

信州大学審査学位論文

光ファイバ型ひずみセンサを用いた
血圧予測の実用化に向けた研究

2020年3月

千野 駿

目次

第1章	序論.....	5
1.1	研究の背景および目的.....	5
第2章	FBG センサを用いた血圧予測における機序解明.....	11
2.1	概要.....	11
2.2	FBG センサシステム.....	11
2.3	人工血管モデル実験.....	14
2.3.1	実験方法.....	16
2.3.2	実験結果および考察.....	17
2.4	橈骨動脈モデル実験.....	21
2.4.1	実験装置.....	21
2.4.2	測定項目.....	23
2.4.3	解析方法.....	25
2.4.4	実験結果および考察.....	25
2.5	結言.....	27
第3章	FBG センサを用いた血圧予測における脈波パターンの影響.....	29
3.1	概要.....	29
3.2	計測システム.....	29
3.3	方法.....	32
3.4	結果および考察.....	38
3.4.1	各被験者において測定された脈波.....	38
3.4.2	検量モデルの作成結果と血圧予測結果.....	40
3.4.3	個人検量モデルとの比較と考察.....	45
3.5	結言.....	54
第4章	FBG センサを用いた血圧予測における固定方法の検討.....	57
4.1	概要.....	57
4.2	方法.....	57

4.3 実験結果および考察.....	61
4.3.1 クリップを用いた脈波信号測定.....	61
4.3.2 血圧予測.....	63
4.4 結言.....	68
第5章 FBG センサを用いた血圧予測の測定部位の検討.....	71
5.1 概要.....	71
5.2 方法.....	72
5.2.1 FBG センサによる脈波測定および参照脈拍数, 参照血圧測定方法.....	72
5.2.2 血圧予測方法.....	75
5.3 実験結果および考察.....	76
5.3.1 脈拍数算出.....	76
5.3.2 血圧予測.....	78
5.3.3 異なる部位での血圧と脈波の同時測定.....	80
5.4 結言.....	83
第6章 結言.....	85
参考文献.....	87
本論文に関する論文リスト.....	91
謝辞.....	93

第 1 章

序論

第1章 序論

1.1 研究の背景および目的

2019年9月、日本の高齢者人口は3588万人に増加し総人口に対する高齢者の割合は28.4%にも及んでおり、日本の高齢者人口の割合は世界最高となっている[1]。高齢者の増加により医療費の高騰に加え医療従事者の不足が生じ、独居高齢者の在宅医療支援システムや健康管理モニタを目的としたバイタルサイン計測システムが必要とされている[2]。その他にも健常者の日常的なヘルスケア等を目的としたバイタルサイン計測に対しても需要が高まっている[3]。バイタルサインとは心拍数（脈拍数）、血圧、体温、呼吸状態、意識レベルのことを指し、人間の健康状態を端的に示す最も基礎的な指標とされている[4]。これらバイタルサインを日常生活の中で計測し、健康状態を管理することで身体の異常の早期発見につながり、予防医療に役立てることができる。また、バイタルサインは身体的状況、自律神経系の変化、さらに緊張やストレスなどの精神状態の変化によっても大きく変動するため常時測定する必要がある。しかし、現在のバイタルサイン計測システムは血圧測定器に代表されるように据え置き型の製品が中心であるため身体的拘束があり常時測定は非常に困難である[5]。

一方で現在、常時測定が可能とされているバイタルサインには脈拍数が挙げられる。脈拍センサは発光ダイオードの光を皮膚表面から照射し、その反射光または透過光をフォトダイオードで検出し、動脈中の血液の容積変化を計測する

ものが主流となっている[6]。しかし、このような光学的デバイスは未だ様々な課題を有している。例えば人間の皮膚の色や発汗等による水分の急激な変化のノイズを受けること、プローブ装着時の圧力と光源エネルギーによる低温熱傷の事例などがある[7]。

また、血圧の常時測定に関してはトノメトリ法が開発されているが、一般的な装置としては普及しておらず、大がかりな装置を必要とするものがほとんどであり日常生活で常時使用するのは困難である[8]。一般的に普及している血圧計測器はカフにより上腕に圧力をかけるものが主流であり身体にストレスがかかることや連続測定を行うことができない等の課題を抱えている。しかし、仮面高血圧や、白衣高血圧に代表されるよう血圧は精神的な影響による変動が大きいいため、連続測定が望まれており、一日を通しての変動を観察し記録することでより正しい血圧を把握することができる[9]。

以上のようにバイタルサインは常時測定を行う必要性が高いにもかかわらず既存の測定器ではそれを実現することは難しい。しかも多くの場合、測定器1台につき測定できるバイタルサインは1つか2つである。複数のバイタルサインを測定しようとした場合はそれに応じて測定器の数も増やさなければならず、動作的拘束は大きくなってしまう。

そこで本研究では、Fiber Bragg Grating (FBG)センサを使用して、バイタルサインを含めた多くの生体情報を1つのセンサで低拘束かつ常時測定できるマルチバイタルサイン計測システムの開発を目的としている。FBGセンサとは光ファイバ型のひずみセンサであり、我々はFBGセンサを手首などの脈拍を触知でき

る部分に固定して脈動による皮膚表面のひずみを脈波として計測することを提案し, FBG センサを用いた脈拍数や呼吸数, ストレス計測の妥当性を示した[10], [11]. 高分解能な FBG センサシステムを用いることで脈波の特徴を高い精度でとらえることができる[12],[13]. そのため, 橈骨動脈で測定した脈波と血圧の相関関係に基づいた血圧計測を行うことができ, カフを用いない非侵襲血圧計測の可能性が示された[14]. さらに同様の手法によって非侵襲血糖値測定の可能性も示されている. [15]

FBG センサは光学センサとは異なり, センサ部が直接的に脈動による皮膚表面のひずみを感知するため, 発汗等の水分の影響や人の肌の色の影響を受けないメリットがある. さらに数あるひずみセンサの中でも高感度かつ高精度にひずみを計測できるシステムである. また光ファイバ型のセンサであるため編地への導入が可能である[16]. これらの特徴を活かすことで, 最終的には衣類等にセンサを組み込んだ常時測定可能なウェアラブルバイタルサイン計測システムを達成できると考えられる.

本論文では, FBG センサを用いた血圧予測を実用化することを目的として実験を行っている. まず人工血管モデルを用いてモデル血管内の圧力および血管径の変化と FBG センサ信号の対応関係を検証する. 次に, 本システムの需要の多くを占める高齢者を被験者とするため, 信州大学医学部附属病院の協力を得て実験を行い, 本システムが高齢者における血圧予測にも有効か検証を行った. また, より簡易な FBG センサの固定方法を検討する必要がある. 先行研究では FBG センサを医療用のテープで脈波測定部位に固定しているが, より実用的な

方法として医療クリップを応用した固定方法を提案する。これまでの研究では
血圧計測は手首の橈骨動脈上皮膚表面に FBG センサを固定し測定した脈波を解
析することで行っていた[17]。本論文では、本システムをより多くの個々人に適
した製品として実用化するために手首以外の脈波測定部を提案する。そのため
に手首以外で測定された脈波で血圧予測が可能であるかを検証する。

第 2 章

FBG センサを用いた血圧予測における 機序解明

第2章

FBG センサを用いた血圧予測における機序解明

2.1 概要

本研究ではまず、FBG センサを用いた血圧予測の原理を解明することを目的とし、人工血管モデルを用いて実験を行った。その結果、FBG センサより測定された信号と人工血管の内圧の変化が対応していた。したがって、FBG センサを用いて測定された脈波は血圧、血管内径の変化に相当し、血圧予測にはこれらの特徴量が用いられている。次にFBG センサによる手首での計測を想定し、橈骨動脈モデルを用いて実験を行った。その結果、橈骨動脈モデルはFBG センサより測定された信号と人工血管の内圧、内径の変化が対応していた。

2.2 FBG センサシステム

FBG センサとは光ファイバのコアの屈折率を周期的に変化させ回折格子を形成したものであり、周期に応じた波長のみを反射する特性を有する。コアに広帯域の波長をもつ光が入射すると回折格子で特定の波長の光のみが反射する。この波長をブラッグ波長という。ブラッグ波長は(1)式で表され、 λ_B [nm]はブラッグ波長、 n_{eff} はコアの有効屈折率、 Λ [nm]はグレーティング周期を表す。

$$\lambda_B = 2 n_{eff} \Lambda \cdots (1)$$

センサ部分を人の動脈の拍動が加わる部位に固定するとセンサ部にひずみが生じ、グレーティング周期が変化する。それに伴ってブラッグ波長も変化する。このブラッグ波長の変位量を求めることで間接的にセンサ部分のひずみの変化を脈波信号として捉えることができる[18]。

実験には長野計器株式会社製 FBG センサシステム PF25-S01 を用いた。Fig. 2.1 にシステムの外観および構成を示す。Table 2.1 に装置仕様を示す。本システムは、マッハツェンダー干渉計を用いたホモダイン検波方式を採用しており、他の方式と比較して波長分解が高い利点がある。光源には ASE 光源(波長帯域：1525~1575nm)を用いている。ブラッグ波長を有する光は FBG センサ部分で反射される。反射光は光サーキュレータによってマッハツェンダー干渉計に導かれ干渉光となる。干渉光は波長分割多重により、3つの光検出器へ出力される。検出された信号は電気信号に変換され、A/D 変換器でデジタル信号となる。その後、位相角度を復調し波長変位を算出する[19], [20]。以上のシステムを採用することで人間の皮膚を介した脈波計測を高精度に行うことが可能である[10], [17]。

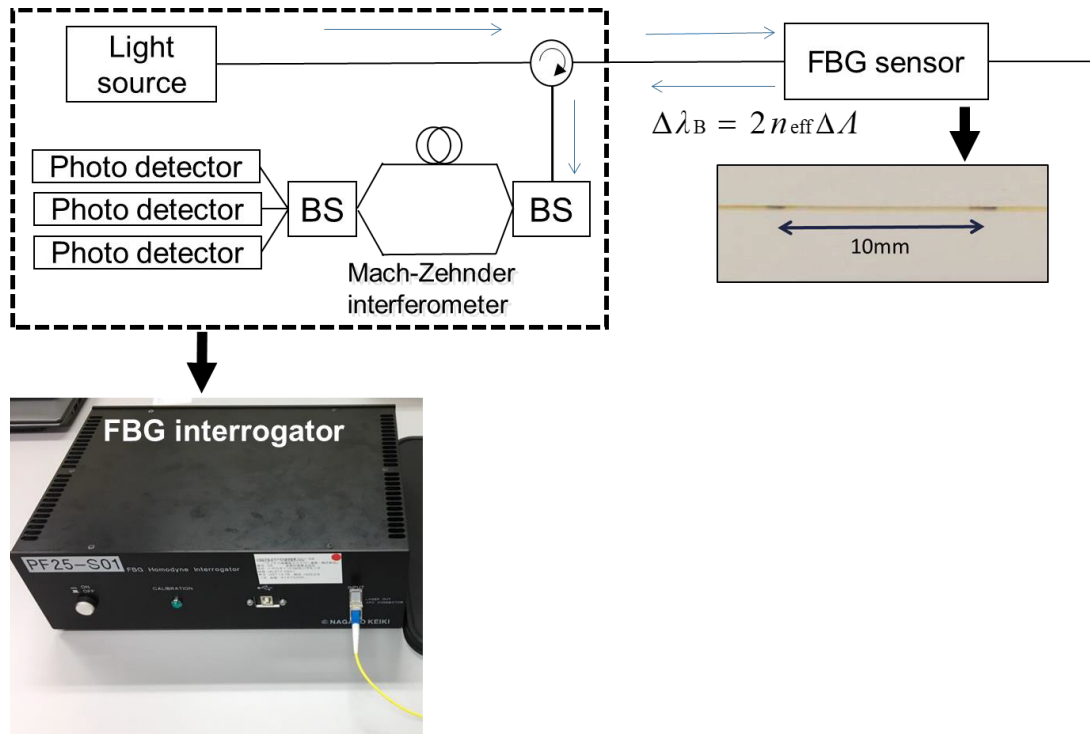


Fig. 2.1 FBG センサシステムの外観および構成

Table 2.1 装置仕様

	ASE光源	
光源	出力[mW]	30
	波長範囲[nm]	1525-1575
検出器	InGaAs PIN PD	
波長分解能[pm]	±0.1	

2.3 人工血管モデル実験

本実験では Fig. 2.2 に示す人工血管と拍出装置をアクリルパイプで繋いだ実験システム (Fig. 2.3) を用いて血管内の血液の流れを再現した。さらに、人工血管上に FBG センサと超音波画像診断装置を設置し同時に測定することで、人工血管の径変化と FBG センサで得られる信号の対応関係を明らかにした[21]。また流路内には圧力計を設置し FBG センサと同時に測定を行っているため、FBG センサと人工血管内圧の対応関係も解明できる。人工血管モデルには直径の異なる 4 本の流路があるが、本実験では直径は 8 [mm]のものを使用した。これは直径が太いほうが超音波画像を明確に撮影しやすいためである。Table 2.2 には人工血管モデルとモデル特性を示した。今回用いた排出装置は、拍出流量と拍出時間を任意で設定することが可能である。パイプの中を擬似血液で満たし、拍出装置のピストンで押し引きすることで血液の流れる動きの再現を行う。本実験では拍出流量、拍出時間を変化させた。

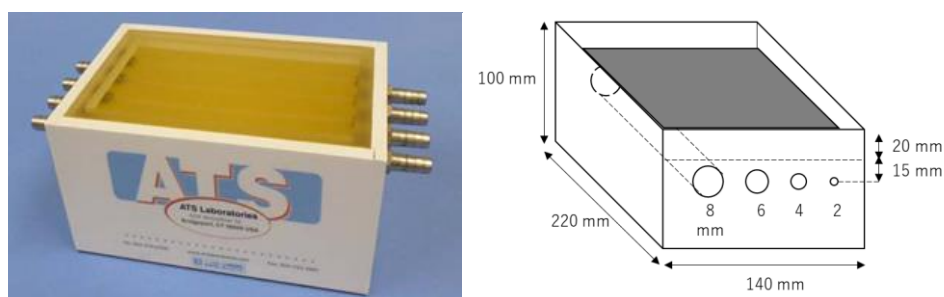


Fig. 2.2 人工血管モデルおよび模式図

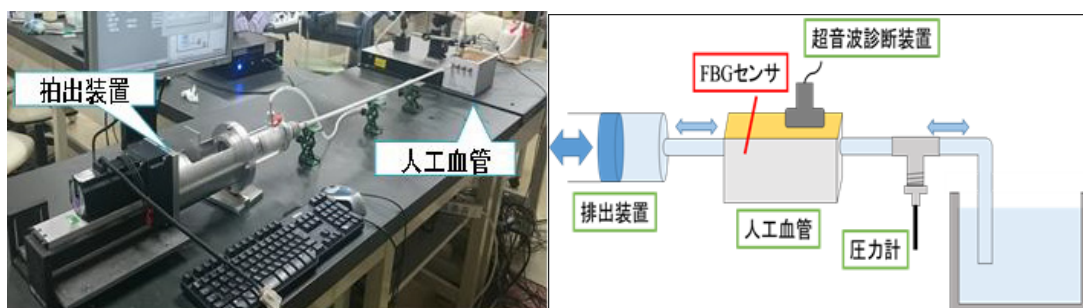


Fig. 2.3 実験システム図

Table 2.2 人工血管モデル特性

モデル	特性
人工血管	末梢血管 Doppler フローファントム (EASTEK 製) 素材：ウレタンゴム 血管直径：8[mm]
擬似血液	血液疑似テスト液 (イーステック 製) 粘度： 4 ± 0.5 [mPa·s] 速度： 1570 ± 30 [m/s] 減衰量： < 0.1 [dB·MHz/cm] 流体物性：Newtonian
グルコース	和光純薬工業

2.3.1 実験方法

FBG 測定システム(PF25-S01)を用いて人工血管の波形データを測定した。FBG センサは Fig. 2.3 のように人工血管上に血流方向に対して垂直となるように医療用テープを用いて貼り付けた。サンプリング周波数は 10[kHz]である。また圧力変換器および動ひずみ測定器(共和電業製)を用いて圧力の測定を行った。装置仕様を Table 2.3 に示す。圧力変換器は人工血管の後ろに接続し、ウレタンチューブ部分にかかる圧力を測定した。サンプリング周波数は 1[kHz]である。排出装置の排出流量と排出時間を変化させ、FBG による測定と圧力計による測定を同時に行った。排出流量は 10[ml], 20[ml], 30[ml]の 3 通り, 排出時間は 0.5[s], 1.0[s], 2.0[s]の 3 通りとし, 全ての流量と時間の組み合わせで 3 回ずつ測定を行った。

Table 2.3 装置仕様

装置	仕様
圧力変換機	PGM-2KC (共和電業製)
	測定レンジ : 0-200[kPa] 精度 : $\pm 1.5[\%]$
動ひずみ測定器	DPM-602A (共和電業製)
	感度 : ブリッジ電圧 $2V_{rms}$, 10×10^{-6} ひずみ入力にて 0.2[V]以上(負荷 5[k Ω]以上), 3[mA]以上(負荷 30[Ω])
	SN 比 : レンジ 100×10^{-6} ひずみのとき 46[dB _{p-p}]以上(約 1/200) レンジ 100×10^{-6} ひずみ以外では 52[dB _{p-p}]以上(約 1/400)

2.3.2 実験結果および考察

例として、Fig. 2.4 に排出流量 30[ml], 排出時間 1.0[s]における、FBG センサで測定された信号と圧力計より測定された圧力変化を示す。FBG の信号には、バンドパスフィルタ(0.005[Hz]~7.5[Hz])を施した。両者を比較した結果、FBG 信号と圧力変化は相関係数 0.95 と高い正の相関があった

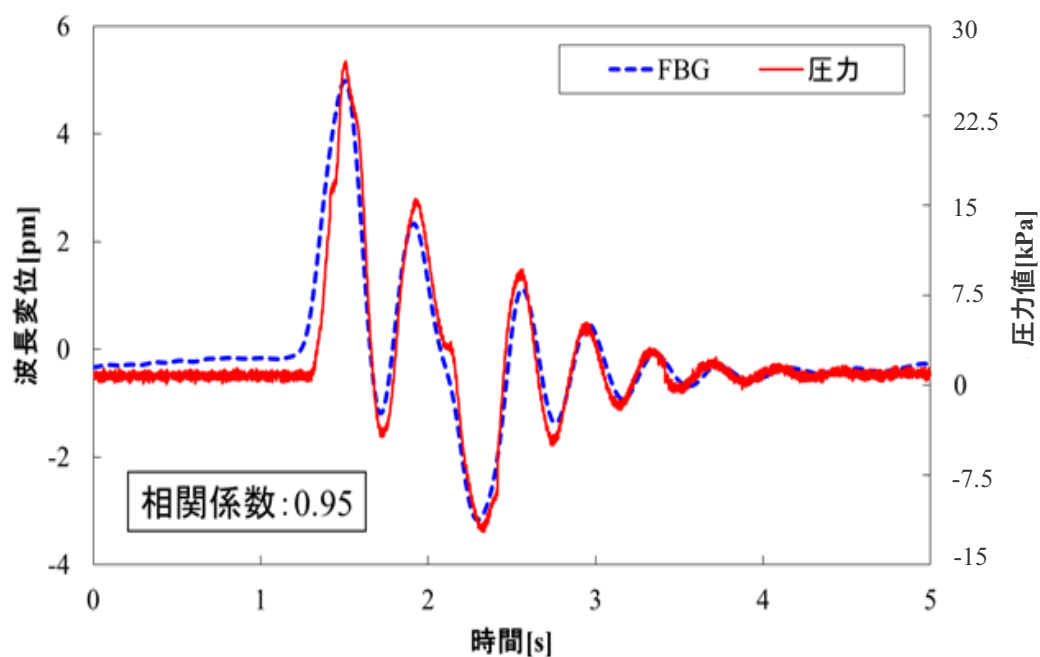


Fig. 2.4 波長変位(FBG)と圧力変化(圧力計)

Table 2.4 排出流量, 排出時間による最大圧力変化に排出流量, 排出時間の各条件において圧力計が示した最大圧力, また各条件における最大圧力の平均値を示す. また, 血圧上昇の要因の一つに心拍出量がある[22]. 心拍出量とは心臓が 1 分間に送り出す血液量のことである. したがって, モデル実験における排出流量と排出時間は人体における心拍出量に相当し, 式(5.1)で表される.

$$(\text{排出流量}) \times (60 / \text{排出時間}) = (\text{心拍出量}) \quad (5.1)$$

式(5.1)を用いてにおける排出流量と排出時間を心拍出量に換算したものを Table 2.4 中に示した.

Table 2.4 から, 排出時間が短くその中でも排出流量が多くなるにつれ, 最大圧力が大きくなった. このことから同じ血管径に疑似血液を流す際, 圧力は排出流量と排出時間に依存するといえる.

また, 心拍出量が増加するにつれ, 平均最大圧力が増加する傾向が確認できた. このことから血圧を上昇させる要因の一つとして心拍出量の増加があることをモデル実験において確認することができた.

第2章 FBG センサを用いた血圧予測における機序解明

Table 2.4 排出流量, 排出時間による最大圧力変化

排出 流量	排出 時間	心拍 出量	最大 圧力	平均最大 圧力
[ml]	[s]	[ml/min]	[kPa]	[kPa]
10	2	300	5.40	5.5
10	2	300	5.40	
10	2	300	5.79	
20	2	600	7.36	7.5
20	2	600	7.55	
20	2	600	7.55	
30	2	900	15.21	12.2
30	2	900	10.69	
30	2	900	10.59	
10	1	600	11.67	11.7
10	1	600	11.77	
10	1	600	11.67	
20	1	1200	24.53	24.5
20	1	1200	25.21	
20	1	1200	23.74	
30	1	1800	35.41	35.6
30	1	1800	35.81	
30	1	1800	35.71	
10	0.5	1200	47.088	47.415
10	0.5	1200	48.069	
10	0.5	1200	47.088	
20	0.5	2400	61.803	62.457
20	0.5	2400	62.784	
20	0.5	2400	62.784	
30	0.5	3600	62.784	62.784
30	0.5	3600	62.784	
30	0.5	3600	62.784	

また最大圧力による FBG 信号の変化を比較する。条件は①流量 10[ml],時間 2.0[s], ②流量 20[ml],時間 1.0[s], ③流量 30[ml],時間 0.5[s]である。各条件において、フィルタ処理後の FBG 信号を平均化したものを Fig. 2.5 に示す。結果, 平均最大圧力が大きくなるにつれ, FBG 信号の振幅が増大した。以上の結果より, FBG 信号と圧力計の値の変動は対応しており, FBG センサを用いて測定されたひずみの変化量は圧力の相対値であるといえる。そのため, 血管上に FBG センサを貼り付けることで血管内圧の変化を測定することができ, 測定された FBG 信号を解析することで血圧は算出可能である。

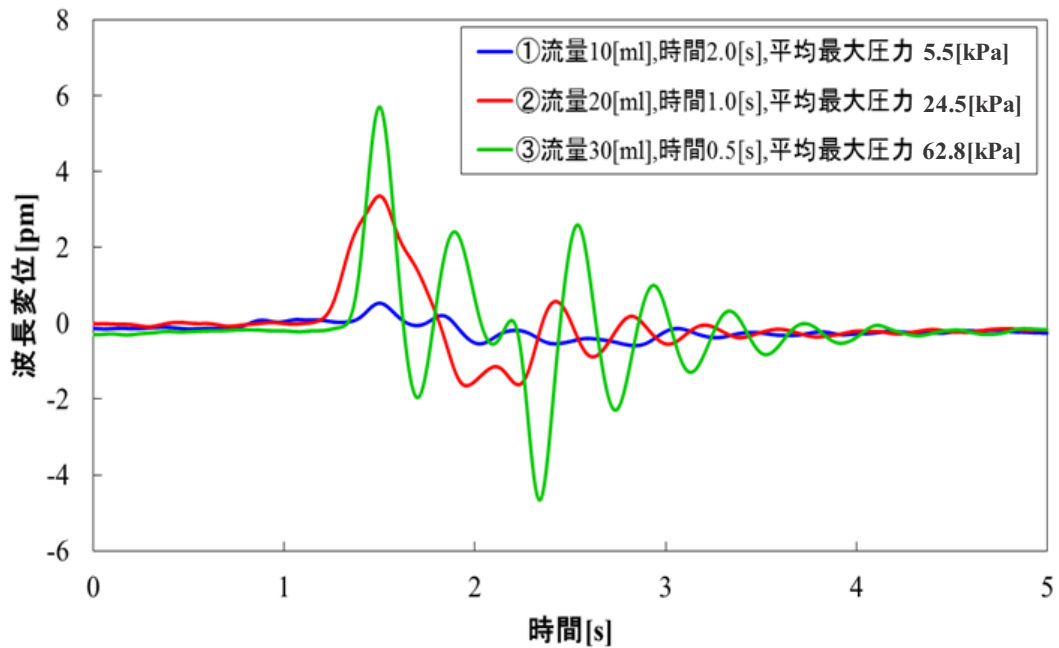


Fig. 2.5 平均最大圧力による FBG 信号

2.4 橈骨動脈モデル実験

2.4.1 実験装置

Fig. 2.6 および Table 2.5 に示した橈骨動脈モデルと拍出装置をポリウレタンチューブで繋いだ実験システム(Fig. 2.7)で実験を行った[21]. チューブの中を擬似血液で満たし, ポンプによって血液の流れる動きの再現を行う. ポンプの動作条件は, 周波数 1.8[Hz], 吐出流量 1080[ml/min]である. ここで流路内に設置されている絞り抵抗は, 絞りを調節することで反射波の影響の強弱を調整できる. またキャパシタは, 流路の内圧最低値の調整および過剰な反射波の除去のために設置してある.

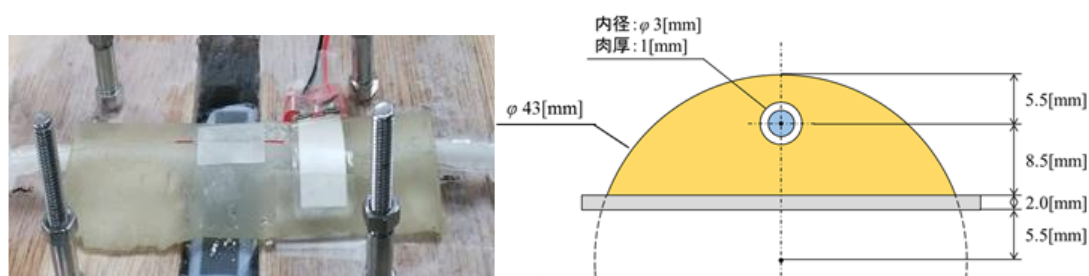


Fig. 2.6 橈骨動脈モデルと模式図

Table 2.5 橈骨動脈モデル特性

部位	モデル特性
橈骨動脈	血管縫合モデル(細)単層チューブ(タナック(株)) 内径：3[mm]，外径：5[mm] 材質：クリスタルゲル 硬さ：29[MPa] 比重：0.891 引っ張り強さ：1.94[MPa] 圧縮永久歪：8.9[%] 伸び：1000[%]以上 10%圧縮応力：0.06[MPa]，20%圧縮応力：0.14[MPa] 200%応力：0.22[MPa]，500%応力：0.56[MPa] 反発弾性率：68[%]
周囲組織	超軟質造形用樹脂人肌のゲル アスカーC 硬度0 ((株)エクシール) 圧縮弾性率：0.1[N/mm ²] 直径：43[mm]
橈骨	PET
血液	CIRS Blood Mimicking Fluid Model 046 粘度：4±0.5[mPa·s] 速度：1570±30[m/s] 減衰量：<0.1[dB·MHz/cm] 流体物性：Newtonian

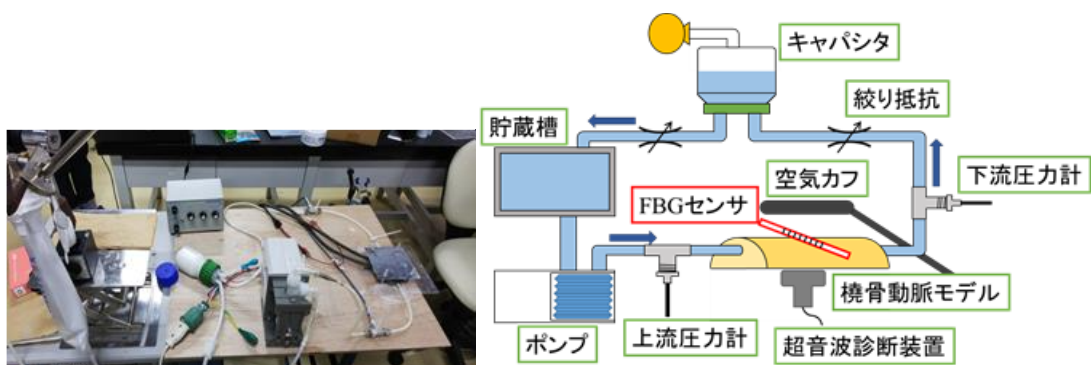


Fig. 2.7 実験システム

2.4.2 測定項目

① FBG 測定

FBG 測定システムを用いて橈骨動脈モデルにおける脈波の波形データを測定した。FBG センサはモデル中央部に医療用テープを用いて貼り付けた。サンプリング周波数は 1[kHz]である。

② 圧力測定

流体化学研究所の所有する圧力変換器(共和電業:PGMC-A200KP)および動ひずみ測定器(共和電業:DPM-911B)を用いて圧力の測定を行った。圧力変換器は橈骨動脈モデルの上流部, 下流部それぞれに接続し, チューブ部分にかかる圧力を測定した。サンプリング周波数は 100[Hz]である。

Table 2.6 装置仕様

装置	仕様
圧力変換機	PGMC-A200KP (共和電業製) 定格容量：200[kPa] 非直線性：±1.5[%]RO 以内 ヒステリシス：±1.5[%]RO 以内 定格出力：0.6mV/V(1200×10 ⁻⁶ ひずみ)以上
動ひずみ測定器	DPM-911B(共和電業製) 非直線性：±0.1[%]FS 以内 SN 比：60[dBp-p]以上

③ 超音波映像測定

流体科学研究所の所有する超音波診断装置 LOGIC S8(GE ヘルスケア製)を使用し、人工血管内部の超音波映像を下側から撮影した。動画フレームレートは26[fps]であり、1[pix]=0.069[mm]である。撮影断面方向は血流方向に対して垂直とし、橈骨動脈モデルの下部から断面を撮影した(Fig. 2.8)。FBG センサは血流方向に対して垂直になるように固定した。

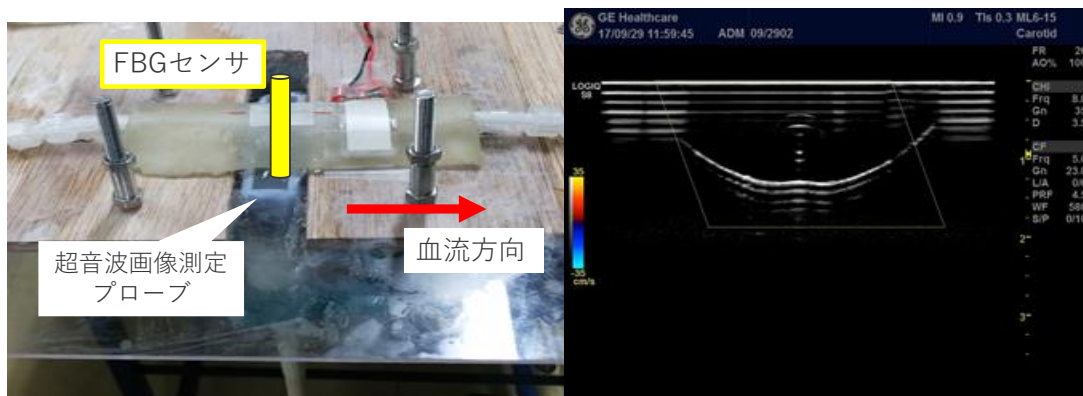


Fig. 2.8 超音波映像測定

2.4.3 解析方法

FBG 信号にはローパスフィルタ 5.0[Hz]処理を施した。また同様に、モデルの上流部、下流部で測定したチューブの圧力信号もローパスフィルタ 10[Hz]を施した。その後、上流,下流部の圧力信号を平均し、この平均波形を血管内圧とした。超音波映像においては、以下のように画像の輝度ピークより血管直径の時間変化を算出した。

- ①動画を1フレームごとの画像として出力
- ②出力された画像において、輝度 $Y = 0.2989 \cdot R + 0.5870 \cdot G + 0.1140 \cdot B$ によって RGB 画像からグレースケール画像へ変換
- ③グレースケール画像において、適当な直線状の輝度変化を取得
- ④輝度のピーク間距離より血管直径を算出(1[pix] = 0.69[mm])

2.4.4 実験結果および考察

Fig. 2.9~Fig. 2.11 に、FBG センサを血流方向に対して垂直に固定したときの FBG 信号、血管直径変化、血管内圧変化をそれぞれ示す。このとき、FBG 信号と血管内圧変化との相関係数は 0.98、また FBG 信号と血管直径変化との相関係数は 0.78 と両者とも高い正の相関を示した。したがって、FBG 信号は血管内圧変化および血管径変化と対応していることを確認することができた。

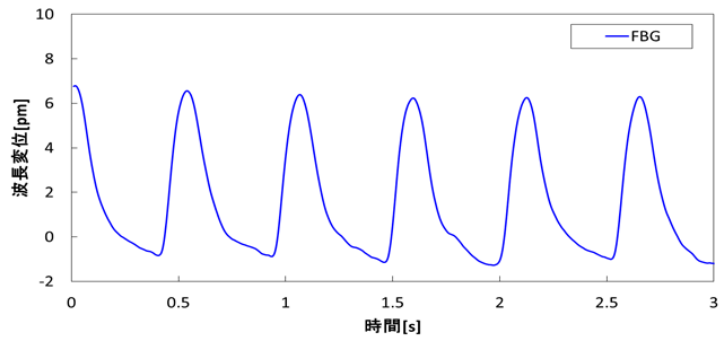


Fig. 2.9 FBG 信号

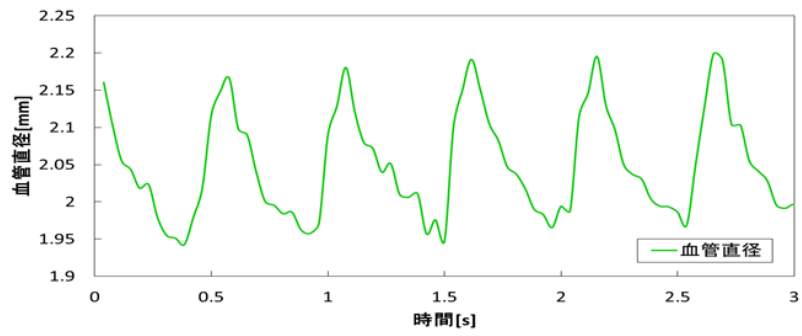


Fig. 2.10 血管直径变化

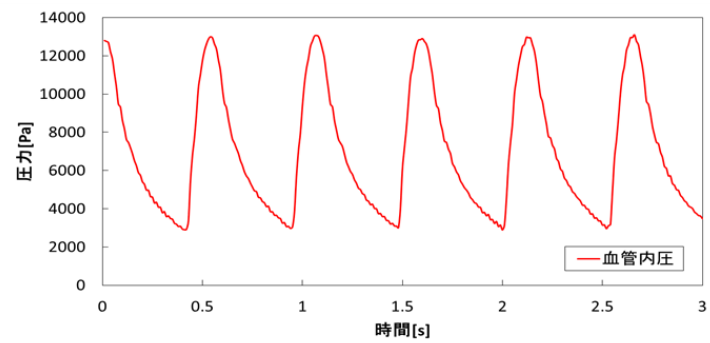


Fig. 2.11 血管内压变化

2.5 結言

人工血管モデルを用いた実験を行った結果、FBG センサで測定される信号は血管内圧と非常によく対応していることが明らかとなった。また FBG センサの脈波測定部位である橈骨動脈を模擬したモデルにおいても血管の内圧および血管径とよく対応する結果が得られた。したがって、FBG センサを人体の脈動部位に固定し得られる脈波には血圧の変化が反映されると考えられる。その情報を含んだ脈波に基づく血圧予測は妥当性がある。

第 3 章

FBG センサを用いた血圧予測における 脈波パターンの影響

第3章

FBG センサを用いた血圧予測における脈波パターンの影響

3.1 概要

FBG センサを用いた血圧予測の被験者は健常な 20 代男性に限られており、汎用性の検証が不十分である。先行研究において人の脈波形状は年齢や動脈硬化度によって大きく 7 パターンに変化することが知られている[23], [24]。20 代と高齢者では脈波の形状が大きく異なるため、FBG センサを用いた血圧予測が可能か検証を行う必要がある。また脈波パターンや個人ごとに検量モデルを作成するのは非常に時間がかかる。そこで本章では、脈波パターンがそれぞれ異なる 7 名の高齢者を被験者とし、先行研究と同様の手法で被験者一括の検量モデルを作成し、血圧予測が可能であるか実験を行い検証した。

3.2 計測システム

本報告ではパッシブエッジドフィルタ（以下、PE フィルタ）を用いた計測システムを作成し実験を行った[25]。用いた PE フィルタは Fig. 3.1 の概念図のように、1543 nm を中心として透過率と反射率が変化するフィルタ機能を有している。また使用した FBG センサの中心波長は 1543 nm である。したがって FBG センサを橈骨動脈上の皮膚表面等にテープ等で固定すると脈動がセンサ部分にひずみを加え中心波長が変化する。それに伴って、PE フィルタの透過光と反射光

強度の差も変化する．その光の強度変化を連続的に測定することで脈波が測定できる[26]．Fig. 3.2 に本システムの概要を示す．本システムは PE フィルタを用いた簡素なシステムであるため，波長掃引方式やマッハツェンダー干渉計を使用するシステム[17]に比べて小型化しやすいメリットがある．さらに高い再現性と 1 kHz のサンプリングレートでひずみを測定することができるため，橈骨動脈上などの皮膚表面に固定することで Fig. 3.3 のような脈波を測定することができる．本報告で作成した FBG 測定器は幅 70 mm ，奥行 100 mm ，高さ 60 mm ，重量 175 g である

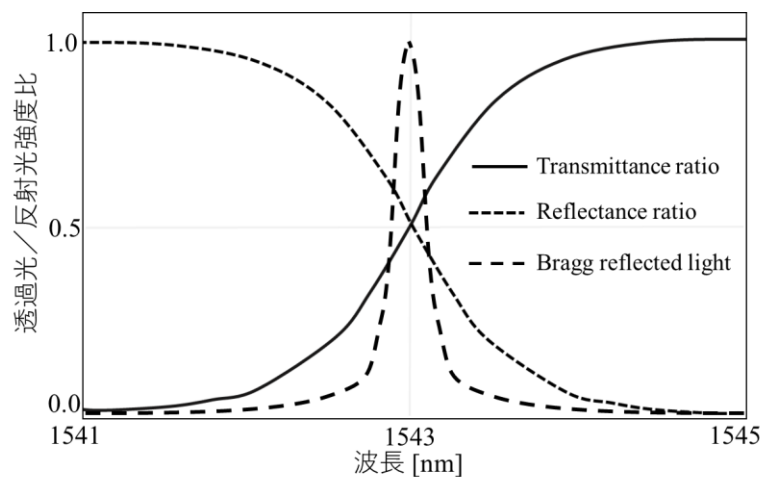


Fig. 3.1 パッシブエッジドフィルタの概念図

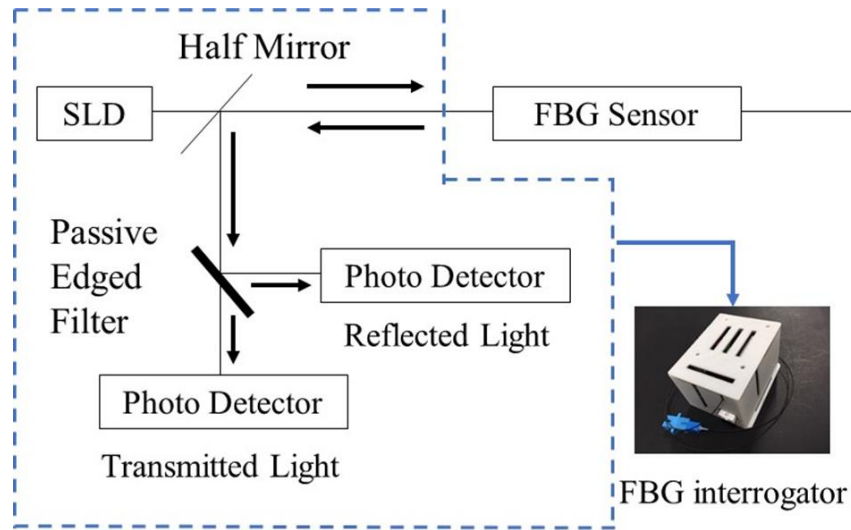


Fig. 3.2 本システムの概要

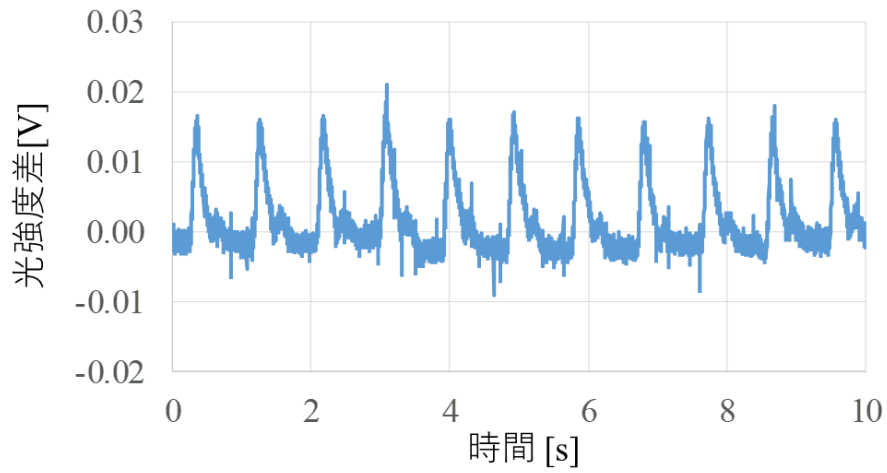


Fig. 3.3 測定される脈波の例

3.3 方法

3.3.1 FBG センサによる脈波測定と参照血圧測定

指尖容積脈波を二次微分した加速度脈波は年齢や動脈硬化の進行に伴いその形状が変化し、A~G の 7 パターンに分類されることが知られている[23], [24]. 本実験では年齢や脈波パターンの多様性のため信州大学医学部附属病院の外来患者 29 名を被験者とした. また Fig. 3.4 に実験時の被験者の様子を示す. 被験者の姿勢は仰臥位で, FBG センサを医療用テープで左手首の橈骨動脈上皮膚表面に固定し, 脈動によるひずみを脈波として測定した. この時 FBG センサは橈骨動脈に対して垂直に配置した. CNSystems 社製非観血式連続血圧計 CNAP Monitor 500 を用いて参照血圧を測定した. CNAP Monitor 500 は容積補償法を用いた連続血圧測定器であり, 右手の人差し指, 中指に小型のカフを装着すること



Fig. 3.4 測定中の被験者の様子

で一心拍ごとの収縮期血圧 (Systolic Blood Pressure: SBP) および拡張期血圧 (Diastolic Blood Pressure: DBP) を測定できる[27], [28]. また測定精度は ± 3 mmHg である. FBG センサによる脈波測定と連続血圧計による血圧測定を同時に5分間行った.

FBG センサによって測定された脈波と参照血圧を用いて血圧予測に必要なデータセットを作成した. 5分間測定した脈波にバンドパスフィルタ処理 (通過帯域 $0.5 < f < 5$ Hz) を施し, 高周波ノイズやセンサ部分の温度変化によるベースライン変動の影響を除外する. 次に Fig. 3.5 に示すように1次微分処理を施した後, ピークから次のピークまでの1パルスに切り出す. そして切り出したパルスを5つずつ平均し, 縦軸の最大値を1, 最小値を0に規格化する. 脈拍数によって1パルスの時間は異なるため, 脈波の時間は0.65秒に統一した. また, その規格化したパルスに対応した5つの参照血圧も平均した. これは5パルスの間に急激に血圧が変化することは非常にまれであり, FBG センサで測定される脈波も1パルスより5パルスで平均したほうがSN比の高いなめらかなパルスが得られるためである. また, 先行研究では約20パルスを平均し血圧予測を行っているのに比較すると, 5パルス平均はより実用的である. 平均し規格化した1パルスと, それに対応する血圧を1つのデータセットとする. 一例として, 得られる心拍数が60回/分の場合, 5分間測定を行うと心臓の拍動に対応した脈波が300パルスとその一拍ごとに対応する参照血圧が300個得られる. そのため5分間では60データセットが作成される.

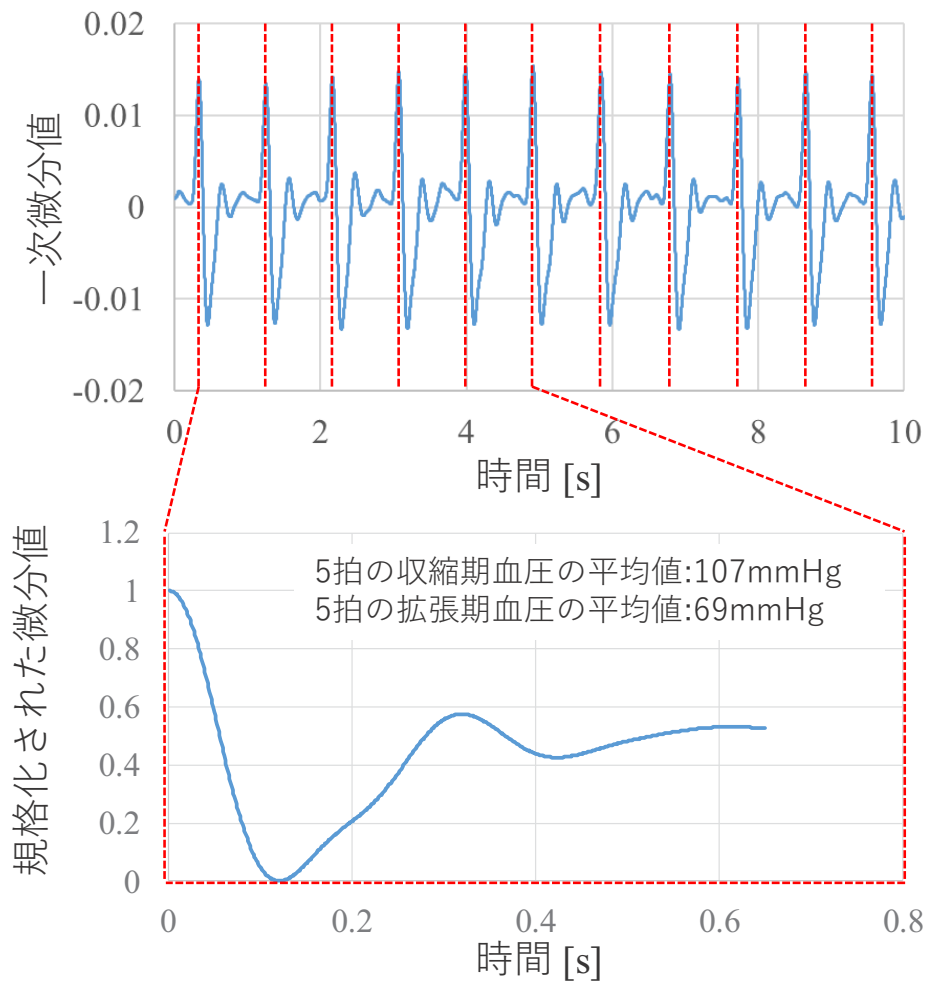


Fig. 3.5 脈波信号処理の概要

3.3.2 脈波パターンの分類と被験者の選定

Fig. 3.6 に示すように加速度脈波には a~e の変曲点が存在する[23],[24]. 前項で作成した平均し規格化された 1 パルスと加速度脈波はよく対応することがわかっている[29]. 本実験では佐野らが提案する脈波を 7 パターンに分類する手法を用いて脈波を分類した[23],[24]. すなわち, 加速度脈波における a 点を 1, 最小値 (b 点もしくは d 点) を 0 とし, 各変曲点の値とその差の大小関係により分類する方法である[23],[24]. 前項で作成した 1 パルスを被験者ごとにすべて平均し各変曲点の値の大小関係によって分類を行った. Table 3.1 上段に各脈波パターンに該当した被験者数を示す. 本実験では脈波パターン E に該当する被験者は 1 人のみであった. 脈波パターンがそれぞれ異なる被験者のデータで血圧予測を行うことを目的としている. そのためパターンによる偏りの影響を考慮し各パターンから 1 人ずつ被験者を選定し血圧予測を行った. また E パターン以外の 6 名は各パターンの被験者の中で脈波の SN 比が高く FBG センサで測定した脈波に, 体動によるノイズが最も少ない被験者を選定した. 選定した被験者の年齢, 性別を脈波パターンごとに Table 3.1 中段に示す. 50 代から 90 代の被験者であり, 男性 3 名, 女性 4 名である. 作成されたデータセット数を Table 3.1 下段に示す. 被験者ごとに検証点数に差があるのは心拍数が異なることや, 実験中の体動ノイズにより脈波が乱れた部分を除外したためである.

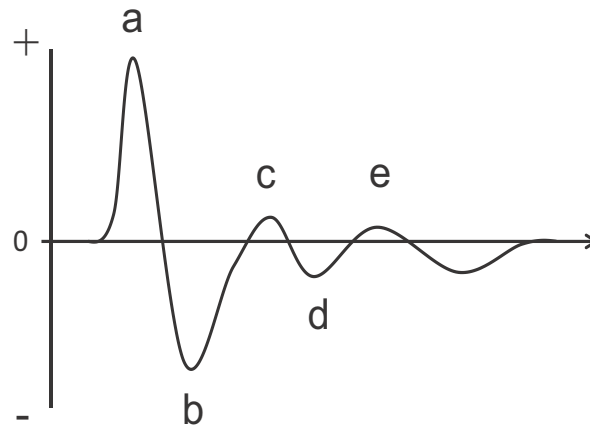


Fig. 3.6 加速度脈波の変曲点

Table 3.1 脈波パターンごとの被験者数（上段）と選定した被験者の情報（中段）
および被験者ごとのデータセット数

脈波パターン	A	B	C	D	E	F	G
被験者数	5	5	2	7	1	3	6
年齢	65	51	73	56	82	98	67
性別	女性	男性	女性	男性	男性	女性	女性
データセット数	65	52	79	64	51	68	58

3.3.3 血圧予測方法

第2章にて、FBG センサで測定される脈波信号には血圧の情報が含まれることが明らかになった。その情報を多変量解析の一種である Partial Least Squares Regression (PLSR)を用いて抽出し、検量モデルを作成して血圧が未知の脈波信号をモデルに当てはめることで血圧を予測する。

本実験では、前節で選定した7名のデータセットを用いて血圧予測のための検量モデルを作成した。検量モデルはソフトウェア Pirouette の PLSR を用いて作成した。PLSR は主成分回帰分析とは異なり、説明変数と目的変数の両者を使用して Factor (潜在変数) を逐次的に計算し、それを用いて回帰式を算出する手法である[30]。変数を含む全情報を利用するため主成分回帰分析より高い予測精度が得られる。また主成分回帰分析と同様に多重共線性と試料数と変数の問題も同時に解決できるという利点がある。PLSR では Factor が抽出されるたびに Leave-one-out 法による Cross-validation を行い目的変数と推定値の予測残差平方和 (PRESS 値) を計算する。Factor を増やす前後で予測残差平方和に有意差があるかを F 検定により検証する。それ以上 Factor を増やしても有意差がないとされたときの Factor 数を PLS Factor として決定する。

本実験では説明変数に規格化したパルスを、目的変数には対応する参照血圧を用いて検量モデルを作成し、検証データを検量モデルに代入して血圧を予測した。被験者ごとに無作為に選んだ35データセット、計245データセットを検量モデルの作成に使用し、残りの192データセットで血圧を予測する。また血圧予測の誤差は絶対誤差の平均値で算出する。

3.4 結果および考察

3.4.1 各被験者において測定された脈波

Fig. 3.7 に検量線作成に用いた被験者 A~G の規格化パルスを示す。加速度脈波の A~G パターンによく対応した波形であり図中に示したように加速度脈波の特徴である変曲点 a~e 点を確認できる[23], [24]。被験者 A~D は b 点を 0 に規格化しているのに対して被験者 E~F は d 点を 0 に規格化している。本手法では平均した 1 パルスの最小値を 0 にする規格化処理を行っているためこのような差が表れた。また本実験では被験者 C, D は b 点を 0 に規格化しているが, d 点も 0 に近い値となっている。脈波パターンが C, D の場合, b 点と d 点のどちらが最小値になるかは被験者によって異なり, 必ずしも b 点が最小値にはならない。さらに同じ被験者であっても測定日や時間帯等の測定条件によっては b 点が 0 になる場合と d 点が 0 になる場合が起こると考えられる。

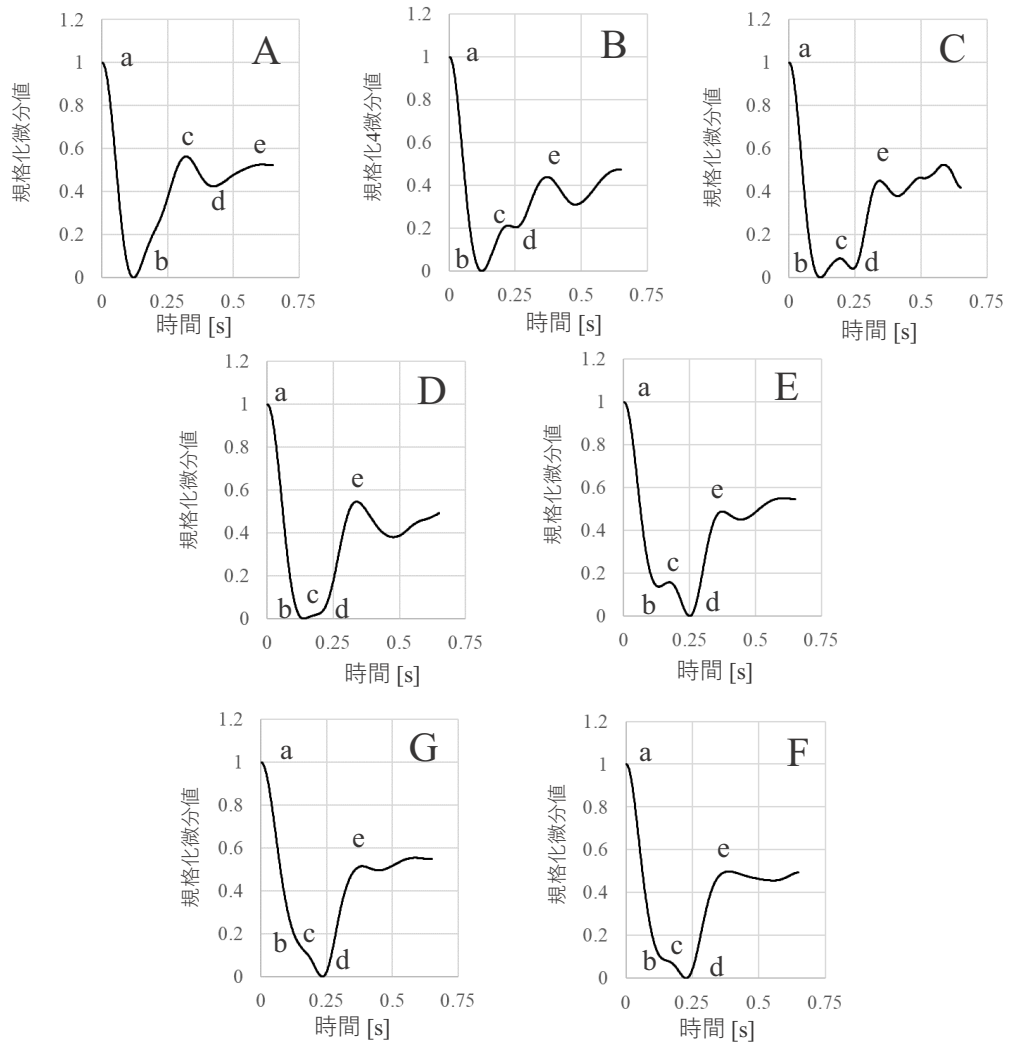


Fig. 3.7 検量線作成に用いた被験者 A~G の規格化パルスの例

3.4.2 検量モデルの作成結果と血圧予測結果

Table 3.2 に検量モデルの作成結果を示す. 得られた PLS Factor は 8 である. R は参照血圧と PLSR によって算出された血圧の相関係数を示し, 収縮期血圧 (SBP) および拡張期血圧 (DBP) は高い相関がある. 収縮期血圧での誤差は ± 6 mmHg, 拡張期血圧では ± 4 mmHg であった. また Fig. 3.8, Fig. 3.9 に検量モデルの作成結果を散布図に示す. 本報告では高齢者 7 名の被験者で実験を行ったため Fig. 3.8, Fig. 3.9 に示すように収縮期血圧ではおよそ 80~160 mmHg, 拡張期血圧では 50~100 mmHg と我々の先行研究[14], [17], [31]と比較しても本研究では広い血圧レンジの検量モデルが作成された.

Table 3.2 検量モデルの作成結果

血圧	データセット数	PLS Factor	R	誤差 [mmHg]
収縮期	245	8	0.91	6
拡張期	245	8	0.86	4

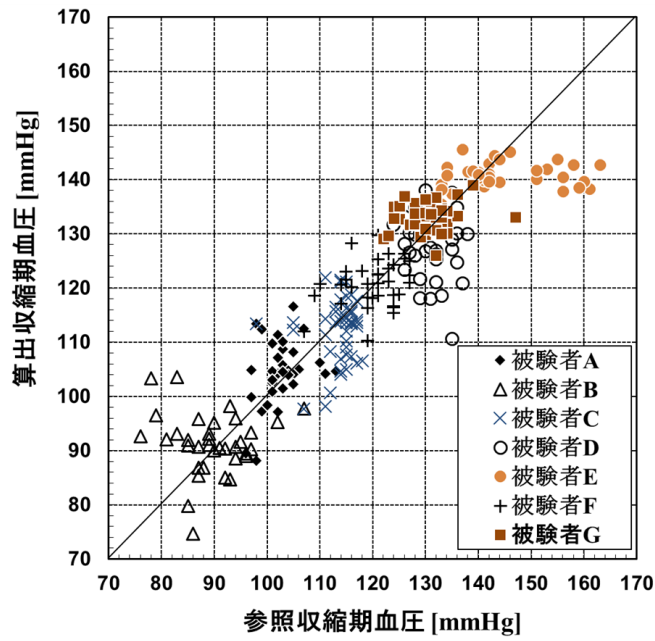


Fig. 3.8 収縮期血圧予測における検量モデルの作成結果

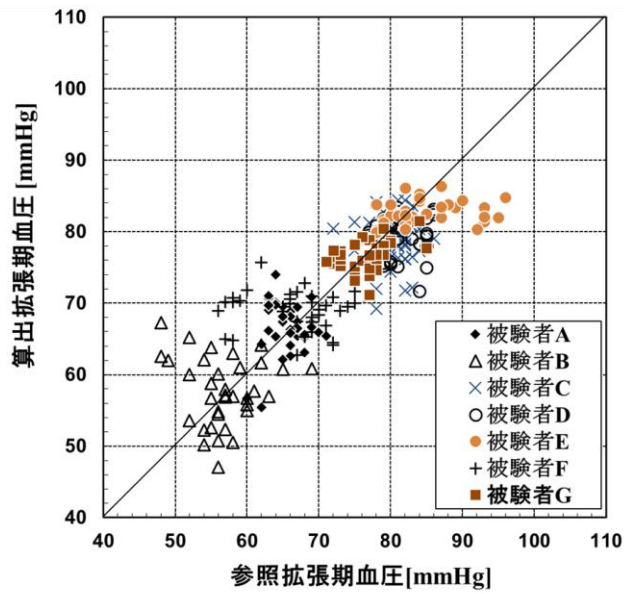


Fig. 3.9 拡張期血圧予測における検量モデルの作成結果

Table 3.3 および Fig. 3.10, Fig. 3.11 に各被験者の検証誤差と参照血圧に対する予測血圧の散布図を示す. 被験者 A は収縮期では ± 4 mmHg, 拡張期血圧では ± 3 mmHg と最も精度よく血圧を予測できた. 全被験者での予測誤差は収縮期では ± 6 mmHg, 拡張期では ± 4 mmHg であった. 日本の自動血圧計の精度基準が ± 5 mmHg であること[32]を踏まえるとそれに近い精度であるといえる.

Table 3.3 各被験者の検証誤差

被験者	データセット数	誤差 [mmHg]	
		収縮期血圧	拡張期血圧
A	30	4	3
B	17	10	6
C	44	5	4
D	23	5	3
E	29	10	5
F	33	6	6
G	16	5	3
All	192	6	4

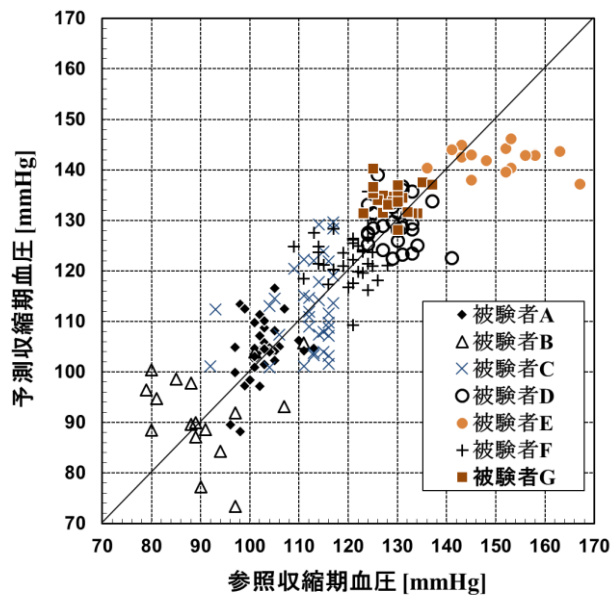


Fig. 3.10 収縮期血圧における血圧予測結果

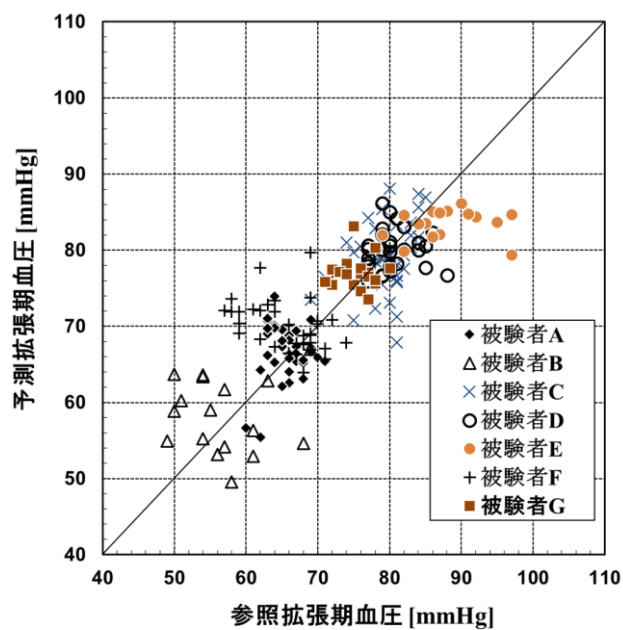


Fig. 3.11 収縮期血圧における血圧予測結果

一方で被験者 B, E の収縮期血圧の予測誤差は 10 mmHg で他の被験者と比較して大きくなった. Fig. 3.10, Fig. 3.11 から検量モデル作成と同様に広い血圧レンジの予測ができたが被験者 B ではばらつきが大きく, 被験者 E では参照血圧に対して低い血圧が予測されている. 佐野らの先行研究から脈波パターン A~B は若い健常者に多く見られ, 脈波パターン C~G は高血圧者さらに脳血管疾患, 虚血性心疾患等の既往歴や現症のある者は E~G パターンが多いことがわかっており血液循環動態を表すと考えられている. このことから本手法は血液循環動態によらず, 一括で血圧予測が行える可能性がある.

また他の先行研究と精度を比較すると, Lin らは 6 名の被験者に対して PTT を用いた手法によって非侵襲収縮期血圧予測を行った結果, 予測誤差は $\pm 6.5\text{mmHg}$ であった[33]. Ahmad らも同様に 24 歳から 63 歳の被験者 10 名とした PTT に基づいた血圧予測の結果, 収縮期血圧では $\pm 5.9\text{mmHg}$, 拡張期血圧では $\pm 4.8\text{mmHg}$ の予測誤差であった[34]. また, Simjanoska らは 16 歳から 83 歳の 51 人の被験者を対象に ECG 信号を用いた機械学習による血圧予測を行った結果, 収縮期では $\pm 7.7\text{mmHg}$, 拡張期では $\pm 9.4\text{mmHg}$ の予測誤差であった[35]. さらに Xie らは光電容積脈波によって得られた脈波信号の特徴量を用いた機械学習を行い収縮期血圧では $\pm 4.2\text{mmHg}$, 拡張期血圧では $\pm 3.2\text{mmHg}$ の精度で血圧予測を行った[36]. 本手法は PPT を用いた先行研究と比較すると被験者数に違いはあるが同程度の精度で血圧が予測できた. さらに本手法は測定部分が一か所でのよいという利点がある. また, 今後は機械学習による血圧予測を検討し, 予測精度の向上を図る. 一方で我々のセンサは血糖値をはじめとする複数のバイ

タルサインの非侵襲測定の可能性が示されていることからウェアラブルデバイスとして有用である[15].

3.4.3 個人検量モデルとの比較と考察

被験者 B, E の予測誤差が大きくなった原因について考察するために個人ごとに検量モデルを作成し、血圧予測を行った。検量モデルの作成には 3.3.3 項で無作為に選んだ 35 データセットを用い、残りのデータセットで血圧を予測した。検量モデルの構築結果と血圧予測の結果を Table 3.4 に示す。なお比較のため PLS Factor は 4 に統一した。被験者 B の検量モデル作成結果は相関係数が 0.52 で収縮期血圧予測の誤差は 7 mmHg であったことから、被験者 B は個人検量線を用いても血圧の予測精度が低い。また被験者 E の作成結果は相関係数が収縮

Table 3.4 検量モデルの構築結果と血圧予測の結果

被験者	血圧	構築結果		予測結果
		相関係数	誤差 [mmHg]	誤差 [mmHg]
A	SBP	0.70	2	3
	DBP	0.60	2	2
B	SBP	0.52	4	7
	DBP	0.52	3	5
C	SBP	0.81	3	3
	DBP	0.83	2	2
D	SBP	0.77	2	3
	DBP	0.67	2	2
E	SBP	0.73	5	6
	DBP	0.78	3	3
F	SBP	0.60	3	4
	DBP	0.58	4	4
G	SBP	0.54	4	4
	DBP	0.63	2	3

期血圧では0.73, 予測の誤差は6 mmHgであった. 被験者Eの参照血圧は130~160 mmHg で高いことを考えると相対的な誤差は小さく, 血圧が予測できていると考えられる. 被験者 B の血圧予測精度が低いのは参照血圧の測定に問題があったと考える. Fig. 3.12 は実験で得られた被験者 B, D の一心拍ごとの参照収縮期血圧の時系列データである. 横軸は連続血圧の測定回数を示し, 縦軸は収縮期血圧である. 被験者 B の収縮期血圧は図中の丸印部分では短時間の間に血圧が大きく上昇している. さらにそのような変化はほかにも存在している. 本実験で用いた連続血圧計は指のカフを加圧し, 血管内圧と平衡させたときの圧力を連続測定することで得られる血圧波形から血圧を算出している[37]. Fig. 3.12 に示した丸印部分の血圧が測定された時のカフ圧変化を Fig. 3.13 に示す. 四角枠内の波形は前後と比較して振幅が小さく, 波形が乱れている. これは被験者が指を意図せず動かしただけが原因であると考えられる. その結果, カフ内圧が指からの圧力で変化し四角枠以降の血圧はそれ以前と比較しておよそ 10 mmHg 急激に上昇したと考えられる. 被験者 B は実験中に同じような現象が複数回起こっていると考えられ, 参照血圧の誤差が大きかったと推察できる. その結果, FBG センサで同時に測定したパルスと参照血圧の関係性が失われ, 血圧の予測精度が低くなったと考えられる. したがって, 脈波パターン B であっても連続血圧測定中の微小な動作(たとえば指の動き)を抑制できていれば本手法による血圧予測の可能性がある. さらに脈波パターン B は 20 代の被験者にも観察され, 我々の先行研究において脈波パターン B を示す被験者の血圧予測の可能性は示されている[31].

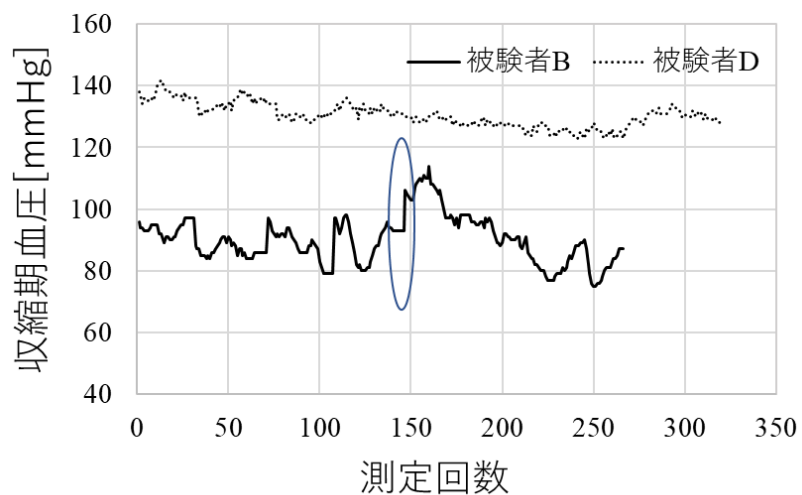


Fig. 3.12 被験者 B, D の一心拍ごとの参照収縮期血圧の時系列データ

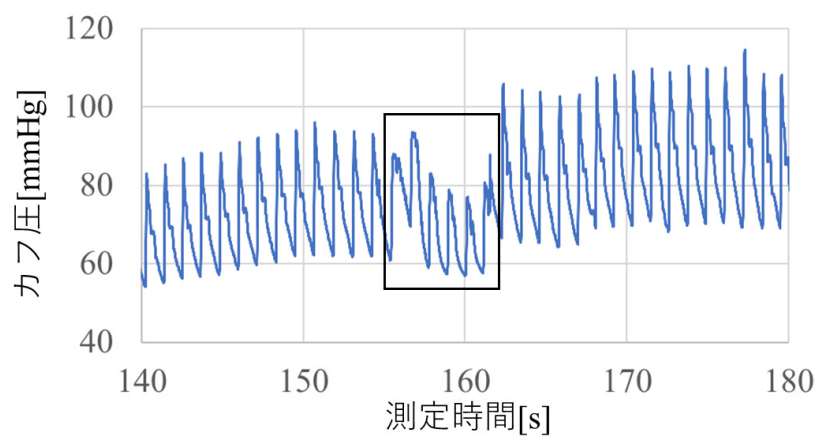


Fig. 3.13 Fig. 3.12 に示した丸印部分の血圧が測定された時のカフ圧変化

一方で、被験者 E は一括して求めた検量線より個人検量線により精度よく血圧を予測できた。すなわち、パルスと参照血圧には関係性があり、それを PLSR によってファクターとして抽出することで血圧を予測できたと考えられる。Fig. 3.14 に被験者 E のデータセット例を示す。四角枠の範囲において参照血圧が上昇すると規格化されたパルスの一次微分値も大きくなる対応関係にある。Fig. 3.15 に PLS ローディングを示す。ローディングの絶対値が大きい部分ほど血圧検量への寄与が大きい。Fig. 3.15 の四角枠部分は Fig. 3.14 の四角枠部分に対応しており、Factor2, 3 のピークが含まれその絶対値も大きいことから血圧変化に対応したパルスの情報を用いて血圧が予測されていると考えられる。

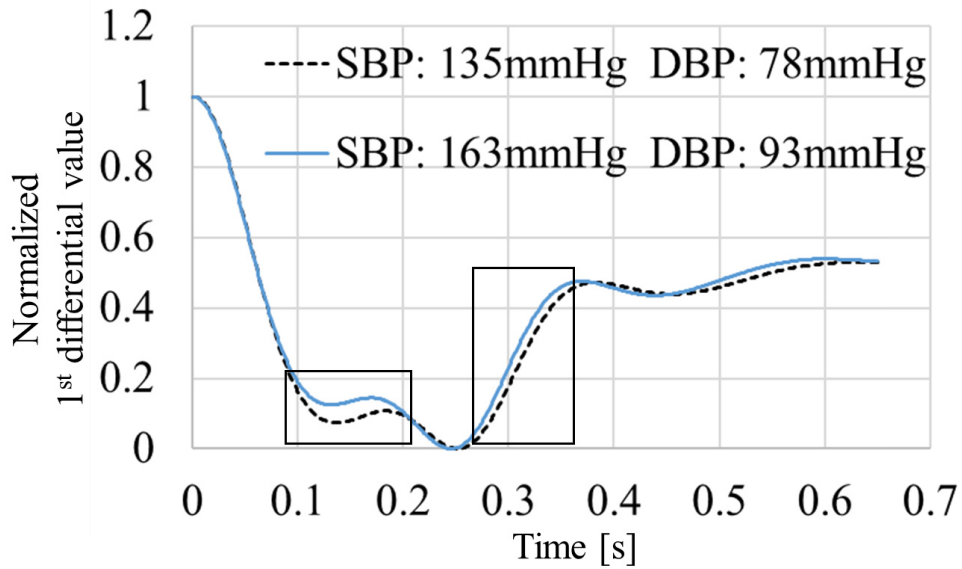


Fig. 3.14 被験者 E のデータセット例

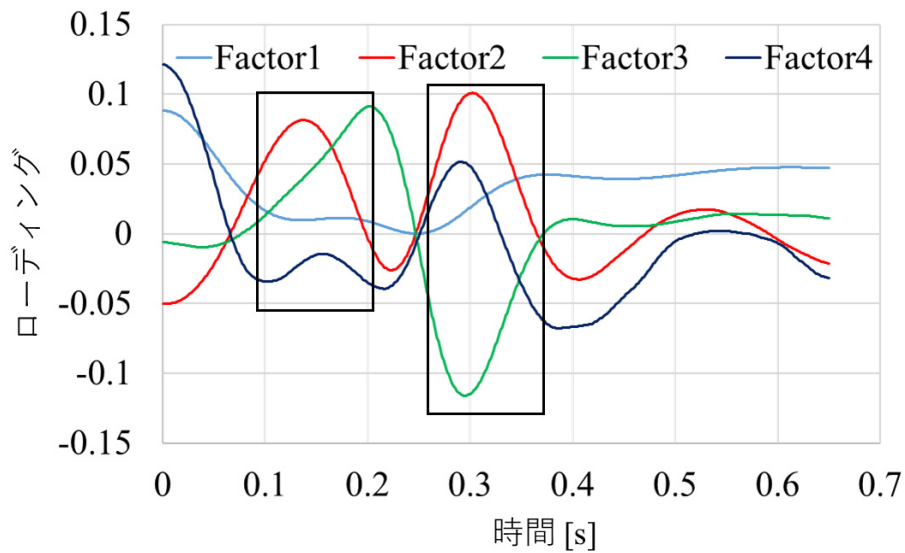


Fig. 3.15 被験者 E の PLS ローディング

しかし、Table 3.4 から被験者 E は全被験者のデータセットを用いた血圧予測では予測精度が低い。Fig. 3.14, Fig. 3.15 から血圧変化に対するパルス変化は特に Factor2 に強く反映されていると考え、Fig. 3.16 に被験者全員のデータセットを用いて検量モデルを作成したときの Factor2 (以下、All-Factor2) と被験者 E のみのデータで検量モデルを作成したときの Factor2 (以下、E-Factor) の比較を示した。All-Factor2 と E-Factor を比較すると波形が大きく異なり All-Factor2 はおよそ 0.25 秒で負のピークが確認できるが E-Factor は約 0.15 秒と 0.3 秒に正のピークが確認できる。このことから被験者 E は血圧変化に対応したパルスの変化がほかの被験者とは異なっていたと推察され被験者全員のデータセットを用いた検量モデルでは血圧予測精度が低下したと考えられる。もしくは脈波パターン E の場合、血圧変化とパルスの変化の関係が他の脈波パターンの場合とは異なっているという可能性もある。本報告では脈波パターン E を示したのが 1 名だったため、今後被験者を増加させ検証する必要がある。

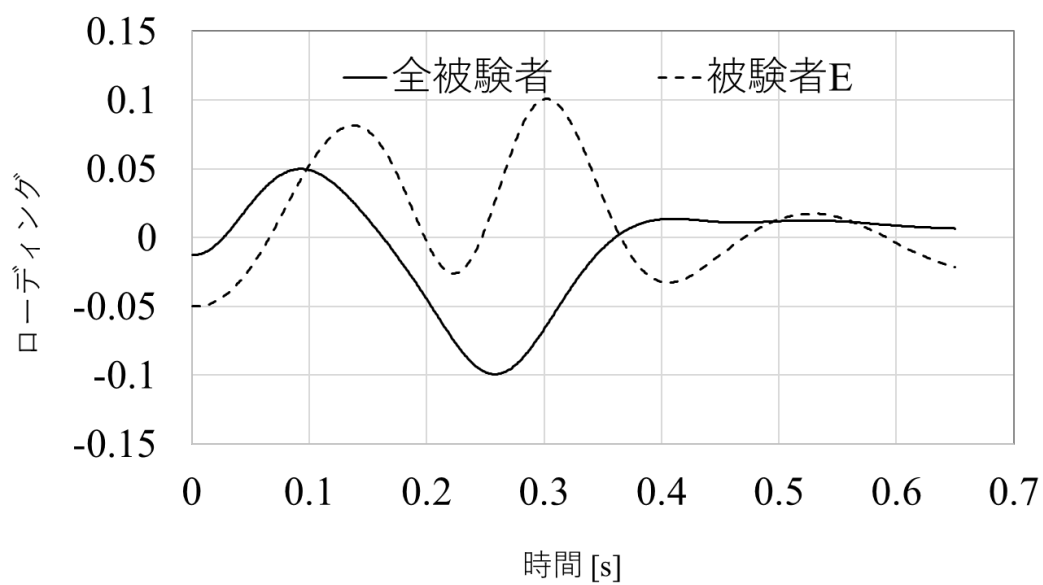


Fig. 3.16 被験者全員の検量モデルにおける Factor2 と被験者 E の Factor2 の比較

Fig. 3.17 に被験者 A, C, D, F, G の Factor2 を示す。被験者 A, C, D はおよそ 0.25 秒で負のピークを示しているのに対し、被験者 F, G は約 0.1 秒に負のピークが確認できる。Fig. 3.16 の All-Factor2 は被験者 A, C, D とピークが対応していることから被験者全員のデータセットを用いた検量モデルは被験者 A, C, D の参照血圧とパルスの関係性に強く影響されて作成されたと考えられる。そうであるとすれば被験者 F, G は今後血圧予測データを増やすのに伴って血圧予測誤差が大きくなる可能性がある。Factor2 は被験者 A, C, D のように約 0.25 秒でピークを示すグループと被験者 F, G のように約 0.1 秒でピークを示すグループの 2 つに分かれた。被験者 A, C, D は 3.1 節で示したように規格化したパルスの b 点が最小値 0 になり、被験者 F, G は d 点が最小値 0 になる。すなわち b 点が最小値 0 になる被験者グループは共通して、Factor2 がおよそ 0.25 秒でピークを示し、d 点が最小値 0 になる被験者グループの Factor2 はおよそ 0.1 秒でピークを示す可能性がある。したがって、検量モデルの作成はすべての脈波パターンを一括して行うのではなく、最小値 0 が b 点になるグループと d 点になるグループの 2 つに分けて行うことで本報告の血圧予測と比較してさらに精度の高い血圧予測の可能性がある。このグループ分けは血液循環動態によって分けているともいえる。今後、被験者を増員させ検証する。しかし、Fig. 3.15 と Fig. 3.17 を比較すると被験者 E は d 点を最小値 0 にする規格化処理にもかかわらず Factor2 のピークは被験者 F, G と一致しないことがわかる。これについても被験者を増やした上で検討していく。

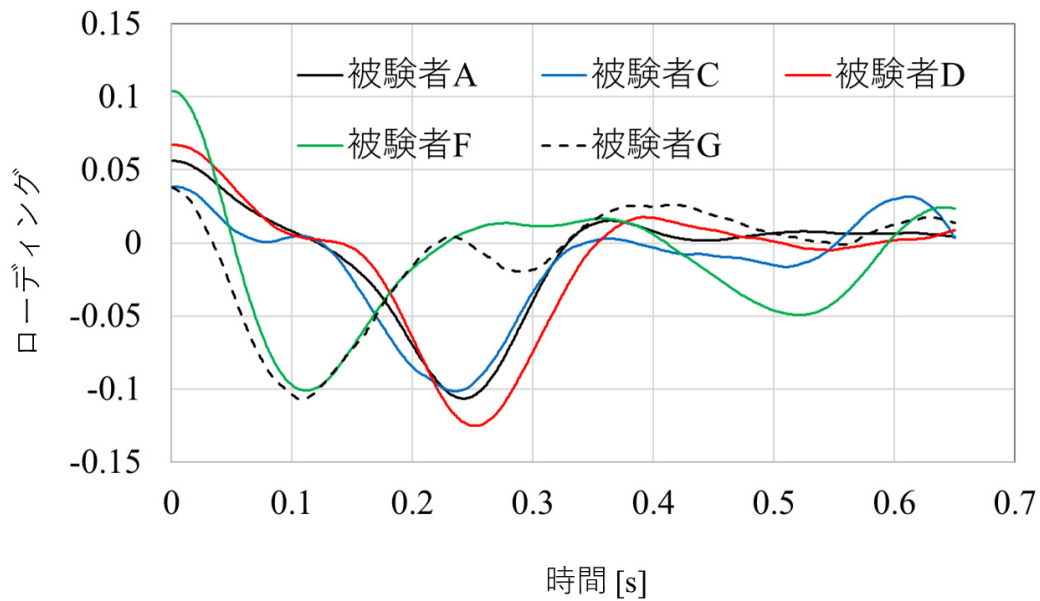


Fig. 3.17 被験者 A, C, D, F, G の Factor2

また 3.1 節で示したように脈波パターン C, D では同一被験者でも最小値の点が異なる場合が起こりうる。例えば b 点が 0 になる脈波を用いて血圧算出を行う際に使用するモデルが d 点で 0 になるモデルであれば血圧算出において不要な誤差要因になると考えられる。そのため、被験者ごとに使う検量モデルを統一するのではなく、測定した脈波の最小値が b 点なのか d 点なのかによって同一の被験者でも適した検量モデルを選択することで精度の高い血圧算出が可能になると考えられる。

3.5 結言

本報告では脈波パターンが異なる 7 名の被験者に FBG センサを用いた脈波測定と連続血圧計による血圧測定を同時に行い, PLSR で検量モデルを作成することで血圧予測を行った. その結果, 全被験者の血圧予測の誤差は収縮期では 6mm Hg, 拡張期では 4 mmHg であり日本の自動血圧計の精度基準に近い精度で予測できた. また, 脈波パターン A~D と F~G のパルスでは, 検量モデルの作成に用いられる部分が異なっていることがローディングから明らかになった. 脈波パターン E はどちらのグループにも当てはまらないローディングを示した. 今後被験者を増加させ脈波パターン E のローディングがどのような形状になるのかを検証する必要がある. そして, 検量モデル作成時に脈波パターン A~D と E~G の 2 つのグループに分け, それぞれを用いて血圧予測を行うことでより高精度に血圧を予測できるか検討を行う.

第 4 章

FBG センサを用いた血圧予測における 固定方法の検討

第4章 FBG センサを用いた血圧予測 における固定方法の検討

4.1 概要

先行研究では FBG センサは医療用のテープで橈骨動脈上皮膚表面などの脈動点に固定されており、それ以外の固定方法を用いた血圧予測は行われていない。テープによる固定は取り外しに時間がかかることやセンサの破断原因の要因となり実用的ではない。そこで本章では、医療用のクリップを用いる手法を提案し、本手法による脈波信号および、それを用いた血圧予測への影響を検討した。

4.2 方法

本実験では FBG センサを医療用クリップを用いて橈骨動脈上に固定することにより脈波信号を測定した[38]。Fig. 4.1 にクリップを用いた脈波測定の概要を示す。FBG インテロゲータから出る光ファイバの FBG センサ部分を日本光電社製ファストクリップに固定している。このクリップは一般的には心電図の電極を手首に固定するのに用いられる。FBG センサを固定したクリップを人の手首に装着することで脈波が測定できる。橈骨動脈上の皮膚に触れる部分には Fig. 4.2 のようにシリコン（横 20mm×縦 30mm×厚さ 3mm）を取り付けその上に FBG センサを固定した。この固定方法を今後シリコン 1 と呼称する。シリコン 1 を用いることで橈骨の脈動点により密着する。

また Fig. 4.3 にシリコンを 2 つ使用した形状のセンサ固定面を示す. 2 つのシリコンを固定面の両端に設置し, その上に FBG センサを固定した. シリコンを 2 つ用いることでクリップの圧による橈骨動脈の変形を低減できると考えた. なぜなら橈骨動脈上には FBG センサのみがあり, シリコンは動脈に触れないためである. この固定方法をシリコン 2 と呼ぶ. このシリコン 1 とシリコン 2 を用いて脈波信号を測定し, その影響を検討する.



Fig. 4.1 クリップを用いた脈波測定の詳細

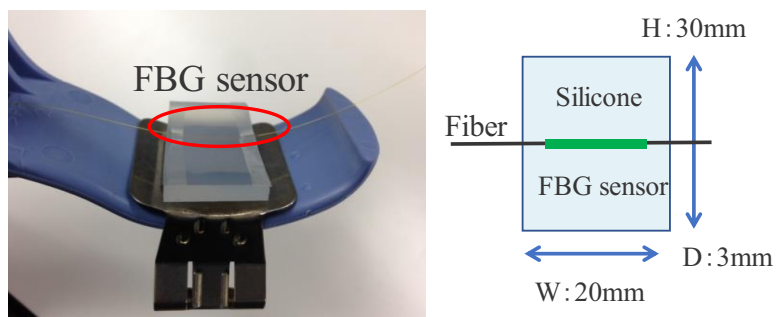


Fig. 4.2 シリコン1の形状

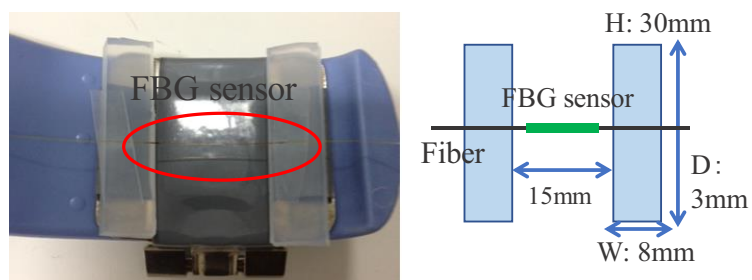


Fig. 4.3 シリコン2の形状

血圧を予測する検量線を構築するために、血圧の参照値とそれに対応した脈波を計測する必要がある。左上腕で OMRON 社製自動血圧計 HEM-1020 を用いて血圧を測定し、これを参照値とした。また血圧測定中の脈波信号を右手首にクリップを用いて固定した FBG センサで測定した。クリップはシリコンを 1 つ設置したクリップ 1 を使用した。自動血圧計の測定開始から終了までを 1 回の測定とし、100 回の測定を行った。脈波信号測定のサンプリング周波数は 10kHz、被験者は 20 代男性 1 名である。同様の実験を、クリップ 2 でも行った。

FBG センサを用いて測定した脈波にバンドパスフィルタ処理（通過帯域 $0.5\text{Hz} \leq f \leq 5\text{Hz}$ ）を施し、ノイズを除去した後、一次微分を行った。処理後の脈波の最大ピークを基準として 1 パルスに切り出す。次に 1 パルスに切り出した時の長さが最短のサンプリング点数に統一し平均する規格化を行った。また平均化後に最大値を 1、最小値を 0 とする規格化を行った。これはベースライン変動の影響や固定圧の変化に起因するピーク高さの変動の影響を減らすためである。

規格化した脈波を説明変数、同時に計測した血圧を目的変数として PLS 回帰分析により血圧を算出する検量線を構築し、検証を行った。本実験ではクリップ 1,2 ともに検量線構築に 75 データ、検証に 25 データを用いた。

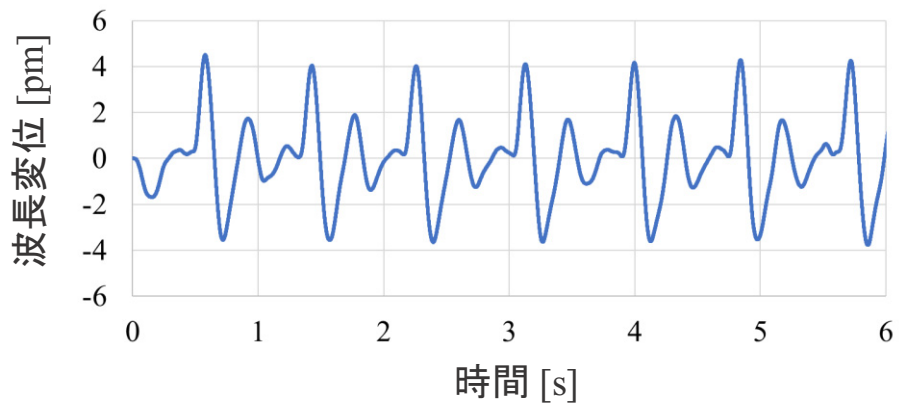
4.3 実験結果および考察

4.3.1 クリップを用いた脈波信号測定

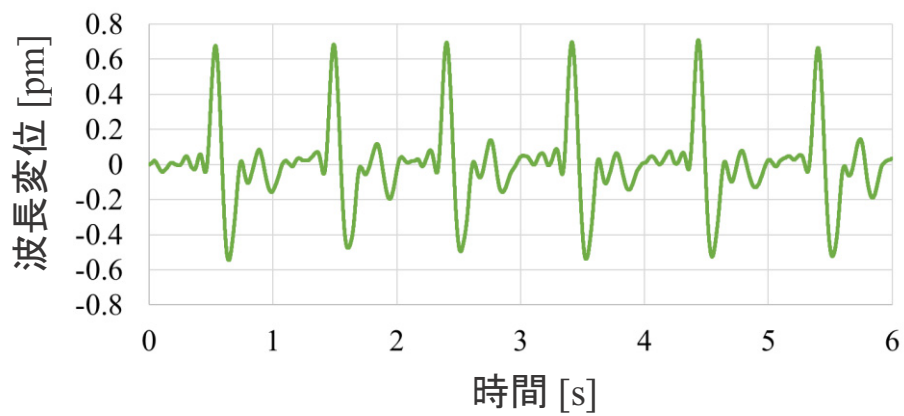
クリップ 1,2 を用いて測定された脈波信号にバンドパスフィルタ処理を施した例を Fig. 4.4 の上, 中図に示す. 比較のために, 医療用テープで FBG センサを固定し測定した脈波信号を Fig. 4.4 の下図に示す. Fig. 4.4 を比較するとどの固定方法でも類似した脈波信号を測定できていることがわかる. クリップ 1 を用いた場合, 脈波信号の振幅が非常に大きく, クリップ 2 と比較すると約 7.5 倍, 医療用テープでは約 9 倍もの差がある. これは FBG センサを固定したシリコンがクリップによって加圧された結果, FBG センサが橈骨動脈に押し付けられ脈動を測定しやすくなったからだと考えられる.

シリコン 2 を用いた場合, 医療用テープで固定した信号よりは振幅が大きい. しかし, シリコン 1 と比較すると振幅は小さい. すなわち, シリコン 2 はシリコン 1 よりも橈骨動脈に加わる圧が小さいが医療用テープよりは大きいことが示唆される.

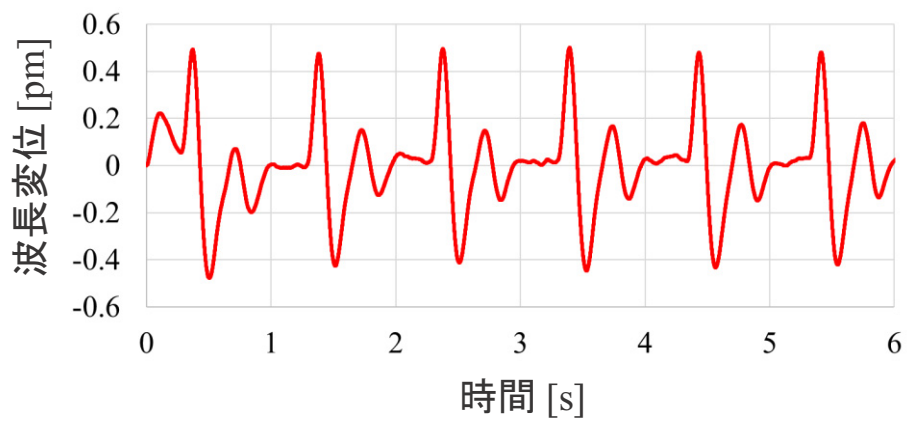
以上のことから, 医療用テープによる固定に限らずとも FBG センサで脈波信号を測定することが可能であることが示された. また, FBG センサに圧力をかけることで測定される脈波信号の S/N 比が著しく向上することが示された.



上図：クリップ 1



中図：クリップ 2



下図：医療用テープ

Fig. 4.4 それぞれの固定方法で測定された脈波の例

4.3.2 血圧予測

Table 4.1 に血圧予測の検量モデル構築，検証結果を，Fig. 4.5, Fig. 4.6 に拡張期血圧における検量モデル構築および検証時の散布図を示す．検量線構築および検証時の標準誤差は 2~4 [mmHg] である．また検量線構築時の相関係数は 0.48~0.88 であり，収縮期拡張期ともにシリコン 2 の方が相関が高い結果となった．またシリコン 1 を用いた拡張期血圧予測の相関がその他の結果と比較して低くなった．

Table 4.1 血圧予測の検量モデル構築，検証結果

固定方法	血圧	検量モデル構築結果		検証結果	
		PLS Factor	相関係数	誤差 [mmHg]	誤差 [mmHg]
シリコン 1	収縮期	4	0.70	3	3
	拡張期	4	0.48	4	2
シリコン 2	収縮期	4	0.87	3	3
	拡張期	4	0.88	3	4

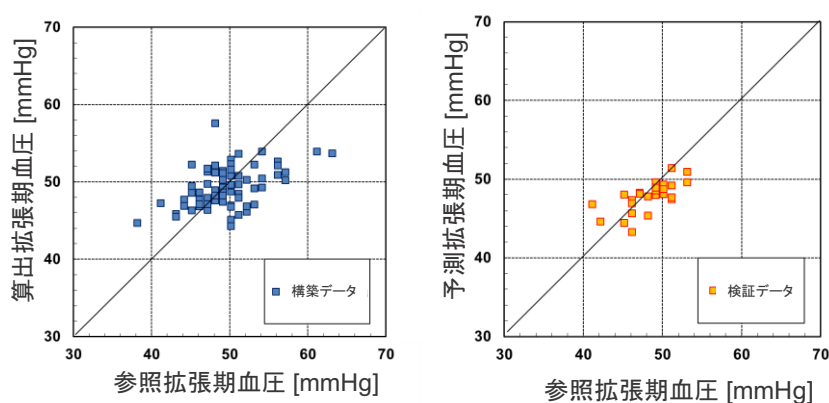


Fig. 4.5 拡張期血圧における検量モデル構築および検証時の散布図(クリップ 1)

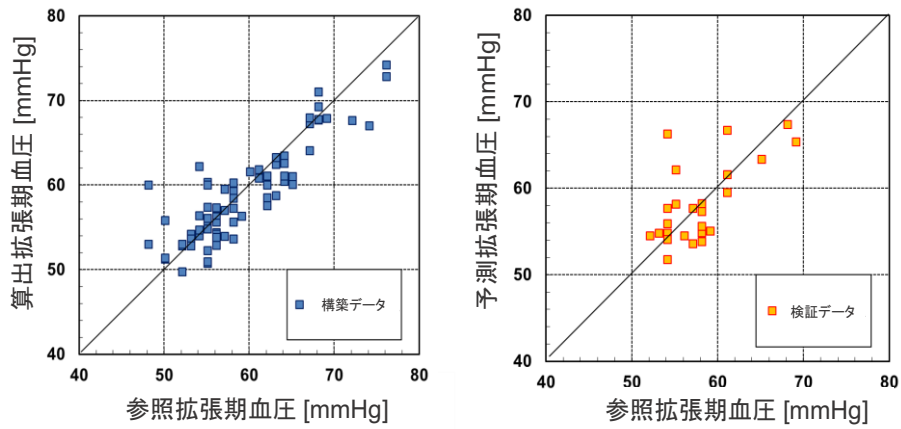


Fig. 4.6 拡張期血圧における検量モデル構築および検証時の散布図(クリップ 2)

この原因を検量線構築に用いた脈波信号に注目して考察する。検量線構築に用いたシリコン 1,シリコン 2 の脈波信号の例を Fig. 4.7, Fig. 4.8 に示す。シリコン 1,シリコン 2 を比較すると 0.2 秒付近の脈波信号が異なっていることがわかる。これはシリコンが血管に押し付けられるためと考えられる。シリコンと血管の位置関係を Fig. 4.9 に示す。シリコン 1 では橈骨動脈にシリコンを押し付け脈波信号を測定しているため、動脈が押しつぶされている。シリコン 1 と比較してシリコン 2 では脈動点にシリコンを押し付けていないため、動脈の変形は少ないと考えられる。つまり、シリコン 2 で確認できる 0.2 秒付近のピークがシリコン 1 の信号において消失しているのは血管の変形が原因の可能性がある。脈波は心臓から送り出される駆出波とその反射波によって成り立っている。反射波とは血管の分岐や収縮が抵抗となって生じる血流の反射である。シリコン 1 では血管上にシリコンがあることによって橈骨動脈に変形が加わり、本来であ

れば測定できる反射波成分の信号が失われた可能性がある。Fig. 4.9 のように血管が変形することで反射波が FBG センサ部分まで到達せず測定されなかったと推察できる。また血圧は血管の収縮の影響を大きく受けるため、血管の収縮を反映する反射波の成分は血圧予測に重要であると考えられる。このことから FBG センサを用いて脈波信号を測定すると 0.2 秒付近に反射波成分が現われ、反射波成分は検量線構築に重要な要因であると考えられる。以上のことから、FBG センサを脈動点に固定する場合、外部から血管に圧力を加えすぎると血圧予測の精度が低下する可能性がある。そのため、実用化にあたっては血管の変形が少ない手法で FBG センサを固定するのが望ましい。一方で、外部から FBG センサに圧力を加えると脈波信号の SN 比が向上することが明らかになった。このことから SN 比の良い脈波信号を測定でき、かつ血管の変形が少ない固定圧を検討していく必要がある。

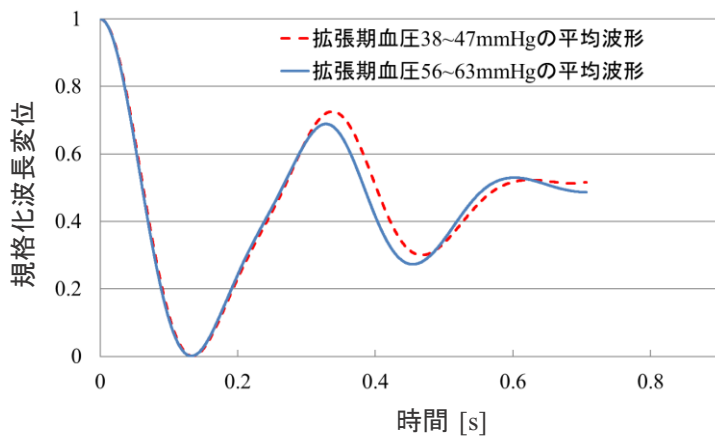


Fig. 4.7 検量モデル構築に用いたシリコン 1 の脈波の例

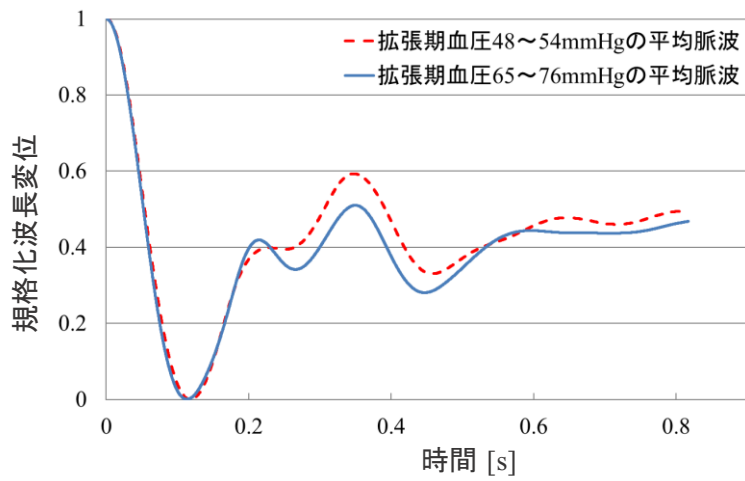
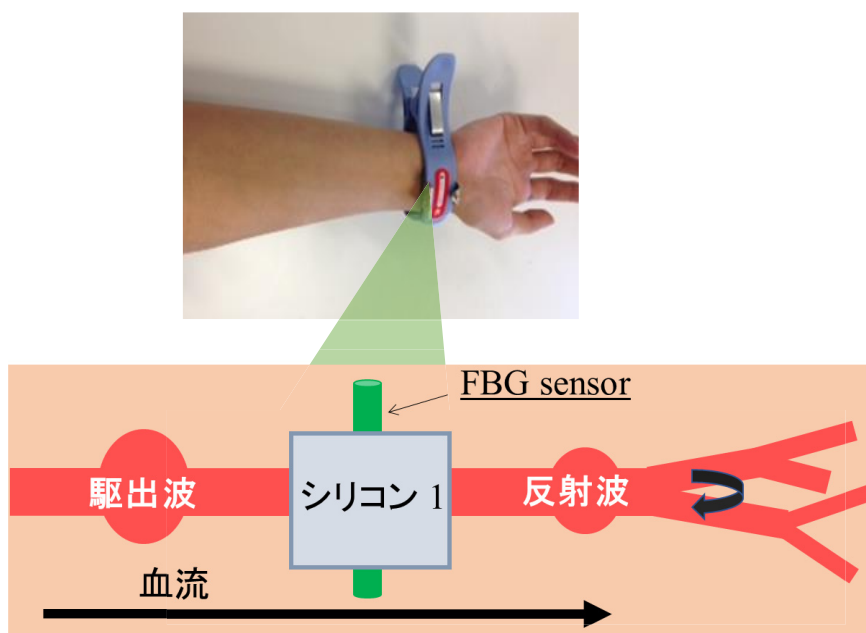
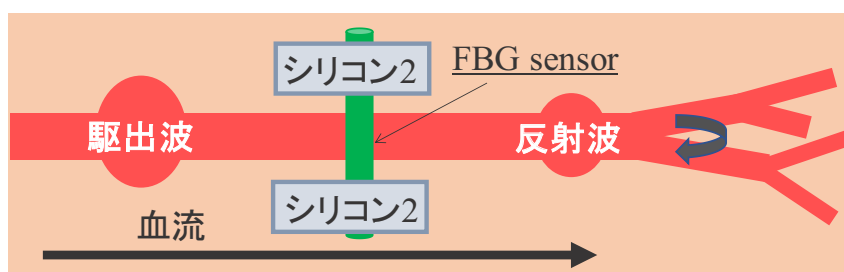


Fig. 4.8 検量モデル構築に用いたシリコン 2 の脈波の例



上図：シリコン1を用いた場合



下図：シリコン2を用いた場合

Fig. 4.9 シリコンと血管の位置関係

4.4 結言

本報告では、医療用クリップとシリコンを用いて FBG センサを手首に固定し、脈波信号およびそれを用いた血圧予測への影響を検討した。その結果、クリップを用いて FBG センサを手首に固定し、脈波信号を測定することは可能であり、特にシリコン 1 では比較的高い S/N 比で測定できた。また、測定した脈波をもとに血圧予測を行った結果、シリコン 2 の方がシリコン 1 に比較して検量線構築時の相関係数が高くなった。これはシリコン 2 は血管を変形させにくい構造であるため、反射波と思われる成分を測定できたためだと考えられる。

以上のことから、FBG センサを用いて血圧予測を行う場合、過度な血管の変形を招く固定方法では反射波成分が測定できず、予測精度が低下する原因になることが示唆された。このことは本システムの製品化に際して重要である。将来的に FBG センサを衣類やリストバンドに編み込みバイタルサイン測定を行う際は、血管変形を考慮した固定圧に設定することで、高精度に測定できると考えられる。

一方で、本報告ではクリップによる圧を測定していない。今後、圧力測定と脈波信号の測定を対応させることが必要である。また被験者数が少ないため、より多くの被験者で実験を行い検証する必要がある。これらを行うことでより精度の高い血圧予測が可能であると考えられる。

第 5 章

FBG センサを用いた血圧予測の 測定部位の検討

第5章 FBG センサを用いた血圧予測 の測定部位の検討

5.1 概要

人体には脈動を触知できる部位が複数個所存在する。FBG センサは脈動によりひずみが増加するとブラッグ波長が変化する。その変化を計測することで脈波を測定できる。そのため、手首の橈骨動脈上皮表面以外でも FBG センサによる脈波測定は可能である。本章では指、こめかみ、足背、足首の4か所に FBG センサを固定し脈波を測定した。手首以外でも脈波測定をすることで脈拍数、呼吸数、血圧といったバイタルサインが測定できれば、実用化の幅が広がる。例えば、指ならば手袋状、こめかみならば眼鏡型、足背ならば靴下型といったように様々な製品が考えられる。これにより個々人に適した製品が完成できれば本システムの有用性は増す。本章では、脈波の測定に加え、脈拍数の算出および自動血圧計による参照血圧値を行い、Partial Least Squares (PLS) 回帰分析を用いて検量モデルを構築し、血圧予測を各脈波の測定部位ごとに行った。その結果から各脈波測定部位における血圧予測の可能性について検討を行った。

5.2 方法

5.2.1 FBG センサによる脈波測定および参照脈拍数，参照 血圧測定方法

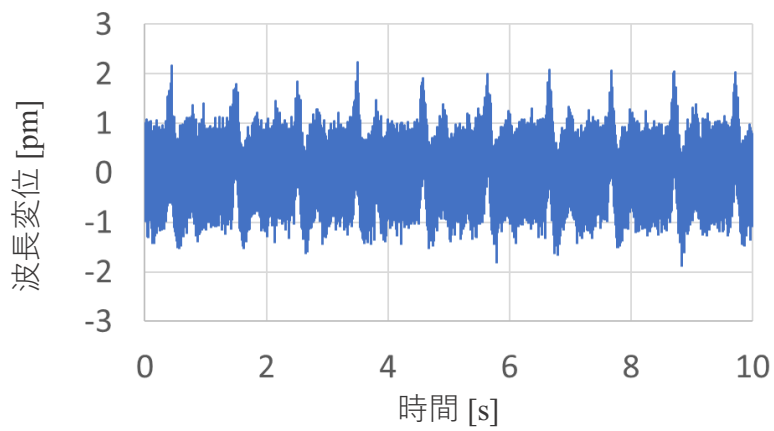
本実験における被験者は 20 代の健康な男性 2 名である。Fig. 5.1 に示すように FBG センサは指，こめかみ，足背，足首に固定し脈動による皮膚のひずみを脈波として測定した。被験者の姿勢は仰臥位である。脈拍数と参照血圧値を測定するために，医療機器の承認を得ている自動血圧計：OMRON HEM-1020 を使用した。血圧の測定精度は ± 3 mmHg である。左上腕で自動血圧計による血圧測定を行っている間の脈波を FBG センサ（PF25-S01）で測定した。測定時間は約 15 ～20 秒である。自動血圧計の測定開始から終了までを 1 回の測定とし，各脈動点につき 100 回の測定を行った。FBG センサのサンプリング周波数は 10 [kHz] とした。



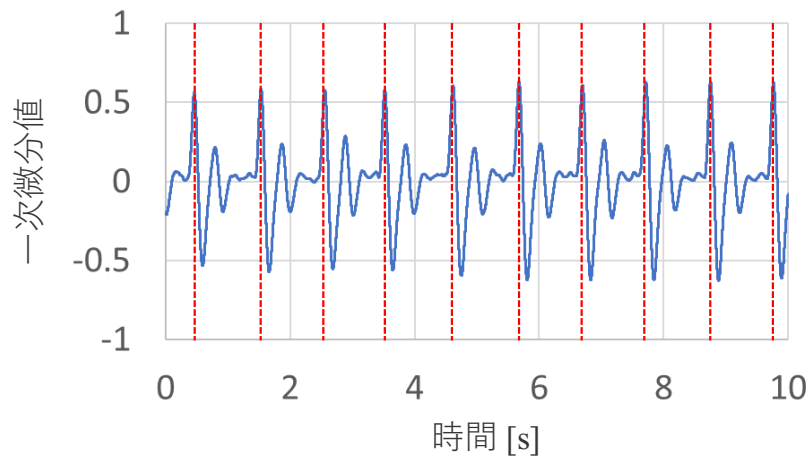
Fig. 5.1 FBG センサを医療テープで固定した様子

Fig. 5.2 に脈拍数算出および血圧予測のための脈波処理を示す。上図は FBG センサで得られる脈波の生データである。本システムで測定される脈波には、暗電流などに起因する高周波ノイズや温度変化による低周波ノイズを含んでいる。これらのノイズを除去するためにバンドパスフィルタ処理を行った。一般成人の平均の脈拍数はおよそ 60 [bpm] であるため、通過帯域： $0.5 < F < 5$ Hz のバンドパスフィルタを用いた。その後 1 次微分処理を施した(中図)。脈拍数は 1 次微分処理後の信号のピーク間隔から算出した。すなわち、得られた脈波信号の平均ピーク間隔を算出し、このピーク間隔で 60 を除することで 1 分間あたりの脈拍数を算出した。

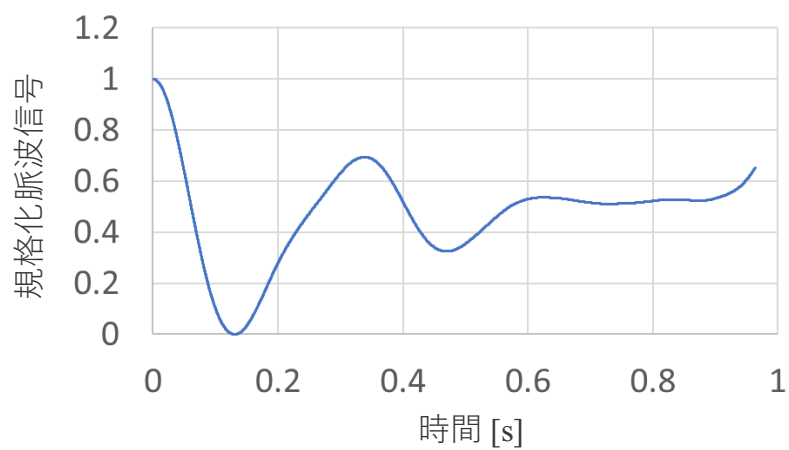
さらに血圧予測を行うためにピークから次のピークまでの 1 パルスに切り出す。そして切り出したパルスを全て平均し、縦軸の最大値を 1、最小値を 0 に規格化する。脈拍数によって 1 パルスの時間は異なるため、脈波の時間は全測定の中で最も短い時間に統一した(下図)。この処理を全てのデータに対して行うと規格化された脈波は測定部位ごとに 100 波作成される。規格化された 1 脈波に対応する自動血圧計の参照値も得られている。そのため、規格化された脈波とそれに対応する参照値血圧値を合わせて 1 データセットとすると測定部位ごとに 100 データセットが作成される。



上図：脈波信号の生データ



中図：バンドパスフィルタ処理及び微分後の脈波



下図：規格化後の脈波

Fig. 5.2 脈波信号処理

5.2.2 血圧予測方法

前節で作成した被験者 2 名のデータセットを用いて血圧予測のための検量モデルを作成する。検量モデルはソフトウェア Pirouette の PLS 回帰分析を用いて作成した。PLS 回帰分析は説明変数と目的変数の両者を使用して Factor（潜在変数）を逐次的に計算し、それを用いて回帰式を算出する手法である[30]。Factor が抽出されるたびに Leave-one-out 法による Cross-validation を行い目的変数と推定値の予測残差平方和（PRESS 値）を計算する。Factor を増やす前後で予測残差平方和に有意差があるかを F 検定により検証する。それ以上 Factor を増やしても有意差がないとされたときの Factor 数を PLS Factor として決定する。

本実験では説明変数に規格化したパルスを用い、目的変数には左上腕で測定した参照血圧を用いて検量モデルを作成し、検証データを検量モデルに代入して血圧を予測した。被験者 1 名の測定部位一か所で得られる 100 データセットから無作為に選んだ 80 データセットを 2 名分、計 160 データセットを用いて検量モデル作成する。残りの 20 データセット 2 名分、計 40 データセットで血圧を予測した。検量モデル作成および血圧予測は測定部位ごとに行った。血圧予測の誤差は絶対誤差の平均値で算出する。

5.3 実験結果および考察

5.3.1 脈拍数算出

． Fig. 5.3 に測定された脈波の一例を示す． Fig. 5.3 から脈波のピークが明確に測定されている． Table 5.1 に各脈動点での脈拍数測定結果を示す．各点毎に3回の測定を行った．2名の被験者において脈拍数は高い精度で測定されたほかの測定部位においても同様に脈波のピークが測定できている．したがって，全ての測定部位で高精度に脈拍数が算出できたと考えられる．

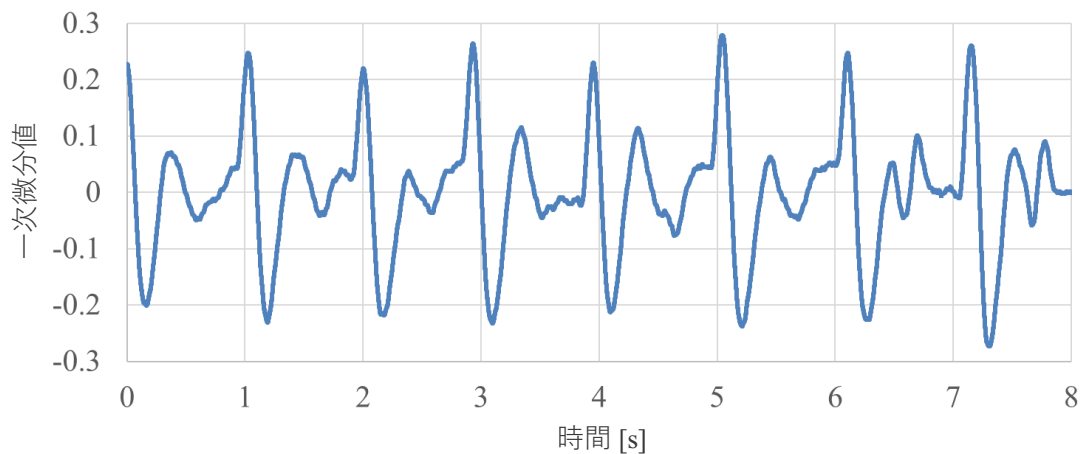


Fig. 5.3 こめかみにおいて測定された脈波の例

第5章 FBG センサを用いた血圧予測の測定部位の検討

Table 5.1 各測定部位での脈拍数算出結果

被験者A	1		2		3		平均 誤差[bpm]
	参照値	算出値	参照値	算出値	参照値	算出値	
こめかみ [bpm]	64	63	67	68	67	68	1
指 [bpm]	60	62	55	54	61	65	2.3
足背 bpm]	61	60	58	63	55	57	2.7
足首 [bpm]	58	56	59	60	59	57	1.7

被験者B	1		2		3		平均 誤差[bpm]
	参照値	算出値	参照値	算出値	参照値	算出値	
こめかみ [bpm]	58	55	61	61	59	61	1.7
指 [bpm]	66	69	76	77	70	74	2.7
足背 bpm]	59	61	68	71	62	61	2.0
足首 [bpm]	63	61	58	56	64	63	1.7

5.3.2 血圧予測

Table 5.2 に各測定部位の血圧予測の検量モデル構築結果と検証結果を示す。血圧予測は測定部位によって精度に大きく差がある。最も精度良く血圧を算出できるのはこめかみであり、検量モデル構築時の相関係数は収縮期で 0.86, 拡張期で 0.82 となった。さらに、検証時の誤差も 3mmHg と他の測定部位と比較して高精度である。一方で、最も低い精度となったのは足首である。検量線構築時の相関係数が小さく、検証時の誤差もこめかみと比較して大きい。Fig. 5.4, Fig. 5.5 にこめかみと足首の検量モデル検証結果を散布図として示す。横軸は参照血圧値であり、縦軸は検量モデルにより予測された血圧値である。こめかみと比較して、足首の検証結果はばらつきが大きいことがわかる。特に、拡張期血圧の予測はプロットが横ばいになっており、ほとんどの拡張期血圧をおよそ 65~70 mmHg と予測している、参照血圧値の変化に対応できていないモデルであるといえる。また、足背も検量線構築時の相関係数が収縮期血圧で 0.36 と低い。これらのことから、下肢の測定部位では血圧予測精度が低くなると傾向がある。本実験では参照血圧値は左上腕で測定されており、下肢の血圧値とは異なることが精度低下の原因であると考えられる。上肢と下肢での血圧と脈波の関係性を確認する必要があるため次項にて検証を行った。

Table 5.2 血圧予測の検量モデル構築結果と検証結果

測定部位	血圧	PLS Factor	構築結果		検証結果
			相関係数	誤差 [mmHg]	誤差 [mmHg]
こめかみ	収縮期	4	0.86	3	3
	拡張期	4	0.82	2	3
指	収縮期	4	0.69	4	5
	拡張期	4	0.79	3	4
足背	収縮期	4	0.36	4	3
	拡張期	4	0.83	4	4
足首	収縮期	4	0.29	3	3
	拡張期	4	0.35	4	4

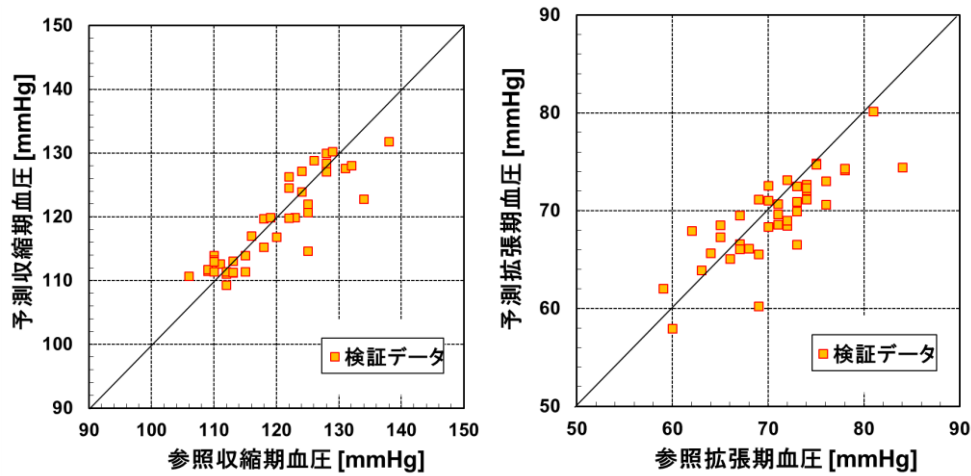


Fig. 5.4 こめかみにおける検量モデル検証結果

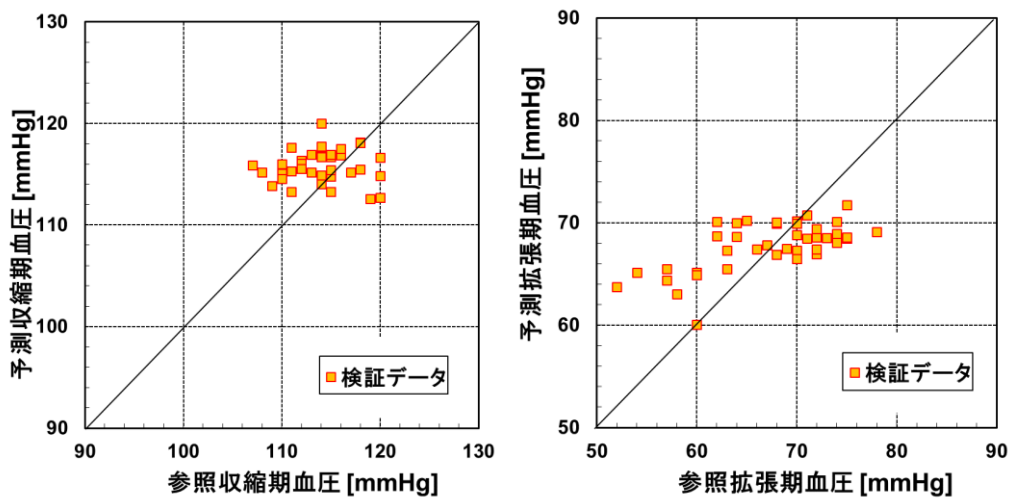


Fig. 5.5 足首における検量モデル検証結果

5.3.3 異なる部位での血圧と脈波の同時測定

前項では、上肢と下肢での脈波および血圧の同時測定の必要性を示した。本項では、上腕と足首の脈波信号と血圧の同時測定結果を示す。そのために血圧脈波測定装置（福田電子株式会社：VS-1500N）を用いた。この装置は両上腕、両足首に空気カフを用いたオシロメトリック法によって血圧を測定し動脈硬化や血管の狭窄等の検査に使用される[39]。また、カフ圧の変化を連続的に記録することで血圧波形を測定することができる。Fig. 5.6 に示すように被験者は仰臥位の姿勢で測定を行った。この装置を使用して脈波信号を測定することにより、各測定点での脈波信号と血圧の同時測定が可能である。Table 5.3 に上腕と足首の血圧の同時測定結果を示す。右上腕の収縮期血圧は、右足首の血圧よりも 13 mmHg 低くなっている。このことから上肢と下肢では血圧に大きな差があるといえる。Fig. 5.7 に同時測定した右上腕および右足首の血圧波形を示す。脈波形状の比較のために、縦軸は最大値を 1 にする規格化を行った。右足首で測定された血圧脈波は右上腕と比較して 0.25~0.6 秒付近で大きく異なっている。Fig. 5.8 に FBG センサで右手首と右足首で同時測定した脈波の例を示す。血圧脈波と同様に測定部位の間で脈波形状が大きく異なっている。

前項では上腕で測定した血圧を参照値と下肢で得られた脈波を用いて血圧予測を試みたが、上肢と下肢では血圧が異なっているため参照値が適切ではなく、その結果として下肢の血圧予測精度が低下したと考えられる。すなわち、FBG センサを用いて血圧予測を行うためには、脈波測定部位付近で測定された参照血圧を用いる必要があることが示唆された。



Fig. 5.6 血圧脈波測定中の様子

Table 5.3 上腕と足首の血圧の同時測定結果

	右上腕	左上腕	右足首	左足首
収縮期 [mmHg]	120	129	133	142
拡張期 [mmHg]	76	71	74	73

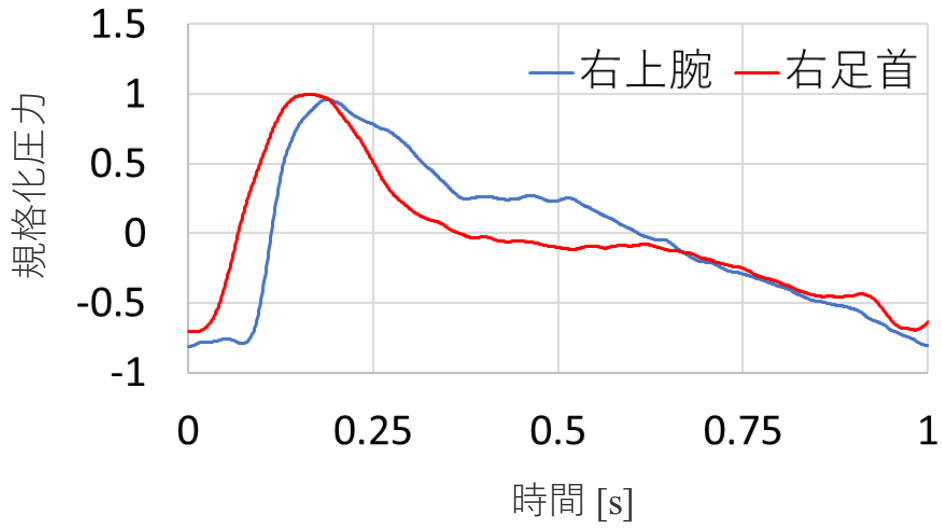


Fig. 5.7 同時測定した右上腕および右足首の血圧波形

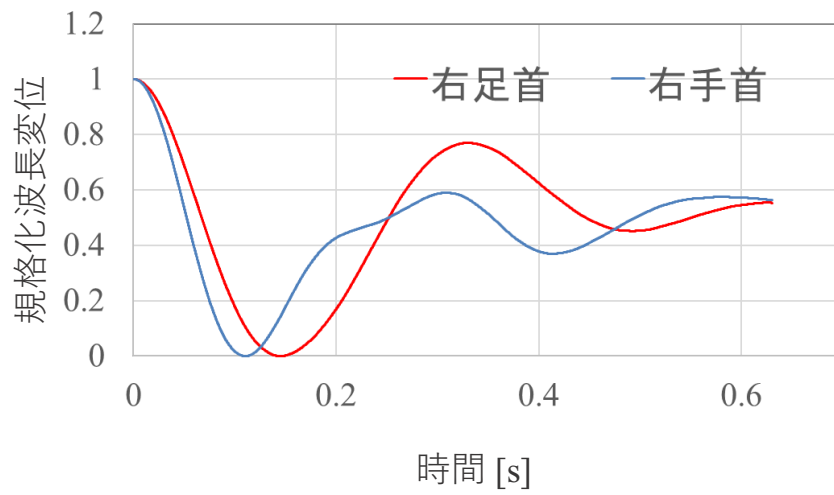


Fig. 5.8 FBG センサで右手首と右足首で同時測定した脈波の例

5.4 結言

本章では個々人に適した FBG センサによる血圧予測デバイスを提案するために指、こめかみ、足背、足首の4か所に FBG センサを固定し脈波測定を行うことで血圧を予測した。その結果、いずれの箇所でも FBG センサによる脈波測定は可能であり、脈拍数は、測定された脈波から高精度に算出された。血圧予測では、足首、足背の精度が低かった。これは脈波測定部位と参照血圧測定部位が異なっており、参照血圧に誤差が大きかったためであると考えられる。このことから FBG センサで血圧予測を行う場合、脈波測定部位付近で測定された参照血圧を用いることで高精度に血圧予測ができることが示唆された。一方で、こめかみにおける血圧予測は高精度に行われた。このことから、FBG センサを眼鏡に組み込んだり、帽子やヘアバンド型のバイタルサイン測定デバイスとして実用化できる可能性を示した。

第 6 章

結言

第6章 結言

本論文では光ファイバ型ひずみセンサであるFBGセンサを用いた血圧予測の実用化に向けた実験を行った。

第1章では日本の超高齢社会を背景に医療費高騰や医療従事者の負担増大が社会問題となっており、常時測定可能なバイタルサインセンサの需要が高まっていることを述べた。現状のバイタルサイン測定器の課題の一つは据え置き型が多いことであり、常時測定には向いていない。そこでFBGセンサの特性を生かした血圧予測の有用性を述べた。

第2章ではFBGセンサによる血圧予測の妥当性を検証した。人工血管モデルを用いた実験を行い、血管の内圧および内径の変化とモデルの外表面に固定したFBGセンサで得られる信号がよく対応することを確認した。

第3章では信州大学医学部附属病院の協力の下で、高齢者を被験者とした血圧予測を行った。その結果、脈波パターンが異なっても自動血圧計の精度基準に近い精度で血圧を予測できる可能性を示した。さらに特定のグループに分けることでより高精度に血圧が予測できることが示唆された。

第4章ではより簡便なFBGセンサの固定方法を提案した。さらに固定方法によっては血管を圧迫しすぎてしまい、脈波の反射波成分が失われることが示唆

された。これによって血圧予測精度が低下する可能性があるため、実用化の際の製品デザインに大きく関係すると考えられる。

第5章ではFBGセンサで血圧予測可能な手首以外の脈波測定部位を検証するために、指、こめかみ、足背、足首にFBGセンサを固定し得られた脈波から血圧予測を行った。その結果、こめかみは高精度に血圧予測ができる可能性が示され製品としての幅が広がった。

参考文献

- [1] 内閣府, 「令和元年版高齢社会白書」. [Online]. Available at: <https://www.stat.go.jp/data/topics/topi1210.html>. [参照: 01-11月-2019].
- [2] 保坂寛, 「ウェアラブルセンサを用いた健康情報システム」, マイクロメカトロニクス, vol. 47, no. 1, pp. 47–51, 2003.
- [3] 厚生労働省, 「特定健康診査・特定保健指導の円滑な実施に向けた手引き」, vol. 39, no. 2, pp. 43–49, 2008.
- [4] 徳田安春, *Dr. 徳田のバイタルサイン講座*. 日本医事新報社, 2013.
- [5] 山越憲一, 「無侵襲, 無拘束, そして無意識拘束へ, 精密工学会誌」, 精密工学会誌, vol. 62, no. 11, p. 1525/1529, 1996.
- [6] 青柳卓雄ほか, 「パルスオキシメトリの理論的実験的検討」, 生体医工学, vol. 50, no. 3, pp. 299–307, 2012.
- [7] 鶴川貞二, 「パルスオキシメータの現状および問題点」, *医科器械学 Jpn. J. Med. Instrum.*, vol. 77, no. 2, pp. 52–59, 2007.
- [8] 剣物修, 上田光男, 大塚浩司, 堂崎信一, 山村剛康, 櫻谷憲彦, 「トノメトリ法の応用による連続的動脈血圧測定法」, 日本臨床麻酔学会誌, vol. 9, no. 4, pp. 310–315, 1989.
- [9] 苅尾七臣, 「診断と治療の進歩-仮面高血圧—病態と治療—」, 日本内科学会雑誌, vol. 6, no. 1, pp. 79–85, 2007.
- [10] 宮内祐樹, 石澤広明, 新村正明, 「Fiber Bragg Grating センサによる脈拍数, 呼吸数計測」, 計測自動制御学会論文集, vol. 49, no. 12, pp. 1101–1105, 2013.
- [11] S. Koyama, H. Ishizawa, S. Hosoya, T. Kawamura, S. Chino, Stress Loading Detection Method Using the FBG Sensor for Smart Textile, *Journal of Fiber Science and Technology.*, Vol. 73, No. 11, pp. 276–283, 2017, doi: 10.2115/fiberst.2017-0042.
- [12] W. W. Morey, G. Meltz, W. H. Glenn, Fiber optic Bragg grating sensors, *Fiber Optic and Laser Sensors VII*, 1990, vol. 1169, pp. 98–107.
- [13] 和田, 柿友, 田中, 高橋, 「FBG を用いたファブリ・ペロー干渉計による振動センシングの検討」, *Proc. of Symposium on Ultrasonic Electronics*, 2008, vol. 29, p. 8.
- [14] Y. Katsuragawa, H. Ishizawa, Non-invasive blood pressure measurement by pulse wave analysis using FBG sensor, *2015 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings*, 2015, pp. 511–515, doi: 10.1109/I2MTC.2015.7151320.

- [15] S. Kurasawa, H. Ishizawa, K. Shouhei, K. Fujimoto, S. Chino, Fundamental Study For Blood Glucose Measurement Using Fiber Bragg Grating, presented at the ITMC2017 - International Conference on Intelligent Textiles and Mass Customisation, vol. Session 5 Smart Textiles 3, p. S253.
- [16] A. Sakaguchi, M. Kato, H. Ishizawa, H. Kimura, S. Koyama, Fabrication of optical fiber embedded knitted fabrics for smart textiles, *J. Text. Eng.*, vol. 62, no. 6, pp. 129–134, 2016.
- [17] S. Koyama, H. Ishizawa, K. Fujimoto, S. Chino, Y. Kobayashi, Influence of individual differences on the calculation method for FBG-type blood pressure sensors, *MDPI Sensor2017*, Volume 17 (1), 48. doi:10.3390/s17010048.
- [18] 中島富男, 荒川敬弘, FBG センサによる高速動ひずみ計測技術について, *IIC Rev.*, no. 38, pp. 37–44, 2007.
- [19] T. Yoshino, Y. Sano, D. Ota, K. Fujita, T. Ikui, Fiber-Bragg-grating based single axial mode Fabry-Perot interferometer and its strain and acceleration sensing applications, *J. Light. Technol.*, vol. 34, no. 9, pp. 2241–2250, 2016.
- [20] M. D. Todd, G. A. Johnson, C. C. Chang, Passive, light intensity-independent interferometric method for fibre Bragg grating interrogation, *Electron. Lett.*, vol. 35, no. 22, pp. 1970–1971, 1999.
- [21] S. Koyama, T. Hayase, S. Miyauchi, A. Shirai, S. Chino, Y. Haseda, H. Ishizawa, Influence on Measurement Signal by Pressure and Viscosity Changes of Fluid and Installation Condition of FBG Sensor Using Blood Flow Simulation Model, *IEEE Sensors Journal*, Vol. 19, No. 24, pp. 11946–11954, 2019, doi: 10.1109/JSEN.2019.2938243.
- [22] 前田信治, 教育講座: 血液のレオロジーと生理機能第 1 回: 血行力学の基礎と血液粘度.
- [23] 佐野裕司, 「加速度脈波による血液循環の評価とその応用」, *労働科学*, vol. 61, no. 3, pp. p129–143, 1985.
- [24] 佐野裕司ほか, 「加速度脈波による血液循環の評価とその応用—第 2 報 波形の定量化の試み—」, *体力研究*, vol. 68, pp. 17–25, 1988.
- [25] M. A. Davis, A. D. Kersey, All-fibre Bragg grating strain-sensor demodulation technique using a wavelength division coupler, *Electron. Lett.*, vol. 30, no. 1, pp. 75–77, 1994.
- [26] Y. Haseda, H. Ishizawa, S. Koyama, K. Fujita, S. Chino, K. Fujimoto, Fundamental research of pulse wave and blood pressure measurement using passive edged filter integrated in Fiber Bragg Grating measurement system, *SICE Annu. Conf. 2018*, pp. 1685–1689, 2018.

- [27] J. Fortin, A. Wellisch, K. Maier, CNAP—evolution of continuous non-invasive arterial blood pressure monitoring, *Biomed. Eng. Tech.*, 2013.
- [28] 澤田幸展, 山越憲一, 「容積補償法を用いた間接的連続血圧計測: その測定原理と血圧バイオフィードバックにおける利用可能性」, バイオフィードバック研究, vol. 11, pp. 18–22, 1984.
- [29] 高木翼, 石澤広明, 児山祥平と新村正明, 「FBG センサを用いた収縮期血圧計測における基礎検討」, 計測自動制御学会論文集, vol. 51, no. 4, pp. 274–279, 2015.
- [30] S. Wold, A. Ruhe, H. Wold, W. J. Dunn, The collinearity problem in linear regression. The partial least squares (PLS) approach to generalized inverses, *SIAM J. Sci. Stat. Comput.*, vol. 5, no. 3, pp. 735–743, 1984.
- [31] S. Chino, H. Ishizawa, S. Hosoya, S. Koyama, K. Fujimoto, T. Kawamura, Research for Wearable Multiple Vital Sign Sensor using Fiber Bragg Grating - Verification of several pulsate points in human body surface-, *2017 IEEE Int. Instrum. Meas. Technol. Conf.*, pp. 1132–1137, 2017.doi: 10.1109/I2MTC.2017.7969861
- [32] 佐藤和夫, 家庭血圧測定の指針家庭血圧測定の指針, 2011. .
- [33] H. Lin, W. Xu, N. Guan, D. Ji, Y. Wei, W. Yi, Noninvasive and continuous blood pressure monitoring using wearable body sensor networks, *IEEE Intell. Syst.*, vol. 30, no. 6, pp. 38–48, 2015.
- [34] S. Ahmad, Electrocardiogram-assisted blood pressure estimation, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 3, pp. 608–618, 2012.
- [35] M. Simjanoska, M. Gjoreski, M. Gams, A. Madevska Bogdanova, Non-invasive blood pressure estimation from ECG using machine learning techniques, *Sensors*, vol. 18, no. 4, p. 1160, 2018.
- [36] Q. Xie, G. Wang, Z. Peng, Y. Lian, Machine Learning Methods for Real-Time Blood Pressure Measurement Based on Photoplethysmography, *2018 IEEE 23rd International Conference on Digital Signal Processing (DSP)*, 2018, pp. 1–5.
- [37] 山越憲一, 島津秀昭, 戸川達男, 「容積補償法を用いた非観血的動脈血圧連続測定法」, 医用電子と生体工学, vol. 18, no. 5, pp. 352–359, 1980.
- [38] S. Chino, H. Ishizawa, S. Koyama, K. Fujimoto, Influence of Installing Method on Pulse Wave Signal in Blood Pressure Prediction by FBG Sensor, *2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, 2018, pp. 1–6, doi: 10.1109/MeMeA.2018.8438626.
- [39] 「血圧脈波検査装置 VS-1500A シリーズ (VS-1500AE/AN) | フクダ電子」. [Online]. Available at: <https://www.fukuda.co.jp/medical/products/vascular>

[_screening/vs_1500a.html](#). [参照: 07-11 月-2019].

本論文に係る論文リスト

レフェリー制のある学術雑誌

- ① 千野駿, 石澤広明, 児山祥平, 藤本圭作, 倉沢進太郎, 片山杏子
FBG センサを用いた血圧予測における脈波パターンの影響
計測自動制御学会論文集
(2020 年 4 月号掲載予定)

- ② Shouhei Koyama, Hiroaki Ishizawa, Keisaku Fujimoto, Shun Chino, Yuka Kobayashi,
“Influence of Individual Differences on the Calculation Method for FBG-Type Blood Pressure Sensors”, MDPI Sensor 2017 Volume 17(1), 48.
doi:10.3390/s17010048
(2016 年 12 月掲載)

- ③ Shouhei Koyama, Hiroaki Ishizawa, Satoshi Hosoya, Takashi Kawamura, Shun Chino,
“Stress Loading Detection Method Using the FBG Sensor for Smart Textile”,
Journal of Fiber Science and Technology Vol.73, No.11, 276 頁～ 283 頁,2017.
doi: 10.2115/fiberst.2017-0042
(2017 年 11 月掲載)

- ④ Shouhei Koyama, Toshiyuki Hayase, Suguru Miyauchi, Atsushi Shirai, ShunChino, Yuki Haseda, Hiroaki Ishizawa,
“Influence on Measurement Signal by Pressure and Viscosity Changes of Fluid and Installation Condition of FBG Sensor Using Blood Flow Simulation Model”,
IEEE Sensors Journal, Vol.19, No.24, 11946 頁～11954 頁, 2019.
doi: 10.1109/JSEN.2019.2938243
(2019 年 12 月掲載)

レフェリー制のある国際会議発表論文

- ① Shun Chino, Hiroaki Ishizawa, Shouhei Koyama, Keisaku Fujimoto
“Influence of Installing Method on Pulse Wave Signal in Blood Pressure Prediction by FBG Sensor” Medical Measurements and Applications 2018 プロシーディング 570 頁～ 575 頁.
doi:10.1109/MeMeA.2018.8438626
11-13, June; Roma, Italy

- ② Shun Chino, Hiroaki Ishizawa, Satoshi Hosoya, Shouhei Koyama, Keisaku Fujimoto, Takashi Kawamura
“Research for Wearable Multiple Vital Sign Sensor using Fiber Bragg Grating -Verification of several pulsate points in human body surface”
IEEE I2MTC 2017 プロシーディング 1132 頁～ 1137 頁.
doi: 10.1109/I2MTC.2017.7969861
22-25 May 2017, Torino Italy

謝辞

本研究を進めるにあたり，多大かつ懇切丁寧なご指導を賜りました石澤広明教授に心から敬意を表し，深く御礼申し上げます．くじけそうなときも幾度となくありましたが博士論文をまとめるに至ったことを感謝いたします．

本論文の審査の労ならびに適切なお助言を賜りました信州大学医学部 金井誠教授，信州大学工学部 齊藤保典教授，橋本昌巳准教授，上口光准教授，に深く御礼申し上げます．

学会や実験等で常に親身になってお助言をいただいた児山祥平助教に心より感謝の意を表します．思い出が数々心に残っております．

学会やゼミ等で学生への熱心な指導を行って下さいました鳥羽栄治名誉教授に謹んで感謝の意を表します．

第5章では病院での実験にご尽力いただきました信州大学医学部藤本圭作教授に深くお礼申し上げます．

研究を行うに際し，共同研究者としてお助言，ご協力をいただきました，倉沢進太郎氏，片山杏子氏，小川颯氏に深く御礼申し上げます．

また，本研究を遂行するにあたり，ご支援，ご協力をいただきながら，ここにお名前を記すことが出来なかった多くの方々に心より感謝申し上げます．

最後に，生活や学業の面で支え，温かく見守ってくださった父 千野博正，母 里美に深く感謝いたします．

令和2年3月

千野 駿