebe, R. Gadhafi, B. Mohammad, M. Sanduleanu, H. Saleh, M. Al-Qutayri, ”Human Vital Signs Detection Methods and Potential Using Radars: A Review,” *Sensors*, 2020; 20(5):1454. <https://doi.org/10.3390/s20051454>