

信州大学審査学位論文

光ファイバ型ひずみセンサによる  
簡便で非侵襲な生体計測の実用化  
に向けた研究

2022年3月

長谷田 祐喜



## 目次

第1章 序論.....	2
1.1 研究背景.....	2
1.2 研究の動向と現状.....	5
1.3 研究目的.....	9
1.4 博士学位論文の構成.....	12
1.5 信州大学医学部医倫理委員会による承認.....	13
第2章 測定原理・装置と解析方法.....	16
2.1 FBG センサ.....	16
2.2 傾斜フィルタ型 FBG センサシステム.....	19
2.2.1 傾斜フィルタとその原理.....	19
2.2.2 センサシステム.....	22
2.3 波長掃引型 FBG センサシステム.....	24
2.3.1 波長掃引方式.....	24
2.3.2 センサシステム.....	26
2.4 脈動ひずみとバイタルサインおよび血糖値.....	28
2.4.1 容積脈波信号と脈動ひずみ信号.....	28
2.4.2 脈動ひずみ信号によるバイタルサインや血糖値の測定.....	31
2.5 部分最小二乗回帰による血圧と血糖値算出.....	33
第3章 FBG センサシステムによる脈波に基づいた非侵襲血糖値計測の検証.....	38
3.1 概要.....	38
3.2 実験方法.....	38
3.2.1 脈動ひずみ信号と参照血糖値の測定および解析.....	38
3.2.2 血糖値算出のための検量モデル構築方法.....	42
3.2.3 血糖値評価方法.....	45

3.3 結果と考察.....	47
3.3.1 被験者専用血糖値算出.....	47
3.3.2 汎用検量モデルによる血糖値算出.....	53
第4章 手首での脈動ひずみ信号測定のためのFBGセンサ設置範囲の検証.....	62
4.1 概要.....	62
4.2 実験方法.....	62
4.3 結果と考察.....	64
第5章 プラスチック製FBGセンサによる脈動ひずみ信号とバイタルサイン測定.....	70
5.1 概要.....	70
5.2 プラスチック製FBGセンサと測定システム.....	70
5.2.1 プラスチック製FBGセンサ.....	70
5.2.2 測定システムの構築.....	72
5.3 実験および解析方法と結果.....	75
5.3.1 肘での脈動ひずみ信号測定と血圧算出.....	75
5.3.2 指尖部でのひずみ信号の最適な測定条件の検証.....	94
5.3.3 血流変動時のひずみ信号の測定.....	100
5.3.4 指尖部での脈動ひずみ信号測定による脈拍数算出.....	103
第6章 結言.....	108
6.1 各章のまとめ.....	108
6.2 本研究のまとめと将来展望.....	110
6.3 今後の課題.....	112
参考文献.....	115
本論文に関する論文リスト.....	121
謝辞.....	122





# 第 1 章

## 序論

# 第1章 序論

## 1.1 研究背景

ヒトが豊かな日常生活を営むうえで、心身ともに健康的な状態を維持することは必要不可欠である。近年では医学の進歩や福祉サービスの品質向上、食生活の充実によって平均余命や健康寿命が長くなっており、我が国に限らず世界規模でこの傾向が確認されている[1]。我が国においては、平均余命は2019年では男性が81.41年、女性は87.45年と過去最高記録を更新した[2]。これは、医学や福祉サービスの高水準での維持・発展により、国民の健康が担保されていることの証左であると考えられる。

このように医療技術や福祉サービスが発展する一方で、社会的な課題も山積している。少子高齢化の進展に伴う医療従事者の不足や医療費の増大があげられる。我が国においては、65歳以上人口が総人口の28.8%である3,619万人と世界第1位の高齢化率となっており、超高齢社会を迎えている[2]。一方で、医療や福祉をはじめ様々な分野で社会基盤を支える15～64歳の生産年齢人口は平成7年の8,716万人をピークに減少し続けており、2020年度には総人口の59.3%である7,449万人にまで減少した[2]。今後も高齢化率の増大が予想されており、医療や福祉を必要とする人口の急増に対して十分な医療従事者数の確保が困難になることから、医療現場での負担の増加や、必要な医療サービスを提供できなくなる懸念が存在する。また、国民が1年間に医療機関での傷病治療に消費した国民医療費は年々増加しており、2017年度では43兆710億円まで増加した

[3]. さらに、国民医療費の国民所得に対する比率も増加しており、2017年度では、10.66%まで増加したことから、医療費の支出による社会や国民への経済的負担が増加している [3].

また、食生活をはじめ生活習慣の変化が激しい現代においては、生活習慣病患者数の増加が社会問題となっている。生活習慣病とは、食生活や運動、喫煙や飲酒などの生活習慣要因によって発症する疾病であり、高血圧や糖尿病、メタボリックシンドロームなど多種多様である[4]。我が国においては死因の約6割が生活習慣病に起因しており、厚生労働省が実施する特定検診・特定保健指導にて生活習慣の改善が進められている現状である[5]。さらに、糖尿病は失明や下肢切断、心臓発作などの重篤な症状を発現する特徴があり、WHO（世界保健機関）やIDF（国際糖尿病連盟）の報告では患者数が世界規模では1980年の1億8,000万人から2021年の5億3,700万人まで増加しており、2030年には6億4,300万人まで増加すると予想されている[6, 7].

このような背景から、医療機関や福祉サービスへの依存度を高めるのではなく、日常生活において自己健康管理を行い、自らが健康増進と疾病の予防に努めることが重要視されている[8, 9]。日常生活での健康管理においては、自身の健康状態を客観的かつ正確に把握することが望ましい。このため、バイタルサインや血糖値の常時モニタリングを実現して、健康状態を定量的に可視化することが重要であると考えられている[10]。バイタルサインとして、脈拍や呼吸、血圧や体温、意識レベルの5つが定義されており、人間の健康状態を示す基礎的な生体情報である[10]。また、血糖値は血液中のグルコース濃度を示してお

り、糖尿病患者の健康状態の監視において必要不可欠な指標である。これらバイタルサインや血糖値は、日常生活においては運動などの身体的な活動や緊張やストレスなどの精神的な活動、さらには摂食行為によって絶えず変動する。このため、日常生活の様々な場面においてバイタルサインや血糖値の常時モニタリングが可能な測定システムが必要である。

しかし、従来市販されている測定システムでは常時モニタリングが困難であるという課題が残っている。血圧測定においてはカフを用いた据え置き型の血圧計が主流であり、カフの加圧により測定部を締め付けることで測定を行う。常時モニタリングを想定した場合、カフの締め付けにより血液の循環を長時間停滞させることは健康上のリスクとなるだけでなく、ユーザーに痛みやストレスを伴うため、常時測定そのものが身体的負担や精神的負担となる欠点がある。また、血糖値測定では採取した血液中のグルコース濃度を酵素電極法により算出する観血式血糖値計が主流であるが、穿刺時に痛みを伴うことから、ユーザーへの身体的負担や精神的負担が大きい。さらに、測定時に測定装置、穿刺器具、針、電極を使用する必要があることから測定に手間がかかり、常時モニタリングは困難である。他にも、採血に用いた針や電極は再利用ができず、血液感染のリスクもあるため、ランニングコストの発生や廃棄方法が煩雑である欠点も存在する。以上より、日常生活の様々な場面において、低拘束で非侵襲的にバイタルサインや血糖値を常時測定可能な生体モニタリングシステムを実用化する意義は大きい。

## 1.2 研究の動向と現状

前節で述べた背景から，装着型の生体モニタリングシステムの実用化に関する研究が世界中で報告されており，製品として実際に販売されているデバイスも存在する．

例として，研究報告が多く製品として実用化されている光電容積脈波計（Photoplethysmography：PPG）が挙げられる．この測定方式は，Light Emitted Diode（LED）を用いて動脈中の酸化ヘモグロビンの濃度変動から，血管の容積変化を時系列で連続測定する方法である[11]．酸化ヘモグロビンは緑色や赤色，近赤外線領域において吸光特性を有しており，心臓の拍動に同期して血液中での濃度が周期的に変動する．このため，動脈上の皮膚表面にLEDとフォトダイオードを装着して，酸化ヘモグロビンにて吸光後の反射光および透過光の強度を連続測定すると，周期的な信号波形が得られる[11]．この特性を応用することで，指尖部や手首などの部位において脈拍数やストレスの測定例が報告されている[12, 13]．また，赤色光および近赤外光を放射するLEDを用いて，血中の酸素飽和度を測定することも可能である[14]．酸素飽和度の測定により呼吸器系の疾患による血中酸素濃度の低下をリアルタイムで検知できるため，新型コロナウイルス感染症が世界中で流行する昨今では重要な指標である．また，近年のMEMS技術の進歩によってLEDやフォトダイオード，演算処理回路を超小型の半導体チップ上に容易に集積可能である．この技術を応用することで，Apple Watchのような腕時計に生体モニタリングシステムを統合した製品も販売されており，本体付属のモニターやスマートフォンにてリアルタイムで

の脈拍数や酸素飽和度の測定が可能である[15]。他にも、PPGを用いた血圧算出の試みも報告されている。RolandasらはPPGの信号波形における駆出波の立ち上がり領域から収縮期血圧を算出する方法を提案している[16]。この手法では、計19名の被験者において左上腕でのカフ式血圧計による参照血圧値の測定とともに、左手の指尖部においてパルスオキシメータ（CMS50FW：CONTEC）による容積脈波信号の測定を行い、容積脈波信号の駆出波の立ち上がりより収縮期血圧を算出した。その結果、参照血圧値との間の相関係数は0.86と高度に有意であり、誤差は±8 mmHgであった。さらに、Tanvirらはスマートフォンで指尖部を撮影した動画から容積脈波信号を抽出し、多変量解析を用いて非侵襲に血糖値を算出する方法を提案している[17]。この手法では、17歳から61歳までの計52名の被験者に対して参照血糖値計による測定とスマートフォンによる指尖部の撮影を行った。その後、動画より抽出された容積脈波信号を用いて、主成分回帰分析、部分最小二乗回帰、サポートベクター回帰、ランダムフォレスト回帰にて血糖値の算出モデルの構築・検証を行い、部分最小二乗回帰では±17.02 mg/dlの精度で血糖値を算出できた。

このように、PPGではバイタルサインや血糖値の算出による生体モニタリングへの応用例が多いが、一方で課題も残っている。PPGでは人体に光を照射するため発汗や皮膚の色、体毛などの皮膚表面の状態によっては測定精度が低下する[18]。また、血糖値の算出においては、スマートフォンのカメラレンズ上に指尖部が撮影範囲から逸脱しないよう設置し続ける必要がある。このため、測定時にカメラと照明を起動する手間を要することや、睡眠時は測定が不可能

であるなどの課題がある。さらに、動画撮影時には照明を点灯させて大容量の撮影データを処理する必要があるため消費電力の増大が懸念され、長時間のモニタリングを実施する場合は不利であると考えられる。また、スマートフォンには通話機能をはじめ日常生活で必要不可欠な機能も搭載されているが、測定中の動画撮影によりこれら機能の使用が困難となり、ユーザーにとって不便となることも想定される。

生体モニタリングシステムに関しては PPG 方式以外にも様々な研究報告や製品が存在しており、例えば血圧測定においては腕時計サイズまで小型軽量化したウェアラブル血圧計（HeartGuide：オムロン）が販売されている[19]。この製品は直径 48 mm、厚さ 14 mm、バンド幅 30 mm、重量 115 g の本体内に約 25 mm 幅のカフを搭載しており、従来の血圧計と同様にオシロメトリック法での血圧測定が可能である。このため、外出時など在宅でなくとも  $\pm 3$  mmHg の精度で血圧測定が可能である。また、脈拍数も同時に測定可能であり、これら測定結果を Bluetooth でスマートフォンに送信できるため、日常生活での自己健康管理に有用である。しかし、カフ以外のセンサが未搭載であるため血圧と脈拍数以外のバイタルサインや血糖値を測定できない。また、血圧測定では座位の姿勢でこの製品と心臓の高さが一致した状態で測定ボタンを押し、測定完了まで待機する必要があるため、常時測定に不向きであることも課題である。

血圧だけでなく、血糖値算出においても生体モニタリングシステムの研究は盛んである。人体は血液以外にも涙液や唾液、細胞間に存在する間質液や汗液などの様々な体液を分泌するが、これら体液中にもグルコースが含まれており、



その濃度は血糖値との間に有意な相関があることが知られている。Farandos らはコンタクトレンズに実装した電界効果型トランジスタによるグルコースセンサを用いて涙液中のグルコース濃度の測定により血糖値を算出する手法を提案しているが、測定部位が眼球に制限されるうえに電源供給面での課題があった[20]。また、Kim らは生体適合性の高い素材で形成されたマウスガードに唾液中のグルコース濃度を直接測定可能なセンサを一体化することで、口腔内での血糖値算出手法を提案している[21]。しかし、口腔内にデバイスを装着する必要があるため、長時間の測定ではユーザーに不快感をもたらす懸念があることや、健康面の問題から生体適合性の極めて高いデバイスが要求される課題もある。間質液中のグルコース濃度による血糖値算出においては、皮膚表面下に存在する間質液にセンサとして機能する微小な針型電極を穿刺して測定する方式が実用化されており、商品としては Abbott 社が販売している FreeStyle があげられる[22]。また、電気泳動法により間質液中のグルコース濃度から血糖値を算出する試みも存在しており、例として 2002 年に米国で販売された GlucoWatch があげられる[23]。GlucoWatch は、腕時計型の端末に測定用の電極を実装しており、皮膚表面に電界を印加することで、電気泳動法による血糖値測定が可能である。しかし、針型電極を皮膚表面下に穿刺する際には、電極を皮膚表面に射出する手間や心理的負担がユーザーに加わる課題もある。また、電気泳動法による測定では電極を長時間皮膚表面に接触させることで炎症を誘発することや、1 回の測定に長い時間を要することが課題であった。汗液による血糖値算出では、リストバンドタイプおよびパッチタイプの柔軟な電極を皮膚表面に貼

り付けることで、皮膚表面に分泌された汗液中のグルコース濃度から血糖値を算出する報告も存在する[24, 25]. しかし、汗液中のグルコース以外の物質が測定誤差として影響することや、衛生面の問題から定期的に皮膚表面を消毒する手間が必要であること、発汗時以外は測定が不可能であるため常時測定に向かないなどの課題も残っている. 他にも、これら体液中のグルコース濃度は血液中のグルコース濃度と比較して低いため、低血糖時には測定精度が低下することや、高感度なセンサが必要であるなどの課題もある.

### 1.3 研究目的

そこで、不特定多数のユーザーが日常生活の様々な場面でストレスなく簡単にバイタルサインや血糖値を 1 つのセンサで測定する環境を実現するため、光ファイバ型のひずみセンサである Fiber Bragg Grating (FBG) センサを用いた低拘束で非侵襲な装着型生体モニタリングシステムを提案する. FBG センサは細長い光ファイバのコア内部に回折格子を形成したひずみセンサであり、1 本の光ファイバに複数の FBG センサを形成することができる. この特性を活用して、従来は建物や橋梁などの構造物に発生するひずみや温度の監視に応用されてきた[26]. 他にも、センサ部が小型で軽量なことや、水や腐食性の物質による影響を受けにくいこと、ひずみに対して高感度であるなどの特性を有するため、生体計測への応用が期待できる[27].

この FBG センサを用いた装着型生体モニタリングシステムを実用化するには、要求仕様として①小型で軽量であること、②1 つのセンサで複数のバイタルサ

インや血糖値を測定可能であること、③簡便で実用的な測定手法により不特定多数のユーザーにおいて測定可能とすることを満足する必要がある。これを踏まえたうえで、実用化に向けて様々な研究が進められてきた。宮内らは FBG センサを動脈の脈動ひずみを検出できる皮膚表面（脈動点）に貼り付けることで、脈動ひずみ信号を測定した[28]。さらに、測定された脈動ひずみ信号から脈拍数や呼吸数を算出することで、FBG センサの生体計測分野への応用を示した[28]。千野や Katayama らは血圧算出に関する研究を進めており、人工血管モデルを用いた FBG センサでの血圧算出の原理解明や、医療機関で測定された年齢や健康状態が多様に異なる被験者の脈動ひずみ信号から、信号形状の分類と血圧算出を試みている[29-31]。また、PLSR や機械学習による血圧算出により、1 つの FBG センサで血圧算出の可能性を示した[32, 33]。他にも、急激な血圧変動の測定の可能性を示すなど、アプリケーションとしての血圧算出の実用性を高めている[34]。また、Kurasawa らは PLSR や機械学習による脈動ひずみ信号の解析から、新たに血糖値を算出する方法を提案している[35, 36]。以上により、1 つの FBG センサから複数のバイタルサインや血糖値を算出する基礎的手法を確立したといえる。しかし、これらの手法では据え置き型の測定デバイスを用いており、人体に装着した状態での測定は不可能である。そこで、Ogawa らは傾斜フィルタを採用した人体に装着可能な測定デバイスを開発し、このデバイスによる脈動ひずみ信号の測定を実証している[37]。以上より、要求仕様①および②に関しては実用化が進んだ。

一方、要求仕様③に関する検証は進んでいない。FBG センサによる装着型生体モニタリングシステムを実用化するためには、FBG センサを脈動点に設置して脈動ひずみが測定されれば、直ちにバイタルサインや血糖値が算出・表示されることが理想であるが、以下に示す課題が残っている。例えば、先行研究において FBG センサの設置位置は各測定部位での脈動ひずみが最大となる脈動点に限られていた。さらに、FBG センサ設置後に体動によりセンサ位置が脈動点からずれた場合は FBG センサを再設置する手間が必要であった。日常生活では身体活動により FBG センサの設置位置がずれて測定が不可能となるおそれがある。そこで、FBG センサがずれても測定を継続可能な範囲を示すことができれば、FBG センサの再設置の手間を減らすことができるため、ユーザーにとって測定が簡便となる。また、PLSR や機械学習による血糖値の算出では、被験者ごとに検量モデルを構築する手間を要することが課題である。さらに、検量モデル構築の際には採血による参照血糖値測定を繰り返し行う必要があるため、ユーザーにとって痛みやストレスなどの負担を伴う。そこで、不特定多数のユーザーに適用可能な検量モデルを構築できれば、FBG センサを脈動点に設置するだけで採血による痛みやストレスを伴わずに血糖値を算出できる。また、先行研究では石英ガラス製の光ファイバ内に形成した FBG センサを用いているが、近年では Bonfacino らが Polymethyl methacrylate (PMMA) などの有機高分子で構成されたプラスチック製の光ファイバに FBG センサを形成した報告も存在する[38]。ガラス製光ファイバのヤング率が 73 GPa である一方、PMMA で構成されたプラスチック製光ファイバはヤング率が 4 GPa と相対的に小さく、プ

プラスチック製光ファイバはひずみに対してより大きく変形する特性がある[38]. この特性を応用することで、脈動ひずみ信号の信号レベルが高くなるため、ガラス製 FBG センサでは検出が困難な脈動ひずみも容易に測定可能となる。しかし、プラスチック製 FBG センサを生体計測分野に応用した報告例は少ない。このことから、プラスチック製 FBG センサによる脈動ひずみ信号測定とバイタルサイン算出の試みは、脈動ひずみ信号測定の簡便化や実用化に寄与するだけでなく、プラスチック製 FBG センサの生体計測分野への新規的応用という観点から学術的な新規性も高いと考えられる。

以上の背景から、ユーザーにとって簡単にバイタルサインや血糖値を測定可能な手法の開発を目的として研究を進めた。

## 1.4 博士学位論文の構成

前節で述べた目的を達成するため、まずは被験者毎に検量モデル構築の手間が必要であった血糖値の測定手法の簡便化を進めるため、複数被験者の汎用検量モデルによる血糖値算出と時系列での血糖値算出を行い、その有効性を示すことで、これを第3章とした。しかし、第3章においては FBG センサ貼り付け位置は橈骨動脈上の一点に限られており、FBG センサの設置と脈動ひずみ信号測定に関する簡便化は進んでいない。そこで、橈骨動脈と尺骨動脈上の皮膚表面に複数の測定点を定義して、測定可能な範囲を実証することで第4章とした。以上までは、ガラス製 FBG センサを用いていたが、ひずみに対して高感度であるプラスチック製 FBG センサを用いることで、高い信号レベルでの脈動ひずみ

信号測定やバイタルサインの算出が期待できるため、測定の簡便化・実用化がより進展すると考えられる。そこで、左肘の上腕動脈においてプラスチック製 FBG センサによる脈動ひずみ信号測定と血圧算出を行うと共に、新たに指尖部における微弱な脈動ひずみ信号を測定することで測定の簡便化を進め、これを第 5 章とした。

## 1.5 信州大学医学部医倫理委員会による承認

本論文で掲載した被験者実験においては信州大学医学部医倫理委員会の承認後、十分な説明により同意書に被験者の署名を得た上で実施された（FBG (Fiber Bragg Grating) センサを用いたウェアラブルバイタルサイン測定システムによる血圧、脈拍数、血糖値測定の原理の解明と連続測定の検証：承認番号第 3202 号）。



## 第 2 章

### 測定原理・装置と解析方法



## 第2章

# 測定原理・装置と解析方法

### 2.1 FBG センサ

光ファイバは石英ガラスやプラスチックなどの透明な物質でできており、屈折率が高いコアの部分と、その外周を覆う屈折率の低いクラッドで構成される。屈折率の境界面では全反射となるため、コアに入射した光はコアの中だけを進むことになる。この光ファイバのコア内部に屈折率を周期的に変調させた回折格子を形成したものが、Fig. 2.1 に示す FBG センサである。FBG センサが形成された光ファイバのコア内部に広帯域の近赤外光が入射すると、回折格子での干渉作用により特定の波長の光のみが相互に強め合っ光源の方向に反射し、その他の光は透過する。この FBG センサからの反射波長をブラッグ波長といい、(1) 式で定義される[39]。

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

$\lambda_B$  [nm]はブラッグ波長、 $n_{eff}$ はコアの有効屈折率、 $\Lambda$  [nm]は回折格子の間隔である。測定対象のひずみにより光ファイバが伸縮あるいは屈曲すると、回折格子の間隔が変動するため、ブラッグ波長も変位する。また、有効屈折率もひずみに依存するため、ブラッグ波長の変位量は(1)式から以下のように計算できる。

$$\Delta\lambda_B = 2n_{eff}\Delta\Lambda + 2\Lambda\Delta n_{eff} \quad (2)$$

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = \frac{\Delta\Lambda}{\Lambda} + \frac{\Delta n_{eff}}{n_{eff}} \quad (3)$$

ここで,

$$\frac{\Delta\Lambda}{\Lambda} = \varepsilon_z \quad (4)$$

$$\frac{\Delta n_{eff}}{n_{eff}} = -P_e \cdot \varepsilon_z \quad (5)$$

と置換すると,

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B(1 - P_e)\varepsilon_z \quad (6)$$

となる.  $\Delta\lambda_B$ は光ファイバの長軸方向のひずみによるブラッグ波長の変位量,  $P_e$ は光弾性係数 (ひずみによる屈折率変化の寄与を表す係数),  $\varepsilon_z$ は光ファイバの長軸方向のひずみである. また, 本論文では光ファイバの材質において石英ガラス製とプラスチック製の 2 種類を用いているが, このように材質が異なるとブラッグ波長の変位量は光ファイバのヤング率にも依存する. ヤング率とは物質の変形のしにくさを示す指標であり, ヤング率が大きいほどひずみにくいことを示す. ここで, 光ファイバの長軸方向に加わる応力を $\sigma_z$ , ヤング率を $E$ , 光ファイバの長軸方向のひずみを $\varepsilon_z$ とすると (7) 式が成り立つ.

$$\sigma_z = E \times \varepsilon_z \quad (7)$$

また, (7) 式により (6) 式は,

$$\Delta\lambda_B = \frac{\sigma_z \lambda_B(1 - P_e)}{E} \quad (8)$$

となる. (8) 式より, 光ファイバを構成する物質のヤング率が小さいほど, 同じ大きさの応力に対してより大きく変形するため, ブラッグ波長の変位量も増大することがわかる. 言い換えると, ひずみに対する感度が向上し, より高い信号レベルでの測定が可能であることを示している. 前章でも述べたように,

石英ガラス製の光ファイバのヤング率は約 73 GPa であるのに対して、本論文で新しく採用したプラスチック製光ファイバのヤング率は約 4 GPa と 20 倍近く小さい。以上の理由から、プラスチック製 FBG センサによる高い信号レベルでの脈動ひずみ信号測定が期待できる。

以上より、FBG センサを用いて脈動ひずみを検出できるが、この脈動ひずみを時系列の信号として測定するため、本論文では 2 種類の FBG センサシステムを用いた。1 つ目の FBG センサシステムは、傾斜フィルタ型 FBG センサシステムと呼ばれる人体に装着可能なセンサシステムであり、第 3 章と第 4 章で用いた。しかし、傾斜フィルタ型 FBG センサシステムではプラスチック製 FBG センサの光信号を検出できない。そこで、第 5 章では 2 つ目の FBG センサシステムとして、プラスチック製 FBG センサの光信号を検出可能な波長掃引型 FBG センサシステムを用いて測定を行った。次節以降では、これらの FBG センサシステムによる脈動ひずみ信号の測定原理について説明する。

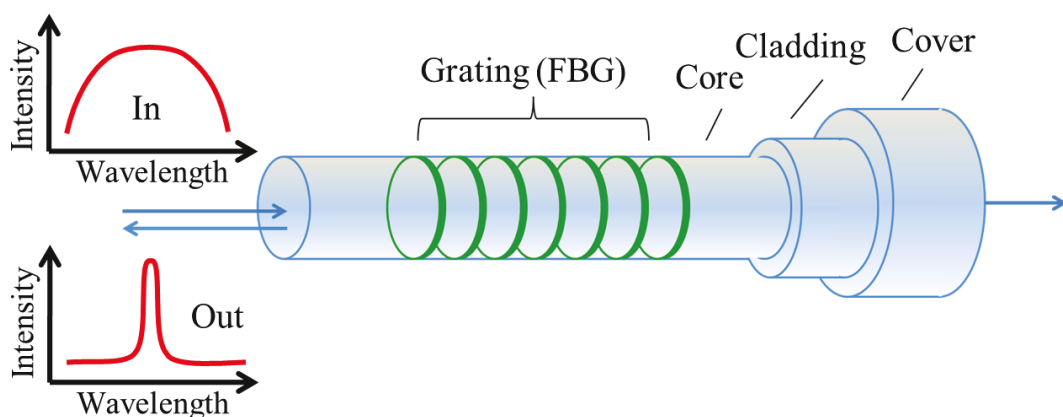


Fig. 2.1 光ファイバ中に形成された FBG センサ

## 2.2 傾斜フィルタ型 FBG センサシステム

### 2.2.1 傾斜フィルタとその原理

傾斜フィルタとは、入射光の波長に比例して光学フィルタの透過率が 0 % から 100 % まで変化する光学フィルタである。傾斜フィルタの波長特性を Fig. 2.2 に示す。傾斜フィルタの特徴として、①FBG センサで反射したブラッグ波長を有する光から、反射光と透過光を生成すること、②ブラッグ波長に対して反射・透過光の強度が線形に変化することが挙げられる。ここで、FBG センサのブラッグ波長が Fig. 2.3 のように傾斜フィルタの傾斜領域に存在する状況を考える。例えば、FBG センサに脈動ひずみが発生していない状態でブラッグ波長が反射・透過光の強度が等しくなる波長であり、この状態から脈動ひずみによってブラッグ波長が短波長側に変位した場合、反射光強度は増大し、透過光強度は減少する。逆に長波長側に変位すると反射光強度は減少し、透過光強度は増大する。この様に、脈動ひずみによるブラッグ波長の変位を反射・透過光強度の変動に変換する。反射・透過光強度の変動はフォトダイオードと呼ばれる小型の光検出器で検出できるため、センサシステムを小型化したうえで脈動ひずみ信号の測定が可能となる。しかし、傾斜フィルタより出力された反射・透過光は光源強度の変動や光ファイバの曲げによる経路損失の影響を受けやすい。そこで、(9) 式のように反射透過光強度の差分を算出したあと、反射透過光強度の和で除算することで、上述した影響を抑えた状態で脈動ひずみ信号を測定した。

$$D = \frac{T-R}{T+R} \quad (9)$$

なお、 $T$ と $R$ はそれぞれ傾斜フィルタより出力された透過光と反射光の強度である。本論文では(9)式で得られた脈動ひずみ信号を生データとして使用している。以上の原理を応用することで、Fig. 2.4に示すような脈動ひずみ信号が得られる。本論文では、1561 nmにおいて反射・透過光の強度が等しくなるバンドパスフィルタの遷移領域を傾斜領域として利用した。

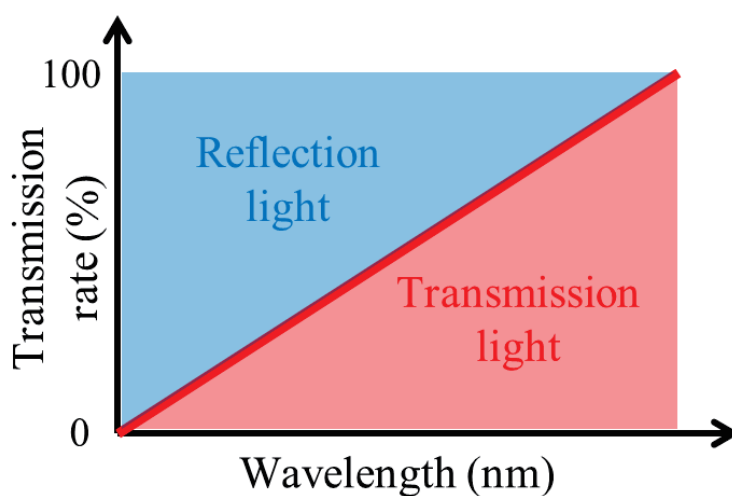


Fig. 2.2 傾斜フィルタの特性

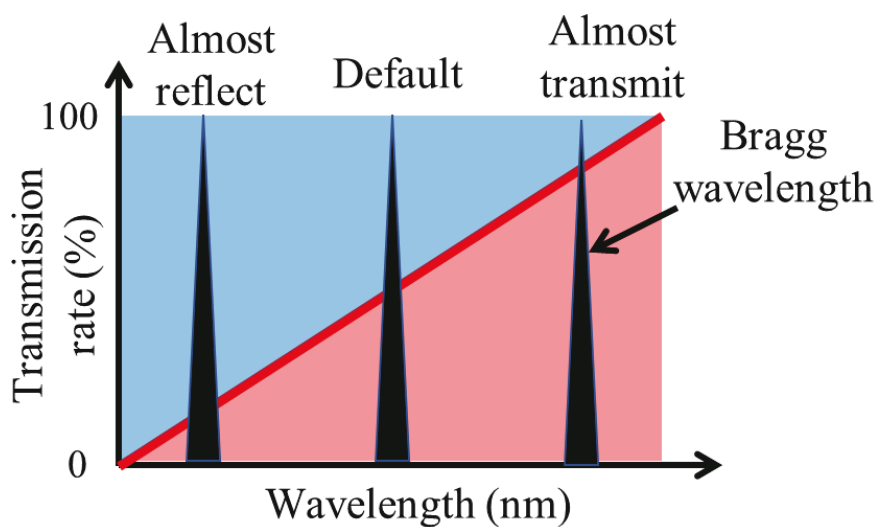


Fig. 2.3 FBG センサでの反射光と傾斜フィルタでの反射透過光強度の関係

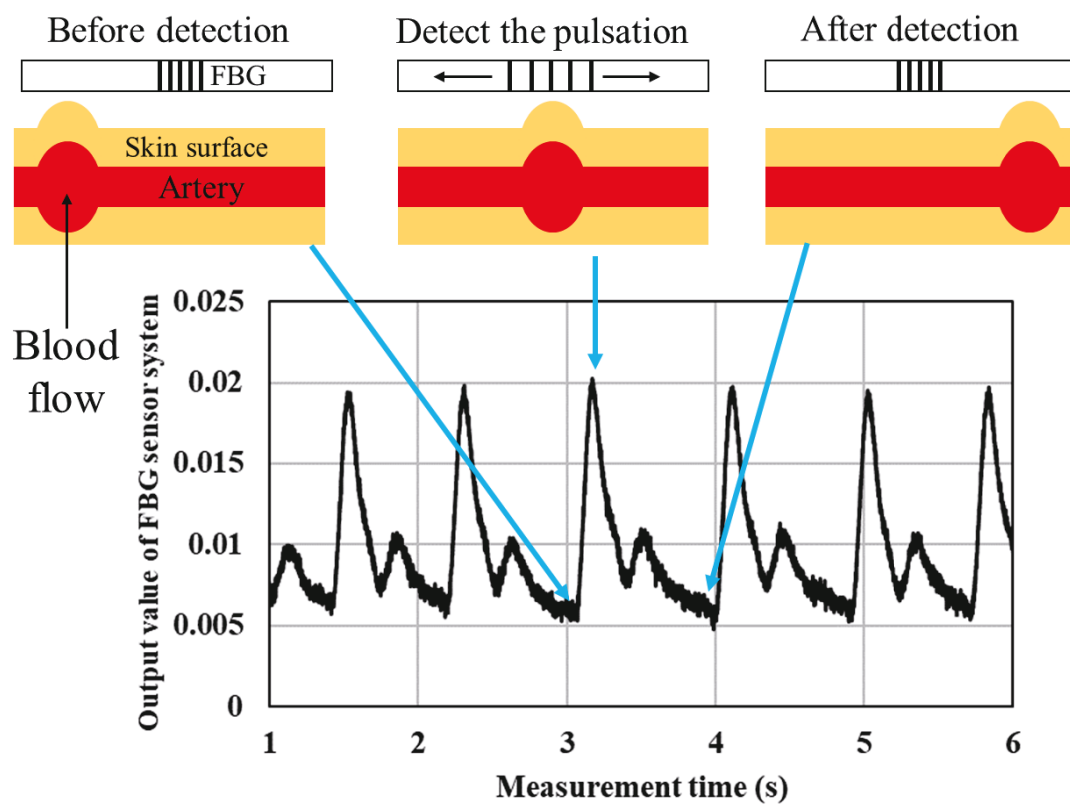
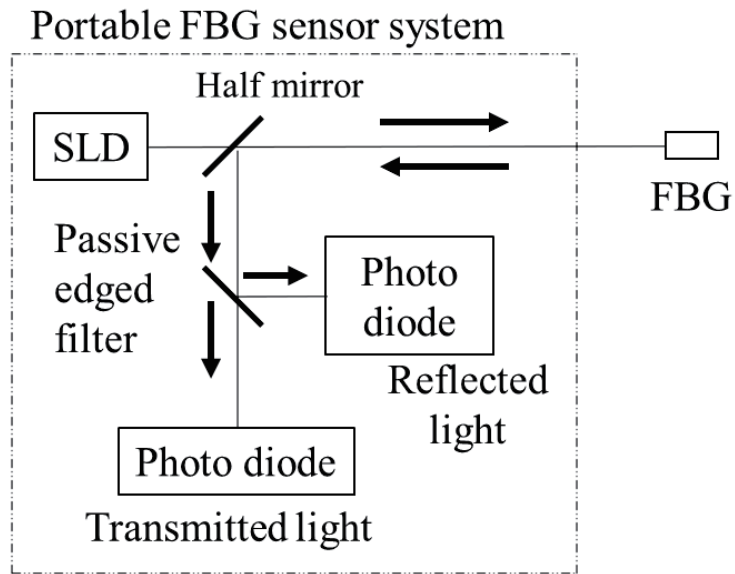


Fig. 2.4 傾斜フィルタ型 FBG センサシステムで測定した脈動ひずみ信号

## 2.2.2 センサシステム

Fig. 2.5 に傾斜フィルタ型 FBG センサシステムのブロック線図とシステムの概観を示す。本デバイスは幅 70 mm, 奥行 100 mm, 高さ 60 mm, 重量 175 g である。電源には市販のリチウムイオンバッテリー (C0509 : 明誠株式会社) を使用しており, USB 規格 (Type-A) による接続が可能である。放電容量は 6800 mAh であり, 本デバイスを連続で 5 時間駆動できる。光源 (Super Luminescent Diode : SLD) の放射光は半透鏡 (Half Mirror) を介して FBG センサに到達し, ブラッグ波長である反射光は半透鏡により傾斜フィルタ (中心波長 : 1561 nm) に入射する。この時, 動脈の脈動ひずみによってブラッグ波長が変位すると, 反射・透過光強度も線形に変化する。この光強度の変動をフォトダイオードで検出して電流信号に変換した後, オペアンプを用いて電流・電圧変換および電圧増幅を行い, AD 変換器にて 16 bit の分解能と 1 kHz のサンプリング周波数にてサンプリングを行う。この後, WiFi による無線通信で PC にデータを転送後, PC 上で Labview によりデータの受信を行い, 前項の (9) 式による演算を行うことで Fig. 2.4 に示した脈動ひずみ信号を測定可能である。



(a) ブロック線図



(b) センサシステムの概観

Fig. 2.5 傾斜フィルタ型 FBG センサシステムのブロック線図と概観



## 2.3 波長掃引型 FBG センサシステム

### 2.3.1 波長掃引方式

Fig. 2.6 に波長掃引方式を採用した FBG センサシステムのブロック線図を示す。広帯域光源の放射光から音響光学波長可変フィルター (AOTF) やファブリペロー干渉計にて特定の波長を順次選択・掃引して通過させることで、波長掃引光源とする。掃引された特定の波長を有する光は、下記の 2 通りのプロセスで処理される。

#### (1) 波長基準器を通してフォトダイオードに入射する光

エタロンなどの波長基準器を通してフォトダイオードに入射する光は、時系列では Fig. 2.7 のように周期的なピークが観測される。ここでは、エタロンを例として説明する。製造時にエタロンの各ピークの波長を測定し、装置内に記録しておく。この際の波長を $\lambda_{ej}$  ( $j$  は整数,  $e$  はエタロン), サンプルング点数で見たピークの位置を $E_i$ とする。

#### (2) FBG センサからの反射光の検出

ここで、3つの FBG が形成された光ファイバが接続されていると仮定する。すると、FBG センサからの反射光を時系列で測定した場合は Fig. 2.8 のようになる。各ピークの実際の波長を $\lambda_{fi}$  ( $i$  は整数,  $f$  は FBG センサ), サンプルング点数で見たピークの位置を $F_i$ とする。すると、FBG センサのブラッグ波長を

(10) 式のように算出できる。

$$\lambda_{fi} = \frac{\lambda_{ej} - \lambda_{e(j-1)}}{E_i - E_{i-1}} F_i + \lambda_{e(j-1)} \quad (10)$$

式 (10) で算出されたブラッグ波長を時系列で連続測定することで、脈動ひずみ信号を測定可能である。

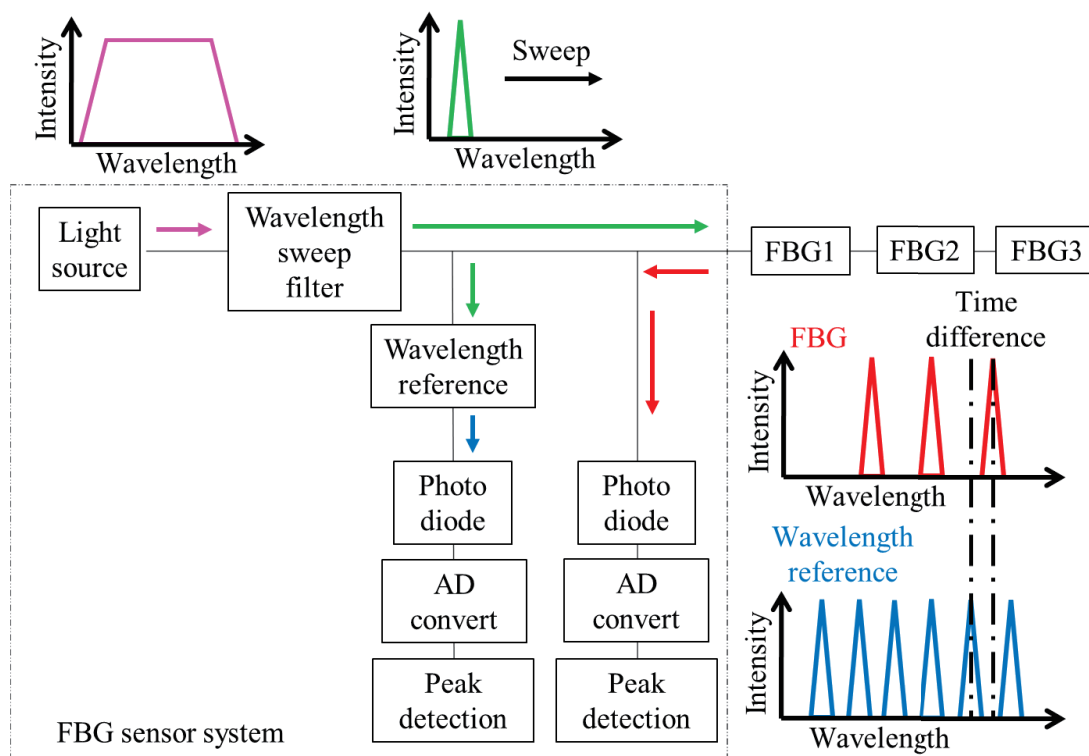


Fig. 2.6 波長掃引型 FBG センサシステムのブロック線図

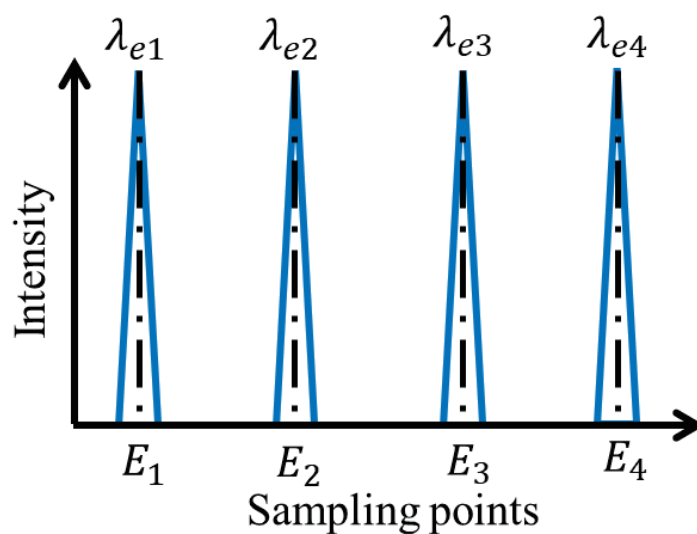


Fig. 2.7 エタロン通過後に観測される信号

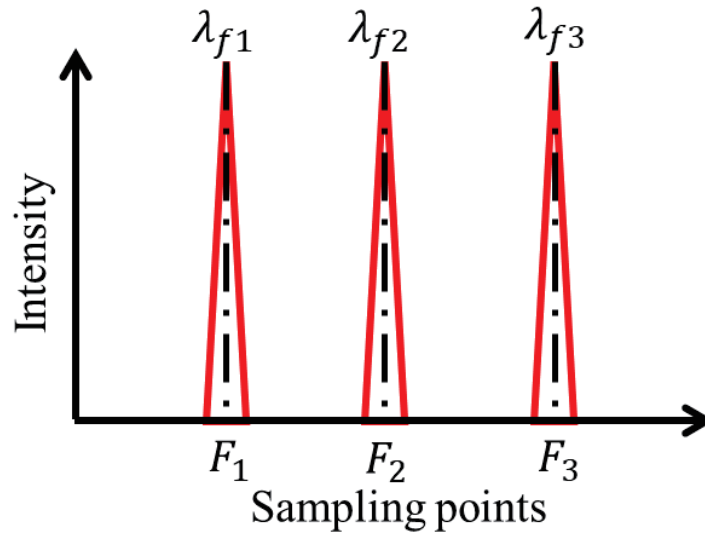


Fig. 2.8 FBG センサより入射する信号

### 2.3.2 センサシステム

Fig. 2.9 に、波長掃引方式を採用した FBG センサシステムである SM130-170 (Micro Optics) と EFOX-1000B-4 (株式会社共和電業) を示す。また、Table 2.1 に両センサシステムの仕様を示す。サンプリング周波数は双方ともに 1 kHz となっており、傾斜フィルタ型 FBG センサシステムと同様な速度でサンプリング可能である。本論文で用いたプラスチック製光ファイバは 1500 nm 帯にブ ラッグ波長を有するが、この波長領域では減衰率が高い[38]。また、両センサ システムは、レーザを用いた高強度・広帯域光源からの放射光を波長可変式の ファブリーペロー干渉計で掃引することで、FBG センサに高強度の光信号を導 波可能であるため、プラスチック製 FBG センサのブ ラッグ波長も検出可能であ る。以上の理由から、これらのセンサシステムを採用した。

Table 2.1 本論文で用いた波長掃引型 FBG センサシステムの仕様

	SM130-700	EFOX-1000B-4
<b>Sampling Rate (Hz)</b>	<b>1000</b>	<b>1000</b>
<b>Wavelength Range (nm)</b>	<b>1510 - 1590</b>	<b>1460 - 1620</b>
<b>Wavelength Stability (pm)</b>	<b>2</b>	<b>1</b>
<b>Wavelength Repeatability (pm)</b>	<b>0.05</b>	<b>0.05</b>
<b>Dynamic Range (dB)</b>	<b>25</b>	<b>25</b>



(a) SM130-700 の全体像



(b) EFOX-1000B-4 の全体像

Fig. 2.9 本論文で用いた波長掃引方式の FBG センサシステム

## 2.4 脈動ひずみとバイタルサインおよび血糖値

### 2.4.1 容積脈波信号と脈動ひずみ信号

ヒトの生命活動を維持するために、全身に酸素や栄養素を絶えず供給する必要がある。酸素や栄養素は、心臓の拍動により駆出された動脈中の血液を通じて全身に供給される。この時、容積脈波信号と呼ばれる心臓の拍動に伴う血液量の周期的な変動が動脈で発生する。この容積脈波信号を PPG で測定すると、Fig. 2.10 に示すような信号形状が得られる。脈拍 1 回分の容積脈波信号において、心臓から拍出された血液が到達すると、血液量が増大するため急峻に立ち上がって血管径が最大となる点(縮期峰)に到達し、血圧は最高となる。この後、血流の通過に伴って血管径が収縮するため容積が減少する。そして、心臓の大動脈弁が閉じる時間である切痕と呼ばれる点から再度血管径が増大し、弛期峰と呼ばれる点に到達した後、最低血圧状態まで変化する。また、容積脈波信号の振幅や形状は、心臓の拍動や弁の開閉だけでなく、血管の硬化度、糖質やコレステロールの変化に伴う血流内の血漿成分量で変化する血液の粘度に依存する報告がある[40, 41].

血圧を推定するために必要な加速度脈波は、ひずみとして検出された容積脈波信号を 2 回微分することで得られる。Fig. 2.11 に示すような得られた加速度脈波の例を示す。加速度脈波は a~e までの 5 つの変曲点を有しており、これら 5 つの変曲点の大きさが血圧変動に伴って変化する報告例がある[42]。また、FBG センサで得られた脈動ひずみ信号において、生波形に対して 0.5 Hz から 5 Hz の区間を通過帯域とするバンドパスフィルタによって、0.5 Hz 以下の低周波

と 5 Hz 以上の高周波成分を取り除くノイズ処理を実施したあと、一次微分を適用することで、加速度脈波に類似した信号形状が得られるという報告がある [33]. Fig. 2.12 に FBG センサで測定された信号形状を示すが、加速度脈波信号に特有の a~e の変曲点を確認できる. つまり、PPG や FBG センサで測定した信号は血圧の変化によって信号形状が異なると考えられるため、信号解析により血圧算出を期待できる.

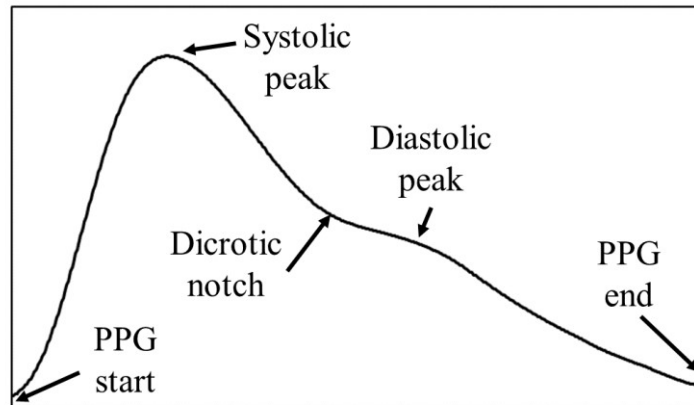


Fig. 2.10 PPG で測定した容積脈波信号

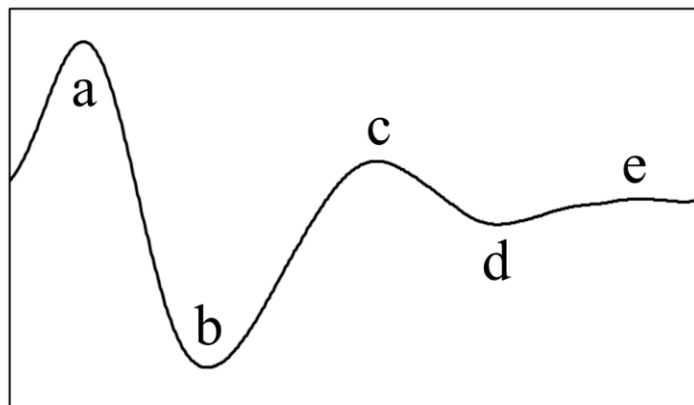


Fig. 2.11 容積脈波信号を二回微分して得られる加速度脈波信号

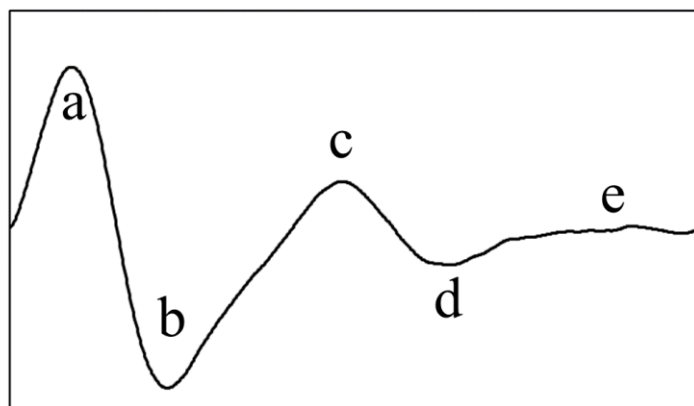


Fig. 2.12 FBG センサで測定した加速度脈波信号

## 2.4.2 脈動ひずみ信号によるバイタルサインや血糖値の測定

前項で述べたように、FBG センサで測定した脈動ひずみ信号は脈拍数や血圧、血糖値の影響によってその振幅や信号形状が変化するとみなせるため、振幅や信号形状を解析することで脈拍数や血圧、血糖値の算出が可能であると期待できる。

例えば、脈拍数は 1 分間あたりの心臓の拍動回数であり、原理上は容積脈波信号の 1 分間の周期数を計算することで算出可能である。先行研究では、FBG センサで得られた脈動ひずみ信号に 0.5 Hz から 5 Hz の区間を通過帯域とするバンドパスフィルタによるノイズ処理を実施後、高速フーリエ変換により脈動ひずみ信号の基本波の周波数を求め、これに 60 を乗ずることで脈拍数を算出できた[28]。また、バンドパスフィルタ処理後の信号形状において隣り合う最大ピーク間の時間間隔でサンプリング周波数を除算し、60 を乗ずることで脈拍数を算出可能である。

血圧は脈動ひずみ信号の形状を解析することで算出する。血圧は心臓から供給される血液量である心拍出量と血管の硬さを示す血管抵抗によって決まる。心拍出量が多く血管が大きくひずむと血圧は高くなり、心拍出量が少なくひずみが小さい場合は低下する。また、血管抵抗が小さく弾力性がある状態では血圧は低くなり、動脈硬化などの血管が硬い状態では高くなる。このことから、血圧変動に伴って脈動ひずみ信号の振幅や形状が変化することが予想され、脈動ひずみ信号による血圧算出が期待できる。先行研究では、人工血管モデルや橈骨動脈を想定した擬似血管モデルで発生させた脈動ひずみと血管径、血管内



圧の変化を同時測定しており、脈動ひずみ信号が血管径や内圧の変化と対応することを実証できた[30]。また、実際にヒトの橈骨動脈上の脈動ひずみ信号測定とカフ式血圧計による参照血圧値測定を行い、脈動ひずみ信号の形状から血圧算出に必要な特徴量を取得することで血圧を算出する報告も存在する[33]。

血圧と同様に、血糖値も脈動ひずみ信号の形状を解析することで算出する。血液中のグルコース濃度の変化に伴う血漿成分量の変化によって血液の粘度が変化することが知られており、この粘度の変化によって脈動ひずみ信号の形状が変化することも報告されている[40, 41]。また、血糖値が上昇した場合にはインスリンが分泌されるが、このインスリンの機能による脈動ひずみ信号形状への影響も考えられる。血管は血液を絶えず供給するためにその硬さを常に調節しているが、この調節には神経性調節が大きく寄与している。具体的には、ノルアドレナリンの分泌により血管を硬化させる交感神経と、シトニン遺伝子関連ペプチドを伝達物質として交感神経の抑制により血管を弛緩させる血管拡張性神経による調節である。摂食による血糖値の増加に伴ってインスリンの分泌量がすると、交感神経からのノルアドレナリンの遊離量が増加すると共に、インスリンによって血管拡張性神経の機能が抑制されて血管が硬化することが報告されている[43]。よって、この神経系の働きによる血管の硬さの変化によっても、脈動ひずみ信号の振幅や形状が変化すると考えられる。以上より、血糖値の変動によっても脈動ひずみ信号の振幅や形状は変化すると考えられるため、脈動ひずみ信号から血糖値算出に有用な特徴量を抽出することで、血糖値算出が期待できる。先行研究では血圧算出と同様に次節に示す PLSR（部分最小二

乗回帰法) や機械学習を用いて血糖値算出に有用な特徴量を抽出することで、血糖値を高精度に算出する手法が提案されており、FBG センサによる非侵襲な血糖値算出が実証された[35, 36].

## 2.5 部分最小二乗回帰による血圧と血糖値算出

本論文では、第 3 章の非侵襲血糖値測定および第 5 章でのプラスチック FBG センサによる血圧算出の際に予め検量モデルを構築し、これに構築時に採用しなかった脈動ひずみ信号を適用することで血圧や血糖値を算出する方法を採用している。具体的には、脈動ひずみ信号と参照血圧値および参照血糖値の同時測定を行った後、多変量ベクトル解析手法の 1 つである PLSR による検量モデルの構築を行った。この後、検量モデルに構築段階で未使用の脈動ひずみ信号を代入することで、血圧および血糖値算出を行った。

PLSR は主成分回帰分析により潜在変数因子 (PLS Factor) を抽出し、これらの主成分を用いて重回帰分析を行う手法である。PLSR の利点として、①説明変数と目的変数の双方に誤差が存在することを仮定して使用する変数の全情報から回帰式を求めるため、主成分回帰分析よりも少ない因子数で高い算出精度が得られること、②潜在変数因子を用いるため、重回帰分析に存在する多重共線性を排除できること、が挙げられる。本論文では脈動ひずみ信号を  $X$ 、参照血圧値および参照血糖値を  $Y$  とし、各々に残差  $E$  および  $F$  が存在すると仮定する。そして、潜在変数因子  $t$  と係数  $q$  を使用すると、(11) 式と (12) 式が成り立つ。

$$X = \sum_{a=1}^A t_a p_a^T + E = TP^T + E \quad (11)$$

$$Y = \sum_{a=1}^A t_a q_a + F = Tq + F \quad (12)$$

ここで、重みベクトル  $w$  を (13) 式より算出し、 $t$ 、 $p$ 、 $q$ 、 $E$ 、 $F$  をそれぞれ求め、(14) 式より検量モデルを算出する。

$$w = \frac{x^T y}{\|x^T y\|} \quad (13)$$

$$Y = t_1 q_1 = X^T w_1 q_1 \quad (14)$$

(14) 式で求めた新たな  $X_{new}$  と  $Y_{new}$  を用いて、潜在変数因子を 1 つ追加することと同様な演算を繰り返し、残差  $E$  および  $F$  がより小さい検量モデルを構築する。

この際、潜在変数因子がある数より増加すると検量モデル構築時の標準誤差 (Standard Error of Calibration : SEC) は小さくなるが、検量モデル検証時の標準誤差 (Standard Error of Prediction : SEP) が大きくなる。これをオーバーフィッティングと呼び、検量モデル構築時のデータに過剰に適合した汎用性の低い検量モデルが構築されることを示す。このため、SEP が最小となる潜在変数因子を決定する必要がある。本論文では、Leave-one-out 法によるクロスバリデーションにて最適な潜在変数因子数を決定し、この際の検量モデルを採用した。

なお、SEC および SEP は (15) 式と (16) 式により算出できる。

$$SEC = \sqrt{\frac{\sum (y - y_{best})^2}{n - k - 1}} \quad (15)$$

$$SEP = \sqrt{\frac{\sum (y_b - y'_b)^2}{n_b}} \quad (16)$$

ここで、 $y$  は参照値、 $y_{best}$  は最適な潜在変数因子数での  $y$  に対する算出値、 $n$  は試料数、 $k$  は潜在変数因子数、 $y_b$  は検量モデルから算出する際の参照値、 $y'_b$  は  $y_b$  に対する算出値、 $n_b$  は算出時に用いたデータ数である。また、SEP の値が

検量モデルによる血圧や血糖値の算出精度となる。以上より、FBG センサで測定した脈動ひずみ信号から検量モデルを構築し、検量モデルに新たな脈動ひずみ信号を代入することで、血圧や血糖値の算出とその精度評価が可能となる。



## 第 3 章

### FBG センサシステムによる脈波に基づいた 非侵襲血糖値計測の検証

## 第3章

# FBG センサシステムによる脈波に基づいた非侵襲血糖値計測の検証

### 3.1 概要

本章では、9名の被験者において脈動ひずみ信号と参照血糖値の測定を行い、個人毎の検量モデルと汎用検量モデルを構築して血糖値算出を行った。その結果、汎用検量モデルにおいても個人毎の検量モデルと同様な精度で血糖値を算出できた。また、汎用検量モデルと時系列的に測定された脈動ひずみ信号を用いて血糖値の変動を測定した。その結果、時系列的な血糖値変動を測定できる可能性を示した。

### 3.2 実験方法

#### 3.2.1 脈動ひずみ信号と参照血糖値の測定および解析

本章では、左手首の橈骨動脈の脈動点にて傾斜フィルタ型FBGセンサシステムを用いて脈動ひずみ信号を測定した。サンプリング周波数は1kHzであり、1回あたりの脈動ひずみ信号の測定時間は20秒である。また、脈動ひずみ信号測定と同時に観血式血糖値計（StatStripXpress：Nova Biomedical）を用いて右手の指尖部で血糖値を測定し、これを参照血糖値とした。本章で用いた観血式血糖値計は10～900mg/dlまで測定可能であり、測定精度は臨床・検査標準協会

(CLSI) の国際的なガイドライン (CLSI, POCT12-A3) を満足する。また、血糖値は食事後に一時的に高い状態となるため、この状態での血糖値算出精度も検証する必要がある。そこで、朝食を摂取していない状態で空腹時の血糖値と脈動ひずみ信号を測定した後、昼食を摂取して直ちに測定を再開した。これにより、空腹時の血糖値が低い状態だけでなく、摂食後の血糖値が高い状態での測定も可能である。測定回数は 35~67 回と被験者ごとに異なり、合計 376 回である。被験者は 20 代の男性 7 名と女性 2 名の計 9 名である。血糖値測定は糖尿病患者に求められ、その多くは高齢者である。しかし、今回の実験では 1 日で 30 回以上の穿刺による参照血糖値測定が必要であり、これは高齢者にはかなりの負担となる。そのため、本実験は健常者である 20 代の 9 名に対して実施した。

脈動ひずみ信号は血糖値算出に用いるデータセットを作成するため、Fig. 3.1 に示すように (1) フィルタ処理、(2) 一次微分処理、(3) 1 パルス波形切り出し、(4) リサンプリング、(5) 平均化、(6) 規格化の信号処理を行った。生波形として測定した脈動ひずみ信号には測定器由来の高周波の電氣的ノイズが重畳しているため、0.5 Hz から 5 Hz の区間を通過帯域とするバンドパスフィルタによるノイズ処理を行った[29]。さらに、一次微分処理を行い、ピーク間隔にて 1 パルスごとに波形を切り出した。切り出した各パルス波形は心拍数の変化により脈波時間 (横軸方向の長さ) が異なる。また、各信号において多変量ベクトルでの解析を実施するため、信号を構成するデータ数を規格化する必要がある。さらに、Kurasawa らの先行研究において 1 パルス波形を切り出した後に各々の 1 パルスの長さを 1 秒に規格化することで、血糖値の算出精度が向



上する結果が示されている[35]. そこで, 脈動ひずみ信号の時間を 1 秒 (1 パルスを構築する点数は 1000 点) でリサンプリングした. リサンプリングされた各パルス波形を Fig. 3.1 に示すように重ね合わせたあと, 各時間において複数のパルス波形の大きさを平均した.

FBG センサで測定した脈動ひずみ信号の振幅は, 医療用テープで貼り付ける際の固定圧によっても大きく変動するため, これが血糖値算出時の誤差となる可能性がある. そこで測定信号の縦軸である脈動ひずみ信号の振幅において最大値を 1, 最小値を 0 に規格化した. この後, 規格化された脈動ひずみ信号と参照血糖値を対応させて 1 個のデータセットとした. 次項では, このデータセットを用いた血糖値の算出方法について説明する.

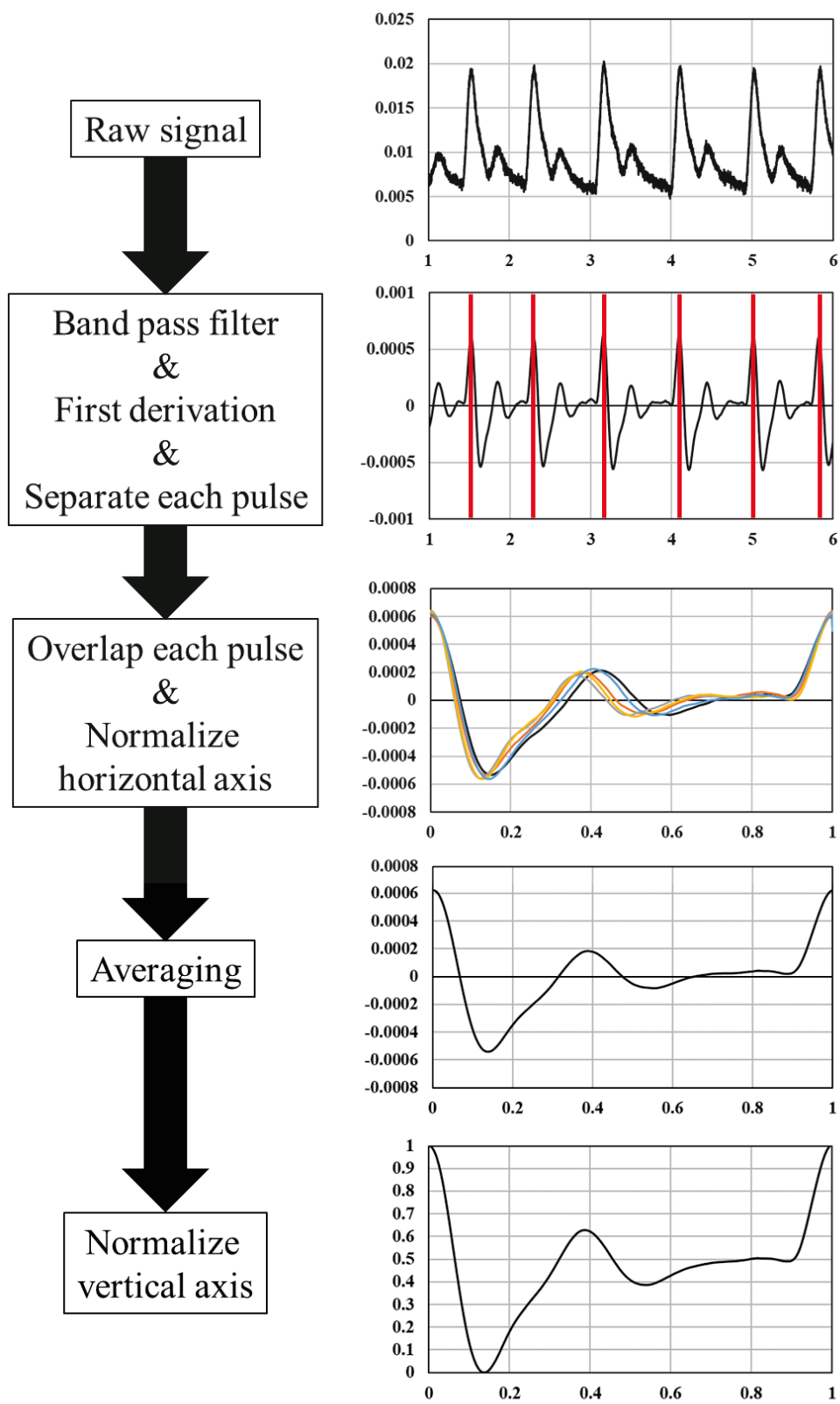


Fig. 3.1 脈動ひずみ信号の処理手順

### 3.2.2 血糖値算出のための検量モデル構築方法

測定された信号から血糖値を算出する検量モデルを構築するために多変量ベクトル解析の一つである PLSR を採用した。また、本章では検量モデルを構築するデータセットを作成するため、2 種類の方法を実施した。一つ目は個人差の影響を排除するため Table 3.1 に示すように各被験者で測定されたデータだけを使用して検量モデルを構築し、血糖値算出の精度を検証する方法である。この時、検証用データを選択する際、各個人データの最小血糖値と最大血糖値の 2 データを除外し、残ったデータから乱数を用いてランダムに 10 データを選別し、その他のデータは検量モデル構築用データとした。

二つ目は複数の被験者データで個人差の影響を含む汎用検量モデルを構築し、血糖値算出の精度を検証する方法である。この検量モデルでは汎用性を確認することも目的として、「血糖値を算出する被験者のデータは検量モデルに含まれない」ということを前提とした。被験者 A~I の 9 名のデータの中で最小参照血糖値を有する被験者 H と最大参照血糖値を有する被験者 B は検量モデル構築用に使用し、血糖値算出候補の被験者から除外した。これは血糖値を算出するデータの参照血糖値が、検量モデルに使用した参照血糖値の範囲外の時に、明らかな算出誤差が生じることを防ぐためである。残った 7 名の被験者データの内、恣意性を排除するためにランダムに選択した結果、被験者 C と D が選択された。Table 3.1 の被験者 C (37 データ) と D (35 データ) の合計 72 データを検証用データとして扱い、そのほかの被験者の 304 データを汎用検量モデル構築用データとした。Table 3.2 に示すように 304 個の測定データは参照血糖値の範

困ごとにデータ数が異なっており，全データを使用して検量モデルを構築すると，選択された参照血糖値の範囲のデータ数によって影響されるおそれがある．また，Table 3.2 より 200～220 mg/dl の範囲におけるデータ数は7個であり，全範囲の中で最小である．そこで，各参照血糖値範囲のデータ数を一様にするため，各範囲から7個ずつデータを選択することで，合計で91データが得られた．この時，各参照血糖値の範囲内でランダムにデータを選択した．その結果はTable 3.2 に示すとおりである．この91個のデータで汎用検量モデルを構築し，このモデルに被験者 C と D のデータを代入して血糖値算出精度を検証した．

Table 3.1 個人ごとの検量モデルの構築・検証時のデータ数

Subject	Total data	Calibration data	Validation data
A	67	57	10
B	35	25	10
C	37	27	10
D	35	25	10
E	35	25	10
F	62	52	10
G	35	25	10
H	35	25	10
I	35	25	10
Total	376		

Table 3.2 汎用検量モデルの構築時のデータ数

Reference blood glucose value range (mg/dl)	Calibration data	Number of subject data selected						
		A	B	E	F	G	H	I
82~89	7/12	2	0	0	5	0	0	0
90~99	7/35	7	0	0	0	0	0	0
100~109	7/19	3	0	0	1	1	0	2
110~119	7/34	4	0	0	1	2	0	0
120~129	7/29	1	0	0	4	0	0	2
130~139	7/38	1	0	0	4	1	0	1
140~149	7/37	0	0	0	3	3	1	0
150~159	7/31	0	0	1	1	3	2	0
160~169	7/17	0	2	3	0	0	2	0
170~179	7/16	0	0	4	0	0	3	0
180~189	7/17	0	1	3	0	0	3	0
190~199	7/12	0	4	1	0	0	2	0
200~220	7/7	0	7	0	0	0	0	0
Total	91	18	14	12	19	10	13	5

### 3.2.3 血糖値評価方法

血糖値の算出精度の評価では血糖値算出誤差である SEP とともに Error Grid Analysis (EGA)を用いた[44]. EGA とは, 血糖値計の算出値が臨床的に有効であるかを示す指標である. これを図示すると, Fig. 3.2 に示すコンセンサスエラーグリッドとなる. 縦軸は算出血糖値となり, 横軸は参照血糖値である. 対角線は参照血糖値と算出血糖値の一致を示しており, 対角線上部は過大評価, 下部は過小評価の領域である. さらに, EGA は A から E までの 5 つの領域に分類される. 各領域における解釈は Table 3.3 の通りである[45]. 以上より, EGA 結果において検量モデルで算出された血糖値が A および B ゾーンのみプロットされ, C, D, E ゾーンにプロットされないことがよい.

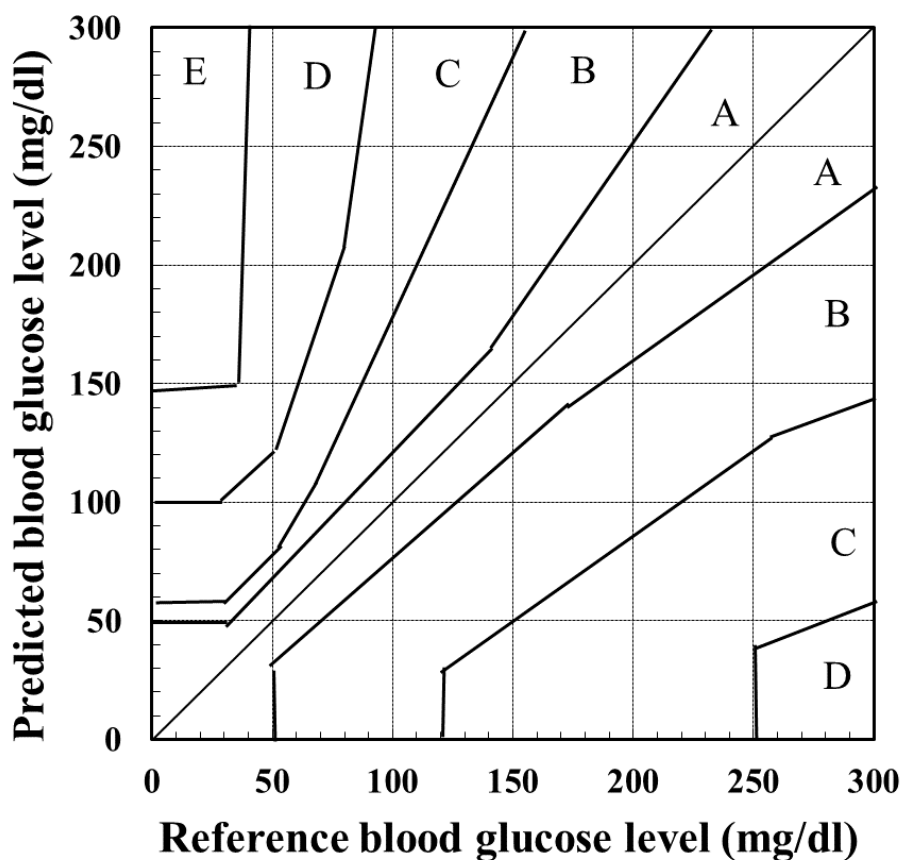


Fig. 3.2 コンセンサスエラーグリッド

Table 3.3 EGA の各領域における解釈

Meaning of each zone	
A	Clinically accurate. Lead to correct treatment decision
B	Lead to benign decision or no treatment
C	Lead to Overcorrection of normal glucose level
D	Lead to failure to detect and treat high or low glucose levels
E	Lead to erroneous treatment decision

### 3.3 結果と考察

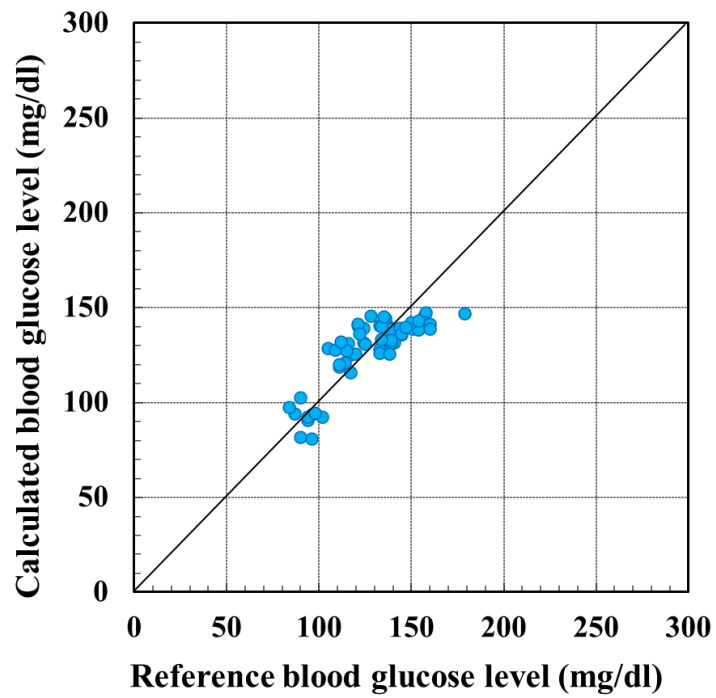
#### 3.3.1 被験者専用血糖値算出

各被験者において PLSR による検量モデルを構築した結果、最適な PLS Factor 数は全被験者とも 4 であった。これらの検量モデルに検証データを代入して血糖値を算出した。Table 3.4 に各被験者の血糖値算出時の測定精度と EGA の各領域のプロット数を示し、Fig. 3.3 と Fig. 3.4 に被験者 A および被験者 B の検量モデルと血糖値算出時の散布図を示す。血糖値算出時の散布図には EGA の各領域を併記した。

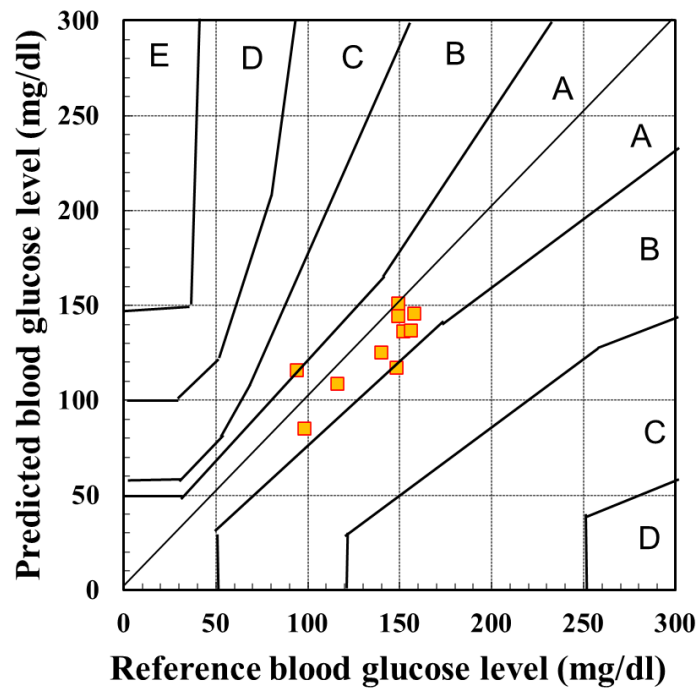
Table 3.4 被験者ごとの血糖値算出精度と EGA の各領域でのプロット数

Subject	SEP (mg/dl)	EGA result		
		A-zone	B-zone	C, D, E- zone
A	17	9/10	1/10	0/10
B	30	9/10	1/10	0/10
C	15	9/10	1/10	0/10
D	10	10/10	0/10	0/10
E	18	9/10	1/10	0/10
F	14	10/10	0/10	0/10
G	16	8/10	2/10	0/10
H	32	5/10	5/10	0/10
I	11	10/10	0/10	0/10



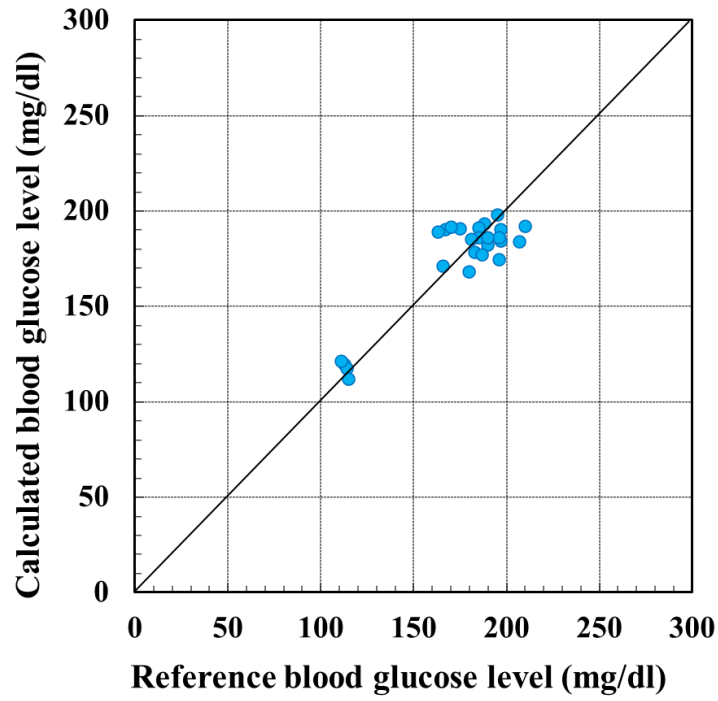


(a) 検量モデルの構築結果

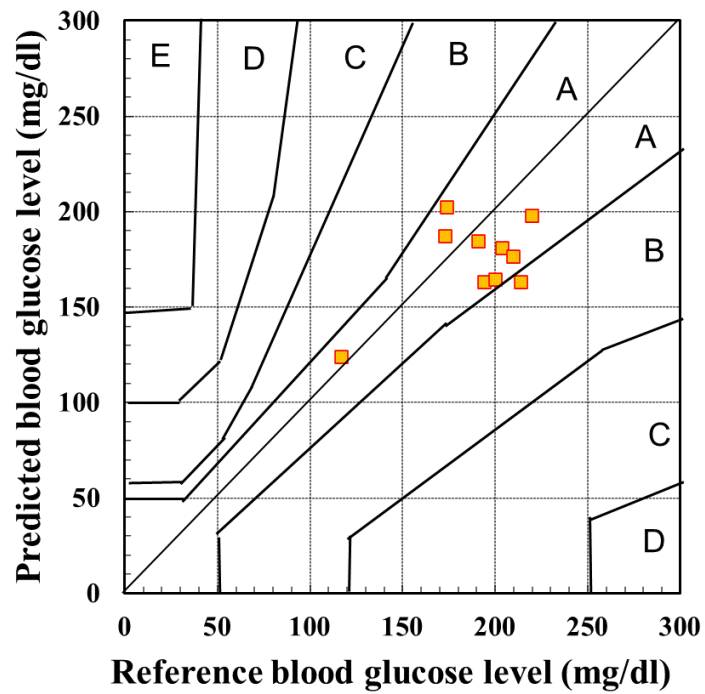


(b) 構築した検量モデルによる血糖値の算出結果

Fig. 3.3 被験者 A における検量モデルの構築結果と血糖値算出の結果



(a) 検量モデルの構築結果



(b) 構築した検量モデルによる血糖値の算出結果

Fig. 3.4 被験者 B における検量モデルの構築結果と血糖値算出の結果

被験者 A においては血糖値が約 80~180 mg/dl の範囲内で検量モデルを構築 (Fig. 3.3-(a)) した。一方, 被験者 B においては血糖値が約 111~210 mg/dl の範囲内で検量モデルを構築 (Fig. 3.4-(a)) した。それぞれが異なる血糖値の範囲であるが, 各被験者の血糖値算出の検証データは Fig. 3.3-(b) および Fig. 3.4-(b) に示すように EGA 結果においてほぼ A ゾーンに分布し, また C, D, E ゾーンには 1 つもプロットが存在しない。このことは Table 3.4 に示すように他の被験者の結果でも同様である。先行研究において Kurasawa らは据置型の FBG センサデバイスを用いて同様な測定を 4 名の被験者 (80~232 mg/dl) に行った結果, 算出誤差は 10~16 mg/dl であり, EGA 結果において全て A, B ゾーンに分布した [35]。この血糖値の範囲とほぼ同様である被験者 E では算出精度が 18 mg/dl であり, 全ての被験者において A, B ゾーンに分布したため, 先行研究と比べて遜色ない精度で血糖値を算出できた。これらの結果から, 個人データで検量モデルを構築した際に, 血糖値を精度よく算出できることを示した。Table 3.4 の血糖値算出の算出誤差を見ると被験者 A が 17 mg/dl に対して被験者 B では 30 mg/dl と大きな差がある。この原因は「検証データの血糖値の絶対値が大きいこと」と「参照血糖値 214 mg/dl の 1 つのデータが 163 mg/dl と算出された (B ゾーンにプロット)」ことである。検証データ数が 10 であるために 1 つのデータに大きな誤差が発生すると算出精度は大きく低下する。しかし, EGA 結果においては全て A, B ゾーンに分布しており, 大きな改善を必要とするものではない。これは, 算出誤差が大きい被験者 H でも同様である。一方, Table 3.4 に示すようにランダムに選定されたデータセットにおいて被験者 9 人中 7 名の確率で算出

誤差が向上した。それゆえ、本 FBG センサデバイスで十分な算出精度を有した血糖値算出ができた。

第 2 章では、血糖値の変動により血管抵抗や血液の粘性が変化することが知られている。この影響により脈動ひずみ信号の形状も変化することが想定され、信号形状の変化から PLSR により血糖値算出に必要な特徴量を解析することで、血糖値の算出できると考えられる。そこで、血糖値算出の妥当性について、高血糖時および低血糖時に測定した脈動ひずみ信号の形状に着目した。Fig. 3.5 に被験者 A における血糖値が 84 mg/dl と 160 mg/dl の規格化後の 1 パルスの脈動ひずみ信号を示す。また、Fig. 3.6 に脈動ひずみ信号と PLSR で算出された各 PLS Factor のローディングの対応関係を示す。ローディングは、PLSR にて各 PLS Factor を構成する際の説明変数と PLS Factor の相関の強さを示している。つまり、血糖値算出の際に各 PLS Factor が脈動ひずみ信号のどの領域を重要視するかを示す。言い換えると、ローディングの絶対値が大きいほど、血糖値算出への寄与が大きいといえる。Fig. 3.5 より、血糖値の相違による脈波形状の相違を検出できていることがわかる。Fig. 3.6 より、0~0.4 秒の領域において複数の PLS Factor でローディングの絶対値が大きくなる傾向がある。この領域では、縦軸方向での脈動ひずみ信号形状の相違が顕著である。そのため、血糖値が変動した際に脈動ひずみ信号に影響する領域が反映された検量モデルを構築できたことが示された。以上の結果より、傾斜フィルタ型 FBG センサデバイスにおいても血糖値の変動による脈動ひずみ信号形状の変動を測定できたため、精度よく血糖値算出ができたと考えられる。

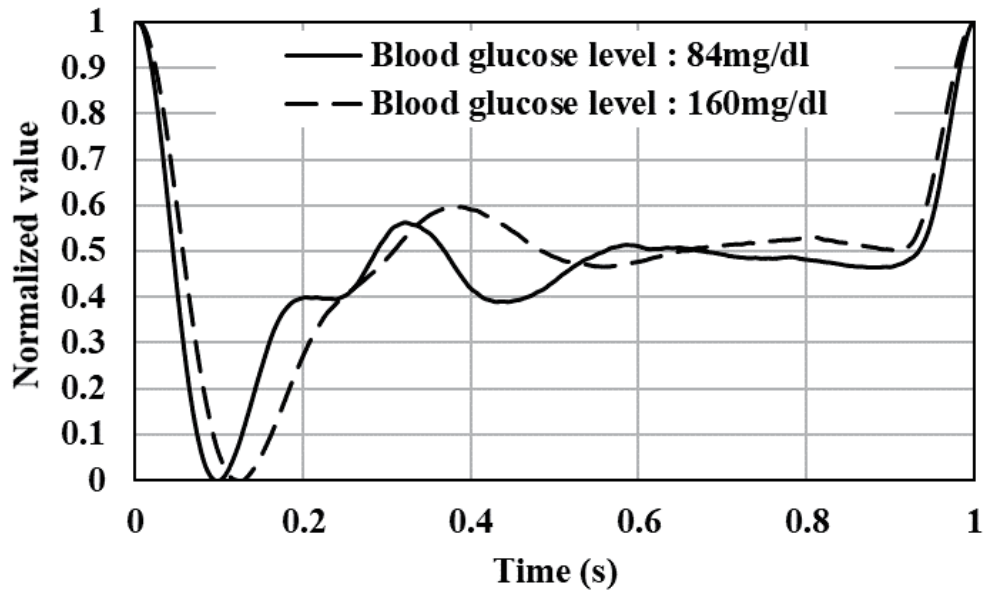


Fig. 3.5 被験者 A の規格化された脈動ひずみ信号

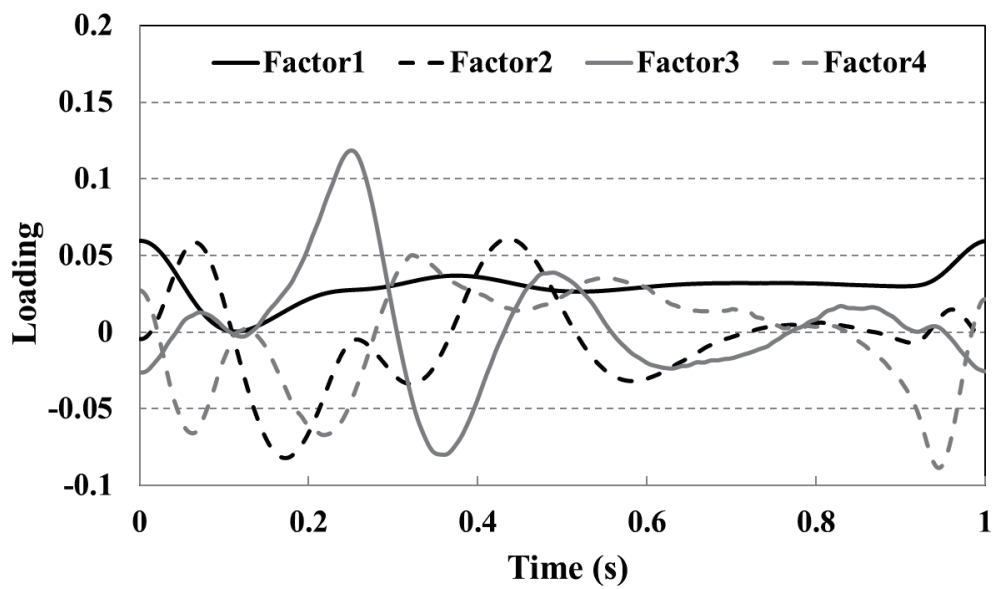


Fig. 3.6 各ファクタにおけるローディングと脈動ひずみ信号の関係

### 3.3.2 汎用検量モデルによる血糖値算出

汎用性の高い血糖値算出用の検量モデルを構築するために、Table 3.4 の 91 個のデータを使用して PLSR により汎用検量モデルを構築した。その結果を Fig. 3.7 に示す。この検量モデルの最適な Factor 数は 4 である。この検量モデルに被験者 C および D のデータを代入して血糖値を算出した結果および検証時の参照血糖値と算出血糖値の時系列データを、それぞれ Fig. 3.8 と Fig. 3.9 に示す。Fig. 3.8-(b) および Fig. 3.9-(b) において、横軸は測定時刻を示しているが時間間隔は一定ではない。午前中に 5 回の測定を行い、午後に摂食の後に測定を再開した。

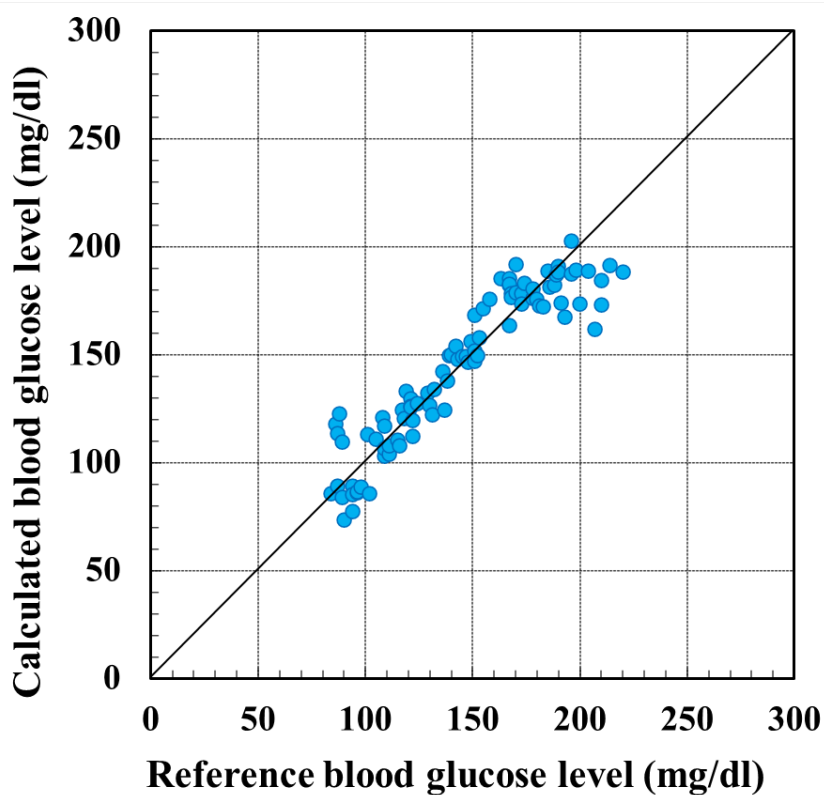
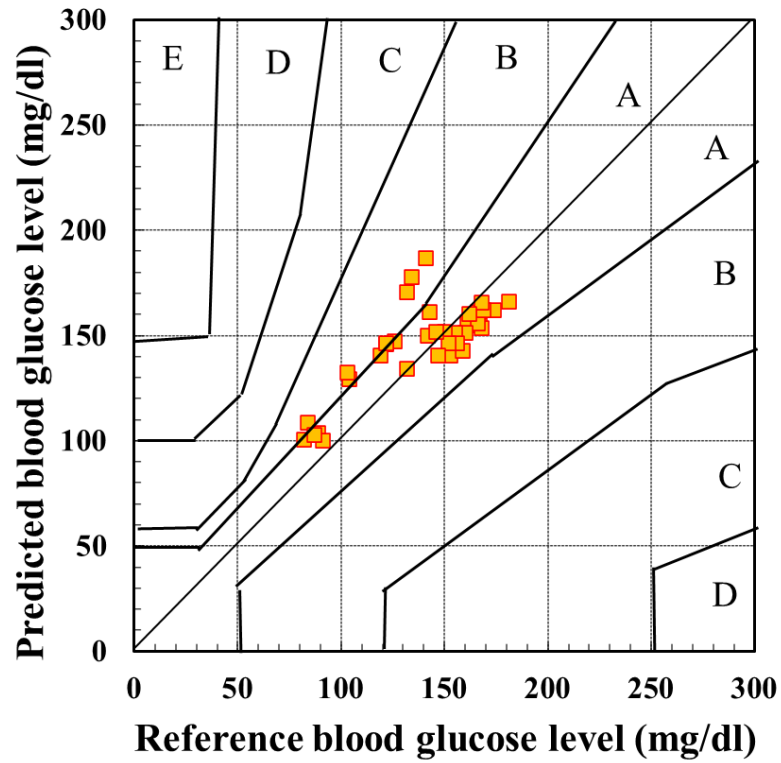
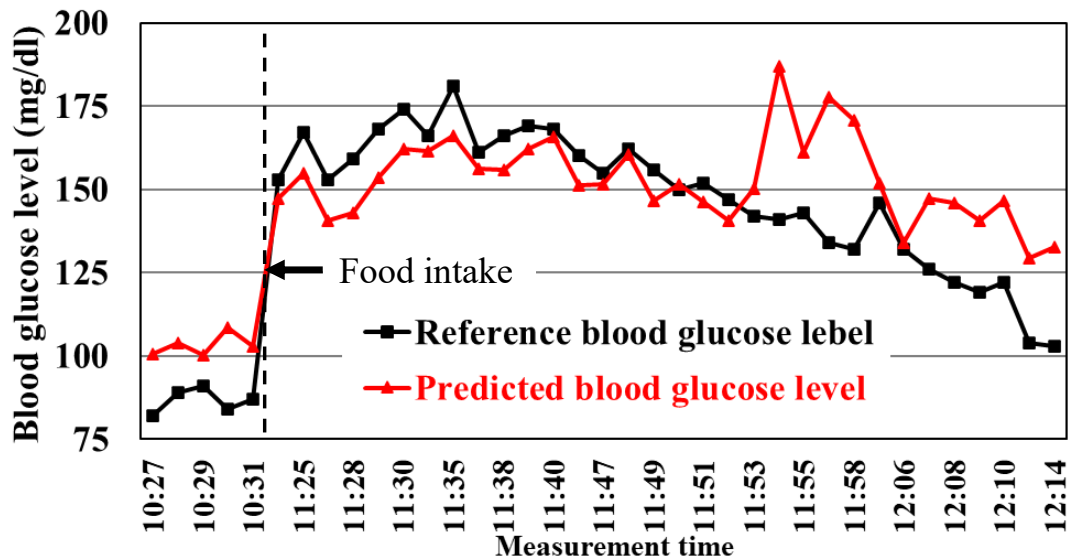


Fig. 3.7 汎用検量モデルの構築結果

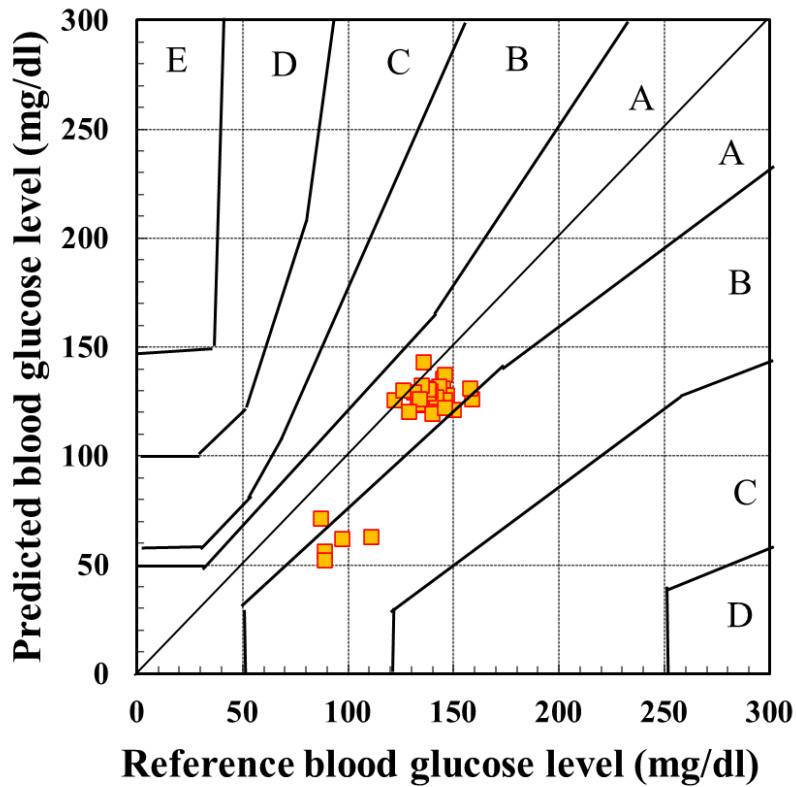


(a) 構築した汎用検量モデルによる血糖値の算出結果

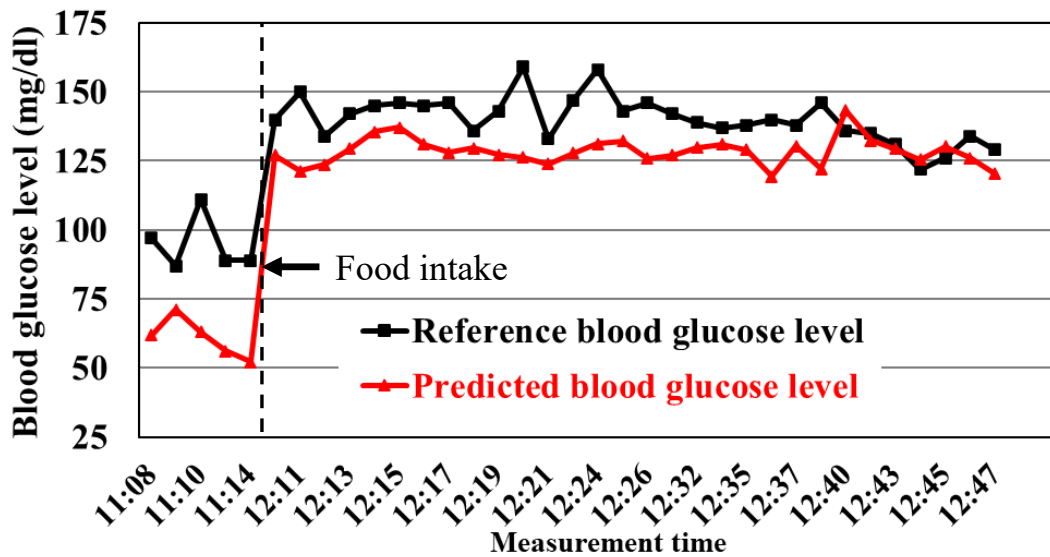


(b) 血糖値の時系列変動

Fig. 3.8 被験者 C における汎用検量モデルでの血糖値算出結果



(a) 構築した汎用検量モデルによる血糖値の算出結果



(b) 血糖値の時系列変動

Fig. 3.9 被験者 D における汎用検量モデルでの血糖値算出結果



Table 3.5 に検証時の誤差と EGA におけるプロット数を示す。Table 3.5 より、汎用検量モデルを用いた血糖値算出の算出誤差は被験者 C, D において 19 mg/dl である。Table 3.4 より、個人差を排除した個人検量モデルでの被験者毎の血糖値算出誤差が 10~32 mg/dl であるため、汎用検量モデルを用いた際の血糖値算出精度に大きな差はなく、個人差の影響は小さく抑えられていることが確認できた。また、EGA 結果においては Fig. 3.8-(a) および Fig. 3.9-(a) より、ほぼすべてのプロットが A ゾーンに分布しており、C, D, E ゾーンには 1 つも分布していないことから、臨床的に有効な結果が得られたといえる。Fig. 3.8-(b) および Fig. 3.9-(b) より血糖値の時系列変動に着目すると、5~7 回目の摂食前後の血糖値の大きな変化を測定できていることがわかる。さらに、午前および午後の測定においても、血糖値の細かな変化傾向を測定できていることもわかる。Fig. 3.10 にこれらの血糖値を算出した汎用検量モデルのローディングの波形を示す。寄与率が高い Factor-1 の絶対値が 0 秒および 1 秒付近で大きくなっている。この付近は脈動ひずみ信号の縮期峰の部分であり、血糖値との関連性が高い部分でもある[46]。

よって、脈動ひずみ信号形状が測定された被験者においては精度の高い血糖値算出が可能である。汎用検量モデルによる時系列での血糖値測定が可能になれば、「個人検量モデルの構築による手間やストレスをなくして多くのユーザーで血糖値を測定できること」、「時系列で連続的に測定できるため、血糖値スパイクなどの異常な変動も測定できる」などの利点がある。

一方、Fig. 3.8-(b)およびFig. 3.9-(b)より被験者 C では 11:53 以降の測定で、被験者 D では摂食前の測定で算出血糖値と参照血糖値の差が大きい。Fig. 3.10 より、0.2~0.6 秒においては他の時間領域と比較して、Factor 2, 3, 4 での複数の PLS Factor の絶対値が大きくなる傾向が確認できたため、この領域では血糖値の変動による脈動ひずみ信号形状への影響が大きいと考えられる。Fig. 3.11 では被験者 C の検証データにおいて、参照血糖値が約 140 mg/dl で算出誤差が 8 mg/dl と 45 mg/dl の脈動ひずみ信号を示す。Fig. 3.12 には参照血糖値が 111 mg/dl における構築データと被験者 D の検証データの脈動ひずみ信号を示す。Fig. 3.11 および Fig. 3.12 では同じ参照血糖値であるが脈動ひずみ信号の変化傾向は異なり、これはローディングの絶対値が大きい領域においても同様である。

この傾向は先述した誤差の大きいデータで共通して確認できた。誤差が大きい原因として、検証データに使用した被験者の脈拍数と血糖値の関係に影響があると考察した。生体情報としての血糖値と脈拍数には相関関係は認められない。しかし、被験者 C の検証データでは食事前の血糖値が低い状態で脈拍数が少なく、食事後の血糖値が高い状態で脈拍数が多い傾向がある。測定された信号波形にリサンプリング処理を実施しているため、脈拍数が多いほど脈拍 1 回分の信号の横軸長さは短くなり、リサンプリングで横軸方向へより引き伸ばされ大きな影響を受ける。Fig. 3.12 の縦軸方向「0」の点が 2 つの信号波形でずれているのは、リサンプリングが原因である。Fig. 3.8-(b)の 11:53 以降の測定では摂食後の脈拍数が常に高かったため、測定誤差が大きいと考えられる。被験者 D では Fig. 3.9-(b)の 11:08, 11:10, 11:14 の食事前の 3 回の測定で血糖値が低く

算出されて誤差が大きいが、この3回の測定での脈拍数は48, 51, 48 bpmと極端に少ない。そのため、被験者 C の場合とは逆に横軸方向において信号形状がリサンプリングで大きく縮められることになる。よって、血糖値がより低く算出されて誤差が大きくなったと考えられる。そこで、リサンプリング処理を実施するためには脈拍数の影響を排除する方法を追加しなければならないことが課題として明らかになった。

今後は、EGA 結果の有効性を維持しつつ、算出血糖値の参照血糖値に対する誤差を改善し、より信頼性の高い汎用検量モデルを構築する必要がある。そこで、今後は糖尿病患者も含めた実験を行い、より幅広い血糖値にて検量モデルの構築・検証を行うと共に、検証結果に補正を適用することで算出精度の向上を目指す。

Table 3.5 被験者ごとの血糖値算出精度と EGA の各領域でのプロット数

Subject	SEP (mg/dl)	EGA result		
		A-zone	B-zone	C, D, E- zone
C	19	30/37	7/37	0/37
D	19	31/35	4/35	0/35

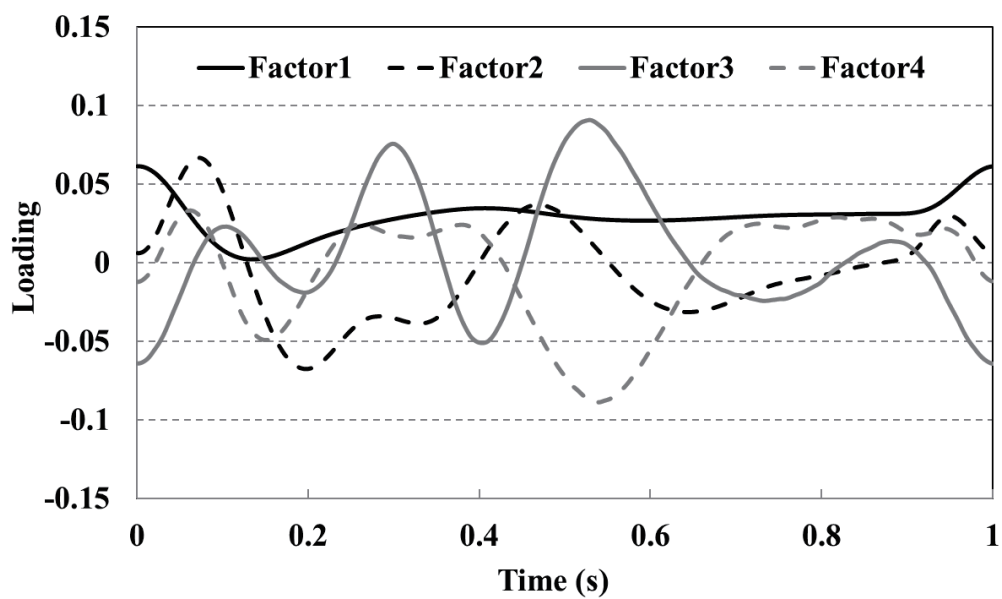


Fig. 3.10 各 PLS Factor におけるローディングと脈動ひずみ信号の関係

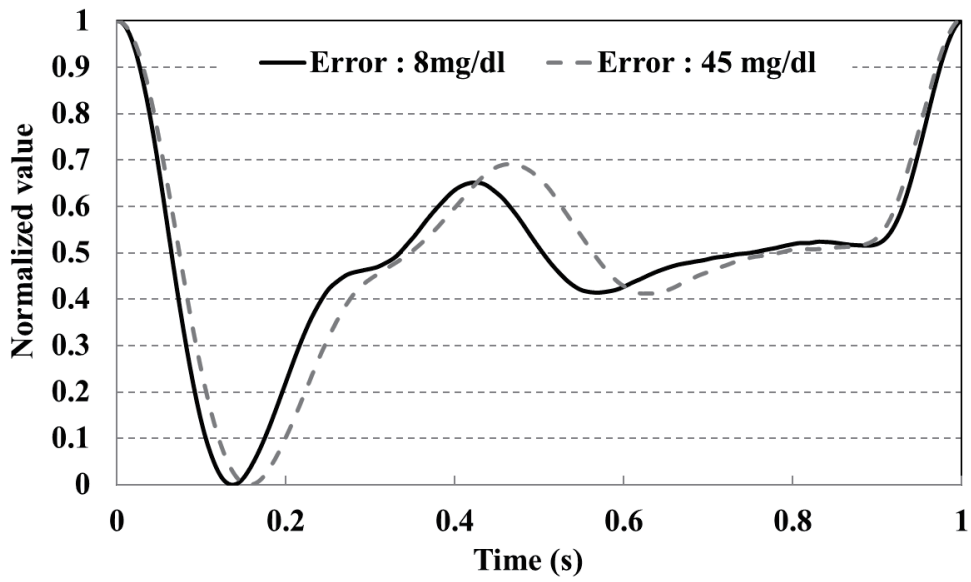


Fig. 3.11 被験者 C の規格化された脈動ひずみ信号

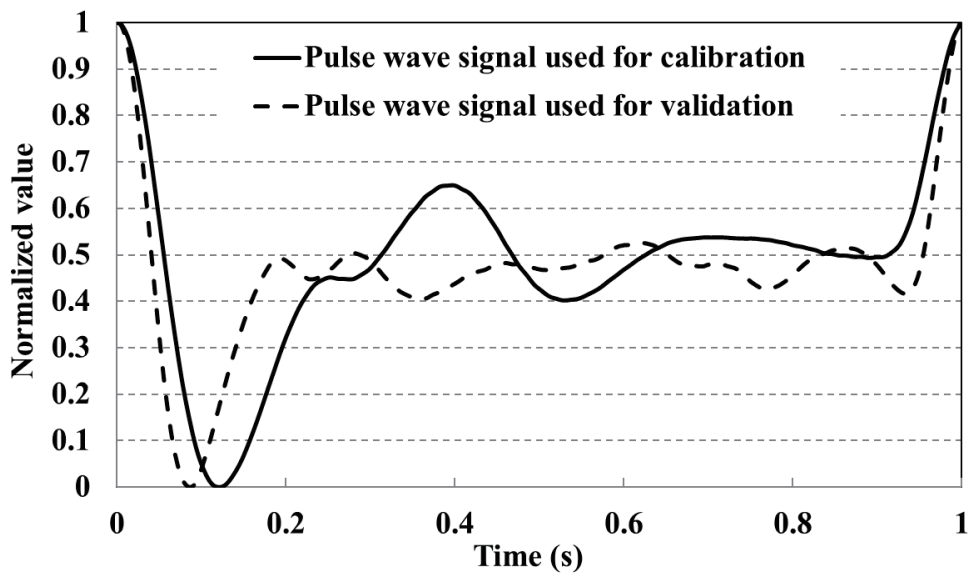


Fig. 3.12 被験者 D の規格化された脈動ひずみ信号

## 第 4 章

### 手首での脈動ひずみ信号測定のための FBG センサ設置範囲の検証

## 第4章

# 手首での脈動ひずみ信号測定のための のFBG センサ設置範囲の検証

### 4.1 概要

第3章では、汎用検量モデルによりFBG センサを用いた非侵襲血糖値測定の簡便化を進めた。しかし、脈動ひずみ信号の測定は橈骨動脈上の一点に限られており、FBG センサの設置と脈動ひずみ信号測定手法に関する簡便化は進んでいない。さらに、測定時に脈動点とFBG センサの設置位置がずれて脈動ひずみの検出が困難になるおそれもある。そこで、手首の橈骨動脈および尺骨動脈上の複数の測定点で脈動ひずみ信号を測定し、検出が可能なFBG センサ設置範囲を検証した。その結果、従来の脈動点（橈骨動脈上で脈動ひずみが最大となる点）から末梢側に向けて10 mm 以内の範囲で脈動ひずみを検出できた。この範囲内であれば、測定中にFBG センサの設置位置がずれた際にも検出の可能性が示された。

### 4.2 実験方法

Fig. 4.1 にFBG センサを設置した測定点を示す。測定点の数は、左手首の橈骨動脈と尺骨動脈の8点である。橈骨動脈には、脈動点 (b) , 脈動点から末梢側に10 mm (a) , 体幹側に10 mm (c) と20 mm (d) の4点とし、尺骨動脈では脈動点 (f) を基準に-10 mm (e) , +10 mm (g) , +20mm (h) である。被験

者は 20 代の男性 3 名で，測定姿勢は仰臥位である．脈動ひずみ信号測定では傾斜フィルタ型 FBG センサデバイスを用いた．FBG センサのサンプリング周波数は 1 kHz，各測定点での測定時間は 20 秒である．各測定点では，FBG センサを前腕の長軸方向に対して直角に設置した．測定された信号波形は高周波ノイズを含むため，0.5 Hz から 5 Hz の区間を通過帯域とするバンドパスフィルタにてノイズを除去した．この後，1 次微分処理により加速度脈波を得た．そして，各測定点での脈動ひずみの大きさとして，加速度脈波の a 点から b 点までの長さの絶対値（最大振幅）を算出した．脈動ひずみが大きいほど，最大振幅も大きくなる．算出した最大振幅を脈動点における値と比較することで，FBG センサの設置範囲を検証した．

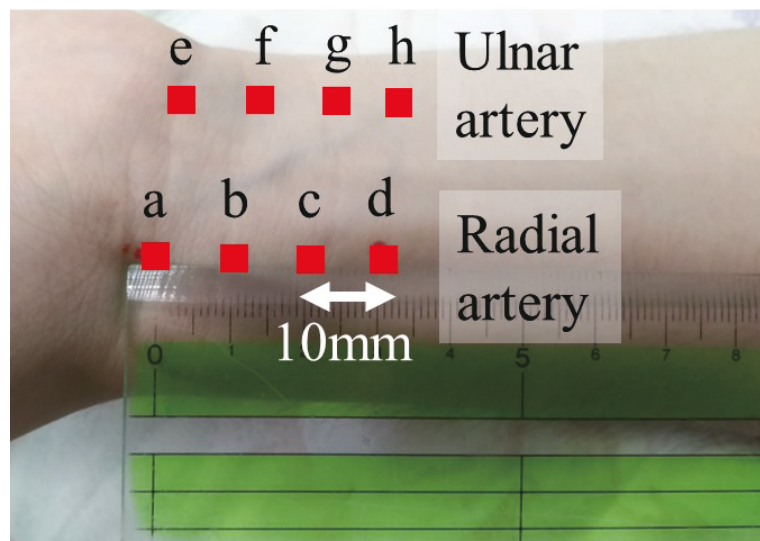


Fig. 4.1 FBG センサ設置位置

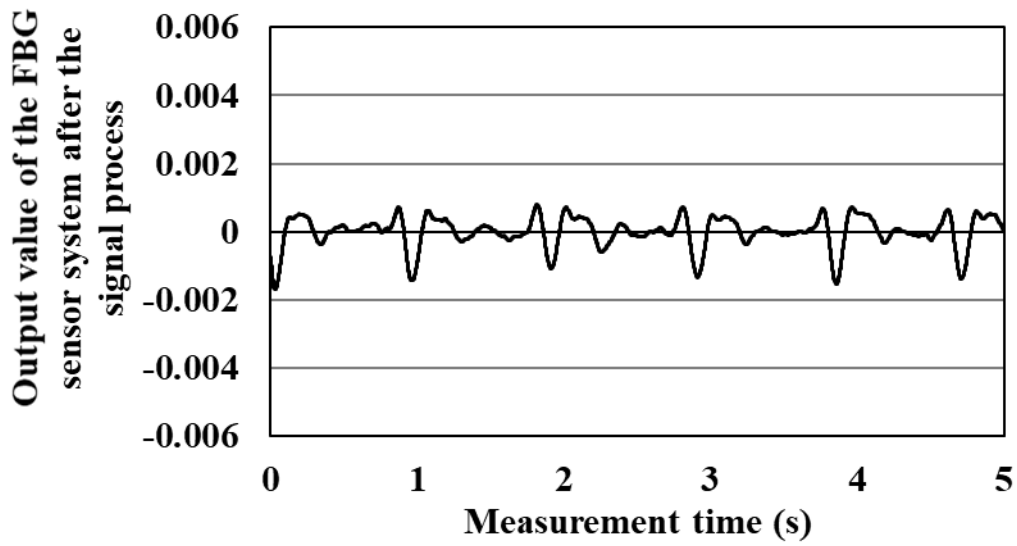


## 4.3 結果と考察

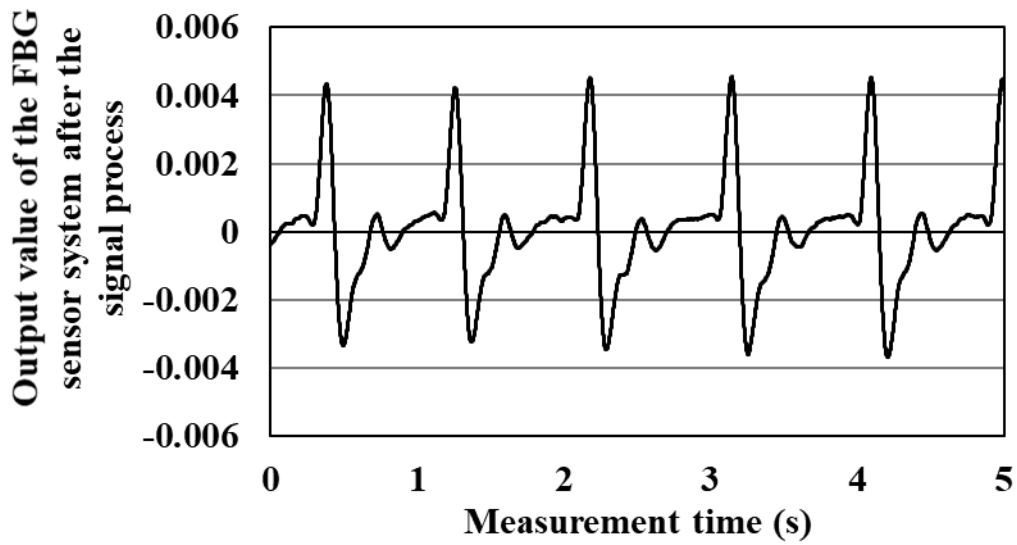
Table 4.1 に、8 つの測定点における各被験者の最大振幅を示す。Fig. 4.2 は、被験者 1 の橈骨動脈の 4 つの測定点（0～5 秒）で測定した信号波形である。Table 4.1 の「0」は、Fig. 3.3-(d)に示すように最大振幅を計算できないことを示す。Table 4.1 より、橈骨動脈の脈動点（点 b）での最大振幅は、すべての被験者で大きい。被験者ごとに数値が異なる理由として、被験者ごとに脈動ひずみの大きさが異なることが考えられる。脈動点から体幹側までの距離が 10 mm（Point-c）と 20 mm（Point-d）では、最大振幅は減少した。したがって、橈骨動脈のすべての点で脈動ひずみを測定できるわけではないことを示した。脈動点から 10 mm の末梢側（Point-a）と体幹側（Point-c）の測定点を比較すると、末梢側の最大振幅が大きい。この傾向は尺骨動脈での測定でも同様である。

Table 4.1 各被験者の最大振幅

	Point	Sub-1	Sub-2	Sub-3
Radial artery	a	0.003	0.067	0.058
	b	0.008	0.04	0.127
	c	0.004	0.011	0.014
	d	0	0.007	0.01
Ulnar artery	e	0.008	0.005	0.007
	f	0.006	0.006	0.005
	g	0.002	0	0.002
	h	0.006	0	0

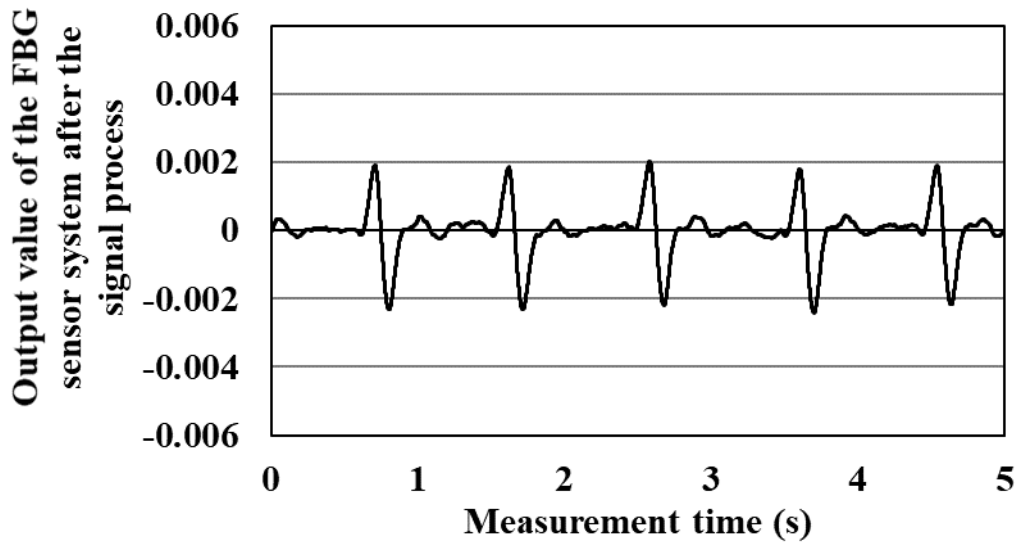


(a) 測定点 a における信号形状

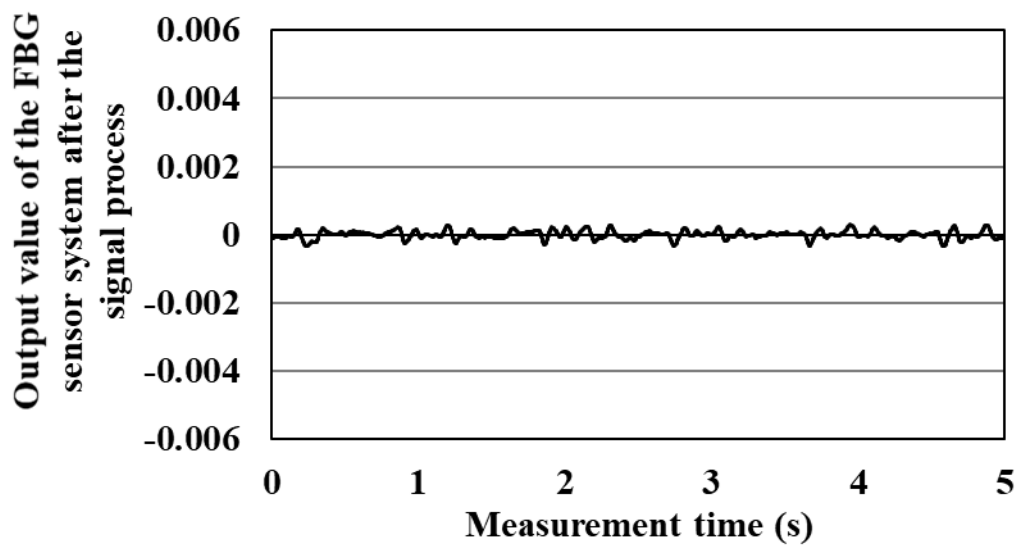


(b) 測定点 b における信号形状

Fig. 4.2 被験者 1 の 1 次微分後の脈動ひずみ信号



(c) 測定点 c における信号形状



(d) 測定点 d における信号形状

Fig. 4.2 被験者 1 の 1 次微分後の脈動ひずみ信号

この結果の原因として、筋肉や骨などの生体組織の構造により各測定点での皮膚表面から動脈までの距離が異なることが考えられる[47]. Fig. 4.3 に手首と前腕における生体組織図を示す[48]. Fig. 4.3 より、手首では橈骨と尺骨の先端に関節の骨が密集しており、脈動点より末梢側の橈骨動脈と尺骨動脈は、手首関節の骨の手のひら側を通過する。したがって、橈骨動脈と尺骨動脈は生体の表面付近を走行するため、脈動ひずみが容易に伝播すると考えられる。一方、脈動点より体幹側には多くの筋肉が存在するため、各動脈は筋肉の下を潜行し、皮膚表面から深い場所に位置する。このため、生体表面までの距離が長くなり、末梢側と比較して脈動ひずみがより大きく減衰すると考えられる。したがって、最大振幅は、体幹側と比較して末梢側が大きいと考えられる。

また、橈骨動脈と尺骨動脈で測定された最大振幅を比較すると、橈骨動脈の最大振幅は全体的に大きい。言い換えると、橈骨動脈には尺骨動脈よりも多くの測定点があり、脈動ひずみ測定が容易であると言える。これは、手首の橈骨動脈と尺骨動脈の走行経路の違いが影響していると考えられる。手首の橈骨動脈は、腕橈骨筋と橈側手屈筋の間を通過する。さらに、橈骨動脈は薄い皮膚と浅筋膜だけで覆われており、橈骨が橈骨動脈の直下に存在する。以上より、橈骨動脈は生体表面近くを通過するため脈動ひずみが生体表面に伝播しやすくなると考えられる。一方、尺骨動脈は浅指屈筋と深指屈筋の下を通過するため、生体表面からの距離が長くなる。これにより、尺骨動脈の脈動ひずみは生体の表面に到達するまでに減衰し、FBG センサによって小さなひずみとして検出され

ると想定される。これらの要因により、橈骨動脈と尺骨動脈で測定される脈動ひずみの大きさが異なると考えられる。

また、橈骨動脈の最大振幅は被験者ごとに異なる。これは、被験者ごとに動脈の硬さや皮膚表面から動脈までの距離に個人差があるためと考えられる。

これらの結果から、手首の脈動ひずみ信号は、尺骨動脈と比較して橈骨動脈の方が高い信号レベルで測定可能なことを示した。また、脈動ひずみ信号は脈動点（測定点 b および測定点 f）から 10 mm 以内で測定され、体幹側よりも末梢側で測定された信号レベルがより高かった。したがって、橈骨動脈の脈動点から末梢側へ 10 mm 以内の範囲で FBG センサを設置することで、脈動ひずみを測定できることを示した。この範囲内では、日常生活での体動により FBG センサの設置位置がずれたとしても脈動ひずみ信号の測定が期待できるため、ユーザーにとって測定の簡便化につながると考えられる。

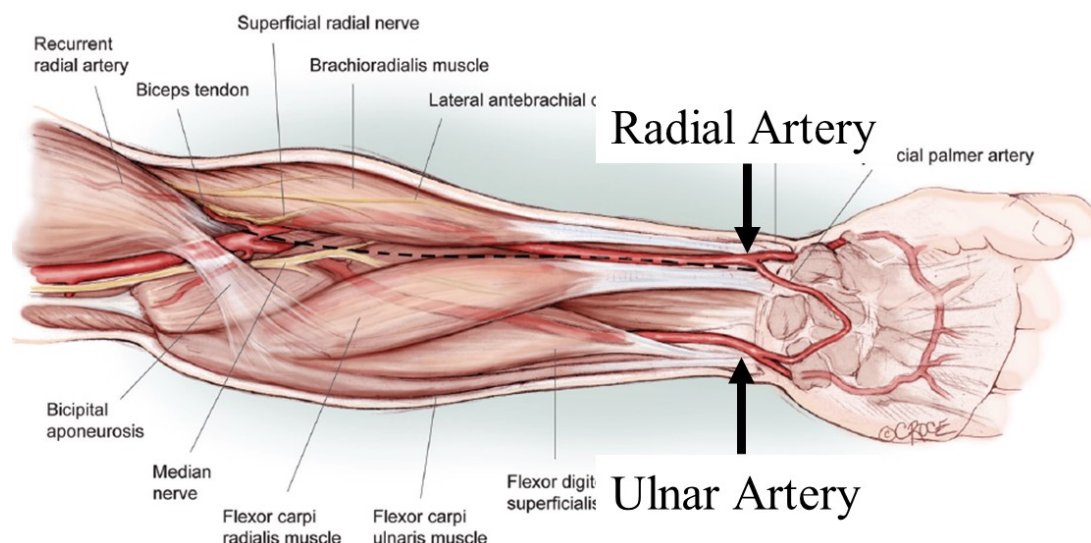


Fig. 4.3 手首と前腕における生体組織図

## 第 5 章

プラスチック製 FBG センサによる  
脈動ひずみ信号とバイタルサイン測定

## 第5章

# プラスチック製 FBG センサによる脈動ひずみ信号とバイタルサイン測定

### 5.1 概要

第3章および第4章ではガラス製 FBG センサを用いたが、ひずみに対して高感度であるプラスチック製 FBG センサを採用することで、高い信号レベルでの脈動ひずみ信号測定が期待できるため、測定の簡便化・実用化がより進展すると考えられる。そこで、本章では左肘の上腕動脈上でプラスチック製 FBG センサによる脈動ひずみ信号の測定と血圧算出を行うと共に、新たに指尖部における脈動ひずみ信号を測定することで測定の簡便化を進めた。

### 5.2 プラスチック製 FBG センサと測定システム

#### 5.2.1 プラスチック製 FBG センサ

Table 5.1 に本実験で使用したプラスチック製 FBG センサとガラス製 FBG センサのコア径、クラッド径、ブラッグ波長を示す。また、Fig. 5.1 にプラスチック製 FBG センサの概略図を示す。プラスチック製 FBG センサは香港理工大学で製造されたものであり、コアの実効屈折率は 632 nm において 1.488 であった。このコア内部に、He-Cd レーザ (KIMMON, IK3501R-G, 325 nm) と位相マスク (Ibsen, 1046.3 nm ピッチ) を使用して回折格子が形成された[38]。Table 5.1

に示すように、プラスチック製 FBG センサのブラッグ波長は近赤外線領域に存在するが光ファイバが PMMA で構成されているため、この波長領域での減衰率が高い[38]。そのため、プラスチック製光ファイバの長さを 50 mm に制限することで、減衰の影響を抑えた。その後、プラスチック製光ファイバを Fig. 5.1 に示すように、アングルカットされた 1 m のガラス製光ファイバに接続した。このガラス製光ファイバの一端は、フレネル反射を避けるために約  $8^\circ$  の角度で劈開され、紫外線硬化性接着剤 (Norland Products Inc., NOA 78) を使用してプラスチック製光ファイバに結合した。これにより、結合による光損失を抑えた上で光ファイバを接合できる。ガラス製ファイバのもう一方の端は、FBG インテロゲータのフェルールコネクタ/角度付き物理接点 (FC/APC) コネクタに接続した。これにより、ガラス製光ファイバに入射した近赤外光は、低減衰でプラスチック製光ファイバに伝搬する。その結果、プラスチック製 FBG センサの反射光は、FBG センサシステムが検出するために必要な光強度を確保できる。



Table 5.1 FBG センサの仕様

	Core ( $\mu\text{m}$ )	Cladding ( $\mu\text{m}$ )	Bragg wavelength (nm)
<b>Silica-FBG sensor</b>	8.2	125	1543
<b>Plastic-FBG sensor</b>	8.2	120	1553

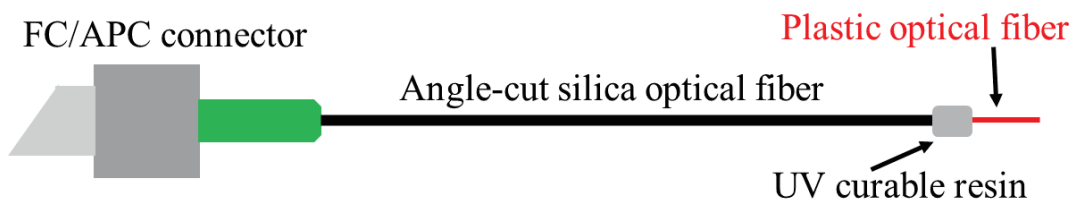
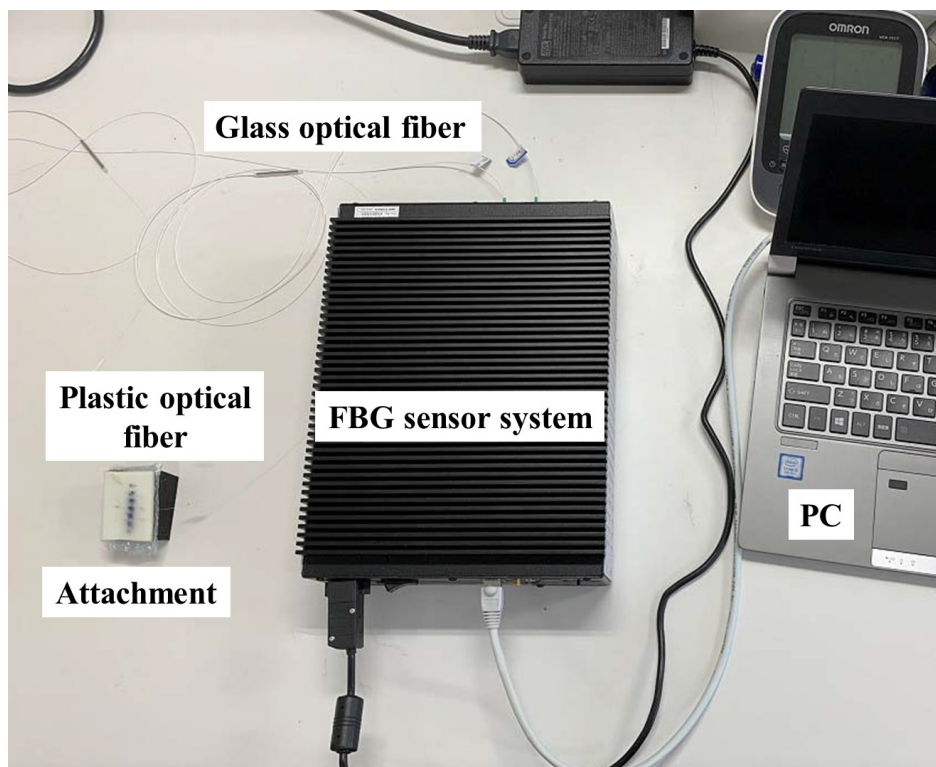


Fig. 5.1 プラスチック製 FBG センサの概略図

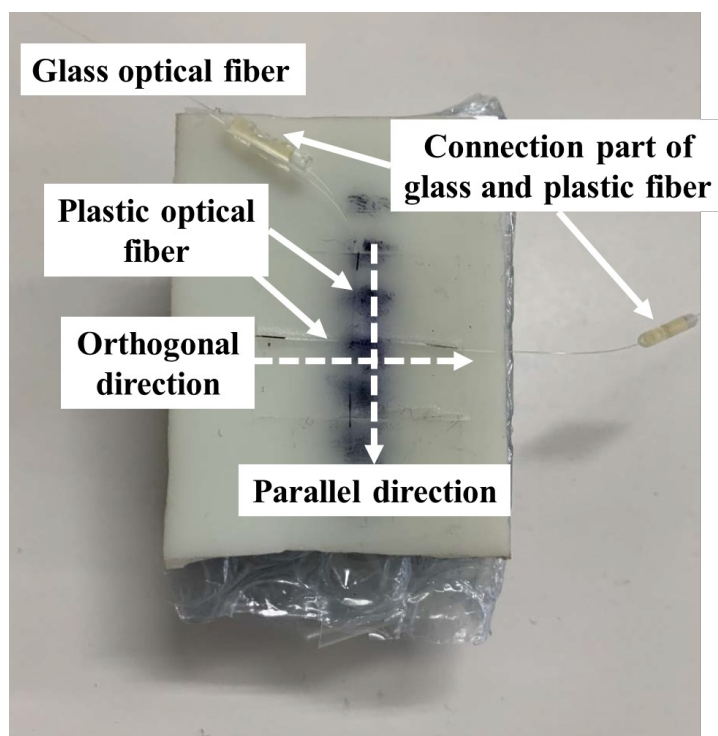
## 5.2.2 測定システムの構築

本章では、第 2 章で示した波長掃引方式の FBG センサシステムとして、肘での脈動ひずみ信号測定には SM-130-700 (Micro Optics) を、指尖部での脈動ひずみ信号測定には EFOX-1000B-4 (株式会社共和電業) を用いた。これらの FBG センサシステムに FC/APC コネクタを経由して FBG センサを接続することで、脈動ひずみ信号の測定が可能である。また、指尖部での脈動ひずみ信号の測定においては、FBG センサを指先に簡単に設置可能とするため、3D プリンターを使用してアタッチメント (Fig. 5.2-(b)) を作成した。このアタッチメントのサイズは 40×50×10 mm であり、材質はポリ乳酸である。このアタッチメントの表面には、指先を FBG センサに設置した際にプラスチック製光ファイバがつぶれないよう、厚さ 3 mm のゲルシートを配置した。ゲルシートの表面には、

Fig. 5.2-(b)に示すように、2つのプラスチック製FBGセンサを、指尖部を設置した際に指の方向に平行および直交するようにアタッチメントに取り付けた。これは、FBGセンサが直線状の光ファイバであるため、測定信号は指の方向に平行に設置するか垂直に設置するかによって変化するからである。



(a) 測定アタッチメントと FBG センサシステム



(b) 測定アタッチメント

Fig. 5.2 指尖部での脈動ひずみ信号測定で用いた測定システム

## 5.3 実験および解析方法と結果

### 5.3.1 肘での脈動ひずみ信号測定と血圧算出

Fig. 5.3 に実験風景を示す。本章では、健康な 20 代の男性被験者 A および男性被験者 B, 30 代の男性被験者 C, 40 代の男性被験者 D において脈動ひずみ信号と参照血圧値を同時に測定した。被験者 A, B および D においては測定を 120 回行い, 被験者 C においては 30 回測定した。先行研究では, FBG センサを用いて人体の様々な部位での脈動ひずみ信号を測定した[49]。また, 血圧測定点の高さが心臓の高さと異なる場合, 重力の影響による静水圧の差によって血圧も変動する。測定点が心臓より高い場合, 静水圧の減少により血圧が低下するが, 測定点が心臓より低い場合は静水圧の上昇により血圧は上昇する。この影響を抑えるため, プラスチック製 FBG センサを左肘の上腕動脈上の皮膚表面に設置した。さらに, 脈動ひずみ信号の信号レベルを比較するため, ガラス製 FBG センサをプラスチック製 FBG センサのすぐ近くに設置した。この時, プラスチック製 FBG センサとガラス製 FBG センサの両方を医療用テープで設置した。サンプリング周波数は 1 kHz である。

FBG センサで血圧を直接測定することはできないため, 脈動ひずみ信号により構築した検量モデルと参照血圧を使用して血圧を算出した。カフを用いた上腕動脈での血圧測定において, 高沢らは左上腕と右上腕において収縮期血圧(最高血圧)と拡張期血圧(最低血圧)に有意差はないことを報告した[50]。そこで, FBG センサが設置されていない右上腕においてカフ式電子血圧計 (オムロン株

株式会社, HEM-7510C) で収縮期血圧と拡張期血圧を 120 回測定した。なお, 本血圧計では $\pm 3$  mmHg の精度で血圧を測定できる。

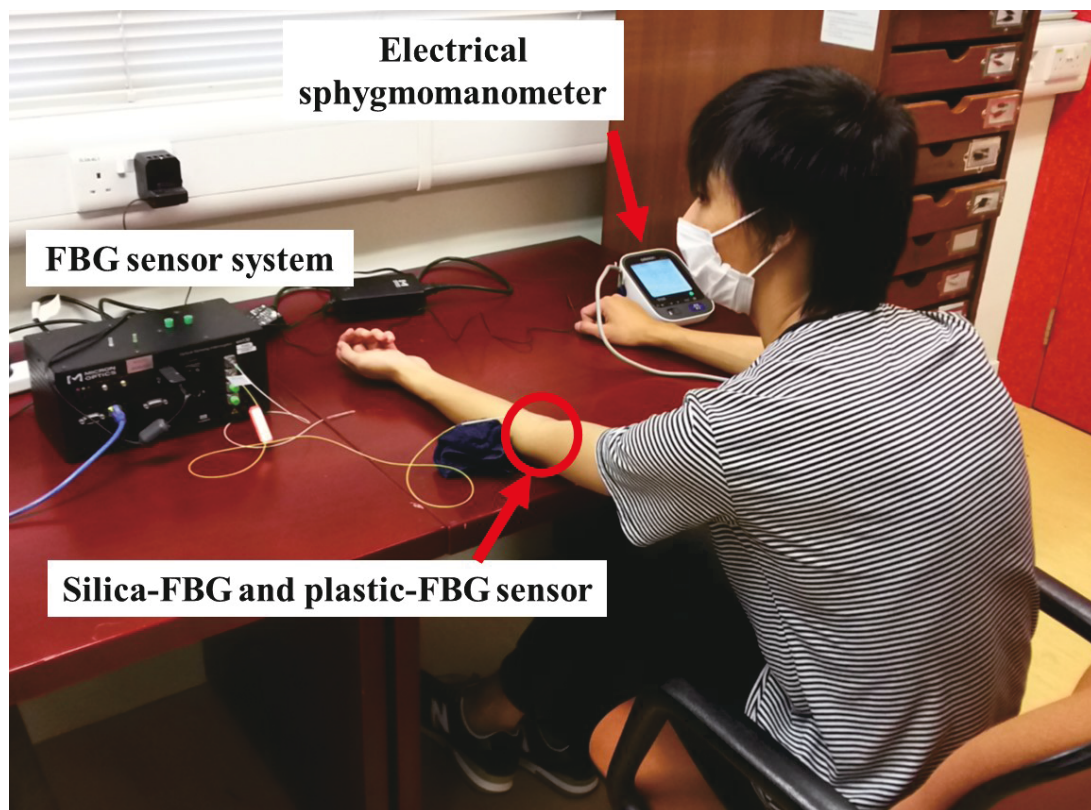
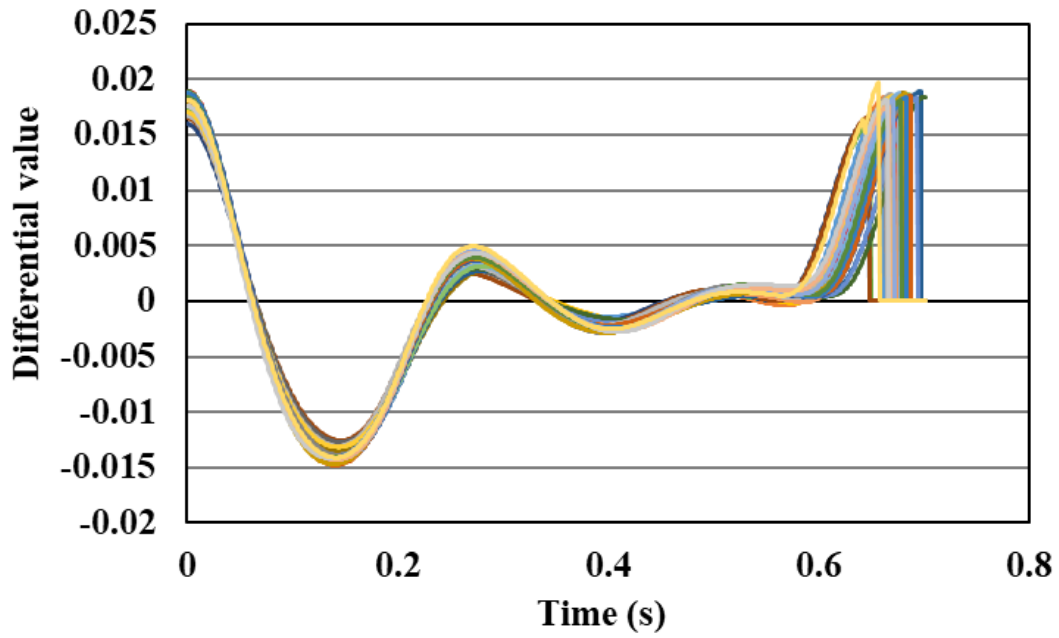


Fig. 5.3 実験風景

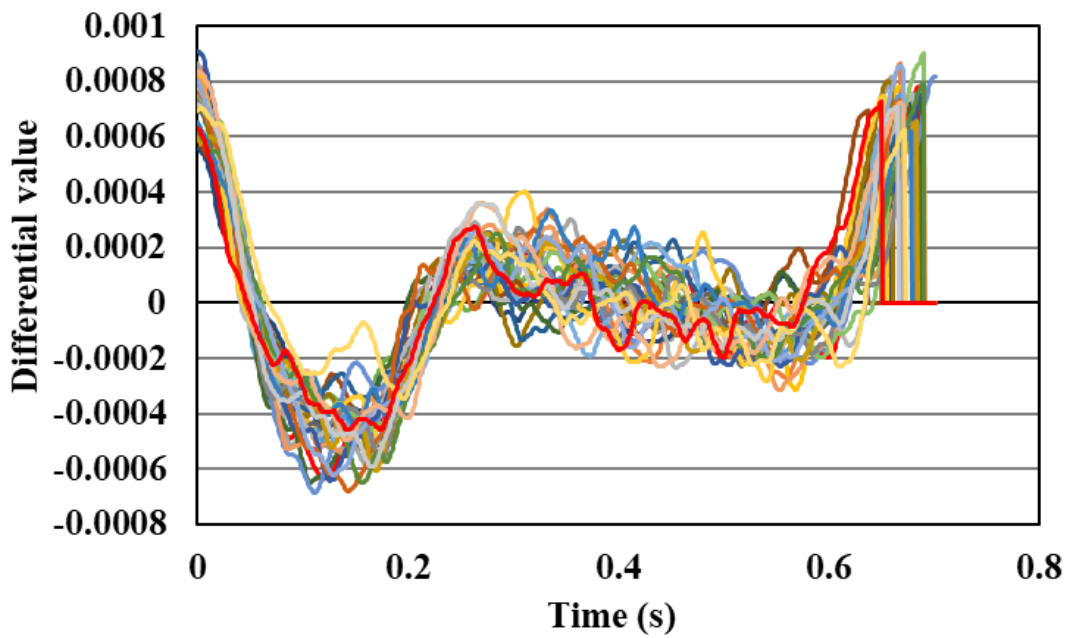
脈動ひずみ信号処理において、血圧算出を目的として 6 種類の処理を実行した。これらの処理は、(1) フィルタ処理、(2) 一次微分処理、(3) ピーク間隔での 1 パルスの脈動ひずみ信号の切り出し、(4) 平均化、(5) 規格化および(6) PLSR による血圧算出である。これらの処理を(1) から(6) の順に実行した。測定した脈動ひずみ信号は高周波ノイズを含むため、血圧算出精度の低下が懸念される。そこで、0.5 Hz から 5 Hz の区間を通過帯域とするバンドパスフィルタによる高周波ノイズの除去を行った。一次微分後、脈動ひずみ信号をピーク間隔で分離して、心臓の 1 回分の拍動に対応する 1 パルスの脈動ひずみ信号を取得した。次に、重ね合わせた 1 パルスの脈動ひずみ信号を平均することで、平均化された脈動ひずみ信号を取得した。この後、縦軸方向で平均化した脈動ひずみ信号を規格化することにより、規格化した脈動ひずみ信号を取得した。縦軸の最大値と最小値は、それぞれ 1 と 0 に規格化した。横軸のサンプリング点数は、規格化した脈動ひずみ信号の中で長さが最短のものに統一した。規格化処理の後、PLSR を使用して検量モデルを構築し、構築で用いなかった残りのデータセットから血圧を算出した。PLSR による検量モデルの構築と検証のため、規格化した脈動ひずみ信号と参照血圧からなる 120 回の測定データを使用して、120 個のデータセットを作成した。ランダムに選択した 80 個のデータセットを検量モデルの作成に使用し、残りの 40 個のデータセットは検証用とした。血圧算出における誤差の評価には、第 2 章で示した検量モデル構築時の標準誤差 (SEC) と算出時の標準誤差 (SEP) を使用した。

まず初めに、脈動ひずみ信号の解析結果を示す。Fig. 5.4～Fig. 5.7は、プラスチック製FBGセンサとガラス製FBGセンサの両方で、4人の被験者それぞれにおいて1回の測定時間で測定した1パルスの脈動ひずみ信号を重ね合わせたグラフである。ガラス製FBGセンサの脈動ひずみ信号では高周波ノイズにより波形の特徴の確認が困難である。一方、プラスチック製FBGセンサの脈動ひずみ信号ではノイズの影響がほとんど確認されず、血管の脈動ひずみを高い再現性で測定できている。したがって、プラスチック製FBGセンサはガラス製FBGセンサと比較して高い信号レベルで脈動ひずみ信号を測定できることを実証した。また、プラスチック製FBGセンサで測定した1パルスの脈動ひずみ信号は第2章で示した加速度脈波と信号形状が類似しており、プラスチック製FBGセンサでも加速度脈波と同様な信号を測定できることを実証した。

プラスチック製FBGセンサとガラス製FBGセンサの両方を医療用テープで同じ測定点に設置したため、2つのFBGセンサに加わる脈動ひずみの大きさは同じであると考えられる。しかし、光ファイバのヤング率は大きく異なっており、プラスチック製FBGセンサのヤング率が4 GPaであることに対して、ガラス製FBGセンサはヤング率が73 GPaである。また、第2章に示したように光ファイバのヤング率が小さく柔軟であるほど、ブラッグ波長の変位量は増大する。よって、プラスチック製光ファイバのヤング率が小さいがゆえに、動脈の脈動ひずみに対してより大きく変形してブラッグ波長の変位量が増大した結果、Fig. 5.4～Fig. 5.7に示したように高い信号レベルで簡便に脈動ひずみ信号を測定可能であると考察した。



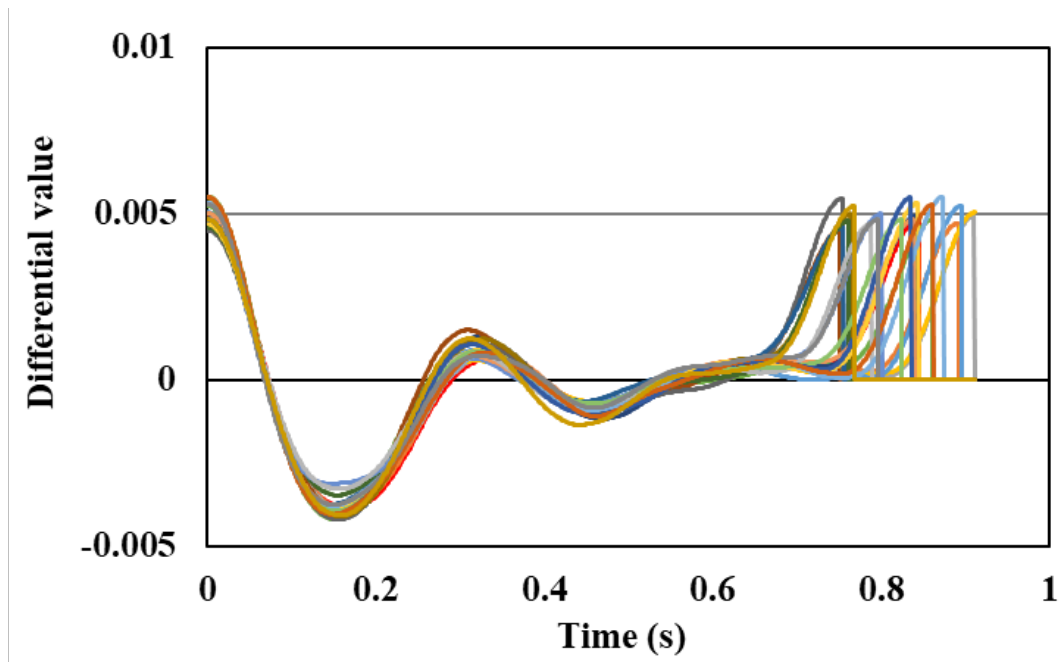
(a) プラスチック製 FBG センサでの信号形状



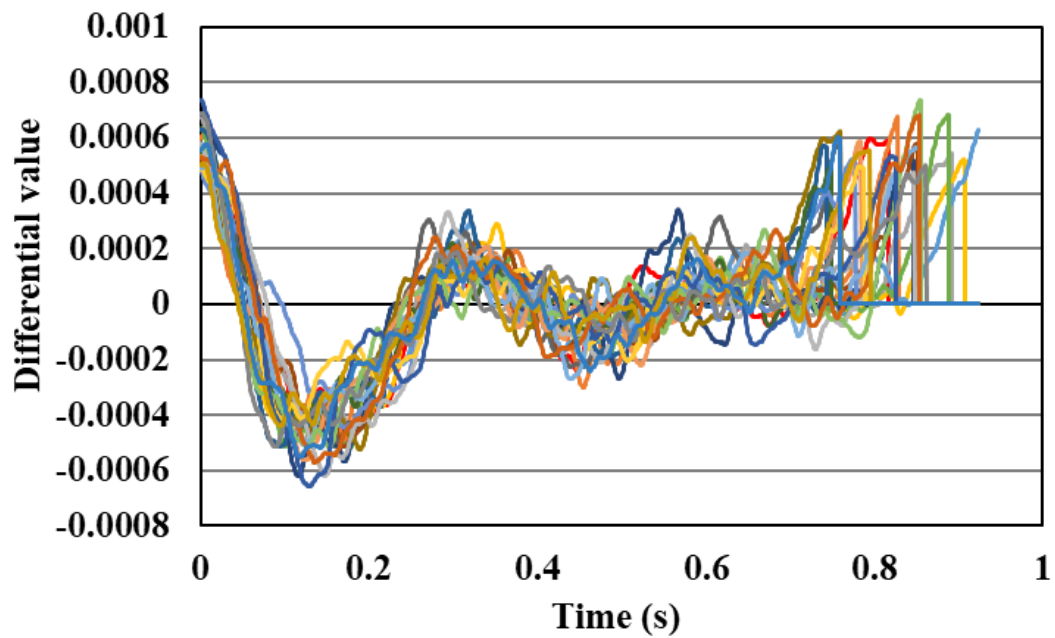
(b) ガラス製 FBG センサでの信号形状

Fig. 5.4 被験者 A におけるピーク間隔で切り出した 1 次微分後の信号形状



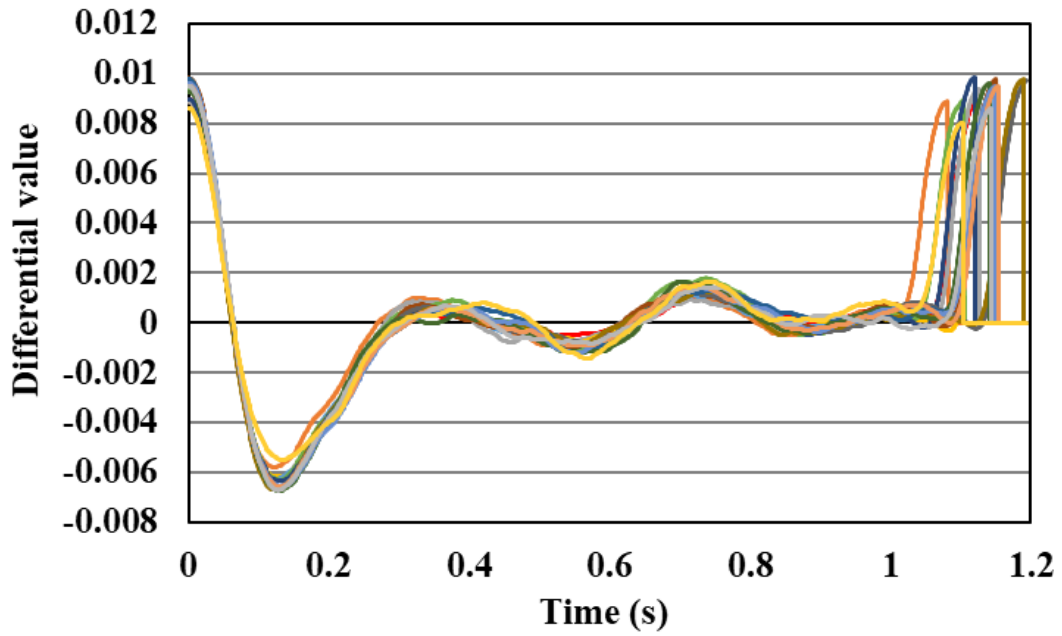


(a) プラスチック製 FBG センサでの信号形状

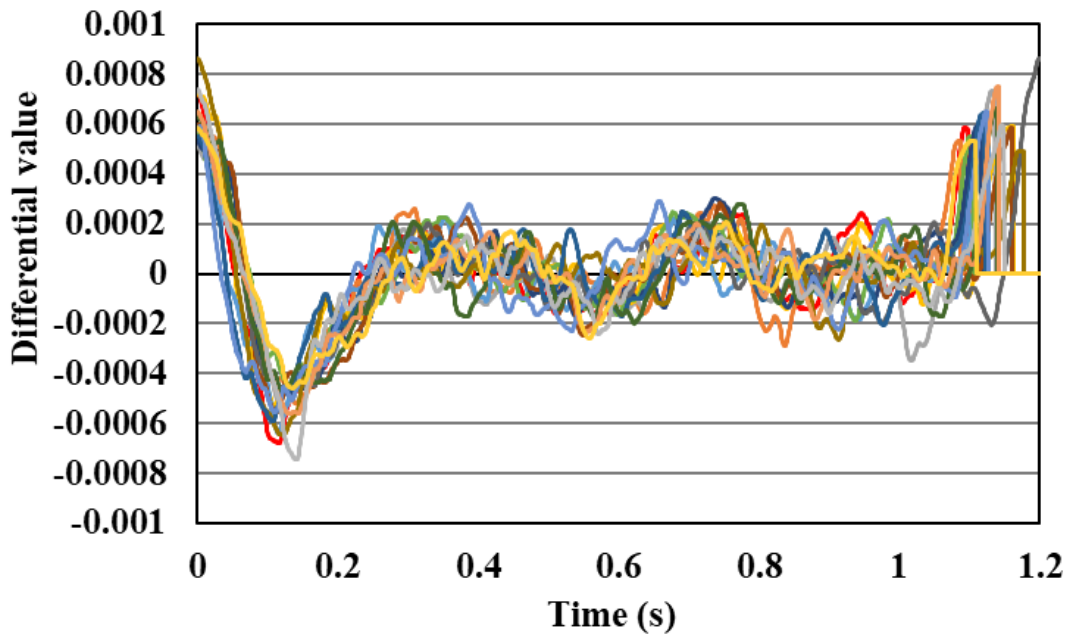


(b) ガラス製 FBG センサでの信号形状

Fig. 5.5 被験者 B におけるピーク間隔で切り出した 1 次微分後の信号形状

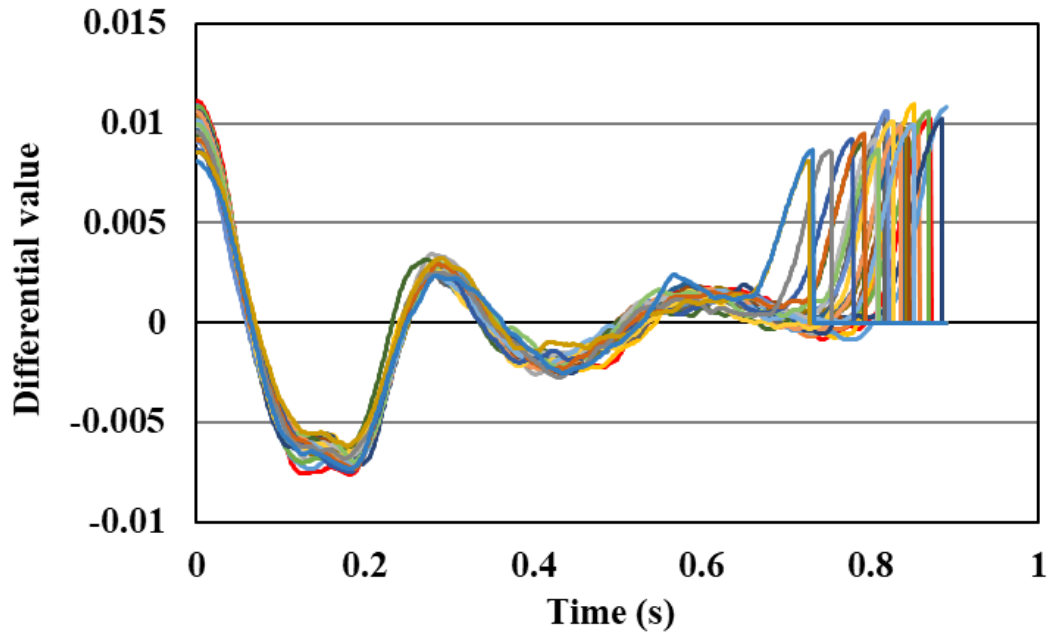


(a) プラスチック製 FBG センサでの信号形状

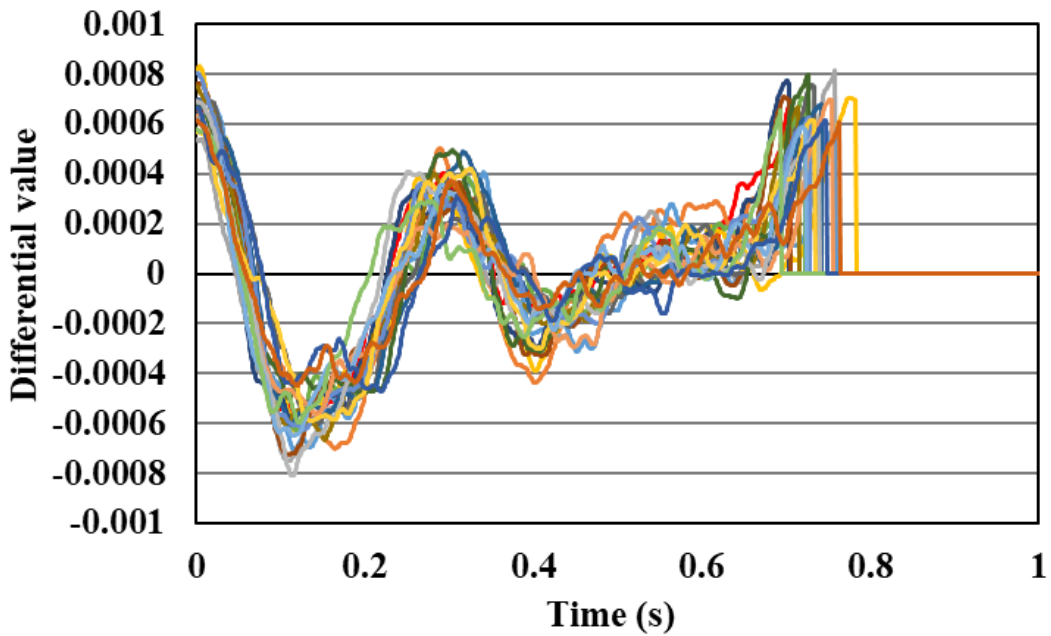


(b) ガラス製 FBG センサでの信号形状

Fig. 5.6 被験者 C におけるピーク間隔で切り出した 1 次微分後の信号形状



(a) プラスチック製 FBG センサでの信号形状



(b) ガラス製 FBG センサでの信号形状

Fig. 5.7 被験者 D におけるピーク間隔で切り出した 1 次微分後の信号形状

次に、血圧の算出結果を示す。被験者 C のデータ数は 30 データと少なく、被験者 D のデータにおいては、Fig. 5.8 に示すように脈動ひずみ信号が測定不可であったデータが多いため、PLSR による血圧算出が困難であった。したがって、被験者 A および B のデータを PLSR に使用した。Fig. 5.9～Fig. 5.12 は、収縮期血圧と拡張期血圧の構築と検証の結果を示す。Table 5.2 に、構築と検証における参照血圧の詳細な情報を示す。Table 5.3 に、検量モデル構築時の相関係数 (R) , SEC, および SEP を示す。構築結果のグラフの縦軸は、PLSR を使用して算出した血圧を示す。また、検証結果のグラフの縦軸は、検量モデルで算出した血圧を示す。横軸は、構築のグラフと検証のグラフの両方で参照血圧値を示す。これらの結果より、相関係数については 80 個の構築データにおいて 0.54～0.72 の範囲で算出されたことから、検量モデルより算出された血圧値と参照血圧値の間に高度に有意な相関 ( $p < 0.01$ ) を確認できた。SEP については市販のカフ式電子血圧計の誤差である  $\pm 3$  mmHg と同様な値であった。以上より、プラスチック製 FBG センサで測定した脈動ひずみ信号による血圧算出の可能性を示せた。

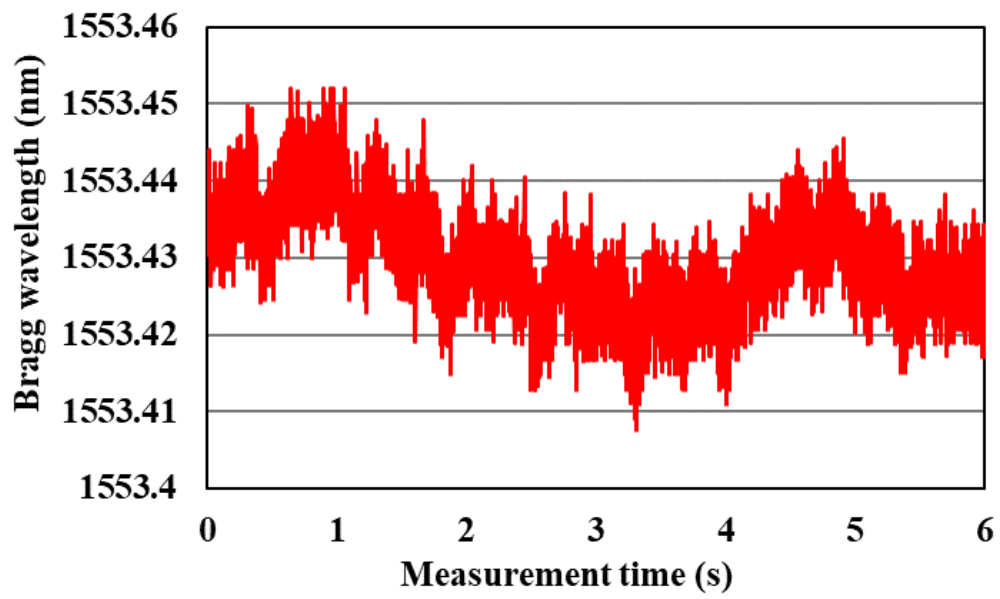
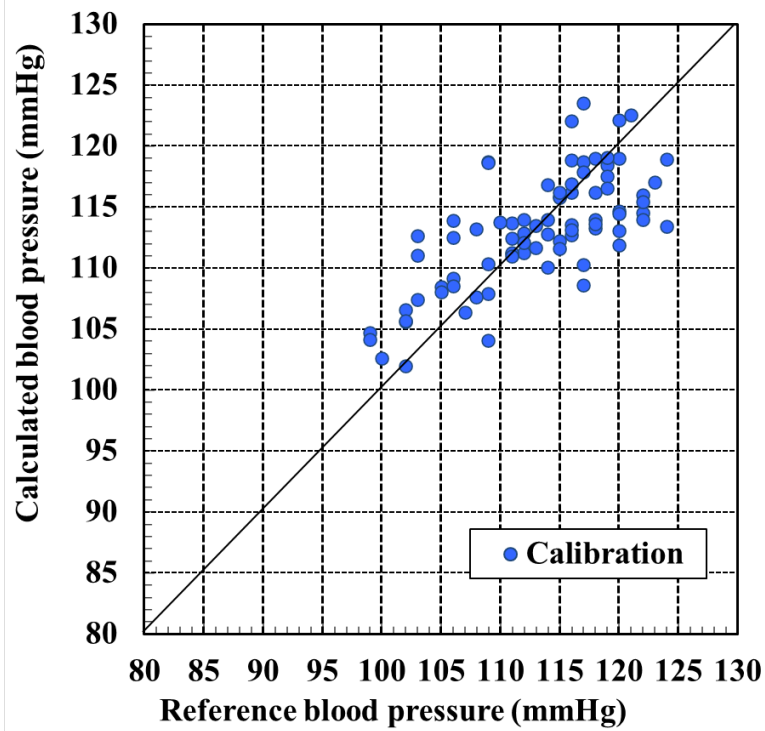
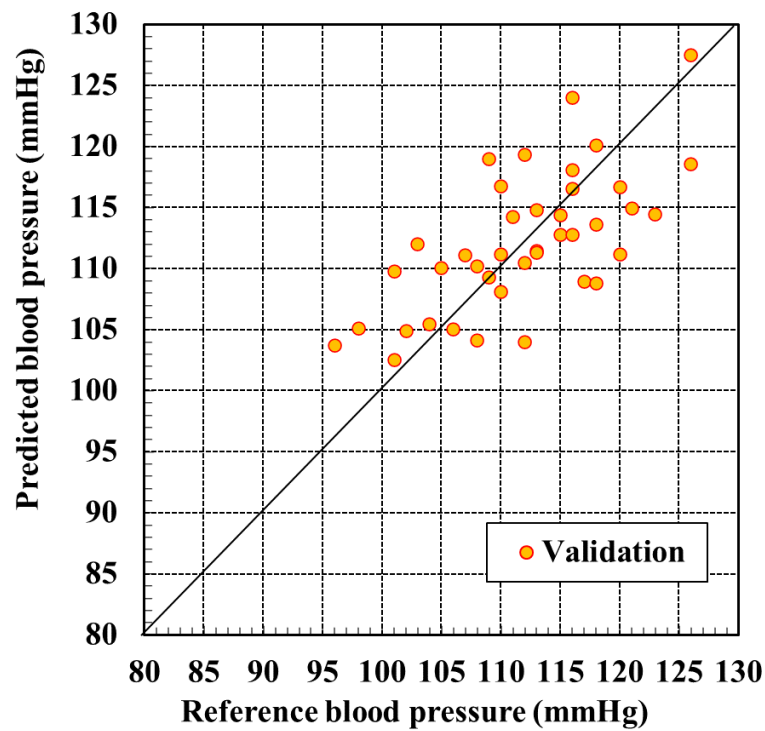


Fig. 5.8 被験者 D において脈動ひずみ信号が測定不可であったデータ

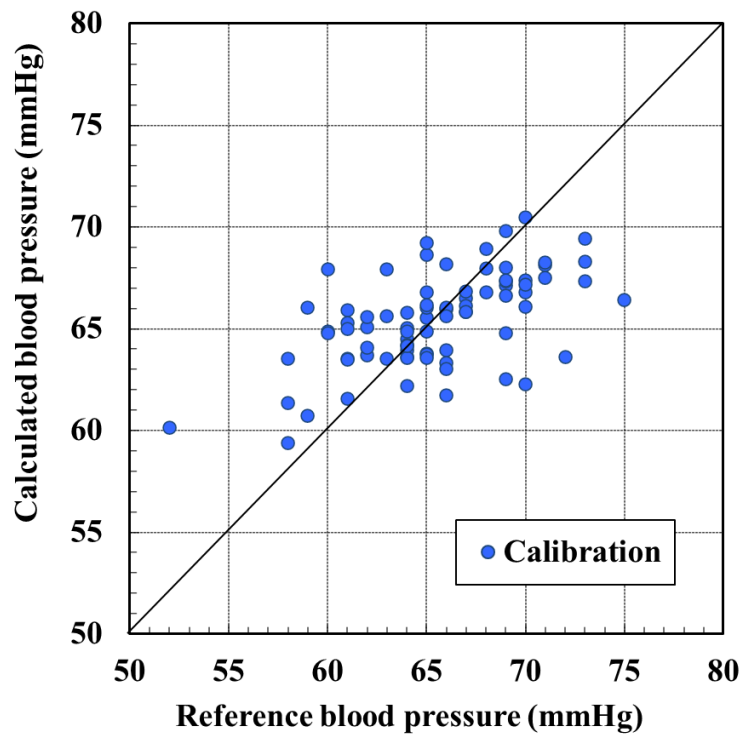


(a) 検量モデルの構築結果

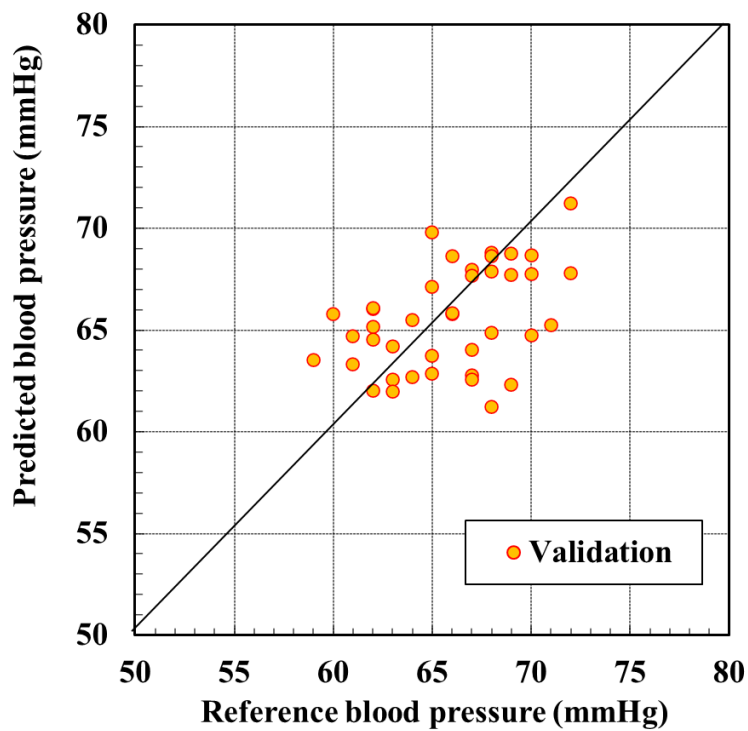


(b) 検量モデルによる収縮期血圧の算出結果

Fig. 5.9 被験者 A の収縮期血圧における検量モデルの構築・検証結果

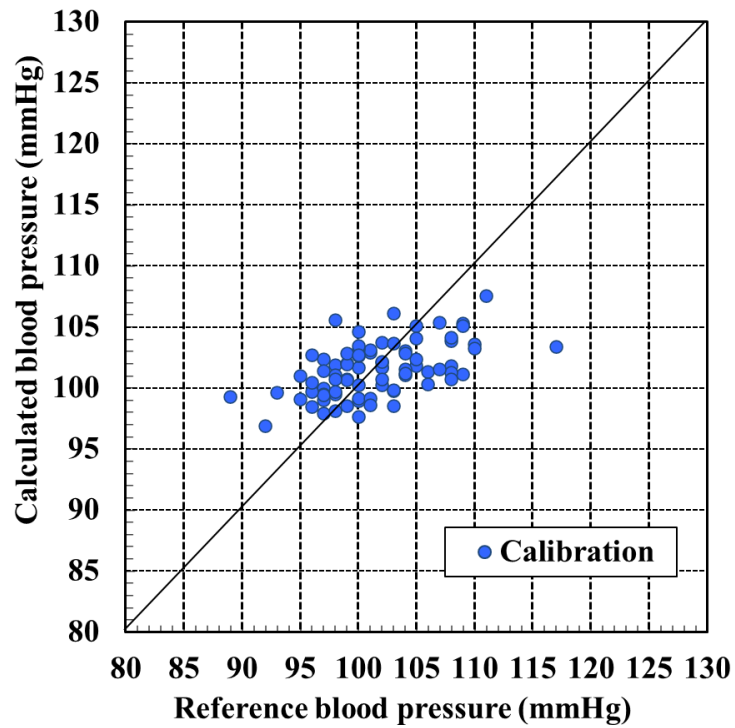


(a) 検量モデルの構築結果

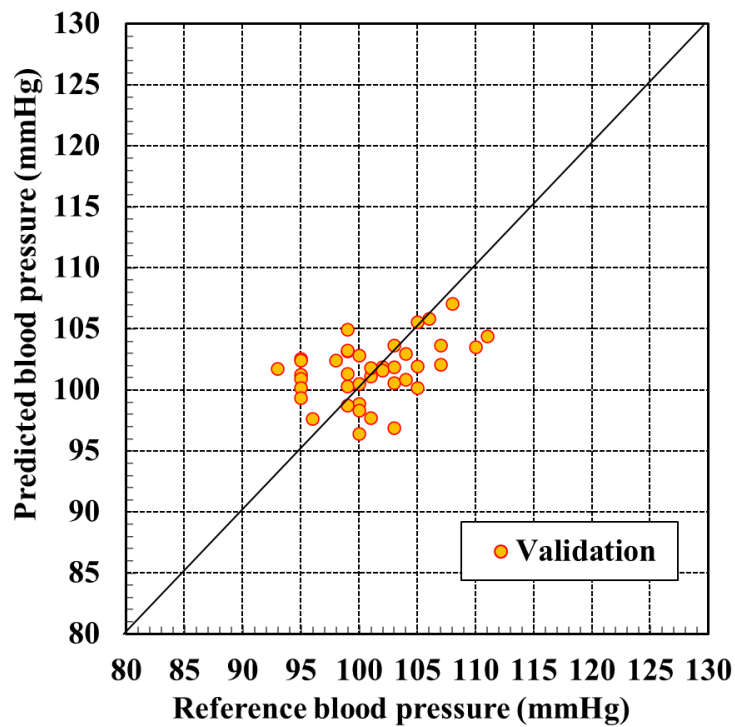


(b) 検量モデルによる拡張期血圧の算出結果

Fig. 5.10 被験者 A の拡張期血圧における検量モデルの構築・検証結果



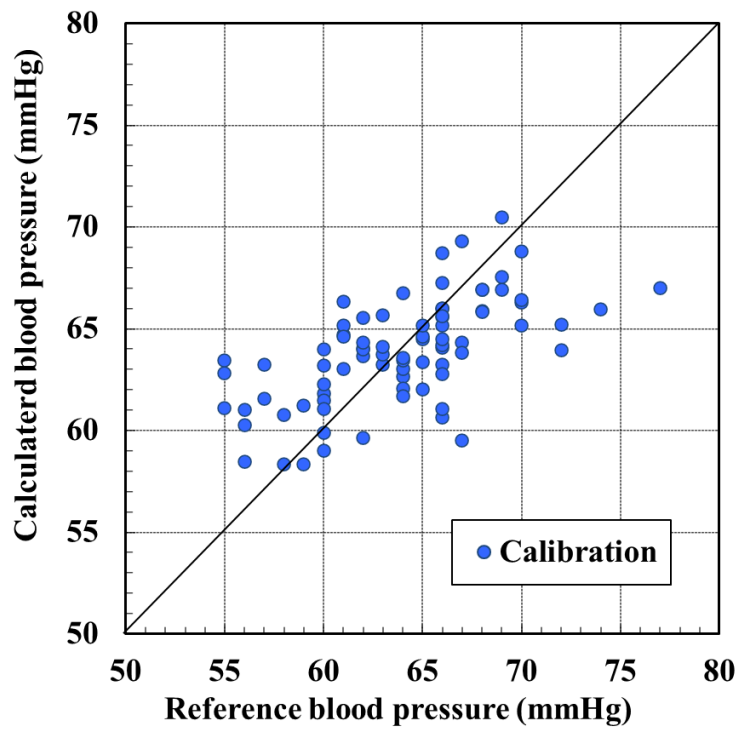
(a) 検量モデルの構築結果



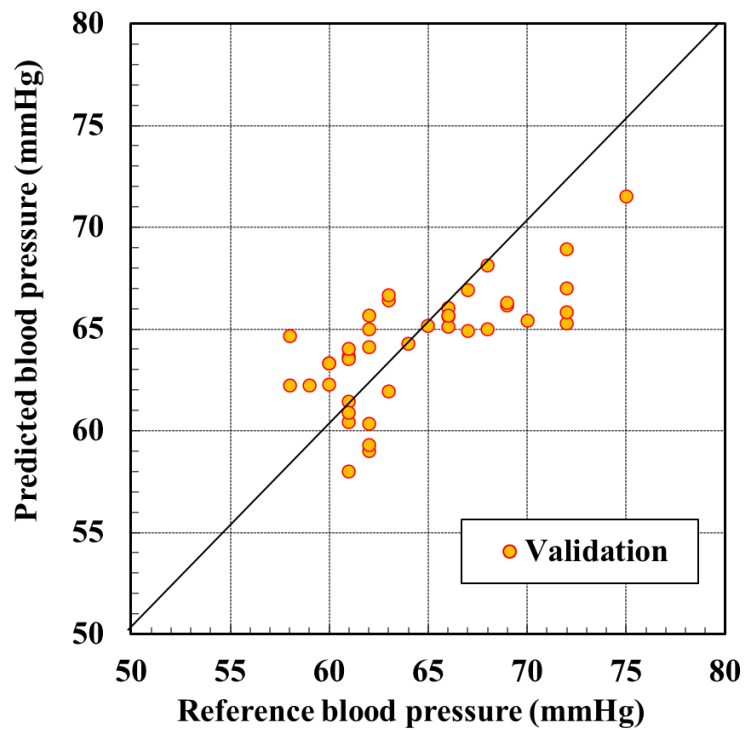
(b) 検量モデルによる収縮期血圧の算出結果

Fig. 5.11 被験者 B の収縮期血圧における検量モデルの構築・検証結果





(a) 検量モデルの構築結果



(b) 検量モデルによる拡張期血圧の算出結果

Fig. 5.12 被験者 B の拡張期血圧における検量モデルの構築・検証結果

Table 5.2 構築および検証時の条件

Subject(sex)	Blood pressure	Number of measurements	Value of blood pressure (mmHg)		
			Maximum	Minimum	Average
<b>Calibration data sets</b>					
A(male)	Maximum blood pressure	80	124	99	113
	Minimum blood pressure	80	75	52	65
B(male)	Maximum blood pressure	80	117	89	102
	Minimum blood pressure	80	77	55	64
<b>Validation data sets</b>					
A(male)	Maximum blood pressure	40	126	96	112
	Minimum blood pressure	40	72	59	66
B(male)	Maximum blood pressure	40	111	93	101
	Minimum blood pressure	40	75	58	64

Table 5.3 構築および検証の結果

Subject	Blood pressure	PLS factor	Calibration		Validation
			R	SEC (mmHg)	SEP (mmHg)
A	Maximum blood pressure	4	0.72	5	6
	Minimum blood pressure	4	0.58	4	3
B	Maximum blood pressure	4	0.54	4	4
	Minimum blood pressure	4	0.63	4	3

Fig. 5.9～Fig. 5.12 より，プラスチック製 FBG センサを用いて肘の脈動ひずみ信号を高い信号レベルで測定できた．また，SEC と SEP は十分に小さいものの，被験者 A を除いて相関係数は低い．被験者 A については，参照血圧と収縮期血圧の検量モデルで計算された血圧との間に高い相関を確認できた．これらの結果について考察するため，参照血圧値と 1 パルスの脈動ひずみ信号の範囲に着目した．被験者 A の収縮期血圧の場合，Fig. 5.9 の構築および検証プロットは 25 mmHg の範囲に均等に分布している．しかし，他の構築および検証プロットでは，ほとんどすべてのプロットが 10 または 15 mmHg の範囲に分布している．参照血圧値の範囲が狭い場合，参照血圧値と算出血圧値との相関関係を広範囲にわたって検証することは困難である．したがって，今後の課題として参照血圧値との相関を改善するために，参照血圧値を広範囲にわたって測定する必要がある．Fig. 5.13 は，先行研究で 1 名の被験者においてガラス製 FBG センサで測定されたすべての規格化脈動ひずみ信号を示す．このグラフでは，円で示したように約 0.22 秒でピーク（反射した脈動ひずみ信号）が観察された．反射した脈動ひずみ信号は，血管が分岐する箇所，または末梢血管が存在する箇所が発生する．血流がこれらの点に達すると反射して測定点に伝播する．この時，反射する血液の流量によってそのピークの大きさは変化するため，これを FBG センサで脈動ひずみ信号として測定すると Fig. 5.13 に示した形状となる．さらに，反射した脈動ひずみ信号が PLSR による血圧算出に大きく寄与することが実証されている[51]．Fig. 5.14 は，被験者 A と B のすべての規格化した脈動ひずみ信号を示す．これらのグラフから，最初の最小値と 2 番目のピークの間

反射した脈動ひずみ信号を確認できなかった。反射した脈動ひずみ信号は、末梢血管が存在する箇所でも容易に測定できるという特徴がある。したがって、今後の課題として、検量モデルや血圧計算の精度を向上するために、反射した脈動ひずみ信号を含んだ状態で測定することも検討する。

本項では、肘における脈動ひずみ信号測定の結果から、プラスチック製 FBG センサによる高感度で簡便な脈動ひずみ信号測定を実証した。また、人体には先行研究で測定が行われた手首や肘、こめかみや足背以外にも脈動点が存在する。その一例として指尖部が挙げられる。指尖部では狭い範囲内に血管が密集しているため、指先に FBG センサを置くだけで簡単に脈動ひずみ信号を測定可能であると期待できる。そこで、次項以降ではプラスチック製 FBG センサを用いて指尖部での脈動ひずみ信号測定と脈拍数の算出を検証した。

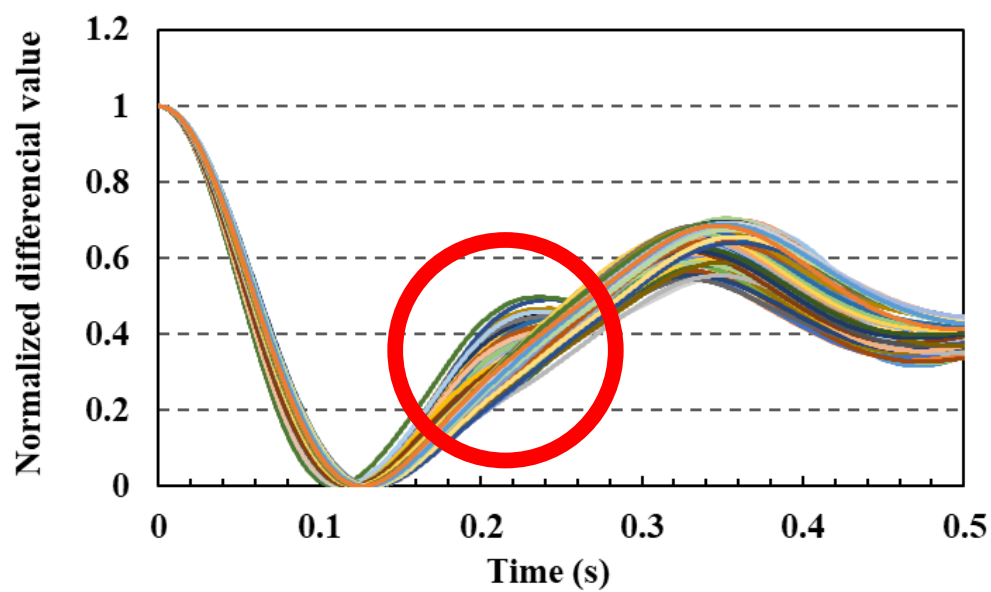
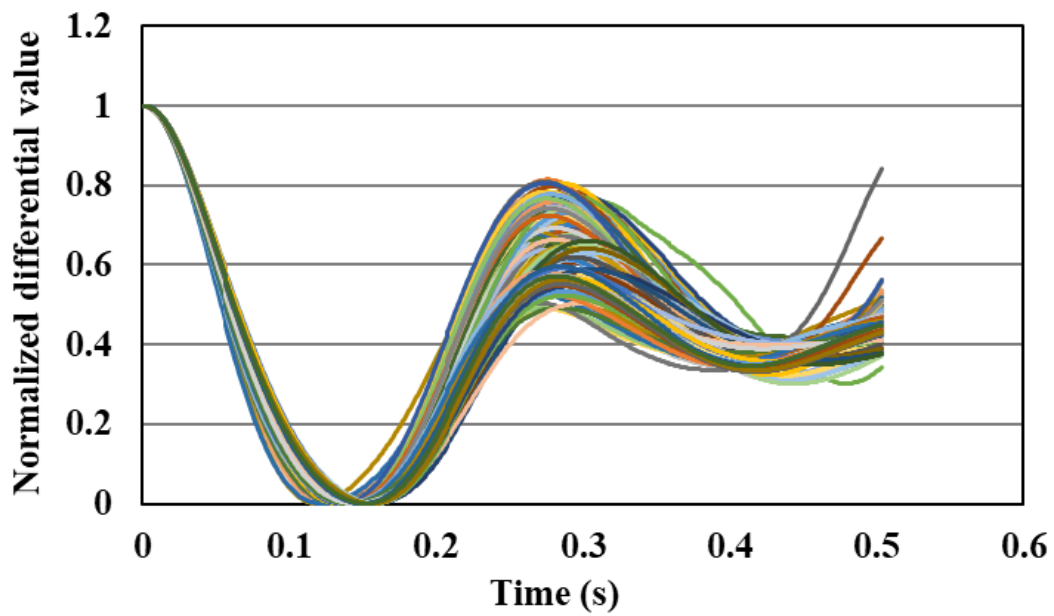
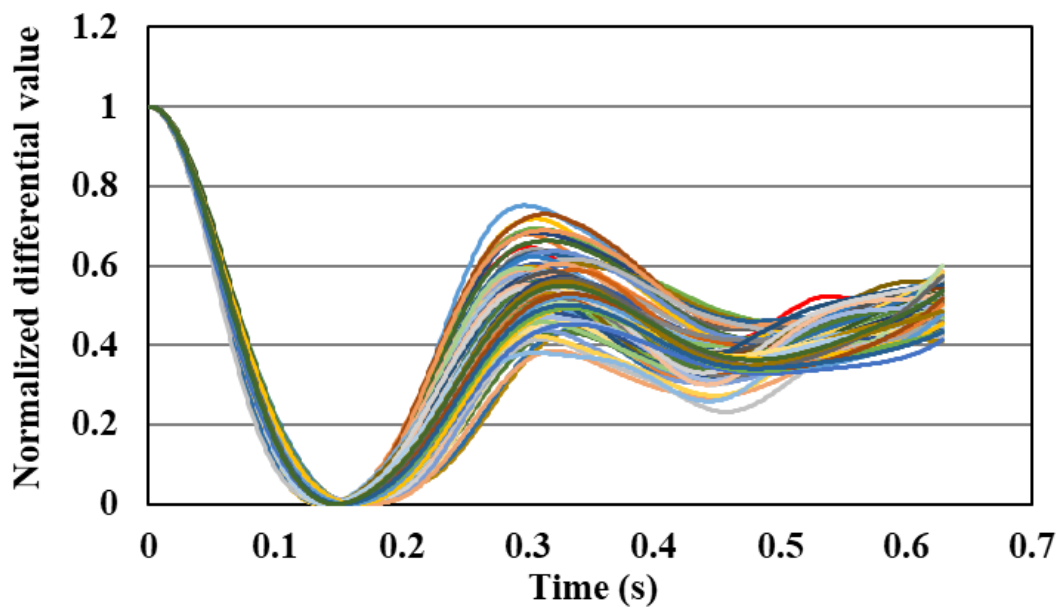


Fig. 5.13 先行研究で得られた脈動ひずみ信号



(a) 被験者 A における信号形状



(b) 被験者 B における信号形状

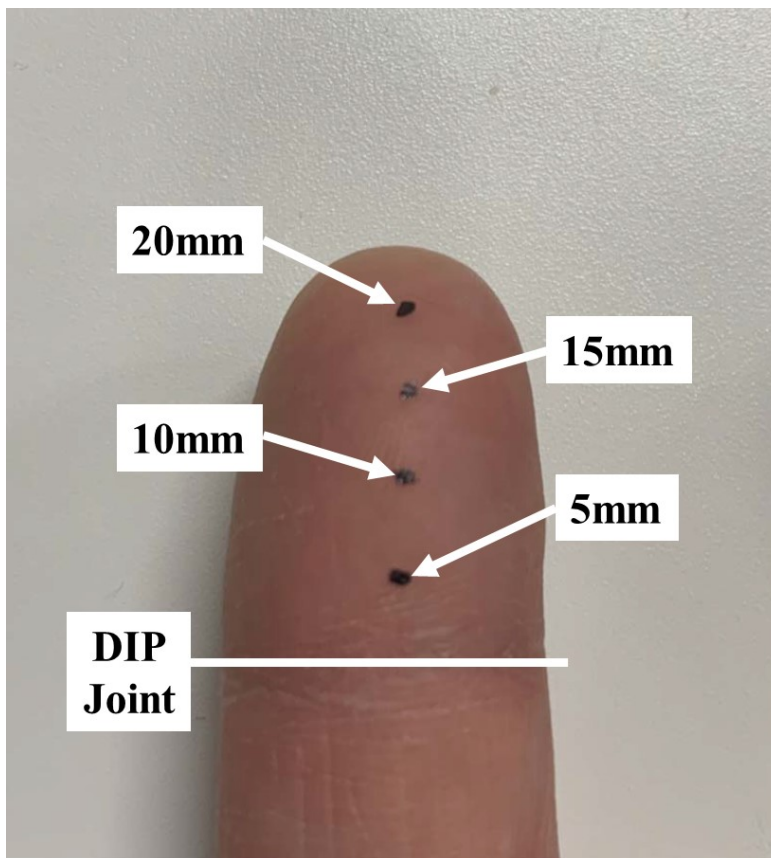
Fig. 5.14 プラスチック製 FBG センサで得られた規格化後の脈動ひずみ信号

### 5.3.2 指尖部でのひずみ信号の最適な測定条件の検証

指尖部でひずみ信号を測定するため、まずはプラスチック製FBGセンサの設置条件を検証した。Fig. 5.2-(b)のアタッチメント上で交差したFBGセンサに指先を設置し、2つのFBGセンサを使用してひずみ信号を同時に測定する。次に、指先でのFBGセンサの最適な取り付け位置を検証した。Fig. 5.15-(b)は、遠位指節間関節から指先方向に5、10、15、および20 mmの距離に4つの測定点が存在することを示す。まず、ひずみ信号は、遠位指節間関節から5 mmの測定点をFBGセンサに押し付けることによって測定する。測定完了後、指先を一旦FBGセンサから離す。次に、遠位指節間関節から10 mmの点をFBGセンサに押し付け、ひずみ信号を測定する。同様に、遠位指節間関節から15 mmと20 mmの測定点においてもひずみ信号を測定した。ひずみ信号は各測定点で3回測定した。次に、得られたひずみ信号に対して0.5 Hzから5 Hzを通過帯域とするバンドパスフィルタによりノイズを除去したあと、処理ピークの上部和下部の縦軸の値を検出し、平均化した。ピークトップの平均値とピークボトムの平均値の絶対値を加算して、1パルスの測定信号として振幅を算出する。この振幅の大きさは、被験者ごとに3回算出しており、平均値は平均振幅の大きさとして定義した。算出した平均振幅を使用して、最適なFBGセンサの設置方向と測定点を検証した。なお、本測定は5人の被験者に対して実施した。



(a) 測定時の指尖部



(b) 測定点

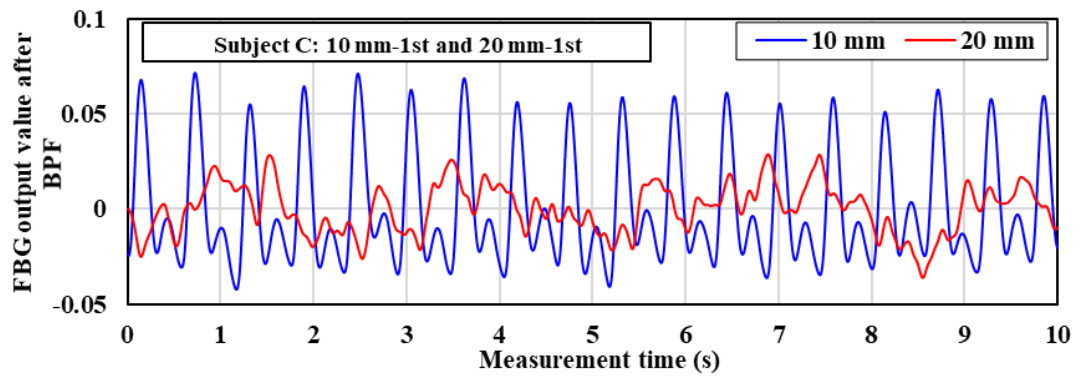
Fig. 5.15 実験風景



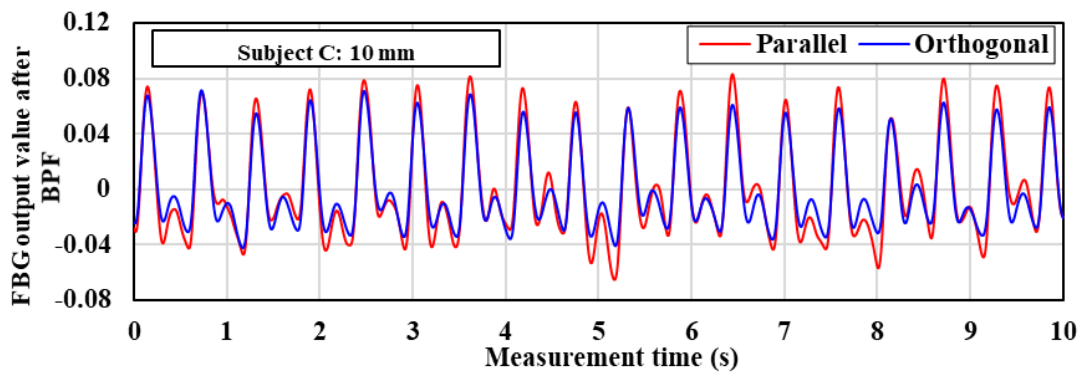
Fig. 5.16-(a)に、指の長軸方向に対して垂直に設置された FBG センサを用いて、被験者 C の 10 mm および 20 mm の測定点で測定したひずみ信号を示す。Fig. 5.16-(a)の 10 mm の測定点においては、周期的な信号を確認できた。この信号の上部のピークは約 0.06、下部のピークは約-0.02、平均振幅長は 0.083 である。周期的な信号を測定できたため、他の測定点でも脈動によるひずみ信号の検出を期待した。しかし、Fig. 5.16-(a)に示す 20 mm の測定点では、周期的な信号は検出できず、振幅値は±0.02 であることから、10 mm の測定点と比較して信号レベルが小さい。Table 5.4 に、5 人の被験者の各測定点で指の長軸方向に平行または直交する方向に設置した FBG センサで測定した信号波形から算出した平均振幅を示す。20 mm の測定点での信号のように、周期信号が検出できない場合は「NG」と定義した。Table 5.4 より、遠位指節間関節から指先方向までの 4 点ではひずみ信号を測定できない点も存在した。このため、指先にはひずみ信号を測定できる点と測定できない点が存在することがわかった。さらに、5 mm および 20 mm の測定点ではひずみ信号を測定できない被験者が多く、一部の被験者でのみ測定可能であった。10 mm および 15 mm の測定点では、全ての被験者においてひずみ信号が測定できた。これらの測定点は、指の遠位指節間関節から 10 mm 以上離れた位置にあり、末節骨にまばらな凹凸のある平らな部分である。以上より、指先でのひずみ信号測定では、末節骨の中央部が最適な測定点であることがわかった。

FBG センサの設置方向については、指の方向に平行な方向と直交する方向の間に有意差は見られなかった。被験者 A, C (Fig. 5.16-(b)) , および D は、平

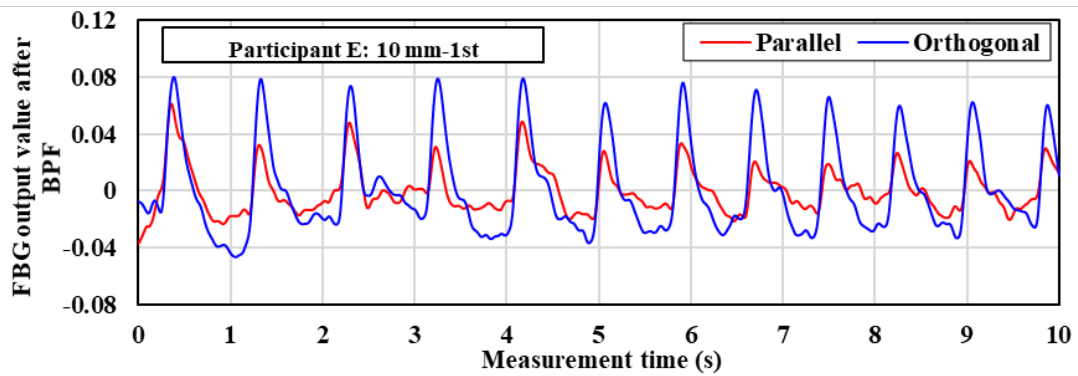
行方向の平均振幅が大きく，被験者 B および E (Fig. 5.16-(c)) は，直交方向の平均振幅が大きい．先行研究では，流体が流れる方向に対して FBG センサの設置角度を検討した結果，直交方向で信号レベルが高かった[30]．指尖部での測定ではそのような現象は確認できず，これは指先の動脈の方向によるものと考えられる．これらの動脈は，遠位指節間関節の近くに直径約 0.8 mm の横掌弓を形成する[52]．このアーチから，動脈は直径約 0.6 mm の細い血管になり，指先全体にランダムな方向に走行する．したがって，測定部の動脈方向は指の長軸方向に対して平行ではないと考えられる．また，FBG センサを異なる方向に設置しても，測定信号に大きな違いはなかった．また，この細い血管は末節骨の掌側の中央に位置していると報告されており，この実験でひずみを測定した場所と一致している[53]．以上より，FBG センサで測定したひずみ信号は，遠位指節間関節の先端の細い動脈に発生した脈動ひずみ信号であると考えた．



(a) 被験者 C の 10 mm および 20 mm の測定点でのひずみ信号



(b) 被験者 C の 10 mm の測定点でのひずみ信号



(c) 被験者 E の 10 mm の測定点でのひずみ信号

Fig. 5.16 被験者 C と被験者 E の指尖部のひずみ信号

Table 5.4 各被験者における平均振幅

<b>Subject</b>	<b>Direction</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>15 mm</b>	<b>20 mm</b>
A	Parallel	NG	0.296	0.141	NG
	Orthogonal	NG	0.259	0.139	NG
B	Parallel	NG	0.079	0.048	0.085
	Orthogonal	NG	0.026	0.058	0.107
C	Parallel	0.071	0.095	0.080	NG
	Orthogonal	0.073	0.083	0.065	NG
D	Parallel	NG	0.070	0.087	NG
	Orthogonal	NG	0.055	0.055	NG
E	Parallel	NG	0.059	0.108	0.162
	Orthogonal	NG	0.118	0.179	0.137

### 5.3.3 血流変動時のひずみ信号の測定

前項では、指尖部においてひずみ信号を測定できた。これは、血流によって引き起こされる脈動ひずみであると予想した。そこで、ひずみ信号が血流に起因することを示すため、血流を意図的に変化させたときに発生する信号波形を検証した。前腕にはカフ式電子血圧計（オムロン株式会社，HEM-7511T）を装着し、血流を変化させた。カフの加圧によって前腕を締め付けることで、前腕から指尖部に向けて血流が停滞する。ひずみ信号の形状は、この血流状態の変化による影響を受けることが予想される。次に、指先をプラスチック FBG センサに置き、ひずみ信号を 5 秒間測定した。この後、カフ式電子血圧計による前腕への加圧を行った。カフを操作している間、被験者はカフの締め付け状態を宣言した（例えば、「カフ圧力が加えられている」、「カフ圧力が低下している」、「カフ圧力がない」）。次に、カフ式電子血圧計が動作を完了した後、再度ひずみ信号を 5 秒間測定した。この後、ひずみ信号を約 30 秒間測定した。以上により、カフが作動している間に測定したひずみ波形の形状と、作動前後のひずみ波形の形状を比較・検証した。各実験では、5 人の被験者においてそれぞれ 5 回測定した。

Fig. 5.17 に被験者 C のひずみ信号を示す。カフは測定時間が 5 秒になるまで動作しなかったため、周期的なピークを含むひずみ信号を測定できた。カフは 5～14 秒の間作動したが、上腕には締め付け圧力は印加されなかった。したがって、周期的なひずみ信号が確認できた。上腕をカフで加圧すると、ひずみ信号の波形が 14～17 秒の間で減衰した。17～28 秒の間に、カフは前腕を最大限

に加圧した。この時、ひずみ信号のピークは確認できなかった。28秒から41秒の間に、カフの圧力が徐々に低下し、指尖部への血流が再度確認できた。この間、小さなピークが連続して出現した。約42秒の測定時間でのひずみ信号の大きなベースライン変動は、カフの加圧が終了した際に腕が動くときのひずみに起因する。カフの操作が完了してから43秒後に測定信号に大きなピークが出現した。さらに、この現象は、すべての被験者において確認できた。これらの結果は、プラスチック FBG センサで測定した指先のひずみ信号がカフの締め付け状態によって変化することを示す。つまり、ひずみ信号の変化は、血流の状態に大きく影響されると考えられる。したがって、測定したひずみ信号は血流に起因する脈動ひずみ信号であることを示している。また、カフの締め付け状態により、測定信号のピークの大きさが変化することから、血流の圧力に関する情報が含まれると考えられる。したがって、この情報から血圧を計算することができれば、指先で簡単に血圧を算出できると期待できる。

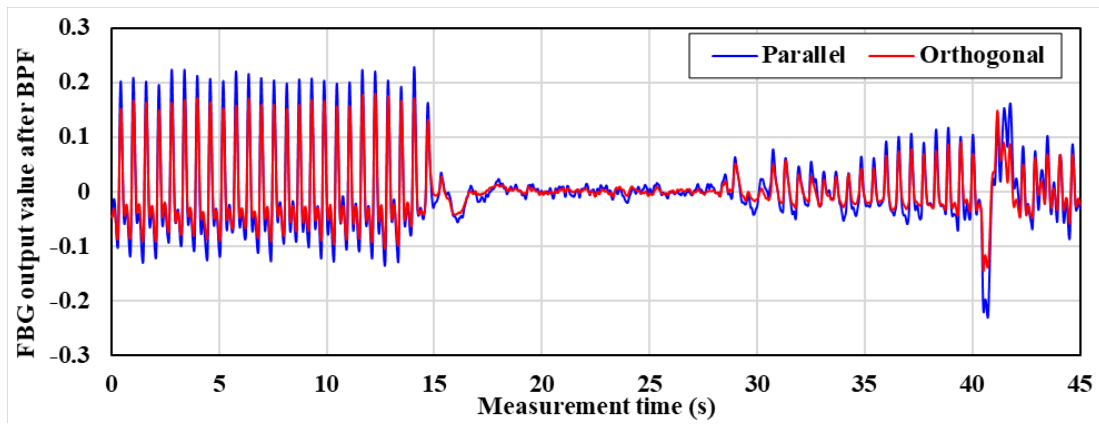


Fig. 5.17 被験者 C の血流の変化に伴うひずみ信号

### 5.3.4 指尖部での脈動ひずみ信号測定による脈拍数算出

前項では、指尖部で測定されたひずみ信号が血流に起因する脈動ひずみ信号であることを示した。このことから、測定された脈動ひずみ信号は心臓の拍動に同期して周期的に発生していると考えられるため、バイタルサインの一種である脈拍数の算出が期待できる。そこで、本項ではプラスチック製 FBG センサで測定した信号を用いて脈拍数算出の妥当性を検証した。算出精度を評価するため、カフ式電子血圧計を使用して参照脈拍数を測定した。前項の実験と同様に、脈動ひずみ信号はプラスチック製 FBG センサを使用して中指の先端で測定した。また、カフ式電子血圧計を測定システムと同じ腕の前腕に取り付け、参照脈拍数を測定した。これら 2 種類の測定を 1 回の実験で行い、プラスチック製 FBG センサで測定した信号形状と参照脈拍数を一致させた。被験者は、20 代～40 代までの合計 8 名であり、各被験者において 8 回ずつ測定を行った。サンプリング周波数は 1 kHz であり、測定時間は 1 回あたり 10 秒である。プラスチック製 FBG センサで測定した信号に含まれるすべてのピークの時間を測定した。次に、隣り合うピークの間隔からピーク時間間隔を算出して平均ピーク時間間隔をもとめた。この平均ピーク時間間隔を 60 で割ることで、1 分あたりの脈拍数を算出した。次に、算出した脈拍数と参照脈拍数から算出精度を検証した。個人差の影響を排除するために、各被験者において測定した 8 つのデータの各々について、相関係数と算出精度を検証した。次に、脈拍数算出における汎用性を検証するため、すべての被験者で測定した合計 64 のデータに対して相関係数と算出精度を検証した。



Table 5.5 は、各被験者の参照脈拍数と算出した脈拍数の相関係数と測定精度を示す。要約された結果は「ALL」として示した。Fig. 5.18 は、すべての被験者での脈拍数算出の相関散布図を示す。Table 5.5 は、各被験者において算出した脈拍数と参照脈拍数の相関係数が 0.8 を超えたことを示しており、これは有意な相関を示している。算出精度は $\pm 2.7 \sim \pm 9.2$  bpm であった。被験者 C および G の場合、8 つのデータセットの 1 つが参照と約 20 bpm 異なる脈拍数を算出したため精度が低い。他の被験者の計算精度は $\pm 5.6$  bpm 以下であり、各被験者の平均参照脈拍数の約 7% 以下であった。全被験者のデータを用いた場合、相関係数は 0.925、算出精度は $\pm 5.5$  bpm であった。脈拍数を指尖部で測定可能であり、製品として販売されている生体計測デバイスには光電容積脈波計があげられ、参照脈拍数との平均絶対誤差が 0.01~4.0 bpm において脈拍数を算出した報告がある[54]。本章でプラスチック製 FBG センサにより脈拍数を算出した際の平均絶対誤差は 1.7~6.0 bpm と算出されたため、光電容積脈波計とほぼ同様な誤差で脈拍数を算出できた。

以上の結果から、プラスチック製 FBG センサで測定した指尖部の脈動ひずみ信号を用いて高精度に脈拍数が算出可能であることを示した。FBG センサに指先を置くだけで測定できるため、1 つのバイタルサインを非常に簡単に測定できるといえる。

Table 5.5 各被験者における脈拍数算出の結果

Subject	R	Accuracy (bpm)	Average of reference pulse rate (bpm)	Average of calculated pulse rate (bpm)
A	0.981	±3.7	91.9	90.6
B	0.950	±4.9	91.4	87.6
C	0.843	±9.2	84.8	82.2
D	0.918	±5.6	80.5	76.3
E	0.875	±5.3	77.5	75.4
F	0.900	±3.8	69.8	71.5
G	0.896	±8.5	71.9	66.1
H	0.892	±2.7	62.8	61.2
All	0.925	±5.5	78.8	76.4

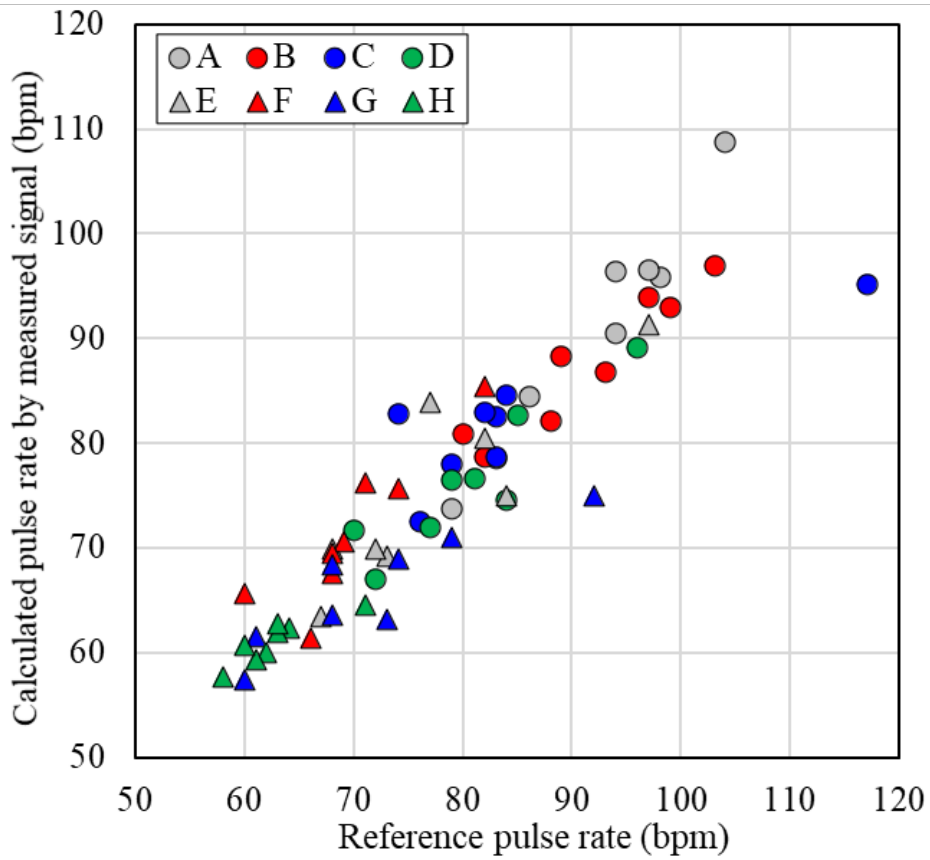


Fig. 5.18 脈拍数算出における相関散布図



# 第 6 章

## 結言

# 第6章

## 結言

### 6.1 各章のまとめ

本論文では光ファイバ型ひずみセンサである FBG センサを用いた生体計測の実用化を進める目的で研究を行った。

第 1 章では少子高齢化や生活習慣病患者数の増加，日常生活での自己健康管理の高まりに伴い，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。そこで，バイタルサインや血糖値を一つのセンサで非侵襲に常時測定可能な FBG センサを用いたバイタルサイン測定システムを提案した。FBG センサで動脈の脈動ひずみ信号を測定することでバイタルサインや血糖値の測定が可能である。一方，脈動ひずみの測定点は動脈上の一点に限られており，体動によりセンサ設置位置がずれると測定が困難なことや，血糖値測定では個人毎に検量モデルの構築が必要であるなど，実用化に向けて解決すべき課題についても述べた。

第 2 章では，脈動ひずみ信号とバイタルサインや血糖値およびそれらの関連性について生理学的な視点から述べることで，脈動ひずみ信号によるバイタルサインと血糖値測定の原理について述べた。そして，FBG センサによる脈動ひずみ信号の測定原理を FBG センサシステムも交えて解説した。また，脈動ひずみ信号による血圧および血糖値算出で用いた PLSR について，その原理を解説した。

第 3 章では汎用検量モデルを用いた非侵襲血糖値測定と時系列での血糖値変動の測定の妥当性について検証した。9名の被験者の内7名の測定データから汎用検量モデルを構築するとともに、個々人の検量モデルを構築して血糖値の算出精度を比較した結果、個々人の検量モデルと同様な算出精度が得られた。さらに、汎用検量モデルに時系列で測定された脈動ひずみ信号を代入することで、時系列的な血糖値変動も測定できた。

第 4 章では、手首付近の橈骨動脈と尺骨動脈において FBG センサ設置範囲を検証した。従来の脈動点（橈骨動脈上で脈動ひずみが最大となる点）から末梢側へ 10mm の範囲内であれば、脈動ひずみが検出可能であった。つまり、この範囲内であれば体動により FBG センサがずれても測定が継続できることを示した。

第 5 章では、プラスチック製 FBG センサを生体計測分野に応用して脈動ひずみ信号測定をより簡便化・実用化するため、①肘での脈動ひずみ信号測定と血圧算出、②指尖部での脈動ひずみ信号測定と脈拍数算出を実施した。

①では、左肘の上腕動脈において、全ての被験者で高い信号レベルと再現性で脈動ひずみ信号を測定できた。また、先行研究と同様な精度で血圧算出が可能であった。さらに、プラスチック製 FBG センサはガラス製 FBG センサと比較して破断に強く、鋭利な破断面を形成しない特性を有する。以上より、プラスチック製センサを用いることでより安全で簡便な脈動ひずみ測定を示した。

②では、プラスチック製 FBG センサとカフ式電子血圧計を用いて指尖部での脈動ひずみ信号測定と脈拍数算出の妥当性を検証した。その結果、全ての被験

者において高い信号レベルで脈動ひずみ信号が測定できた。さらに、カフ式電子血圧計で測定した参照脈拍数と脈動ひずみ信号より算出した脈拍数が高い相関を示し、高精度な脈拍数算出も可能であった。指尖部であれば脈動点を探す必要がなく、FBG センサに指を置くだけで測定が可能になるため、脈動ひずみ測定の簡便化を進めることができた。

以上より、本論文の目的である FBG センサによる簡便で非侵襲な生体計測の実用化に向けて、血糖値測定においては汎用検量モデルにより被験者ごとに検量モデルを構築する手間をなくすことで測定の簡便化・実用化を進めた。また、FBG センサの設置と脈動ひずみ信号測定においては、脈動点以外での測定の可能性を示すとともに、高感度なプラスチック製 FBG センサによる高い信号レベルでの脈動ひずみ信号測定を実証することで、簡便化と実用化を進めた。

## 6.2 本研究のまとめと将来展望

本研究のまとめとして、血糖値測定では個人別の検量モデルの構築が不可欠であると考えられてきたが、本研究で行った汎用検量モデル構築の手法によって作られた汎用検量モデルが有効であることを確認できたため、採血を伴う侵襲的な参照血糖値測定が必要な個人別検量モデルが不要となった。これにより、ユーザーの負担が大幅に減った。脈動ひずみ信号の測定においては、信号レベルがバイタルサインや血糖値の算出精度に大きく影響することから、FBG センサの取り扱いには知識や経験が必要であった。しかし、本研究の成果により FBG センサの取り扱いに関する知識や経験がないユーザーにおいても簡単に取

り扱うことができると示された。以上により、本論文の目的である FBG センサによる簡便で非侵襲な測定手法の実用化を進めた。今後、さらに実用化を進めるためには課題が残っているが、これについては次節で述べる。

次に、本論文で得られた成果をもとに、FBG センサを用いた生体モニタリングシステムの将来展望を述べる。血糖値測定において汎用検量モデルでの時系列での血糖値算出が可能になれば、ユーザーは FBG センサシステムを購入して FBG センサを脈動点に貼り付けるだけで、採血による痛みやストレスを一切伴うことなく日々の血糖値データを蓄積できる。さらに、時系列での血糖値測定により血糖値スパイクなどの異常をリアルタイムで検出することも可能である。また、糖尿病患者においては高血圧症を併発することが報告されており、血糖値だけでなく血圧のモニタリングも重要である[43]。しかし、第1章で示したように血糖値測定用のウェアラブルな生体計測システムは血圧測定が不可能なものが多い。そこで、FBG センサを脈動点に設置するだけで血圧と血糖値を同時にモニタリングすることで、糖尿病患者にとって負担の少ない自己健康管理が可能となる。また、医療機関においては不特定多数の患者に対する糖尿病診断および治療経過診断で実施される採血式の血液検査の代替案として FBG センサシステムを用いれば、リアルタイムでの非侵襲血糖値測定により採血の手間が不要になるため医療従事者の負担を低減するだけでなく、患者への身体的・精神的負担も軽減できる。

また、高感度なプラスチック製 FBG センサを使用可能な小型の FBG センサシステムを開発して市場投入できれば、ガラス製 FBG センサでは脈動ひずみの



検出が困難なユーザーにおいてもバイタルサインの測定が期待できるため、より多くのユーザーへ FBG センサシステムを適用可能となる。さらに、第 4 章での結果から動脈上の複数の測定点において脈動ひずみの検出は可能であるが、プラスチック製 FBG センサを用いることでガラス製 FBG センサと比較して脈動ひずみの検出可能な範囲はさらに広がると考えられる。このため、日常生活での身体活動により FBG センサがずれた際にも再設置する手間が不要となるため、バイタルサインや血糖値の測定が簡単になる。

## 6.3 今後の課題

実用化に向けては、下記に示すような課題も残っている。

脈動ひずみ信号測定の簡便化に関しては、①FBG センサの実装方法、②手首以外の測定部位における測定可能範囲の検証が課題である。①については、本論文では FBG センサを医療用テープで貼り付けているが、日常生活で繰り返し測定を行うことを考慮すれば、テープの交換等の手間が残るため、ユーザーにとっては不便である。この課題を解決するため、光ファイバの細長い特性を活用してリストバンドなどの繊維製品に編織し、衣服圧により FBG センサを測定部位に固定するなどの検証が必要と考える。②に関しては、先行研究において手首以外では肘や足背、こめかみなどの様々な部位で脈動ひずみ信号の測定例があるが、測定可能な範囲の検証はできていない。また、第 5 章の結果からプラスチック製 FBG センサにより高い信号レベルで脈動ひずみ信号が測定されている。よって、ガラス製 FBG センサでは測定が困難であった信号も測定可能と

なり，測定可能な範囲が広がることも期待できる．そこで，プラスチック製 FBG センサを用いて脈動ひずみ信号の測定可能な範囲を検証することで，測定の更なる簡便化が進む可能性がある．

非侵襲血糖値測定の実用化においては，年齢や健康状態の異なる被験者においても，検量モデルの有効性を検証する必要がある．本論文の汎用検量モデルで血糖値を算出できた理由として，被験者間で年齢や健康状態がほぼ同様であることから，血管抵抗や血液の粘度、血管調節神経の機能に大きな差異がなく，脈動ひずみ信号の形状が類似することがあげられる．しかし，日常生活での測定を想定した場合，ユーザーの年齢や健康状態は様々であるため，脈動ひずみ信号の形状が異なることも考慮する必要がある．本論文では，加速度脈波に類似した脈動ひずみ信号により血糖値算出を行ったが，この信号形状が加齢や高血圧症，脳血管疾患などの疾患によって変化することが報告されている[42]．また，血液中のグルコース濃度の違いから血液の粘度が変化すると脈動ひずみ信号の形状も変化する報告があり，糖尿病患者などの血糖値が高いユーザーにおいては健常者と脈動ひずみ信号の形状が異なることも考えられる[40, 41]．さらに，本論文では脈拍数の違いにより脈動ひずみ信号の長さが異なることが血糖値算出精度に影響を及ぼすことを確認した．そこで，脈動ひずみ信号の長さや形状ごとに複数の検量モデルをあらかじめ構築し，ユーザーが測定した脈動ひずみ信号の形状や長さとも最も一致する脈動ひずみ信号で構築された検量モデルを選択して血糖値を算出することで，年齢や健康状態に依存することなく血糖値を算出可能か検証する必要がある．

プラスチック製 FBG センサを用いた生体計測においては、被験者は 20 代から 40 代までの健康な若年層に限られており、血糖値算出の検証が行われていないことが課題である。そこで、被験者の年齢や健康状態を考慮したうえで、より多くの被験者においてプラスチック製 FBG センサによるバイタルサイン算出や血糖値算出を行い、実用化を進める必要がある。

センサシステムの開発においては、測定デバイスの小型化が課題である。傾斜フィルタ型 FBG センサシステムはリストバンドにより腕への装着が可能であるが、日常生活での使用を想定した場合、Apple Watch のように腕時計と同様なサイズまでさらに小型化することが望ましい。また、プラスチック製 FBG センサと併用した波長掃引型 FBG センサシステムは商用交流電源が必要であり、大型で重いことから据え置きでの使用に制限される。さらに、両センサシステムは測定・解析のための PC が必要であることも課題である。ゆえに、脈動ひずみ信号の測定や解析から、算出されたバイタルサインと血糖値のモニターへの表示までをスタンドアロンで実行可能な小型のセンサシステムを開発する必要がある。この課題を解決することで、高感度であるがゆえに脈動ひずみ信号やバイタルサイン、血糖値を簡単に測定できる装着型生体モニタリングシステムの実用化を期待できる。

## 参考文献

- [1] 厚生労働省, ” 令和元年簡易生命表の概況” ,  
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/life/life19/dl/life19-15.pdf>,  
(URL)[accessed December 20, 2021],, 2020
- [2] 内閣府, ” 令和3年版高齢社会白書(全体版)(PDF版)” ,  
[https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2021/zenbun/pdf/1s1s\\_01.pdf](https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2021/zenbun/pdf/1s1s_01.pdf),  
[accessed December 20, 2021], 2021
- [3] 厚生労働省, ” 平成29年度 国民医療費の概況” ,  
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-iryohi/17/dl/data.pdf>,  
(URL)[accessed December 20, 2021], 2019
- [4] 一般社団法人日本生活習慣病予防協会, ” 生活習慣病とその予防” ,  
<http://www.seikatsusyukanbyo.com/prevention/about.php>, (URL)[accessed  
December 20, 2021], 2019
- [5] 厚生労働省, ” 特定健診・特定保健指導について” ,  
<https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/0000161103.html>,  
(URL)[accessed December 20, 2021], 2021
- [6] WHO, ” Diabetes - World Health Organization” , <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/diabetes>, (URL)[accessed December 20, 2021], 2021
- [7] IDF, ” IDF Diabetes Atlas | Tenth Edition” , <https://diabetesatlas.org/>,  
(URL)[accessed December 20, 2021], 2021
- [8] 土井正裕, ” 予防医療情報としての生体情報の評価法 - 生活習慣病への応用 - ” , 生体医工学 No.46, pp.367-376, 2008.
- [9] 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 47-1, pp.47-51, 2003.
- [10] 徳田安春, ” Dr.徳田のバイタルサイン講座” , 日本医事新報社, pp.2-5, 2013.
- [11] 安藤 譲二, 山越 憲一, 神谷 瞭, ” 光電式脈波計測の応用” , 日本生体医工学会, vol. 4, no. 4, pp.24-32, 1990
- [12] 宮西 祐香子, 長濱 澄, 森田 裕介, ” 指尖容積脈波計測装置による学習活動時のストレス測定と主観評価の関連分析” , 日本教育工学会論文誌, vol. 41, Suppl, pp. 149-152, 2018
- [13] 前田 祐佳, 関根 正樹, 田村 俊世, 鈴木 琢冶, 亀山 研一, ” 歩行中の光電脈波計に関する計測部位と計測光の比較” , 生体医工学, vol. 49, no. 1, pp. 132-138, 2011

- [14] 小坂 誠, 吉田 愛, 大江 克憲, ” パルスオキシメータの原理” , 日本集中治療医学会雑誌, vol. 23, no. 6, pp. 625-631, 2016
- [15] Pipek L.Z., Nascimento R.F.V., Acencio M.M.P. et al, ” Comparison of SpO<sub>2</sub> and heart rate values on Apple Watch and conventional commercial oximeters devices in patients with lung disease” , Sci Rep 11, 18901, 2021, <https://doi.org/10.1038/s41598-021-98453-3>
- [16] Gircys R, Liutkevicius A, Kazanavicius E, Lesauskaite V, Damuleviciene G, Janaviciute A, ” Photoplethysmography-Based Continuous Systolic Blood Pressure Estimation Method for Low Processing Power Wearable Devices” , APPLIED SCIENCES-BASEL, vol. 9, no. 11, 2019, <https://doi.org/10.3390/app9112236>
- [17] Islam T.T., Ahmed M.S., Hassanuzzaman M, Bin Amir S.A., ” Blood Glucose Level Regression for Smartphone PPG Signals Using Machine Learning” , APPLIED SCIENCES-BASEL, vol. 11, no. 2, 2021, <https://doi.org/10.3390/app11020618>
- [18] Shcherbina A, Mattsson C.M., Waggott D, Salisbury H, Christle J.W., Hastie T, Wheeler M.T., Ashley E.A., ” Accuracy in Wrist-Worn, Sensor-Based Measurements of Heart Rate and Energy Expenditure in a Diverse Cohort” , JOURNAL OF PERSONALIZED MEDICINE, vol. 7, no. 2, 2017, <https://doi.org/10.3390/jpm7020003>
- [19] オムロンヘルスケア株式会社, ” ウェアラブル血圧計 HCR-6900T-M HeartGuide” , <https://www.healthcare.omron.co.jp/product/hem/hcr-6900t-m.html>, (URL)[accessed December 20, 2021], 2021
- [20] Farandos N. M., Yetisen A. K., Monteiro M. J., Lowe C. R., Yun S. H., ” Smart lenses: contact lens sensors in ocular diagnostics” , Advanced healthcare materials, vol. 4, no. 6, 2015
- [21] Kim J, Imani S, de Araujo W.R., Warchall J, Valdes-Ramirez G, Paixao T.R.L.C, Mercier P.P., Wang J, ” Wearable salivary uric acid mouthguard biosensor with integrated wireless electronics” , BIOSENSORS & BIOELECTRONICS, vol. 74, pp. 1061-1068, 2015
- [22] アボットジャパン株式会社, ” FreeStyle リブレーアボット糖尿病関連製品 サイト” , <https://www.myfreestyle.jp/hcp/>, (URL)[accessed December 20, 2021], 2021
- [23] Bandodkar A.J., Wang J, ” Non-invasive wearable electrochemical sensors: a review” , TRENDS IN BIOTECHNOLOGY, vol. 32, no. 7, pp. 363-371, 2014

- [24] Gao W, Emaminejad S, Nyein H.Y.Y, Challa S, Chen K.V., Peck A, Fahad H.M., Ota H, Shiraki H, Kiriya D, " Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis" , NATURE, vol. 529, no. 7587, pp. 509-514, 2016
- [25] Lee H, Choi T.K., Lee Y.B., Cho H.R., Ghaffari R, Wang L, Choi H.J., Chung T.D., Lu N.S., Hyeon T, " A graphene-based electrochemical device with thermoresponsive microneedles for diabetes monitoring and therapy" , NATURE NANOTECHNOLOGY, vol. 11, no. 6, pp. 566-572, 2016
- [26] 長野計器株式会社, " 光で各種物理量計測を行う FBG 計測システム" , [https://products.naganokeiki.co.jp/usage\\_target/2.html](https://products.naganokeiki.co.jp/usage_target/2.html), (URL)[accessed December 20, 2021], 2021
- [27] 森田和章 他, " センシング用 FBG" , 昭和電線レビュー, Vol. 54, No. 2, pp. 18-22, 2004
- [28] 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
- [29] 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算出における脈波パターンの影響" , 計測自動制御学会論文集, Vol. 56, No. 4, pp. 189-197, 2020
- [30] Koyama S, Hayase T, Miyauchi S, Shirai A, Chino S, Haseda Y, Ishizawa H, " 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
- [31] Katayama K, Chino S, Kurasawa S, Koyama S, Ishizawa H, Fujimoto K, " Classification of Pulse Wave Signal Measured by FBG Sensor for Vascular Age and Arteriosclerosis Estimation" , IEEE SENSORS JOURNAL, vol. 20, no. 5, pp. 2485-2491, 2020
- [32] Katayama K, Ishizawa H, Koyama S, Fujimoto K, " Improvement of Blood Pressure Prediction Using Artificial Neural Network" , 2018 IEEE International Symposium on Medical Measurement and Application (MeMeA), pp. 223-227, 2020
- [33] Yui K, Ishizawa H, " Non-invasive blood pressure measurement by pulse wave analysis using FBG sensor" , 2015 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings, pp. 511-515, 2015

- [34] Katayama K, Chino S, Koyama S, Ishizawa H, Fujimoto K, ” Verification of Blood pressure Monitoring System Using Optical Fiber Sensor - Tracing Sudden Blood Pressure Changes” , JOURNAL OF FIBER SCIENCE AND TECHNOLOGY, vol. 76, no. 2, pp. 79-87, 2020
- [35] Kurasawa S, Koyama S, Ishizawa H, Fujimoto K, Chino S, ” Verification of Non-Invasive Blood Glucose Measurement Method Based on Pulse Wave Signal Detected by FBG Sensor System” , SENSORS, vol. 17, no. 12, 2017, <https://doi.org/10.3390/s17122702>
- [36] Kurasawa S, Ishizawa H, Fujimoto K, Chino S, Koyama S, ” Development of Smart Textiles for Self-Monitoring Blood Glucose by Using Optical Fiber Sensor” , JOURNAL OF FIBER SCIENCE AND TECHNOLOGY, vol. 76, no. 3, pp. 104-112, 2020
- [37] Ogawa K, Koyama S, Haseda Y, Fujita K, Ishizawa H, Fujimoto K, ” Wireless, Portable Fiber Bragg Grating Interrogation System Employing Optical Edge Filter” , SENSORS, vol. 19, no. 14, 2019, <https://doi.org/10.3390/s19143222>
- [38] Bonafacino J, Tam H.Y., Glen T.S., Cheng X, Pun C.F.J., Wang J, Lee P.H., Tse M.L.V., Boles S.T., ” Ultra-fast polymer optical fibre Bragg grating inscription for medical devices” , LIGHT-SCIENCE & APPLICATIONS, vol. 7, 2018, <https://doi.org/10.1038/lssa.2017.161>
- [39] Kersey A.D., Davis M.A., Patrick H.J., LeBlanc M, Koo K.P., Askins C.G., Putnam M.A., Friebele E.J., ” Fiber grating sensors” , JOURNAL OF LIGHTWAVE TECHNOLOGY, vol. 15, no. 8, pp. 1442-1463, 1997
- [40] 吉田 智契, 杉田 典大, 阿部 誠, 吉澤 誠, 三浦 英和, 白石 泰之, 山家 智之, ” 脈波信号を用いた血液粘性算出に関する研究” , 生体医工学, Vol. 52, Supple., pp. O-389-O-391, 2014
- [41] 増田 善昭, 宮崎 彰, ” 波動と血管レオロジー” , 日本バイオレオロジー学会誌, vol. 8, no. 4, pp. 14-22, 1994
- [42] 本間 幸子, 伊藤 昭治, 古藤 高良, 池上 晴夫, ” 指尖加速度脈波と血圧および細動脈弾性率との関係に関する研究” , 体力科学, vol. 41, no. 1, pp. 98-107, 1992
- [43] 座間味 義人, 高取 真吾, 岩谷 有希子, 山脇 康佑, 宮下 智子, 藪前 奈々, 高山 房子, 見尾 光庸, 川崎 博己, ” 食後高血糖が血管反応性に及ぼす影響” , YAKUGAKU ZASSHI, vol. 128, no. 3, pp. 419-424, 2008

- [44] Clerk W.L., Cox D, Gonder-Frederick L.A., Carter W, Pohl S.L., ” Evaluating Clinical Accuracy of Systems for Self-Monitoring of Blood Glucose” , DIABETES CARE, vol. 10, no. 5, pp. 622-628, 1987
- [45] Rhee S.Y., Chon S, Koh G, Paeng J.R., Oh S, Woo J.T., Kim S.W., Kim J.W., Kim Y.S., ” Clinical experience of an iontophoresis based glucose measuring system” , JOURNAL OF KOREAN MEDICAL SCIENCE, vol. 22, no. 1, pp. 70-73, 2007
- [46] Li W.L., Song X.R., Qiao A.K., Ohta M, ” Research on Arterial Stiffness Status in Type 2 Diabetic Patients Based on Pulse Waveform Characteristics” , CMES-COMPUTER MODELING IN ENGINEERING & SCIENCES, vol. 117, no. 2, pp. 143-155, 2018
- [47] Reyes A.T., Frame R, Brodman R.F., ” Technique for Harvesting the Radial Artery as a Coronary Artery Bypass Graft” , ANNALS OF THORACIC SURGERY, vol. 59, no. 1, pp. 118-126, 1995
- [48] Blitz A, Osterday R.M., Brodman R.F., ” Harvesting the radial artery” , ANNALS OF CARDIOTHORACIC SURGERY, vol. 2, no. 4, pp. 533-542, 2013
- [49] Chino S, Ishizawa H, Hosoya S, Koyama S, Fujimoto K, ” Non-invasive blood pressure measurement–The study of measuring points” , Proceedings of the SICE Annual Conference, pp. 1706-1709, 2016
- [50] 高沢 謙二, 藤田 雅巳, 伊吹山 千晴, 酒井 伊美子, 小坂 千秋, 河辺 光代, 金森 麻土香, 戴 汝茄, 山寄 強志, 佐藤 亀寿, 太田 喜夫, ” 上腕動脈 血圧測定における左右差および体位の影響” , 臨床薬理, vol. 28, no. 1, pp. 473-474, 1997
- [51] Chino S, Ishizawa H, Koyama S, Fujimoto K, ” Influence of Installing Method on Pulse Wave Signal in Blood Pressure Prediction by FBG Sensor” , Proceedings of the 2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, pp. 570-575, 2018
- [52] Strauch B, de Moura W, ” ARTERIAL SYSTEM OF THE FINGERS” , JOURNAL OF HAND SURGERY-AMERICAN VOLUME, vol. 15A, no. 1, pp. 148-154, 1990
- [53] Hattori Y, Doi K, Sakamoto S, Yamasaki H, Wahegaonkar A, Addosooki A, ” Fingertip replantation” , JOURNAL OF HAND SURGERY-AMERICAN VOLUME, vol. 32A, no. 4, pp. 548-555, 2007



- [54] Banik P.P., Hossain S, Kwon T.H., Kim H, Kim K.D., ” Development of a Wearable Reflection-Type Pulse Oximeter System to Acquire Clean PPG Signals and Measure Pulse Rate and SpO(2) with and without Finger Motion” , ELECTRONICS, vol. 9, no. 11, 2020, <https://doi.org/10.3390/electronics9111905>

# 本論文に関係する論文リスト

## レフェリー制のある学術雑誌

- ① Yuki Haseda, Julien Bonefacino, Hwa-Yaw Tam, Shun Chino, Shouhei Koyama, Hiroaki Ishizawa. Measurement of Pulse Wave Signals and Blood Pressure by a Plastic Optical Fiber FBG Sensor. SENSORS. 2019, 19(23), 5088, <https://doi.org/10.3390/s19235088>  
(2019年11月掲載)
- ② 長谷田 祐喜, 増子 勝, 藤本 圭作, 児山 祥平, 石澤 広明. “FBG センサシステムによる脈波に基づいた非侵襲血糖値計測の検証”. 計測自動制御学会論文集第 57 巻第 7 号 314 頁～323 頁, 2021  
(2021年7月号掲載)
- ③ Shouhei Koyama, Yuki Haseda, Hiroaki Ishizawa, Futa Okazaki, Julien Bonefacino, Hwa-Yaw Tam. Measurement of Pulsation Strain at the Fingertip Using a Plastic FBG Sensor. IEEE SENSORS JOURNAL, vol. 21, no. 19, pp. 21537-21545, 2021.  
(2021年10月掲載)

## レフェリー制のある国際会議発表論文

- ① Yuki Haseda, Shouhei Koyama. Verification of FBG sensor installation range for pulsation strain signal measurement at the wrist. Proceedings of the SICE Annual Conference 2021, pp. 1178-1181, 2021.

# 謝辞

本研究の遂行と論文の作成に際して、懇切丁寧にご指導とご鞭撻を賜りました信州大学繊維学部河村隆教授，石澤広明名誉教授に心より御礼申し上げます。

本論文の御査読にて貴重なご助言を賜りました信州大学繊維学部金井博幸准教授，坂口明男准教授，同学工学部上口光准教授，芝浦工業大学システム理工学部飯塚浩二郎教授に厚く御礼申し上げます。

本研究の遂行にあたり，貴重なご指導とご支援を賜りました，信州大学繊維学部兎山祥平助教，市立大町総合病院藤本圭作院長に深く御礼申し上げます。

本研究の遂行並びに実施に際して多大なご支援を賜りました，香港理工大学 Hwa Yaw Tam 教授，Julien Bonfacino 博士に深く感謝致します。

研究の実施にあたり様々なご助言とご支援を賜りました，長野計器株式会社藤田圭一博士，小川颯博士に感謝いたします。

また，日々の研究活動で共に研鑽に励み，かけがえのない貴重な経験をさせて頂いた研究室の皆様方にも御礼申し上げます。

最後に，信州大学に入学してから延べ9年間，私の学生生活を温かく見守り支えて頂いた両親に心より感謝致します。

2022年3月

長谷田 祐喜