

信州大学審査学位論文

装着型デバイスを目指した
分散型光ファイバセンサシステム
に関する研究

2020年3月

小川 顕

装着型デバイスを目指した
分散型光ファイバセンサシステム
に関する研究

2020年3月

小川 顕

目 次

概要.....	1
第 1 章 緒言.....	3
1.1. 目的と背景.....	4
1.2. 光ファイバ.....	4
1.3. 分散型と分布型.....	5
1.4. ファイバーブラッググレーティング (FBG)	6
1.5. 偏波保持 PCF.....	8
1.6. 論文の構成.....	8
第 2 章 FBG を用いた心音・心尖拍動・呼吸の同時測定.....	9
2.1. 初めに.....	10
2.2. 原理.....	10
2.3. 実験方法.....	14
2.4. 考察.....	18
2.5. まとめ.....	21
第 3 章 FBG を用いた測定の理論.....	23
3.1. FBG 測定手法の分類.....	24
3.2. 離散的な測定に関する理論限界.....	25
3.3. 分光方式、干渉計方式、傾斜フィルタ方式における CRB の比較.....	28
3.4. まとめ.....	35
第 4 章 パッシブフィルタを用いた ウェアラブル FBG インテロゲータの開発.....	37
4.1. 初めに.....	38
4.2. 傾斜フィルタを用いた FBG の測定.....	39
4.2.1. 原理.....	39
4.2.2. 開発したインテロゲータの特性.....	41

4.3.	バイタルサインモニタリングへの適用検討	49
4.3.1.	実験系	49
4.3.2.	実験結果、議論.....	52
4.4.	まとめ	54
第 5 章	複屈折ファイバを用いた 圧力・温度の同時測定.....	55
5.1.	初めに	56
5.2.	原理と実験のセットアップ.....	57
5.3.	実験結果.....	62
5.4.	まとめ	69
第 6 章	展望とまとめ	71
参考文献	76
謝辞	84

概要

光ファイバは、当初から通信用途を目的として開発され、現在広く利用されている。一方、電磁ノイズの影響を受けない (EMI) 等のユニークな性質から、従来の電気式のセンサでは測定できない場面を中心に、センサ素子としても広く使用されている。また光ファイバは細径・軽量であるため、バイタルサインモニタリング等を測定する装着型 (ウェアラブル) センサとしての応用が期待されている。

本研究では、まずバイタルサイン測定の応用として、分散型光ファイバセンサの一種であるファイバブラッググレーティング (FBG) を用いた心音・心尖拍動・呼吸の同時測定が可能であることを検証した。心音・心尖拍動・呼吸はそれぞれ異なる周波数の振動として測定されるため、単一の FBG センサで測定した波形データにバンドパスフィルタを適用することで、同時に読み出すことが可能であることを示した。一方、従来の光ファイバセンサ測定装置 (インテロゲータ) は測定系が複雑な分光 (波長掃引) 方式や干渉計方式を用いているため、大型で振動に弱く、装着型用途に向いていなかった。そこで、よりシンプルな光学系で FBG センサを測定する方法として、パッシブフィルタ方式を検討し、その理論上の測定精度 (クラメル・ラオの下限) が従来の干渉計方式と同程度となることを示した。さらに、パッシブフィルタ方式の一種である傾斜フィルタを用いて装着可能なサイズの FBG インテロゲータを開発し、脈波波形の測定を行った。この方式では、センサの波長付近でリニアに反射・透過率が変化する光学フィルタ (傾斜フィルタ) を用い、その反射・透過光強度を測定することでセンサの波長を算出する。その結果、従来の方式と同程度以上に高精度な測定 (FBG センサの反射波長測定値の標準偏差 0.8pm) ができ、脈波の測定も可能であることを確認した。また製作したプロトタイプのインテロゲータはサイズ 74×57×90mm、質量 230 g と、着用して使用することが可能な程度のサイズとなった。

また、分散型光ファイバセンサの別の応用として、直列接続された 2 種類の複屈折ファイバ (PANDA ファイバ、偏波保持フォトニック結晶ファイバ) による 2 つの物理量の同時測定を検討した。これは、複屈折ファイバの偏波の向き (fast/slow 軸) によって光路長が異なるために反射光に生じる干渉波形を用い、ファイバに加わった圧力・温度・回転・張力・歪み等の物理量を測定する方式である。ここでは、このうち圧力と温度の測定を試みた。結果、各複屈折ファイバで得られる干渉波形をバンドパスフィルタで切り出すことで、圧力・温度の同時測定ができることを確認した。

第 1 章

緒言

1.1. 目的と背景

光ファイバは通信用途に広く使用されているが、電磁ノイズ等により従来の電気式のセンサでは測定できない場面を中心に、センサ素子としても応用されている。また光ファイバは細径・軽量であり、高感度であるため、バイタルサインモニタリング等の装着型センサとしての応用が期待されている。

本研究では、主にウェアラブルなバイタルサインモニタリングに適用できる FBG インテロゲータの開発を見据えた研究を行った。まずバイタルサイン測定の新たな応用として、FBG を用いた心音・心尖拍動・呼吸の同時測定が可能であること検討した。その中で、従来の FBG インテロゲータが装着型用途に向いていないために、センサ素子自体の細径・軽量を活かしきれないことに注目し、傾斜フィルタ方式を用いた小型の FBG インテロゲータを開発した。

また、分散型光ファイバセンサの別の応用として、直列接続された 2 種類の複屈折ファイバによる 2 つの物理量の同時測定を検討した。最後に FBG センサの測定精度の限界について、インテロゲータの方式による違いを理論的に検討した。

1.2. 光ファイバ

光ファイバは、直径数百 μm のファイバに屈折率の異なるクラッド、コアと呼ばれる部分を設けることで導波路を形成したものである。主な素材としては石英、プラスチック (PMMA 等) が用いられているが、本研究では以下、特に断りのない限り石英ファイバを扱う。

光ファイバは、単一のモードのみを伝搬するシングルモードファイバ (SMF) と、複数のモードを伝搬するマルチモードファイバ (MMF) に分類できる。MMF は光が伝搬するコア径が大きいため、発光ダイオード (LED) やハロゲンランプ等の安価な光源を使用できる一方、損失が SMF に比べて大きいことや、測定に用いたいモード以外のモードで伝搬する光がノイズとして入ってしまうことから、通信用途・センシング用途ともに SMF が広く用いられている。本論文では以下、特に断りのない限り SMF を扱う。

一般に用いられる SMF のコア (断面) は回転対称性を持つため、複屈折性を持たないが、あえて回転対称性を崩すことで複屈折性 (偏波保持特性) を持たせたファイ

バが存在し、偏波保持ファイバ (PMF) と呼ばれる。PMF として PANDA ファイバや Bow-Tie ファイバ等、多数の断面形状が試みられており、近年ではフォトニック結晶ファイバ (PCF) を用いたものも市販されている。PMF は複屈折性を持つため、Fast 軸と Slow 軸によって同じファイバ長であっても光路長が異なる。これを利用したセンサが提案されている。本研究では、これを複数直列に繋ぎ、その反射光の干渉を読み取る方式を新たに提案したので、第 4 章で記載する。

1.3. 分散型と分布型

光ファイバセンサは、FBG、反射光強度センサ、複屈折干渉センサ等のように、センサ素子を設けた点の測定を行うタイプと、Optical time-domain reflectometer(OTDR)、Brillouin OTDR(BOTDR)、Optical frequency domain reflectometer(OFDR)等のように光ファイバ自体が連続的にセンサとして機能するタイプがある。本論文では以下、前者を分散型光ファイバセンサ、後者を分布型光ファイバセンサと呼称する。

分布型光ファイバセンサでは、光ファイバが原理的に持つ散乱光 (レイリー散乱、ブリルアン散乱等) を読み取ることで、光ファイバ経路全てをセンサとして連続的に使用できる。各種の散乱はその原理に応じて、温度、歪み等に感度を持つ。これを応用したものとして、Distributed Temperature Sensing(DTS)[1-3] や Distributed Acoustic Sensing(DAS)[4]等が実用化されている。

一方、分散型光ファイバセンサでは Fabry-Perot 干渉計や Mach-Zehnder 干渉計等の干渉計や、FBG 等を用いて、離散的に存在する測定点の物理量を高精度に測定できる。本研究では、分散型に分類される FBG センサの測定原理とその応用、及び (複屈折を用いた) 干渉センサについて報告する。

1.4. ファイバークラッググレーティング (FBG)

FBG は、光ファイバコア中に書き込まれた周期的な屈折率変調であり、回折格子として機能する。主に通信（多重化）に使用されているが[5]、以下に説明する通りセンサとしても応用されている。FBG の模式図を図 1 に示す。

FBG で反射されるスペクトルは sinc 関数で表される（式(1)）。

$$f(\lambda) = a \operatorname{sinc}^2\left(\frac{\lambda - \lambda_c}{\Delta\lambda}\right) \quad (1)$$

中心波長 λ_c （クラッグ波長と呼ばれる）は屈折率変調の周期に依存し、式(2)で表される[6]。

$$\lambda_c = 2n_{eff}d \quad (2)$$

ここで、 d は屈折率変調の間隔を表す。 n_{eff} は FBG が書き込まれた部分の有効屈折率で、式(3)で表される。

$$n_{eff} = \frac{n_1 + n_2}{2} \quad (3)$$

n_1 及び n_2 は元の石英と屈折率変調された部分の屈折率である。

FBG に対して歪みや温度変化が加わると、 n_{eff} 及び d が変化し、結果としてクラッグ波長が変化する。このクラッグ波長を読み取ることで、FBG をセンサとして使用できる。

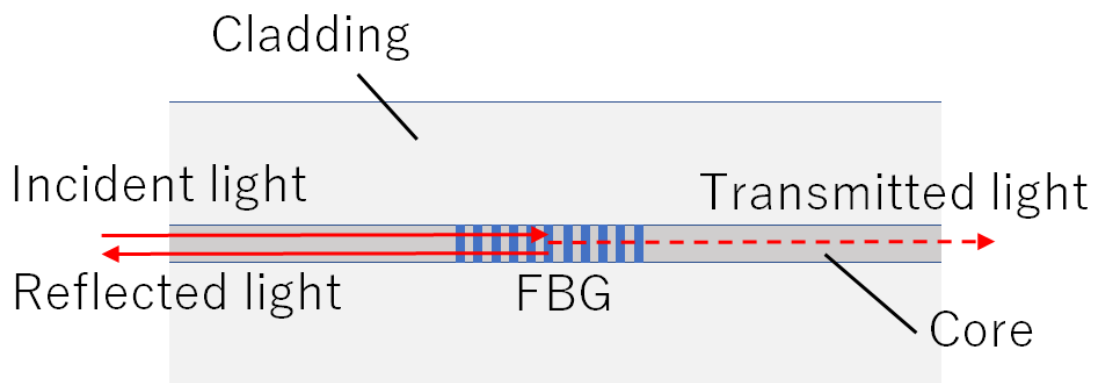


図 1 FBG の模式図

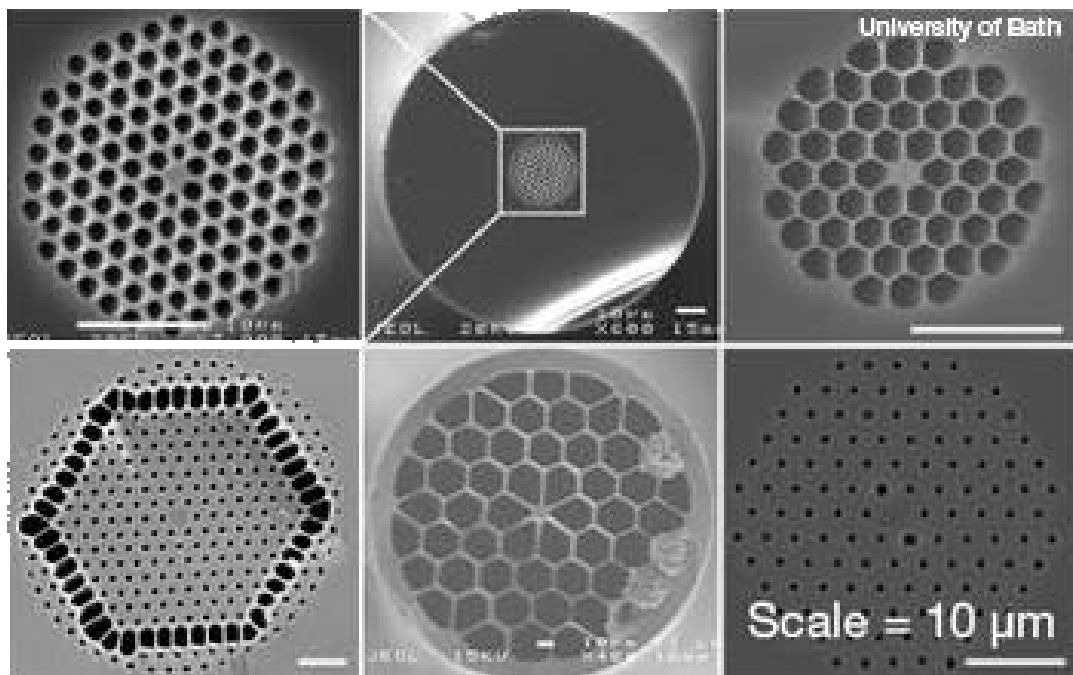


図 2 PCF の断面例 (Wadsworth, William, Jonathan Knight, and Tim Birks. "State-of-the-art photonic crystal fiber." Optics and Photonics News 23, no. 3 (2012): 24-31. より引用)

1.5. 偏波保持 PCF

PCF は通常の SMF 等と異なり、コア・クラッド間の屈折率の違いによって導波路とするのではなく、コア周辺に多数の長手方向の空隙を周期的に設けることで、バンドギャップを形成して導波路としている。空隙の設け方によって温度感度、圧力感度等を調整することができるため、設計の自由度が高いことが特徴である。PCF の断面の例を図 2 に示す。

PCF では、コア周辺の空隙の対称性を崩すことにより、複屈折性を持たせることが可能である。実際に複屈折性の温度感度が室温周辺で小さくなるよう設計されたものが市販されており（NKTPhotonics, PM-1550-01）[7]、センシング用途でも研究に用いられている。

1.6. 論文の構成

まず、第 1 章は既に触れたように、本研究の背景と目的について明らかにした上で、各種の光ファイバセンサの概観を述べている。第 2 章では FBG センサの応用研究として、心音、脈波、呼吸の同時測定について述べる。第 3 章では FBG センサについてその測定の原理と、理論上の限界を調べ、ウェアラブルなバイタルサインセンシングに使用できる手法を検討する。第 4 章では、バイタルサインモニタリングへの応用を見据えた小型の FBG インテロゲータ開発について報告する。第 5 章では別の応用として複屈折ファイバを取り上げ、圧力と温度の同時測定について新規な構成を用いた研究を報告する。これらの研究の展望や将来的な社会実装については第 6 章でまとめる。

本研究（の一部）は国立研究開発法人科学技術振興機構（JST）の研究成果展開事業「産学共創プラットフォーム共同研究推進プログラム（OPERA）（生理学的データ統合システムの構築による生体埋込型・装着型デバイス開発基盤の創出）、JPMJOP172」及び、JSPS 科研費 JP16H01805 の支援によって行った。

被験者実験においてはウェアラブルバイタルサイン測定システムの検証的臨床試験の承認（承認番号 3202）により行った。

第 2 章

FBG を用いた心音・心尖拍動

・呼吸の同時測定

2.1. 初めに

FBG センサの応用として、心音(Phonocardiogram, PCG)、心尖拍動 (Apexcardiogram, ACG)、呼吸の同時測定が行えることを示した。

これまでは、PCG 及び ACG はマイクロフォン等の電気式センサで測定されてきた。しかしながら、サイズが大きくなりがちであることや、核磁気共鳴装置 (MRI) 使用中の測定ができないという欠点がある。

本研究では、これらの欠点を補える FBG センサを用いた PCG, ACG 及び呼吸の同時測定を検討した。FBG センサは光学式のため、MRI 等の電磁ノイズが大きい環境下でも使用できる。また、衣服に織り込めるほどに細径である [8,9]。

これまでも、FBG センサをバイタルサインモニタリングに適用した研究は行われている [10]。L. Dziuda ら、 J. Nedoma ら及び C. Massaroni らは、MRI 中で ballistocardiogram(BCG) [11-13]を測定する研究を行っている。また、 Z. Cheng et.al. 及び G. Deniz et.al. は、PCG をダイアフラム上に貼り付けた FBG センサで測定している [14,15]。これらは PCG の測定には成功しているが、ダイアフラムを用いているために、細径であるという FBG の利点が活かせていない。A. Thomas et.al. は、PCG 及び BCG を胸部に取り付けた 6 本の FBG で測定しているが [16]、サンプリングレートの低さにより、PCG の波形が正しく得られていない。また A. Silva et.al. や D. L. Presti et.al は T シャツ中に織り込んだ FBG により、心臓の動きと呼吸の同時測定を検証している [17,18]。

本研究では、胸部に貼り付けた 1 本の FBG で PCG, ACG 及び 呼吸の同時測定を試みた。これらの信号はそれぞれ異なる周波数帯域に存在するため、バンドパスフィルタにより切り出すことが可能であると考えた (PCG は 35.0 Hz ~ 55.0 Hz, ACG は 0.5 Hz~5.0 Hz、呼吸は 0.2 Hz 未満)。バンドパスフィルタとしてはバターワースフィルタを使用した。頸動脈での脈波も同時に測定し、胸部で測定した信号と比較した。また、FBG センサの測定にはマッハツェンダ干渉計タイプのインテロゲータを使用した。

2.2. 原理

本章では、FBG センサ読み取りにマッハツェンダ干渉計タイプのインテロゲータを使用した(PF25-S01, Naganokeiki)[19]。光学系を図 3 に示す。本章では、サンプリングレートは特に断りのない限り 10kHz とした。

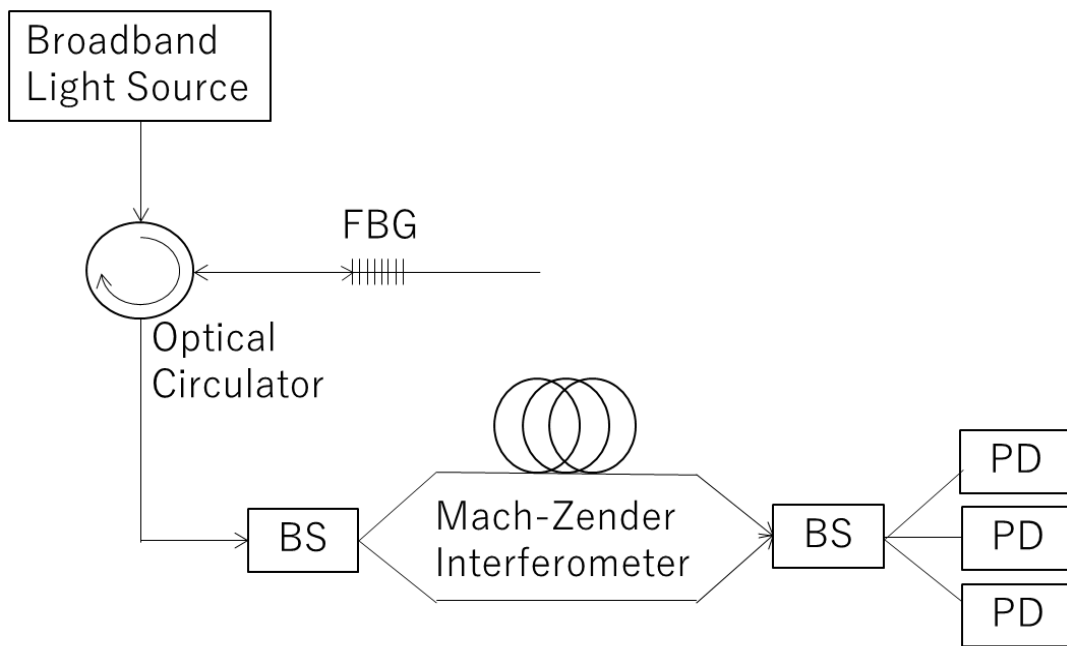


図 3 本章で用いた FBG インテロゲータの概要図。マツハツェンダ干渉計を用いた干渉計方式のインテロゲータである。BS: ビームスプリッタ

心音図 (PCG) 及び心尖拍動図 (ACG)

PCG 及び ACG は、心臓の拍動による前胸部皮膚の微小な伸縮・歪み、もしくは音響を測定したものである。

PCG は、心音を測定したものであり、主に first heart sound(S1) と second heart sound(S2) を含む。S1 は僧帽弁及び三尖弁が閉じる際に生じる音であり、S2 は大動脈弁及び肺動脈弁が閉じる際に生じ、S1 に続いて生じる。S1 及び S2 は 20 Hz～100 Hz の周波数を持つ振動である[15]。ACG は心尖部の動きによって生じる脈動であり、典型的な波形では a, c, e, o, rf, sf と呼ばれる特徴的な点を持つ[20]。参考文献[20]に基づく典型的な PCG、ACG の波形を図 4 に示す。

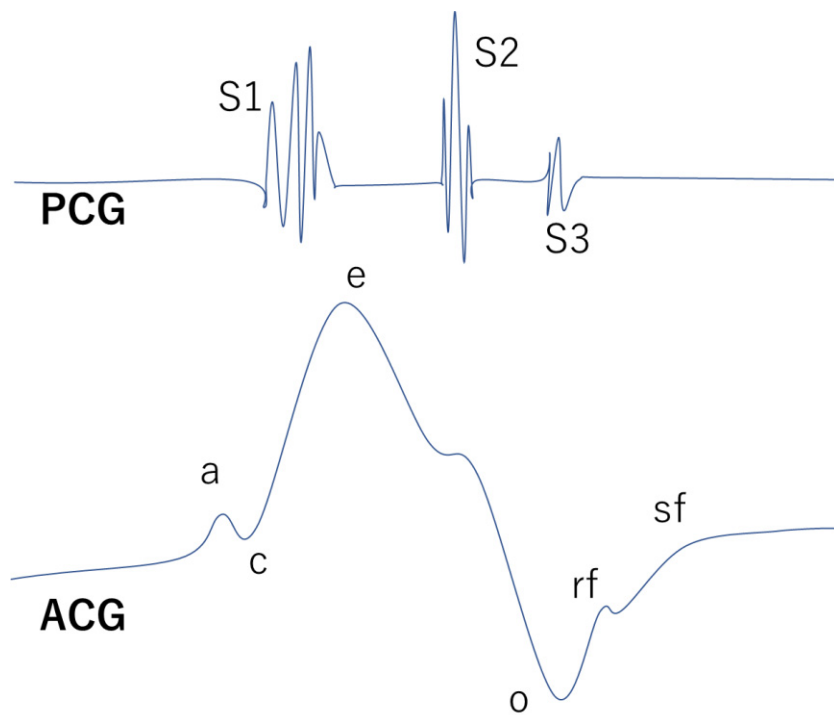


図 4 PCG と ACG の典型的な波形 ([20]に基づいて作成)

2.3. 実験方法

図 5 に実験のセットアップを示す。FBG センサは三尖弁領域及び頸動脈付近に医療用テープで貼り付けた。呼吸の参照用として、熱電対をマスクに取り付け、呼気・吸気による温度変動を記録した。

FBG センサで測定した生データを図 6 に示す。このデータに対して、以下の 3 条件で 2 次のバターワースフィルタを適用した: (1) 0.2 Hz 以下のローパスフィルタ (2) 0.5 Hz~5.0 Hz のバンドパスフィルタ (3) 35.0 Hz~55.0 Hz のバンドパスフィルタ。なお、実装には LabVIEW (National Instruments Corporation) の” Butterworth Filter VI”を使用した。

呼吸の信号抽出を目的として、0.2Hz 以下のローパスフィルタによって処理した波形を図 7 に示す。熱電対で測定された温度に追従して FBG の波長が変動している様子が分かる。

図 8 に、(a) 0.5 Hz~5.0 Hz のバンドパスフィルタ及び (b) 35.0 Hz~55.0 Hz のバンドパスフィルタを適用した結果を示す。

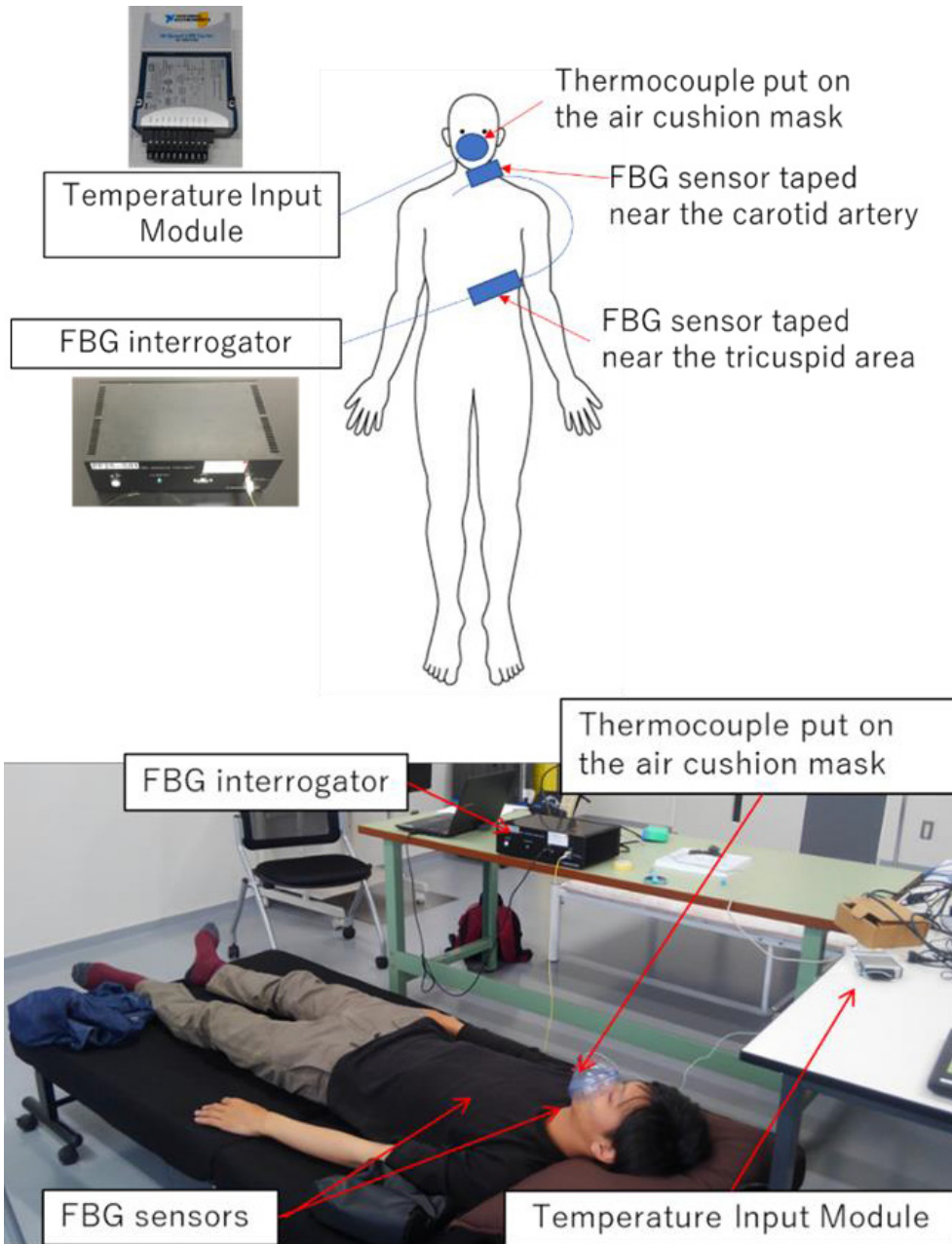


図 5 実験セットアップ。前胸部及び頸部に FBG を医療用テープで張り付けている。呼吸のリファレンス用に、マスクに取り付けた熱電対を用いた。

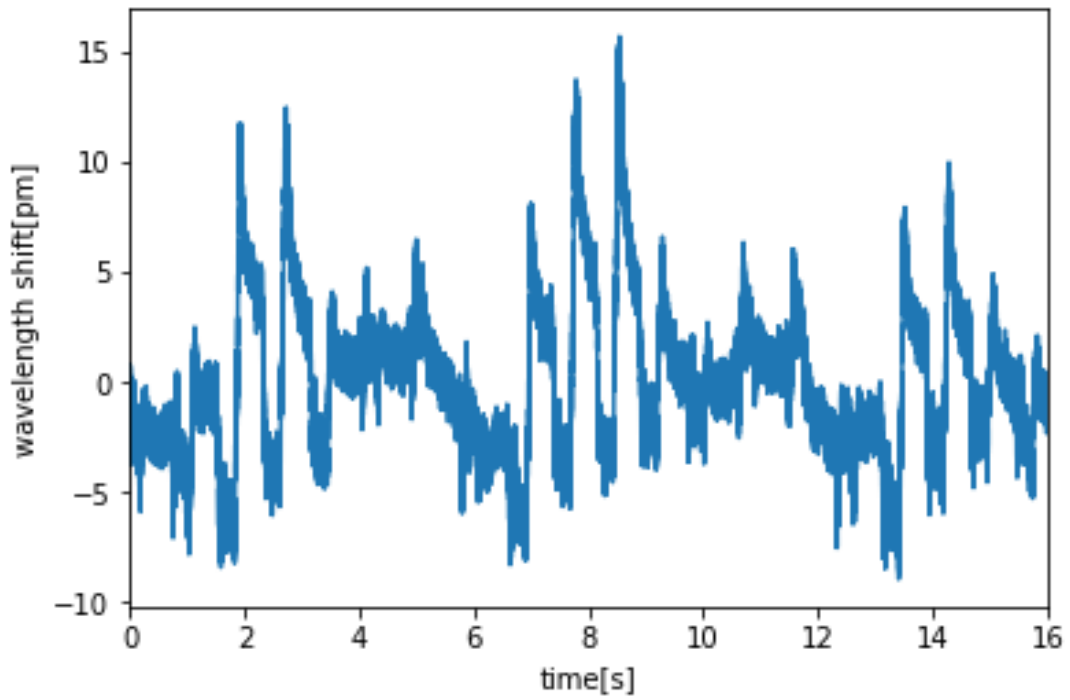


図 6 三尖弁領域付近の前胸部で測定されたブラッグ波長の変動

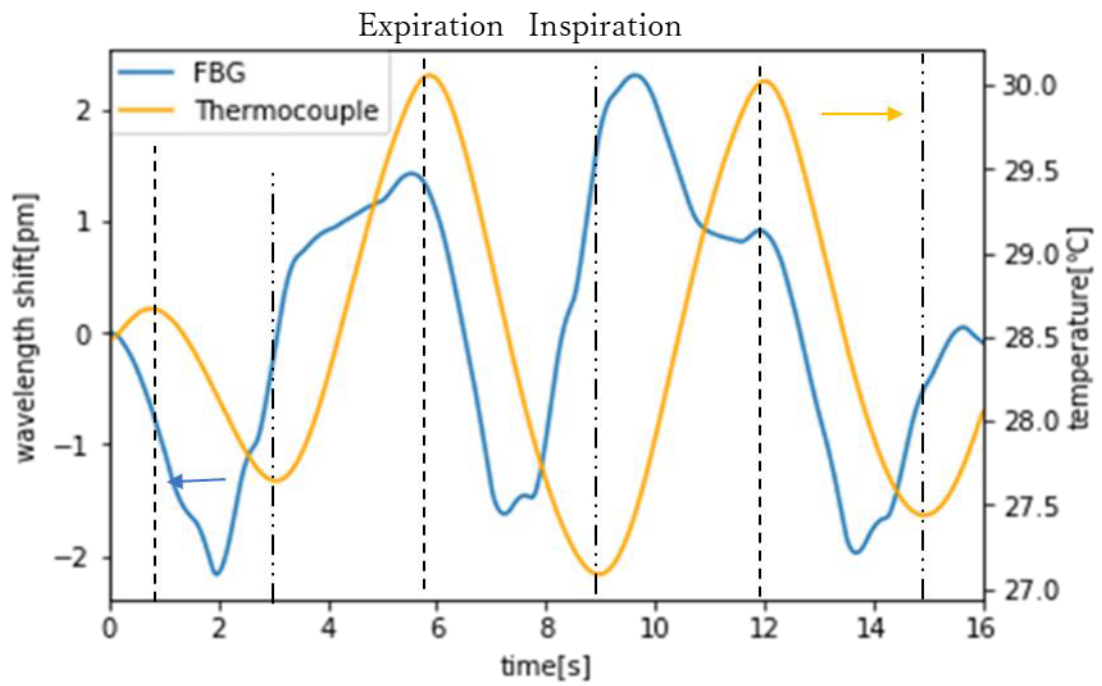


図 7 0.2Hz までのローパスフィルタを通して得られた FBG と呼吸のリファレンスの熱電対の信号。破線・鎖線は、熱電対で得られた呼気・吸気のピークを示す。

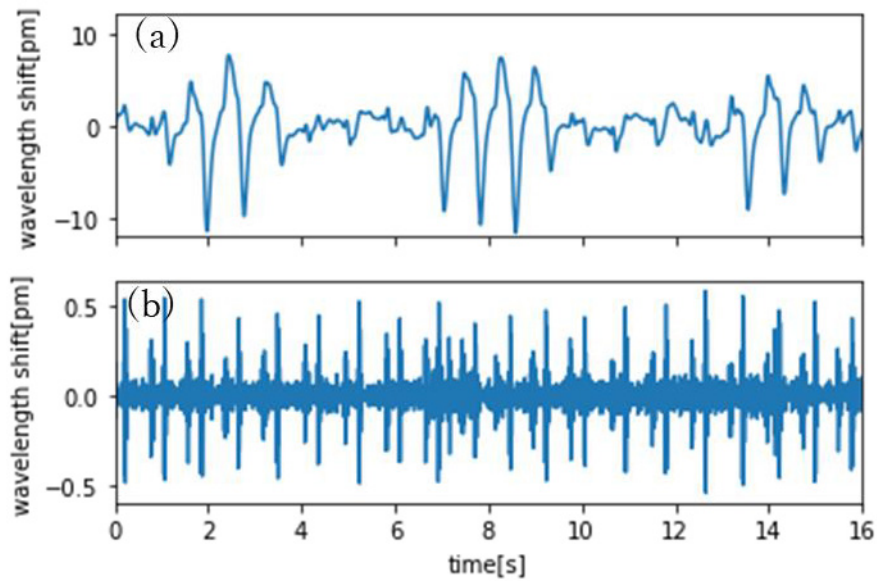


図 8 (a) 0.5 ~ 5.0 Hz (縦軸反転) (b) 35.0 ~ 55.0 Hz のそれぞれのバンドパスフィルタで処理した図 6 の信号

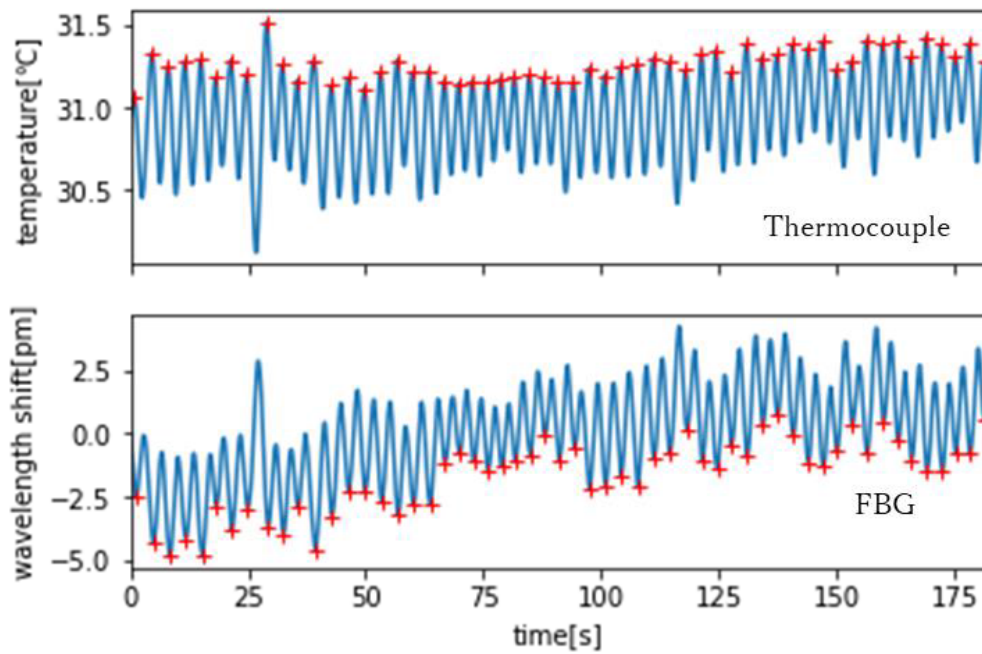


図 9 180 秒間の FBG とリファレンス (熱電対) の呼吸回数比較。熱電対の信号の山 (呼気) が FBG の信号の谷に対応する。

2.4. 考察

まず、図 7 の信号が呼吸によるものであることを確認するため、180 秒間に亘って測定した結果を図 9 に示す。なお、この測定はサンプリングレート 1kHz でおこなった。呼吸は、熱電対の温度を上昇させるため、熱電対のデータにおける山に対応し、一方で胸部の皮膚を縮む方向に動かすため、FBG における谷に対応すると考えられる。このため、これらの点を LabVIEW の “Peak Detection and Display VI” を使用して検出し、その数を比較した。結果、双方とも呼吸に対応すると考えられる点の数は 56 点であり、このため FBG センサで得られたデータをローパスフィルタで処理したデータは、呼吸に対応すると考えられる。

図 10 及び図 11 は、図 8 の 1~4 秒目のデータを拡大したものである。図 10(a) を図 4 に示した典型的な ACG の波形と比較すると、図 3 の a, c, e, o の各点に類似した特徴を読み取ることができる。図 11(a) は図 8(b) の拡大であり、S1 及び S2 と考えられる波形を読み取ることができる。これらの結果は、ACG, PCG 及び呼吸が、単一の FBG センサで測定できたことを示す。

また、FBG で得られる PCG の振幅は 1pm 程度であり、他の二つの信号 (ACG~20pm, 呼吸~5pm) に比べ小さい。しかしながら、信号の周波数帯が十分に離れているため、図 8(b) に示すように、安定して測定ができていると考えられる。

図 10(b) 及び図 11(b) はそれぞれ頸動脈上で測定した脈動に対して、図 10(a) 及び図 11(a) と同様 0.5 Hz~5.0 Hz 及び 35.0 Hz ~ 55.0 Hz のバンドパスフィルタを適用した波形である。前胸部で測定したデータと比較すると、いずれのデータも信号の始まりが約 0.1 秒遅れている。血液中の音速は約 1575 m/s [21] であるため、心音が頸動脈部まで直接伝わったと仮定すると、この遅延は生じない。一方、心臓から頸動脈までの脈波伝搬時間 (PTT) は、以下の式で計算される。

$$PTT = \frac{D}{\text{脈波伝搬速度(PWV)}} \quad (4)$$

D は心臓から頸動脈までの距離であり、先行研究 [22] より $D = 0.2437 \times (\text{身長}) - 18.999$ とされる。本研究の場合、被験者は 1 名で身長は 184 cm であったため、 $D = 25.8$ cm と計算される。典型的な PWV は 3.3 m/s~8.5 m/s [23] とされるので、PTT は 0.03~

0.08 秒となり、図 10 に於ける遅れとほぼ一致する。この結果は、図 11 に示す、頸動脈上で 35.0 Hz ~ 55.0 Hz のバンドパスフィルタによって得られる信号は PCG そのものではなく、脈波によって生じていることを示唆していると考えられる。

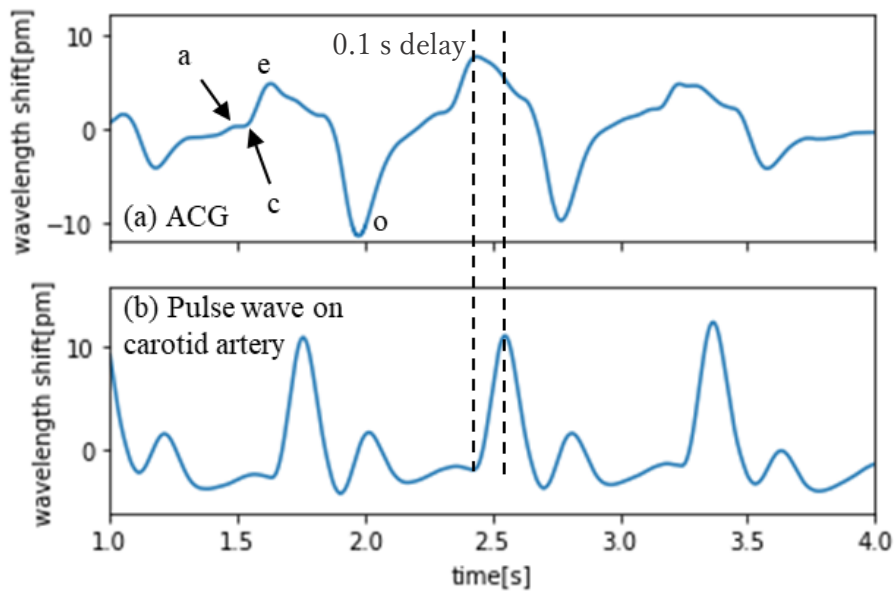


図 10 (a)図 8(a)の 1~4 秒目を切り出したグラフ。図 4 の a,c,e,o の特徴に類似した波形が見られる。(b)同時に測定した頸動脈付近の波形。脈波伝搬時間により、破線に示した遅れが生じていると考えられる。

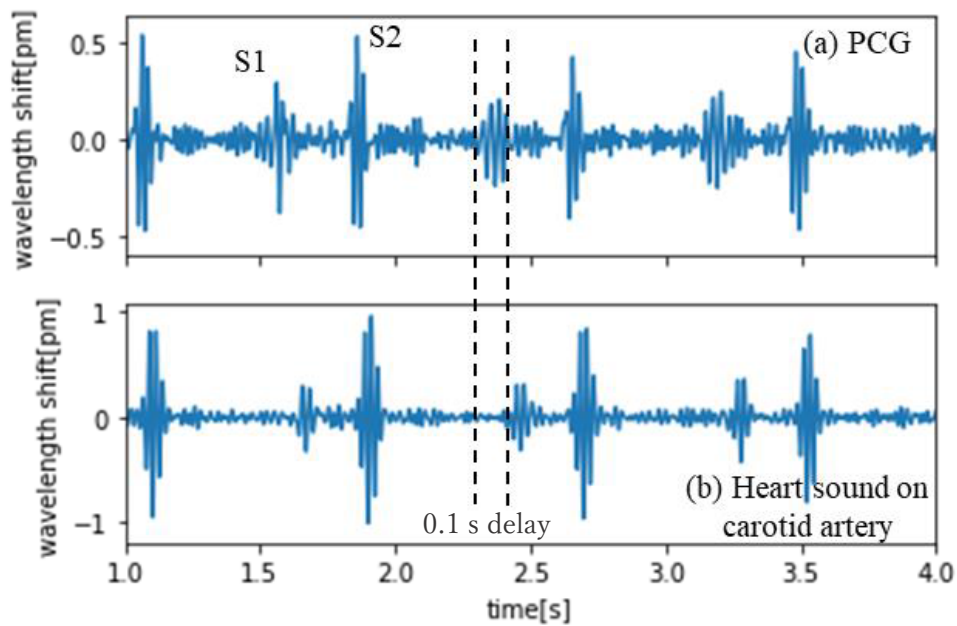


図 11 (a)図 8(b) の 1~4 秒目を切り出したグラフ。(b)同じ周波数帯の、頸動脈付近で得られた信号。S1, S2 それぞれに、前胸部で測定された信号から 0.1 秒程度の遅れが生じている。

2.5. まとめ

本章では、FBG センサの応用研究として、単一の FBG で ACG、PCG 及び呼吸の同時測定を試みた。これらの信号は異なる周波数領域に存在するため、デジタルフィルタを用いることで切り分けて測定することができた。切り出された ACG 及び PCG の信号は、典型的な波形の特徴を含む形で得られた。また、呼吸の測定に於いては一定の時間で同時に測定したリファレンスのセンサと同じ呼吸数を示した。また同時に頸動脈上での測定も行い、前胸部での信号から約 0.1 秒遅れた波形となることを見出した。

第 3 章

FBG を用いた測定の理論

3.1. FBG 測定手法の分類

第 2 章では FBG センサを用いたバイタルサインモニタリングを検討した。その結果、FBG センサ自体はバイタルサインモニタリングに使用可能であることが分かった。このようなアプリケーションでは、小型のセンシングシステムを用いて、常時モニタリングを行うことが望ましい。しかしながら、ウェアラブルな用途で使用するためには、FBG インテロゲータが大きすぎることが課題である。本章では測定の原理から、必要な測定精度を得られ、かつ小型化に適した方法を検討する。

FBG のインテロゲータは、大まかに (1) 分光方式 (2) 干渉計方式 (3) パッシブフィルタ方式の 3 つに分類することができる。以下、各方式の代表的な構成と、測定方法について説明する。

(1) 分光方式

狭帯域の波長掃引光源とパワーメータ、または広帯域光源と分光器の組み合わせにより、FBG のスペクトルを取得し、そのピーク位置を計算する。原理的に波長分割多重となっており、直列に接続した多数の FBG センサを同時に読み取ることが可能である。

(2) 干渉計方式

FBG からの反射光を干渉計に通すことで、波長によって透過光量が増減することを利用する。干渉計の光路長差を適切に設定することで、(1) 分光方式よりも高感度な測定が可能である。波長の絶対値を得ることが難しいため、主に加速度センサ等 [19] の動的な測定に用いられてきた。第 2 章のバイタルサインの測定は、本方式を用いて行った。

(3) パッシブフィルタ方式

測定対象の FBG の中心波長付近で反射・透過率が変化するフィルタ（誘電体多層膜フィルタ等）を用い、FBG の波長変動を測定する方式である。機器の構成をシンプルにすることができる。第 4 章のウェアラブル FBG インテロゲータ開発については、パッシブフィルタ方式の一種である傾斜フィルタを用いている。

3.2. 離散的な測定に関する理論限界

ノイズが重畳した離散的なデータに含まれる信号は、統計的信号処理と呼ばれる分野の手法を用いて、信号から得られる物理量の性質を論じることができる。

FBG の反射波形は、屈折率変調がステップ関数状であると仮定すると、sinc 関数を用いて式(5)で表される[24]：

$$\mu(\lambda) = a \operatorname{sinc}^2\left(\frac{\lambda - \lambda_c}{2\Sigma}\right) \quad (5)$$

ここで a は振幅、 λ_c はブラッグ波長、 Σ は反射光スペクトルのピークの幅である。ただし、現実には屈折率変調はステップ関数よりも鈍っており、式(6)のガウス関数で良く近似される[24]。

$$\mu(\lambda) = a \exp\left(-\frac{(\lambda - \lambda_c)^2}{2\Sigma^2}\right) \quad (6)$$

$\Sigma = 300$ [pm], $\lambda_c = 1550$ [nm] としたガウス分布関数を図 12 に示す。

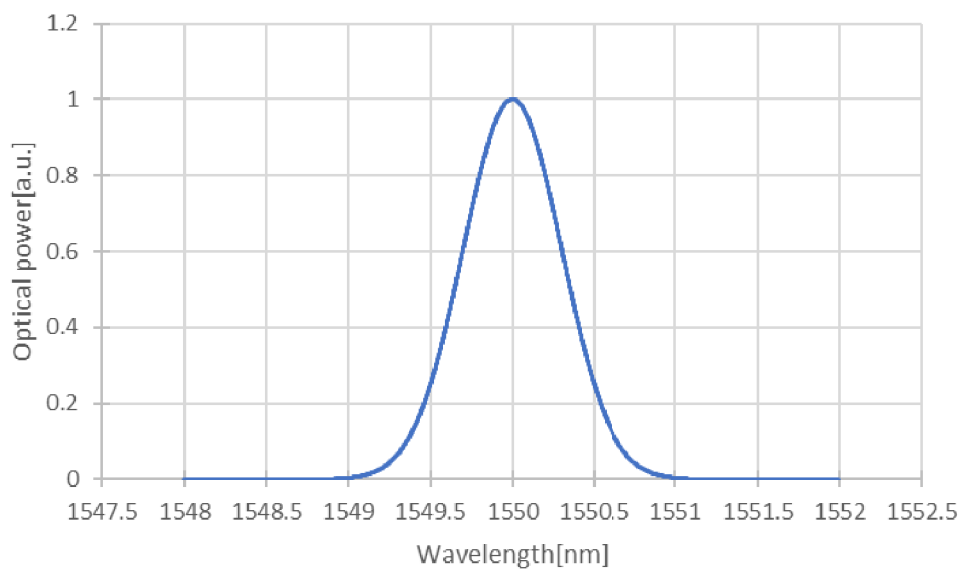


図 12 $\Sigma = 300$ [pm], $\lambda_c = 1550$ [nm]としたガウス分布関数による FBG のシミュレーション波形

実測される波形には、測定系からランダムなノイズが重畳する。以下では周波数特性を持たないノイズ（ホワイトノイズ）の場合を扱う。ホワイトノイズは、中心極限定理により確率分布関数(PDF)をガウス分布関数で表せることが知られている[25]。また、スペクトルは離散的な点の集合として得られるので、以下では各点のラベルを添え字の i 、波長の測定間隔を $\Delta\lambda$ で表す。

振幅 σ^2 のホワイトノイズが重畳している場合の測定値の確率密度関数は式(7)で表される。

$$f(\mathbf{Z}, \lambda) = \left(\frac{1}{2\pi\sigma^2}\right)^{\frac{N}{2}} \exp\left(-\frac{1}{2\sigma^2} \sum_{i=1}^N (Z_i - \mu_i)^2\right) \quad (7)$$

ここで \mathbf{Z} は実測データ列である。

測定されるブラッグ波長のCRBは、フィッシャー情報量 J の逆数として定義され、離散サンプリングデータに対しては以下の式で算出できる[26]。

$$\text{var}\{\lambda\} \geq \frac{1}{J} \quad (8)$$

$$J = \frac{1}{\sigma^2} \sum_{i=1}^{N-1} \left(\frac{\partial \mu_i}{\partial \lambda}\right)^2 \quad (9)$$

3.3. 分光方式、干渉計方式、傾斜フィルタ方式における CRB の比較

本節では、3.1 節で紹介した 3 つの手法について、得られる測定値 (FBG 中心波長) の繰り返し性の下限值 (クラメル・ラオの下限 (CRB)) を求めて比較する。

まず分光方式の CRB は、式(8)(9)を式(6) (正規化のため $\sqrt{2\pi}\Sigma$ を乗算したもの) に適用すると、以下の式(10)のように算出できる。

$$\text{var}\{\lambda\}^{\text{spectrum}} = \frac{2\pi\sigma^2\Sigma^6}{a^2\Delta\lambda^2 \sum_{i=1}^N \left[(\lambda_i - \lambda_0)^2 \exp\left(-\frac{(\lambda_i - \lambda_0)^2}{\Sigma}\right) \right]} \quad (10)$$

ここで、 var は分散を表す。

次に干渉計方式としては、Todd ら[27]によって開発され、広く用いられている[19]3×3 カプラを用いたファイバ型マッハツェンダ干渉計を仮定して CRB を算出する。

検討する試験系の模式図を図 13 に示す。

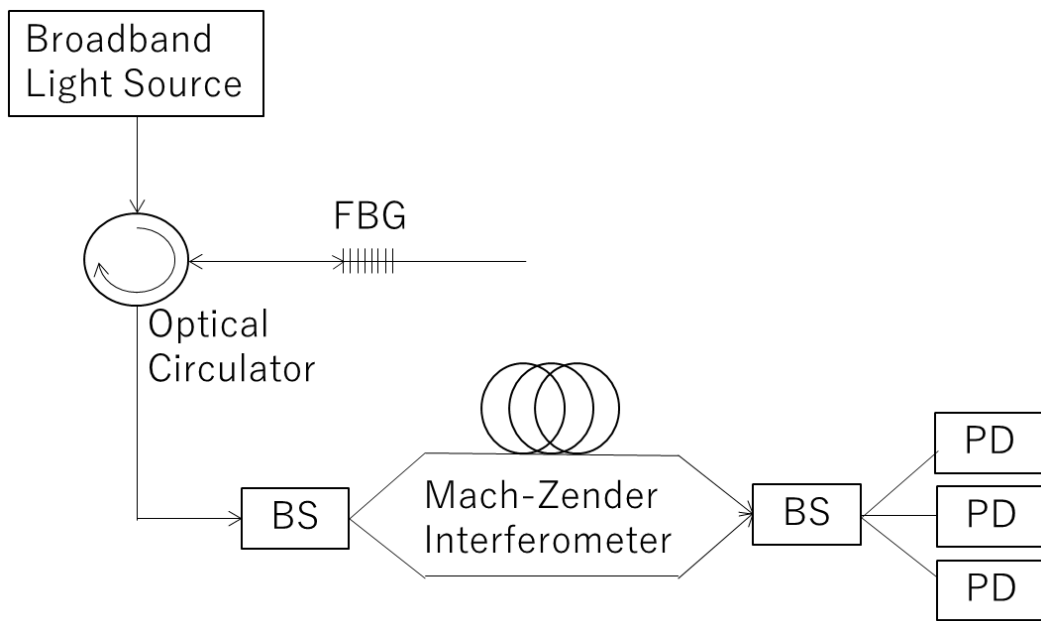


図 13 (図 3 の再掲) マッハツェンダ干渉計を用いた FBG 測定の典型的な系

3×3 カプラからの出力（透過率）は、以下のように表せる[27]。

$$V_m = \cos\left(\phi + \frac{2\pi(m-1)}{3}\right) \quad (11)$$

m は図 13 のポート番号（1~3）、 $\phi = 2\pi d/\lambda$ （d はマッハツェンダ干渉計の光路長差）。ここでは簡単のため、透過率は最大 1、最小 0 として扱う。このマッハツェンダ干渉計に FBG センサからの反射光を入力した場合、出力される光のスペクトル密度は式(6)と式(11)の積となり、以下の式(12)で表すことができる。

$$\mu_m = \frac{a}{\sqrt{2\pi}\Sigma} \exp\left(-\frac{(\lambda - \lambda_0)^2}{2\Sigma^2}\right) \cos\left(\phi + \frac{2\pi(m-1)}{3}\right) \quad (12)$$

なお、正規化のため式(6)に $\sqrt{2\pi}\Sigma$ を係数として乗算している。

一例として、FBG スペクトルの半値幅 $\Sigma = 300\text{pm}$ 、光路長差 $d = 1\text{mm}$ として計算したマッハツェンダ干渉計からの出力を図 14(a)に示す。

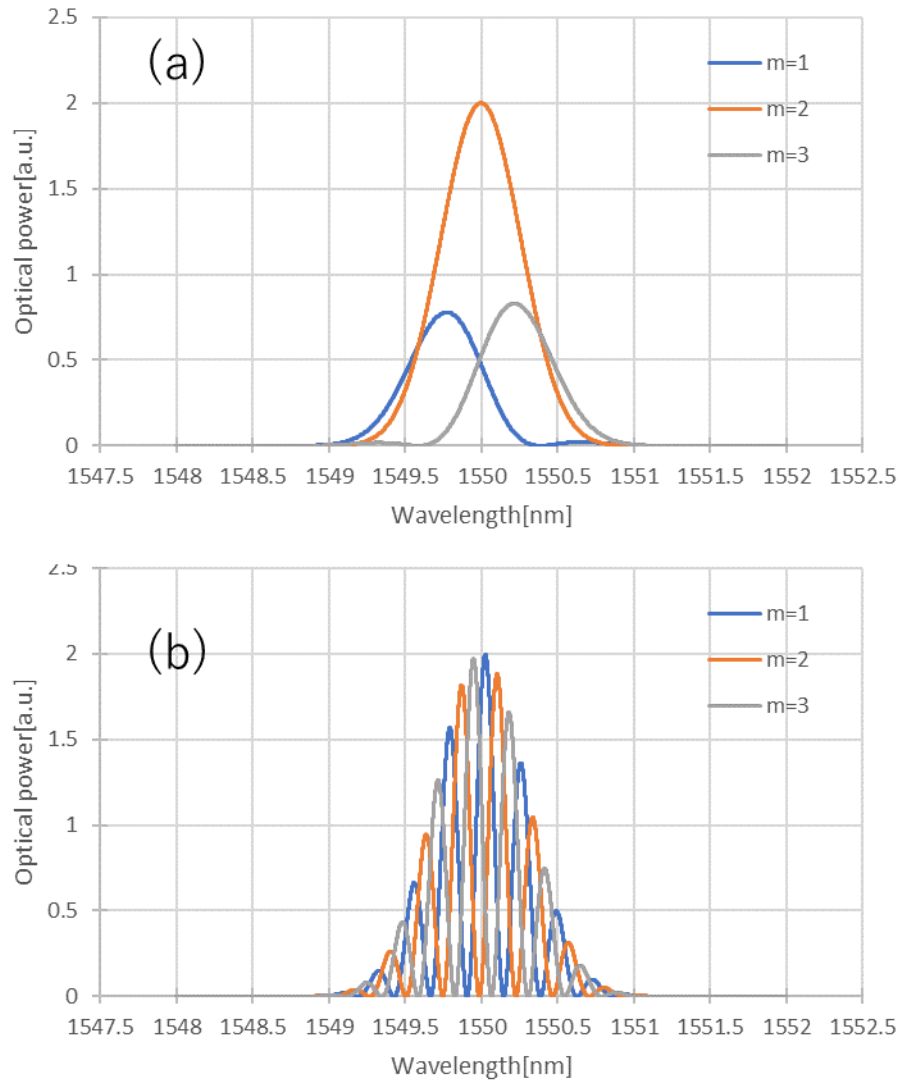


図 14 マツハツェンダ干渉計を通した FBG センサスペクトルのシミュレーション
 (a)光路長差 $d=1\text{mm}$ (b) $d=10\text{mm}$

マッハツェンダ干渉計方式に於ける CRB は、式(8)(9)を式(12)に適用して、以下の式(13)として算出できる。

$$\text{var}\{\lambda\}^{\text{Mach-Zehnder}} = \frac{2\pi\sigma^2\Sigma^6}{a^2\Delta\lambda^2 \sum_{m=1}^3 \left[\sum_{i=1}^N (\lambda_i - \lambda_0) \exp\left(-\frac{(\lambda_i - \lambda_0)^2}{2\Sigma}\right) \cos\left(\phi + \frac{2\pi(m-1)}{3}\right) \right]^2} \quad (13)$$

最後に、パッシブフィルタ方式の CRB としては、次の 第 4 章でも用いる傾斜フィルタ方式を仮定して算出する。検討する試験系の模式図を図 15、図 16 に示す。

傾斜フィルタからの出力(透過率)は、以下のようにシグモイド関数で表せると仮定する。

$$V_{\pm} = \frac{1}{1 + e^{\pm b(\lambda_i - \lambda)}} \quad (14)$$

±は図 16 の透過 (+)・反射 (-) ポートを表す。ここでは簡単のため、反射・透過率は最大 1、最小 0 として扱う。このマッハツェンダ干渉計に FBG センサからの反射光を入力した場合、出力される光のスペクトル密度は式(6)と式(14)の積となり、以下の式(15)で表すことができる。

$$\mu_{\pm} = \frac{a}{\sqrt{2\pi}\Sigma} \exp\left(-\frac{(\lambda_i - \lambda_0)^2}{2\Sigma^2}\right) \frac{1}{1 + e^{\pm a(\lambda_i - \lambda)}} \quad (15)$$

なお、正規化のため式(6)に $\sqrt{2\pi}\Sigma$ を係数として乗算している。

例として、FBG スペクトルの半値幅 $\Sigma=300\text{pm}$ 、シグモイド関数の係数 $b=3$ として計算した傾斜フィルタからの出力スペクトルを図 17 に示す。

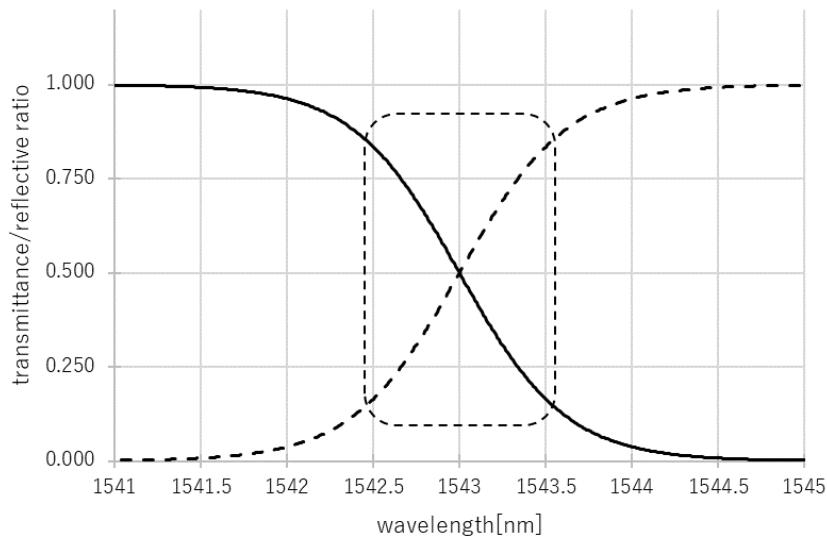


図 15 傾斜フィルタ反射率（破線）、透過率（実線）の概念図。使用する FBG と一致するように設計された中心波長（ここでは 1543nm）を中心に、 $\pm 0.5\text{nm}$ 程度の範囲で波長に対してほぼリニアに反射率・透過率が変動する。センシング対象となる物理量（温度、歪み等）が変化すると FBG の波長が変化し、その結果反射・透過される光量が変動する。

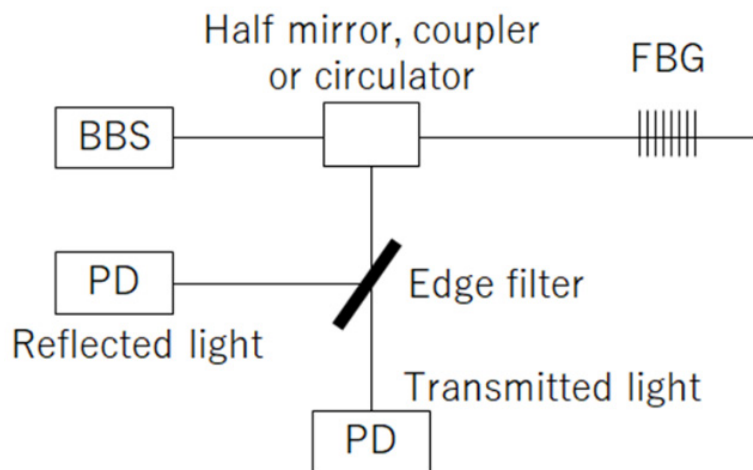


図 16 傾斜フィルタを用いた FBG 測定の概念図。広帯域光源（BBS）より出力された光は、ハーフミラー/サーキュレータ/カップラを経由してセンサである FBG に入射する。FBG で反射された光は、再びハーフミラー/サーキュレータ/カップラを経由し、傾斜フィルタに入射する。傾斜フィルタは図 15 の反射率・透過率の特性を持つため、光電変換器(PD)で光強度を測定することで、FBG の波長を知ることができる。

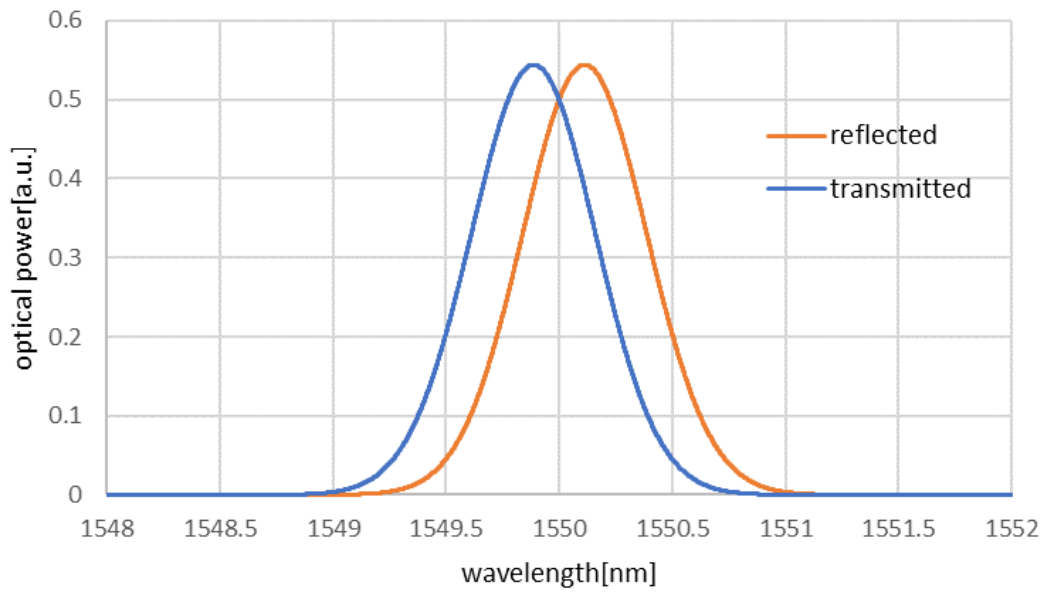


図 17 傾斜フィルタを通した FBG 反射光スペクトルのシミュレーション

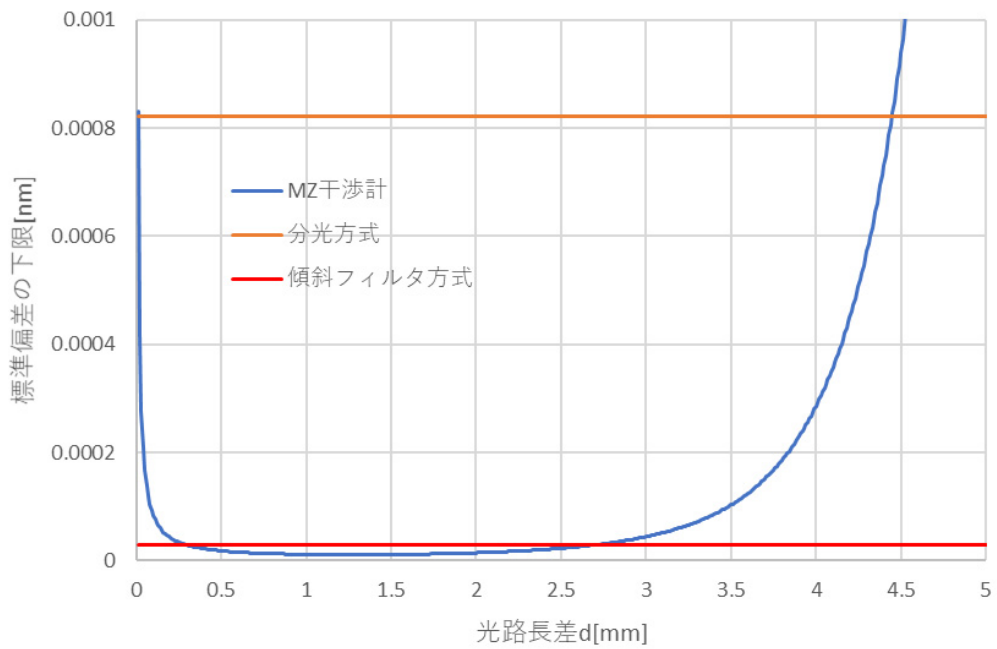


図 18 マッハツェンダ干渉計の光路長差 d vs 標準偏差の理論上の下限値

傾斜フィルタ方式に於ける CRB は、式(8)、(9)を式(15)に適用して、以下の式(16)として算出できる。

$$\text{var}\{\lambda\}^{\text{Edge-filter}} = \frac{\pi\sigma^2\Sigma^6}{a^2\Delta\lambda^2 \left[\sum_{i=1}^N (\lambda_i - \lambda_0) \exp\left(-\frac{(\lambda_i - \lambda_0)^2}{2\Sigma^2}\right) \frac{1}{1 + e^{-b(\lambda_i - \lambda)}} \right]^2} \quad (16)$$

次に、各方式の CRB を比較する。以下では式(10)、(13)、(16)の平方根を取ったもの（標準偏差[pm]）を扱う。

$\Sigma = 0.3$ [nm]の場合で計算したマッハツェンダ干渉計の光路長差 d vs 標準偏差の下限値を図 18 に示す。

マッハツェンダ干渉計を使用した場合、光路長差 d に対して CRB がバスタブ状の曲線となり、適切な光路長差が存在することが分かる。これは、 Σ に対して d が小さすぎると、 λ が変動しても V_m がほとんど変化しなくなってしまうこと、逆に d が大きすぎると図 14(b) のように V_m がマッハツェンダ干渉計の自由スペクトル領域 (FSR) を複数周期含んでしまうため、やはり λ が変動しても V_m が変化しなくなることに対応すると考えられる。また、傾斜フィルタ方式を用いた場合、 d を最適に設定したマッハツェンダ干渉計方式に近い CRB となっている。

3.4. まとめ

分光方式、干渉計方式、傾斜フィルタ方式それぞれで FBG を測定した場合の繰り返し性の理論上の限界を推定した。干渉計方式の場合、干渉計の光路長差を調整することができるが、これまではその適切な値や、分光方式と比較した場合の繰り返し性について定量的な研究が行われていなかった。本研究での計算の結果、干渉計方式は光路長差を適切に決める必要があり、適切に設定した場合は分光方式を大きく上回る精度が期待できることが示された。また、よりシンプルな測定系の傾斜フィルタ方式に於いても、干渉計方式と同程度の精度が期待できることが示された。このため、次章では傾斜フィルタ方式を用いたウェアラブルな FBG インテロゲータを開発した。

第 4 章

パッシブフィルタを用いた

ウェアラブル FBG

インテロゲータの開発

第 3 章では、FBG インテロゲータの手法毎に期待できる精度について考察し、小型化に適したシンプルな傾斜フィルタ方式であっても、第 2 章で用いた干渉計方式と同程度の性能が実現できることを示した。本章ではこの傾斜フィルタ方式を用いた、FBG をウェアラブルな用途で使用するための小型インテロゲータ開発について報告する。

4.1. 初めに

日本を初めとした高齢化の進んだ社会では、日常的なバイタルサイン測定のニーズが高まっている。センシング機材の小型化に伴って、これまで心電図 (ECG) [28]、心音図 (PCG)[29]、光電脈波 (PPG) [30,31] 等のウェアラブル化が実現されてきた。これらのウェアラブルアプリケーションでは、センサ素子だけでなくセンシングシステム全体が小型軽量で、持ち運び可能である必要がある。

これまでに延べてきた FBG センサは、センサ素子そのものは非常に細径であるため、ウェアラブルのバイタルサインモニタリング用途に対して有力な候補であると考えられ、実際に応用研究がなされている [10,14–18]。細径さを活かして、衣服に織り込んで使用する方法も検討されている [32,33]。また、電磁ノイズに影響を受けないという特性を活かし、MRI 中での Ballistocardiograph (BCG)、Seismocardiograph (SCG) や呼吸モニタリングも検討されている [11–13]。我々の研究グループでも、脈波波形からの血圧推定 [8,34–36]、血糖値推定 [37]、複数のバイタルサインの同時測定 [38,39] 等を検討してきた。

これまで、FBG のブラッグ波長を読み取るため、前述したスペクトルから読み取る方法や、干渉計を用いて読み取る方法が広く研究されてきたが [6,40]。これらの方法では、市販品として入手可能なインテロゲータで既に採用されており、工業用途や構造ヘルスマニタリング等に適用されている [19,41–44]。しかしながら、これらの方法では光源の波長可変機構、分光器、干渉計等が複雑な構造であるため小型・軽量化が難しく、ウェアラブル用途には適していない。そこで本研究ではよりシンプルな方法として、パッシブフィルタ方式を採用した。また、同方式で高精度な脈波測定（動的な測定）と、静的な測定を実現するための回路も併せて開発した。

開発したインテロゲータでは、サンプリングレート 1kHz で FBG2 本の波長変動測定を実現した。繰り返し性は $\leq 0.2\text{pm}$ であり、数 pm～数十 pm の FBG 波長変動を持つ脈波測定には十分な精度を確保した。また、小型軽量であり、Wifi を採用することでコードレス化し、ウェアラブルに適した形態とした。

4.2. 傾斜フィルタを用いた FBG の測定

4.2.1. 原理

FBG は、前述したようにその屈折率変調の間隔に応じて式(17)で表されるブラッグ波長の光を反射する。

$$\lambda_B = 2n_{\text{eff}}d \quad (17)$$

3.3 節で示したように、パッシブフィルタ方式[27]では、ブラッグ波長周辺で急激に反射率/透過率が変化する光学フィルタに対して、FBG から反射された光を入射させ、その反射光/透過光強度からブラッグ波長の変化を算出する。他の方式と比較し、干渉計や波長可変機構が不要であるため、インテロゲータの構造を単純にできるという利点がある。パッシブフィルタとしては、センシング波長を一致させた FBG[45]や、誘電体多層膜が用いられる。本研究では、ウェアラブル用途で要求される耐振動性や、パッケージングの小型化のために、誘電体多層膜を採用した。誘電体多層膜は、通信用途で波長分割多重 (WDM) 用フィルタとして広く用いられている。通信用途では、反射率(透過率)が 100% (0%) となるような、ストップバンド (パスバンド) を使用するが、FBG のインテロゲータとしてストップバンド/パスバンド間の反射/透過率が変化する部分を使用する。このようなタイプのパッシブフィルタ方式は、傾斜フィルタ方式と呼ばれるので、以下ではこの呼称を用いる。図 15 (3.3 節)破線部に示した波長帯では、傾斜フィルタの反射/透過率はほぼリニアに変化するため、FBG のブラッグ波長の変化は式(18)で表すことができる:

$$\lambda_B = \alpha D + \beta \quad (18)$$

ここで、

$$D = \frac{T - R}{T + R} \quad (19)$$

は光電変換器 (PD) で測定された透過光強度 T と反射光強度 R の差動を反射光強度 $(T+R)$ で除算したものであり、以下では正規化差動と呼称する。単純な差動ではなく、強度で除算している理由は、インテロゲータ～FBG間での光損失の変動を補正するためである。式(18)の α 、 β は各傾斜フィルタごとに決まる定数である。本研究で用いた傾斜フィルタにおける具体的な数値は、4.2.2節で算出する。

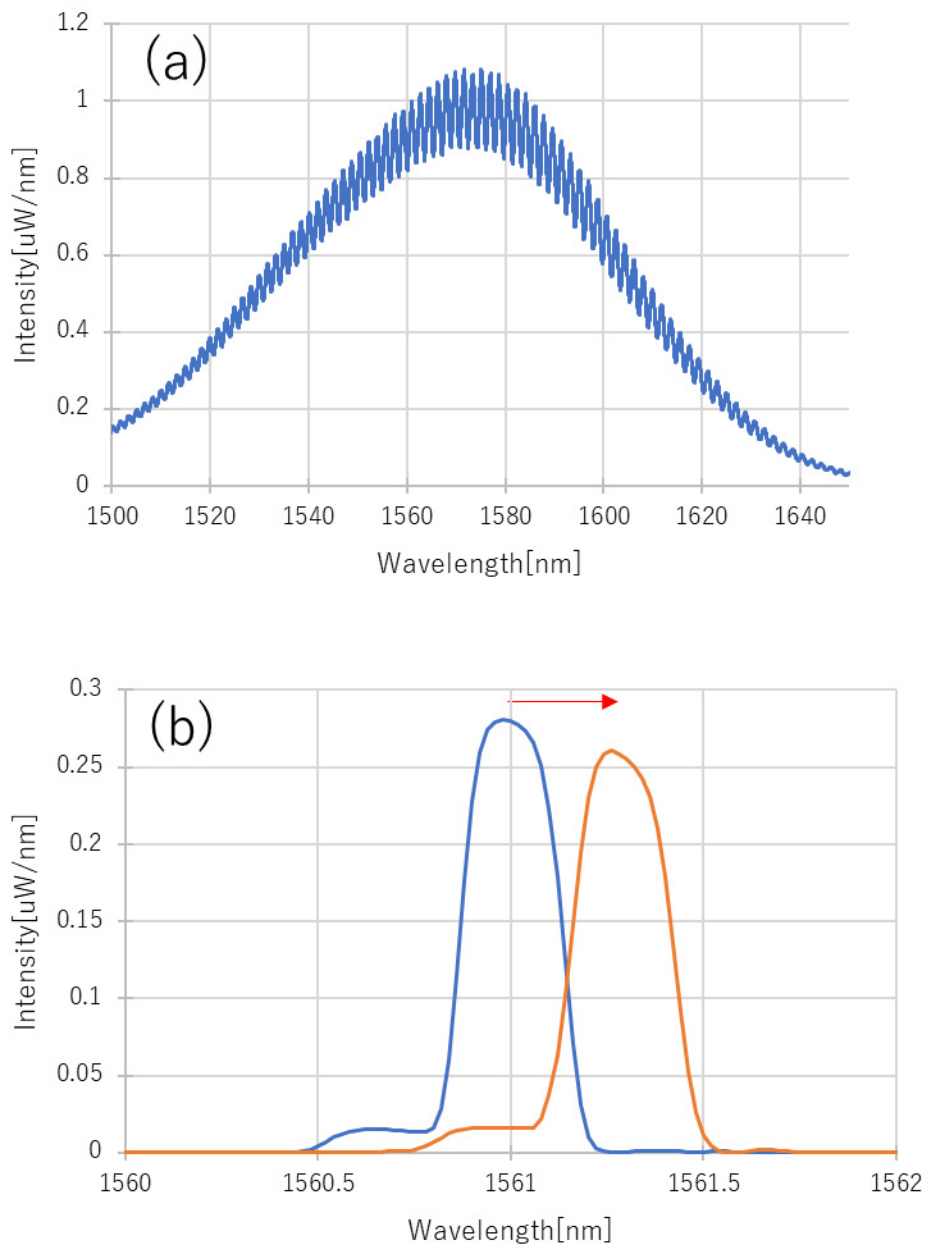


図 19 (a)本章で用いた光源 (SLD) のスペクトル及び (b)FBG 反射スペクトル。赤矢印は、長波長側への波長変化を表す。

4.2.2. 開発したインテロゲータの特性

以下、特に断りのない場合、センサ用 FBG としては伸興電線製 (SU-CW-90-2-15-10-U-A-2-2R) を試料として用いた。これは、PANDA 型の偏波維持 (PM) 石英ファイバ上に書き込まれた FBG である。コスト面ではシングルモードファイバの方が優れているが、本研究で用いた傾斜フィルタの反射・透過率は偏波依存性を持っているため、偏波を維持する必要があったためである。傾斜フィルタは図 20 に示すモジュール筐内に納めた。モジュール構造の概念図を図 21(a) に示す。モジュールには、2 個の傾斜フィルタ、スーパールミネッセントダイオード (SLD, 出力光のスペクトルは図 19 に示した)、5 個の PD (KPDE030-SW, KYOTO SEMICONDUCTOR Co., Ltd.)、WDM フィルタ、ハーフミラー (1:1 ビームスプリッタ、偏波依存損失 $\leq 3\%$) を搭載し、出力ポートのファイバには physical contact type standard connector (SC/PC) コネクタを採用した。ここで、WDM フィルタは傾斜フィルタとは別に、2 個のそれぞれ異なる波長をもつ FBG センサを切り分けて測定するために使用しており、対応して傾斜フィルタの数も 2 個となっている。傾斜フィルタの中心波長としては、1543nm と 1561nm を採用した。SLD から出射された光は、ハーフミラーを通過して出力ポートのファイバから FBG センサに到達する。FBG センサから反射された光は再びモジュールに戻り、ハーフミラーで反射されたのち、WDM フィルタに入射する。WDM フィルタでは、FBG センサ 1 (ブラッグ波長 $\sim 1543\text{nm}$) の反射光は反射、FBG センサ 2 (ブラッグ波長 $\sim 1543\text{nm}$) の反射光は透過される。それぞれの波長帯の光は、それぞれのブラッグ波長に適合した傾斜フィルタに入射する。傾斜フィルタでは、前章の概念図 (図 15) に示したように、ブラッグ波長に応じて反射率/透過率が変化する。各反射・透過ポートに到達した光は、光電変換器によって以下のように電流に変換される。

$$y = ax \quad (20)$$

ここで $y[\text{A}]$ は PD から出力される電流、 $a[\text{A/W}]$ は光/電流の変換係数、 $x[\text{W}]$ は PD に入射した光のエネルギーである。ここで生じた電流 y は、図 21(b) のアンプ回路に入力される。電流 y は、アンプ回路で以下のように電圧 $z[\text{V}]$ に変換される。

$$z = by \quad (21)$$

ここで、 $b[\text{V/A}]$ は電流電圧変換係数である。データロガー等の測定機器は一般に電圧を読

み取るため、 $z[V]$ は容易に測定することができる。

先行研究から、今回目的としている脈波による傾斜フィルタ出力光 x の変動は、出力のオフセットと比較して3桁程度小さいことがわかっている[36]。このため、PDからの出力電流を単純にアンプ回路で増幅してしまうと、脈波による光量変化が十分大きな電圧変化になる前にアンプ回路やアナログ・デジタル変換器（ADC）のサチュレーションに生じてしまう。これを防ぐため、ローパスフィルタと差動アンプを用いてオフセットを取り除いた状態で目的の脈波信号を増幅するアンプ回路を開発した。

オフセット電流は、ほぼ直流に近い($\ll 0.5\text{Hz}$)と仮定する。ローパスフィルタを用いて、電圧信号の内、脈波信号成分（ $0.5\sim 5\text{Hz}$ ）よりも十分に遅い直流成分を、式(22)のように得る。

$$z_{\text{off}} = \frac{1}{\tau} \int_{t-\tau}^t z(t') dt' \quad (22)$$

ここで、 τ はローパスフィルタのカットオフ周波数の逆数である。この z_{off} を、差動アンプにより元の信号 z から差し引いた上で増幅し、脈波が含まれる周波数帯の電圧変動が増幅された z_{dyn} を得る。

$$z_{\text{dyn}} = c(z - z_{\text{off}}) \quad (23)$$

ここで、 c は差動アンプの増幅率であり、今回は $c=100$ とした。最終的に得たい信号は z_{dyn} であるが、ブラッグ波長vs正規化差動(式(19))の変換係数 α 、 β を算出するためには光強度の変動ではなく、光強度の絶対値（直流）が必要である。このため、 z_{off} についても出力ポートを設けた。

式(18)の α 、 β の算出に当たっては、データ収集デバイス(DAQ)(USB6210, National Instruments Corporation)及びLabVIEWを用いた。図 22に示すように、FBGのブラッグ波長を手動を変えることのできる器具を用い、波長を変えながら反射光・透過光強度並びにスペクトルアナライザで算出したブラッグ波長を記録した。各波長のFBGでの正規化差動vsブラッグ波長のグラフを図 24に示す。図 24の破線は線形近似であり、換算式は1543nm帯のFBGに対しては $\lambda_B = 1.3321 D + 1542.9567$ 、1561nm帯のFBGに対しては

$\lambda_B = -1.6497 D + 1560.5514$ と求まる。

計算量を減らし、着用可能なサイズのコンピュータボードに搭載するために、インテロゲータでは電圧の動的な変動 z_{dyn} のみを取得している。この値は、以下の式を用いて近似的に波長に換算することができる。

$$\Delta\lambda = \frac{\alpha\{(z_{T,\text{dyn}} - z_{R,\text{dyn}}) - (z_{T,\text{dyn}}^0 - z_{R,\text{dyn}}^0)\}}{c(z_{T,\text{off}} - z_{R,\text{off}})} \quad (24)$$

各変数の下付き添え字のR、Tは反射光及び透過光を表す。 $z_{T,\text{dyn}}^0$, $z_{R,\text{dyn}}^0$ はそれぞれ $z_{T,\text{dyn}}$ 、 $z_{R,\text{dyn}}$ の測定開始時の値（初期値）である。 α , $z_{T,\text{off}}$, $z_{R,\text{off}}$ は図 27(c)(d)に示した実験で事前に求めておく。今回開発したインテロゲータでは、1543nm帯のFBGに対しては $\alpha = 1.3321$, $z_{T,\text{off}} = 0.08966$, $z_{R,\text{off}} = 0.07881$ であり、1561nm帯のFBGに対しては $\alpha = -1.6497$, $z_{T,\text{off}} = 0.13802$, and $z_{R,\text{off}} = 0.23218$ であった。

式(24)を用いて換算したFBGの繰り返し性（標準偏差）は、それぞれ0.13pm（1543nm帯）, 0.08pm（1561nm帯）であった。先行研究より、脈波によるFBG波長の変動は数～数十pmであることから[36]、開発したインテロゲータは脈波測定に適用できると考えられる。

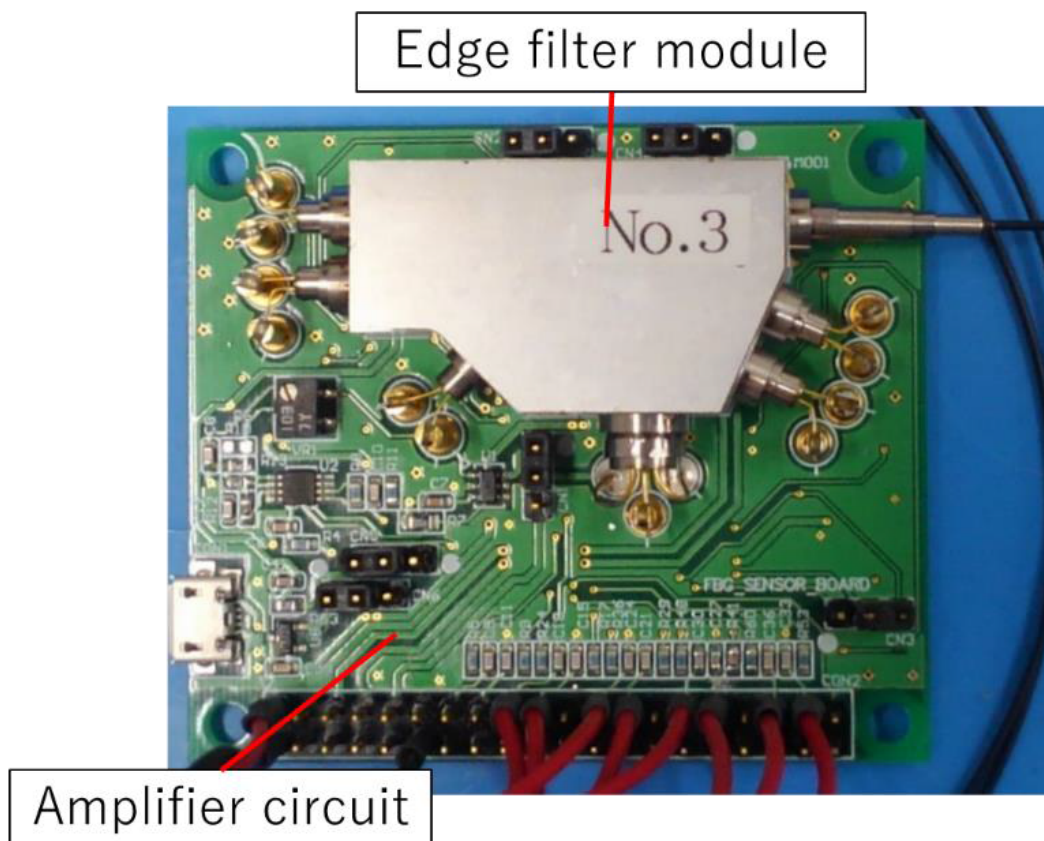


図 20 開発した傾斜フィルタモジュールとアンプ回路。

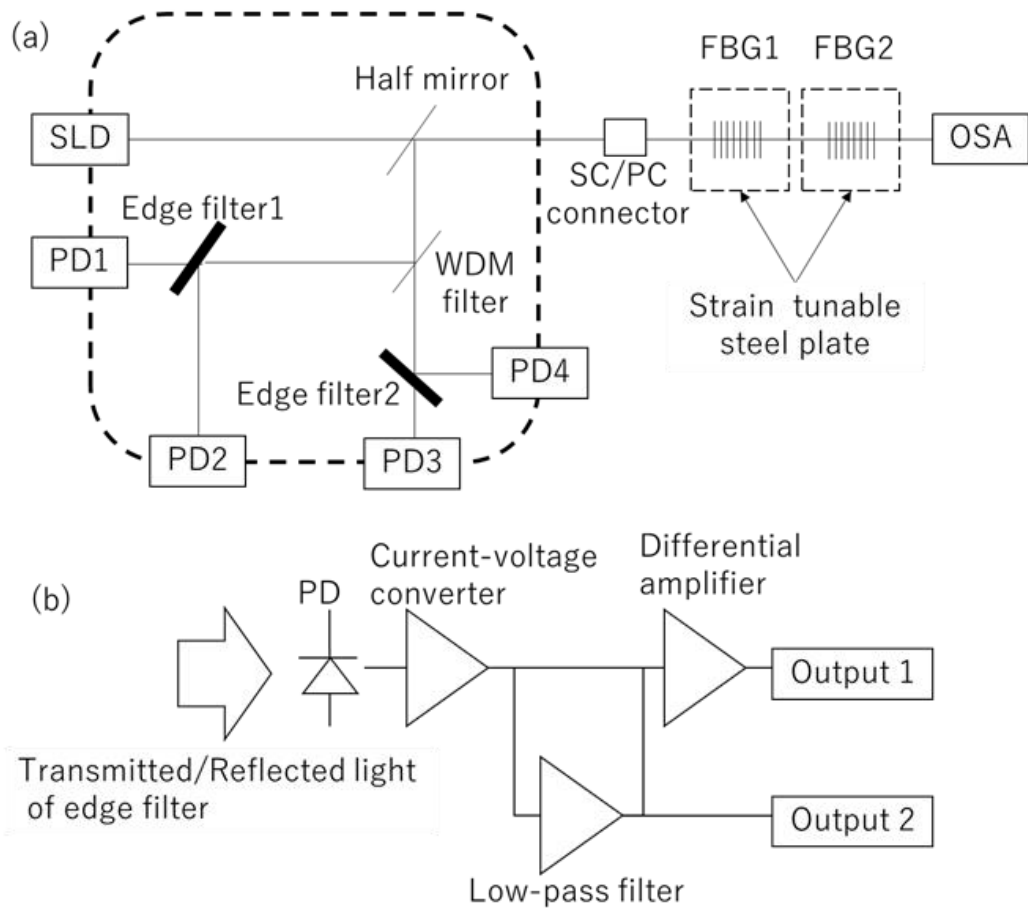


図 21 (a)開発した傾斜フィルタモジュールの模式図。広帯域光源として SLD を採用している。2 波長の FBG を同時に測定するため、WDM フィルタを採用し、1543nm 帯と 1561nm 帯の FBG を切り分けている。これに対応して、傾斜フィルタを二つ備えている。(b)開発したアンプ回路の模式図。傾斜フィルタから出射された光は PD で電流に変換され、電流電圧変換アンプで電圧に変換される。その後、脈波信号を増幅するための差動アンプ、及び差動アンプで差し引く直流成分を抜き出すためのローパスフィルタを設ける。脈波信号は Output 1、直流成分は Output 2 から出力される。

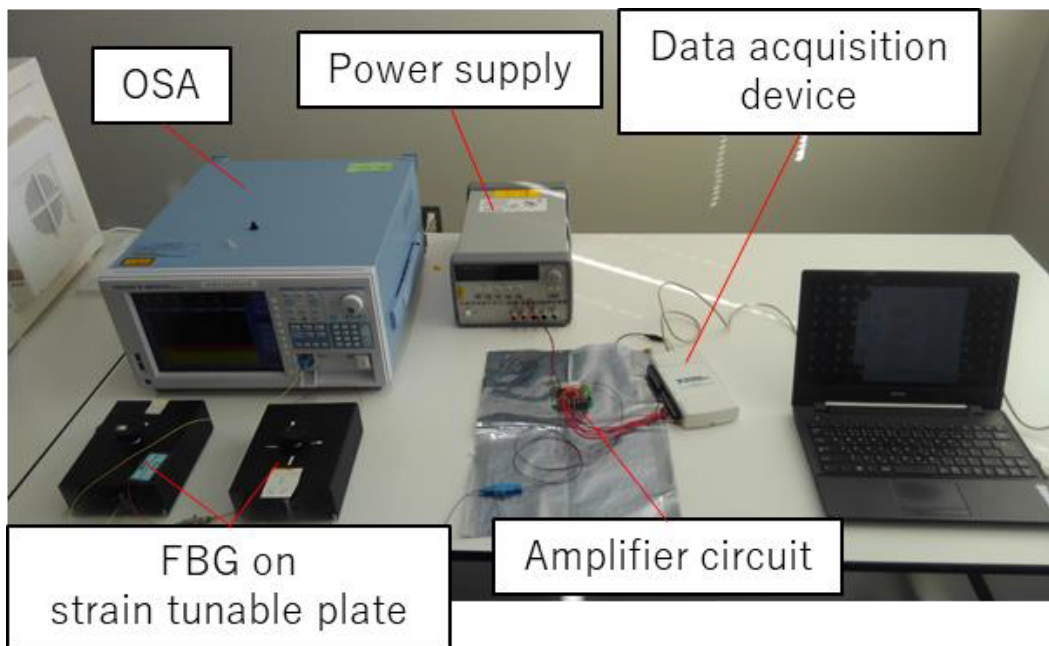


図 22 正規化差動の係数を求めるための実験セットアップ。1543 nm 帯と 1561 nm 帯の FBG を手動で歪み量を調整できる治具に接着剤で貼り付けている。開発した傾斜フィルタモジュール+アンプ回路と同時に、OSA でスペクトルの測定も行う。正規化差動と、スペクトルから求めた FBG のブラッグ波長が対になったデータから、正規化差動を波長に変換する係数を求める。アンプ回路からの出力はデータ収集ボードで測定した。

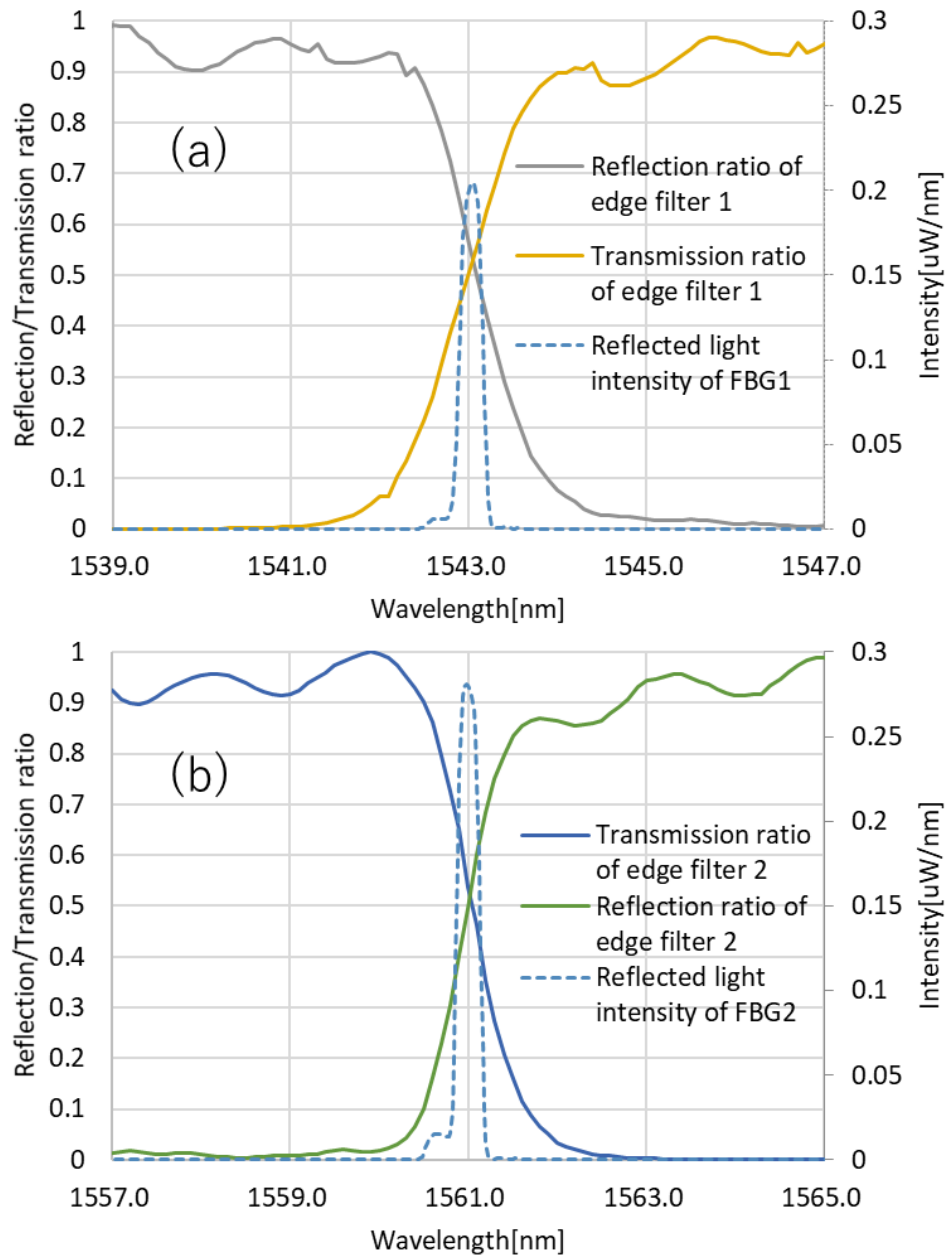


図 23 (a)1543nm 帯と(b)1651nm 帯の FBG の反射光と傾斜フィルタの反射/透過スペクトル。

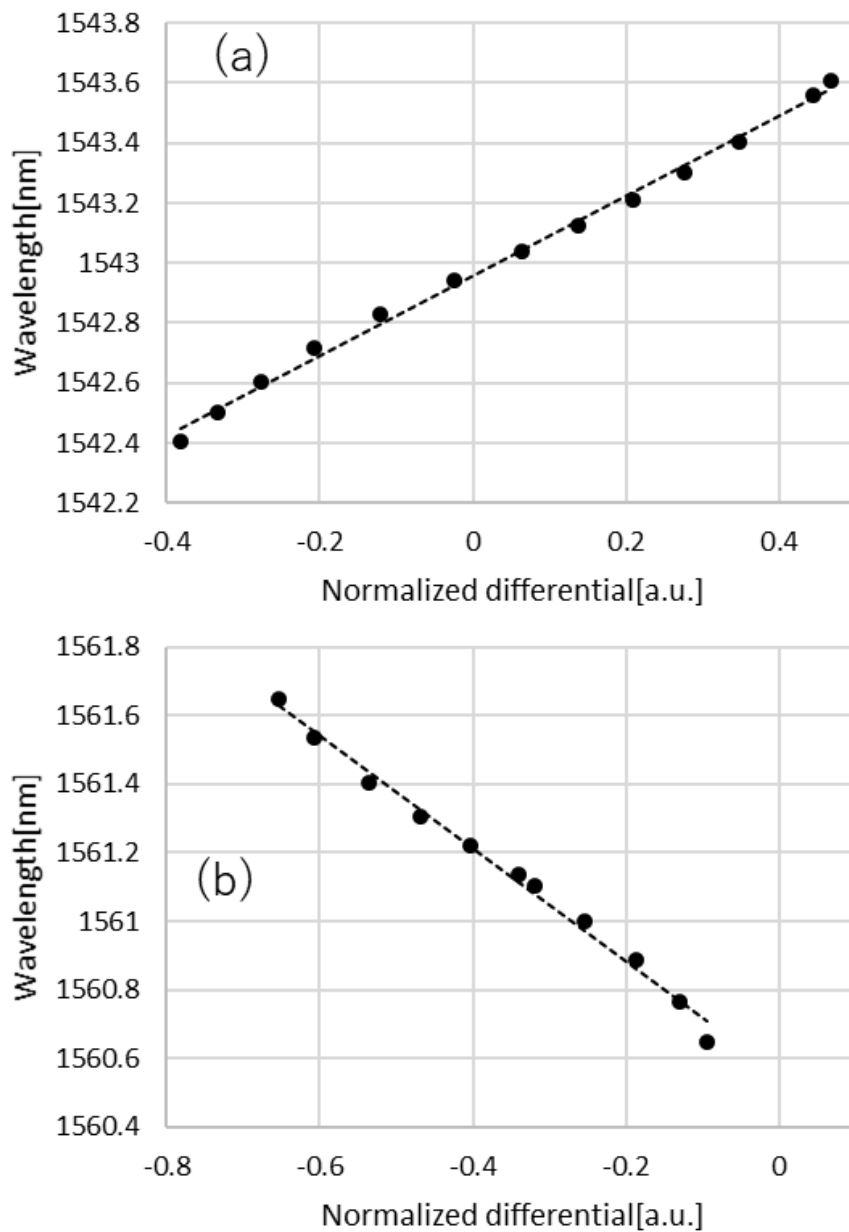


図 24 (a) 1543nm 帯と(b)1561nm 帯の正規化差動 vsOSA スペクトルから求めたブラッグ波長のグラフ。線形近似により、変換式はそれぞれ $\lambda_B = 1.3321 D + 1542.9567$ 及び $\lambda_B = -1.6497 D + 1560.5514$ と求まる。

4.3. バイタルサインモニタリングへの適用検討

4.3.1. 実験系

この節では、開発した小型インテロゲータを脈波測定に適用した結果を報告する。

ここまでで開発した傾斜フィルタモジュール・回路を着用可能な状態とするため、シングルボードコンピュータ(Zynq-7010, Xilinx) 及び小型ADボード(High-Precision AD/DA Board, Waveshare) と組み合わせ、筐体を3Dプリンタで作成した。結果としてサイズは74×57×90mm、質量は230 gと着用可能なものとなった(図 25)。また消費電力は 0.8 Wであり、ポータブルバッテリーで駆動可能である。

測定したデータ(各FBGの $z_{T,dyn}$ 及び $z_{R,dyn}$)はWi-Fiを介して外部パソコンで読み取って解析する。なお、シングルボードコンピュータからのWi-Fi通信にはUSB dongle(GW-USNano2, PLANEX COMMUNICATIONS INC.)を使用した。

脈波測定の試験系を図 26に示す。1543 nm帯、1561 nm帯のFBG センサ及び参照用の1550nm帯FBGを、医療用テープで被験者の上腕動脈付近の皮膚に取り付けた。1550 nm帯の参照用FBGは市販のFBGインテロゲータ(PF20, 長野計器株式会社)で測定した。

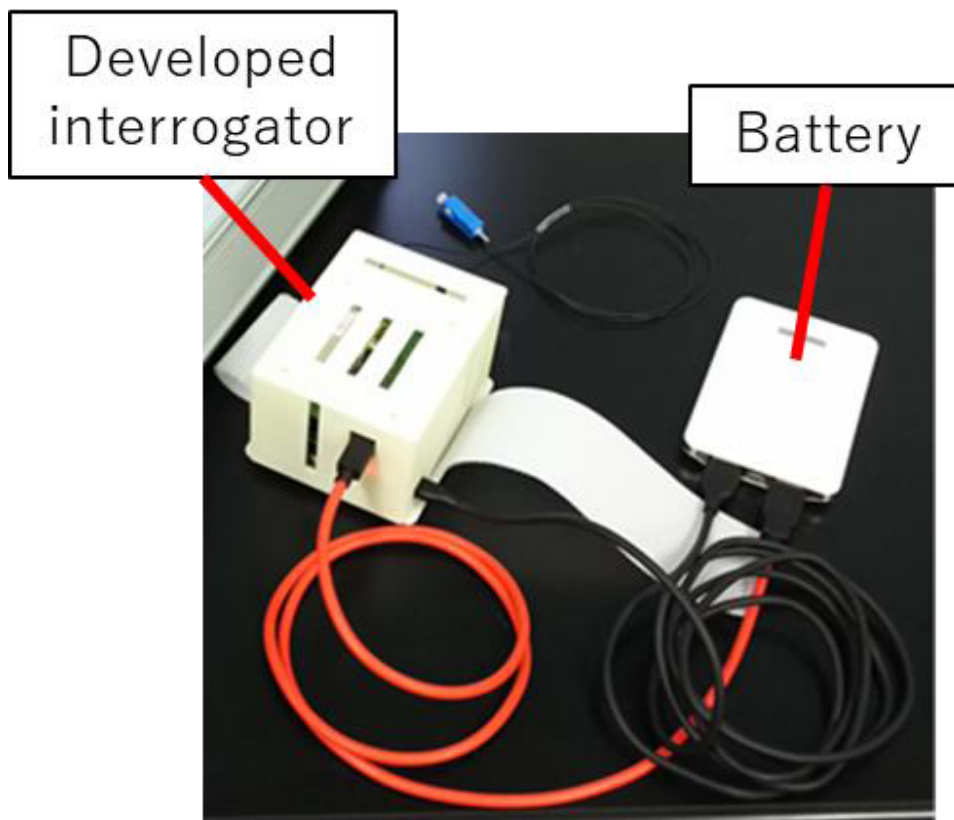


図 25 開発した FBG インテロゲータ実験機（筐体内、左）と、ポータブルバッテリー（右）。筐体内には、傾斜フィルタモジュール、アンプ回路、AD 変換ボード、シングルボードコンピュータが含まれる。

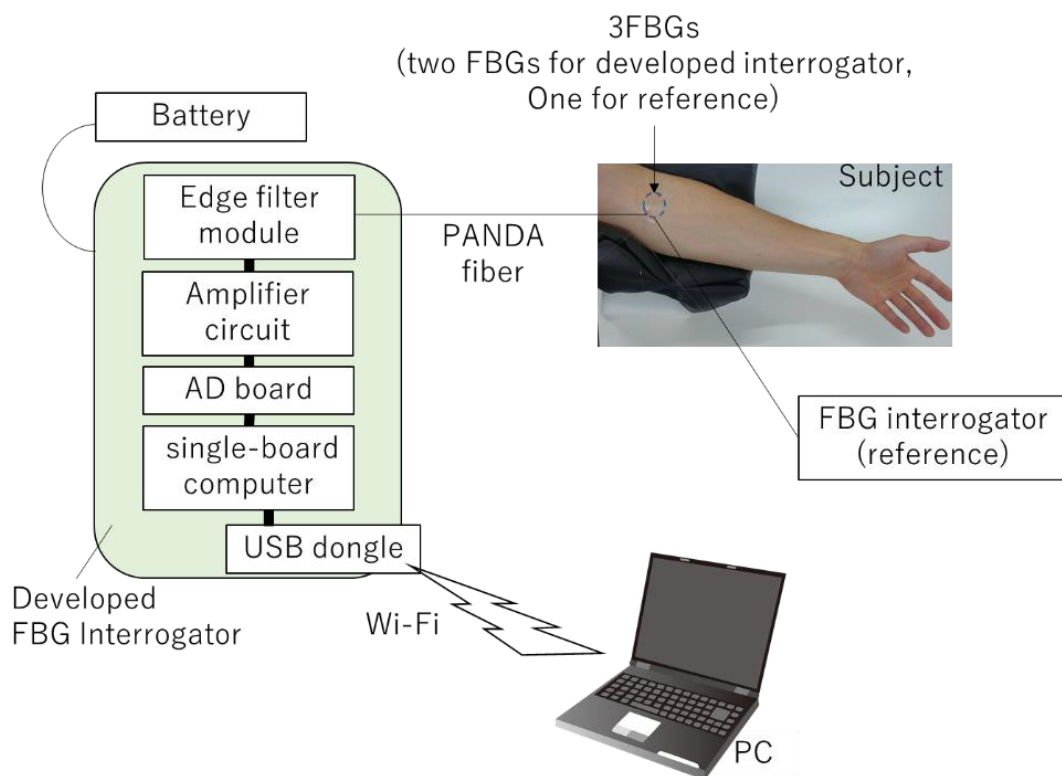


図 26 脈波測定の実験セットアップ。上腕動脈付近に貼り付けた FBG で得られた脈波信号を、開発した FBG インテロゲータで測定後、Wi-Fi で外部 PC に送信する。

4.3.2. 実験結果、議論

図 27に得られた脈波波形を示す。1543nm帯のFBG (FBG1)、1561nm帯のFBG (FBG2)、及びリファレンス用のFBGに於いて、同じタイミングで脈波のピークが得られている。また、振幅はFBG1、FBG2、リファレンスでそれぞれ約8pm、約4pm、約6pmであり、近似的に求めた波長変動幅と整合が取れている。

波形をより詳しく調べるために、バターワース型のバンドパスフィルタ（次数2、ローカット周波数0.5Hz、ハイカット周波数5.0Hz）を適用した。フィルタ後の脈波波形を図 28に示す。定性的には、FBG 1 とFBG2は近い波形を示している。一方、リファレンス用FBGは再現性が良くないが、これはリファレンス用FBGの測定器の繰り返し性は約0.1pmと今回開発したものよりも一桁程度大きいことが原因と考えられる。

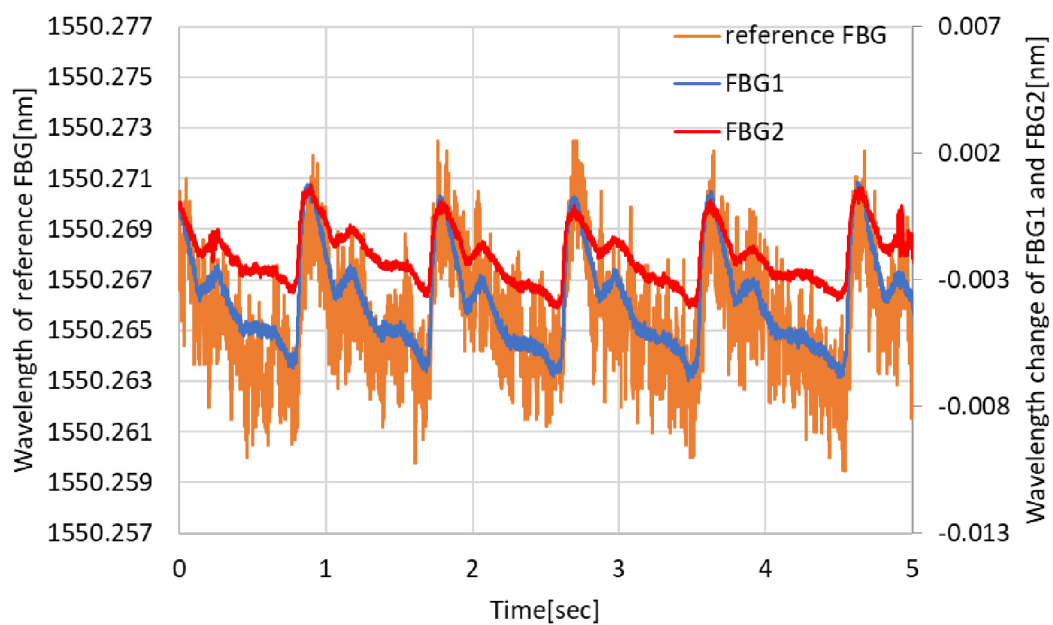


図 27 開発した FBG インテロゲータで得られた脈波信号と、同時に測定した従来のインテロゲータでの結果。

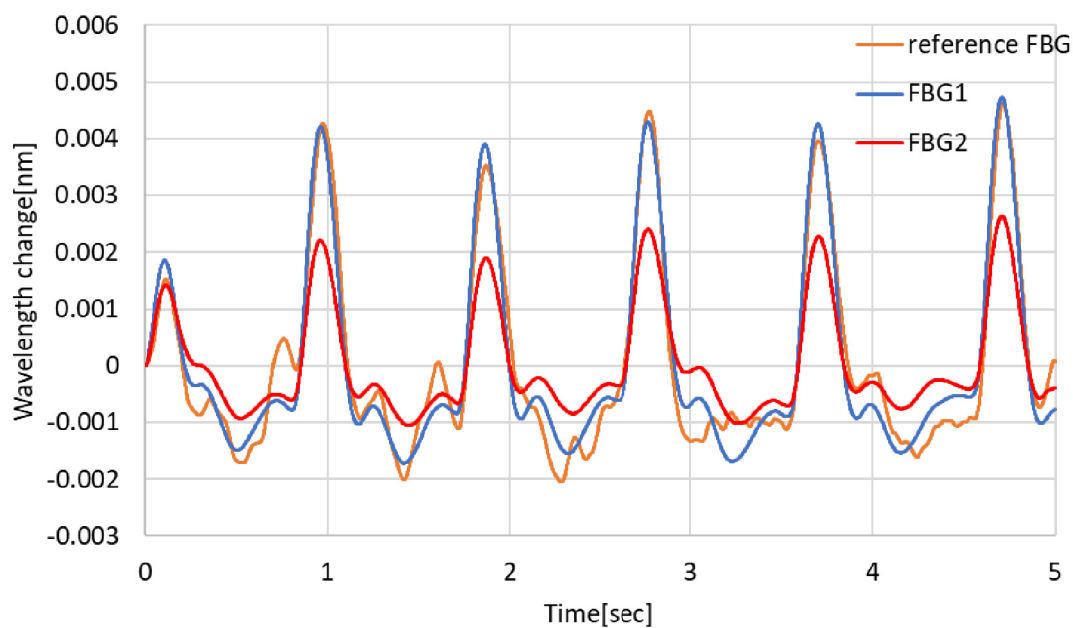


図 28 図 27 の信号をバターワースフィルタ (0.5-5.0Hz、2 次) で処理した結果。リファレンス FBG のオフセット (直流成分) は事前に差し引いている。

4.4. まとめ

ウェアラブルなFBGのインテロゲータを開発し、その特性を評価した。波長の読み取りに用いるハードウェアを単純化して小型・軽量化しやすくするため、傾斜フィルタ方式を採用した。目的とする脈波信号を高精度に読み取るため、直流成分を差し引いた上で電圧を増幅するアンプ回路を作成した。また2波長のFBGセンサを同時に測定できる設計とした。波長の再現性は1543 nm帯のFBGに対して0.13 pm、1561nm帯のFBGに対して0.08pmと、脈波測定に十分な性能を実現した。実際に被験者の上腕動脈で市販のFBG測定器と同時に測定を行い、互いに整合の取れる波形が得られた。本研究で開発したインテロゲータは、データ処理部分に市販のコンピュータボードを用いる等、まだ小型化の余地が残されており、将来的に必要なに応じてより着用性の高い装置とすることも可能である。

第 5 章

複屈折ファイバを用いた 圧力・温度の同時測定

本章では、分散型光ファイバセンサの別の応用として、新たな構成で直列に接続した2種類の複屈折ファイバを用いた圧力・温度の同時計測について報告する。

5.1. 初めに

複屈折ファイバは、主に情報通信用（分散補償やレーザ光源等）で用いられてきたが、圧力や温度等の様々な物理量に対して複屈折が変化し、その変化を干渉として測定できることから、センサにも広く応用されている。複屈折ファイバとして従来広く用いられてきたのは PANDA ファイバや Bow-tie ファイバ等の偏波保持ファイバ（PMF）であったが、フォトニック結晶ファイバ（PCF）に複屈折性を持たせたものも、設計の自由度の高さから注目されている。PCF は、ファイバのクラッド部分に多数の穴が開いた形状をしており（図 2）、穴の位置や数を調整することで、光が伝搬するコア部分に通常の光ファイバにはない特徴を持たせることができる。例としては、温度によって複屈折がほぼ変化しないファイバ（PM-1550-01, NKT Photonics 本研究で使用）[7]や、極端に圧力感度が高いファイバ[46]等が開発され、いくつかは既に市販されている。

複屈折ファイバのセンサ応用に関して、初期の研究では透過光を用いた試験系[47–52]や、サニャック干渉計型の試験系[46,53–60]を採用していた。この中には、複数種類のファイバを直列接続して、複数の物理量を同時に測定する研究も含まれている[48,50]。透過光を用いるタイプとサニャック干渉計タイプにはセンサ部に入力・出力の2本のファイバが必要となるという課題があった。最近では反射光を測定することで入出力ファイバを1本のみにする研究がなされている[61–63]。しかしながら、反射光を用いるタイプで、複屈折ファイバのみを用いて複数パラメータを同時測定する試みについては現時点では報告されていない。

本研究では、2種類の特性の異なる複屈折ファイバを直列に接続し、反射光を測定するタイプのインラインマツハツェンダ干渉計を構成することで、温度・圧力が同時に測定できるセンサとした。二つのファイバの偏波軸を45度ずらして接続することで、それぞれの複屈折ファイバで発生する干渉を測定できるよう工夫した。結果、それぞれのファイバで生じる干渉のピークが温度・圧力によってリニアに変化し、センサとして利用できる可能性を確認した。

5.2. 原理と実験のセットアップ

図 29 に、模式図を示す。光源から出力された光は、サーキュレータ、ポーラライザを通過し、PANDA ファイバの fast/slow いずれか片方の偏波モードのみで伝搬する。ここで fast/slow 軸を 45 度回転して融着接合した PANDA ファイバに入射し、この際に PANDA ファイバの fast/slow モードに均等に分かれて光が伝搬する。PM-PCF も fast/slow 軸を 45 度回転して融着接合し、同様に fast/slow モードに分かれて光が伝搬する。PM-PCF 先端は劈開してミラーになっており、反射された光は再び PM-PCF、2 つの PANDA ファイバ、ポーラライザ、サーキュレータを通過して、光スペクトルアナライザ (OSA) に入射する。

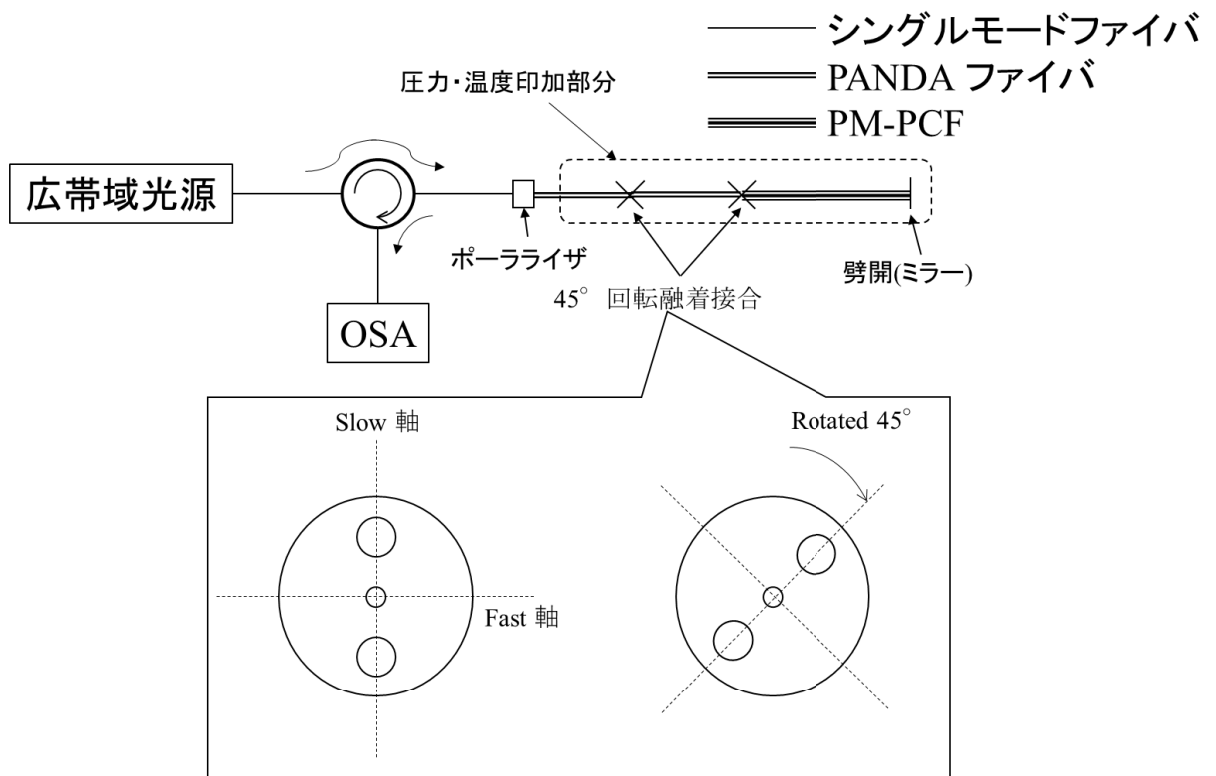


図 29 実験系模式図

OSA で測定されるスペクトルは、以下のように Jones 行列を用いて計算できる：

$$P = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (25)$$

$$T_i = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & e^{j\Delta\phi_i} \end{pmatrix} \quad (26)$$

$$R_i = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (27)$$

$$R_{ir} = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (28)$$

$$M = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{pmatrix} \quad (29)$$

P はポーライザの行列であり、片方の偏波モードのみが通過することを示している。T は複屈折ファイバの行列であり、添字 i (以下同様) は PM-PCF または PANDA ファイバを表す。式(26)中の $\Delta\phi_i = \frac{4\pi l_i B_i}{\lambda}$ 複屈折ファイバ中で生じるモード間の位相の遅れであり l_i はファイバ長、 B_i は複屈折率、 λ は波長を表す。 R_i 及び R_{ir} は複屈折ファイバ間の偏波軸の回転 (ずらし量) を表し、 θ は回転角 (本研究では全て 45 度) である。添字 r は反射光を示す。M は PM-PCF 端面のミラーの行列である。

干渉パターンはこれらの重ね合わせによって以下のように表される。

$$\mathbf{E} = P T_{PANDA1} R_{PANDAr} T_{PANDA2} R_{PM-PCFr} T_{PM-PCF} M T_{PM-PCF} R_{PM-PCF} T_{PANDA2} R_{PANDA} T_{PANDA1} P \mathbf{E}_{in} \\ = \begin{pmatrix} 1 - 2e^{j\Delta\phi_{PANDA}} + e^{j\Delta\phi_{PM-PCF}} + e^{j(2\Delta\phi_{PM-PCF} + \Delta\phi_{PANDA})} + e^{j\Delta 2\phi_{PANDA}} + e^{j2(\Delta\phi_{PM-PCF} + \Delta\phi_{PANDA})} \\ 0 \end{pmatrix} \quad (30)$$

\mathbf{E} 、 \mathbf{E}_{in} はそれぞれ出力、入力の Jones ベクトルであり、ここでは、 $\mathbf{E}_{in} = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}$ としている。

スペクトル S は \mathbf{E} の絶対値の二乗で得られる：

$$\begin{aligned}
S &= |\mathbf{E}|^2 \\
&= \frac{1}{4} \cos\left(\frac{4\pi l_{PANDA} B_{PANDA}}{\lambda}\right) + \frac{1}{4} \cos\left(\frac{4\pi l_{PM-PCF} B_{PM-PCF}}{\lambda}\right) \\
&\quad - \frac{1}{8} \cos\left(\frac{4\pi l_{PANDA} B_{PANDA}}{\lambda} + \frac{4\pi l_{PM-PCF} B_{PM-PCF}}{\lambda}\right) \\
&\quad - \frac{1}{8} \cos\left(\frac{4\pi l_{PANDA} B_{PANDA}}{\lambda} - \frac{4\pi l_{PM-PCF} B_{PM-PCF}}{\lambda}\right) + \frac{3}{4}.
\end{aligned} \tag{31}$$

式(31)に於いて、各複屈折ファイバでのモード間の光路長差に単純に起因する第1項、第2項に加えて、その周波数の和及び差である第3項、第4項が生じる。この中で、第1項、第2項の波形を抽出して測定に用いることができるかが問題となる。なお、第3項、第4項によって生じる波形についてもセンシングに利用できる可能性はあるが、本研究では第1、第2項の周波数と重ならないように設定し、測定には使用しない。式(31)を用いて求めた理論上のスペクトルを図30に示す。パラメータはそれぞれ、 $l_{PANDA} = 1.0212[\text{m}]$, $B_{PANDA} = 3.8 \times 10^{-4}$, $l_{PM-PCF} = 0.31019[\text{m}]$, $B_{PM-PCF} = 8.4 \times 10^{-4}$ とした。

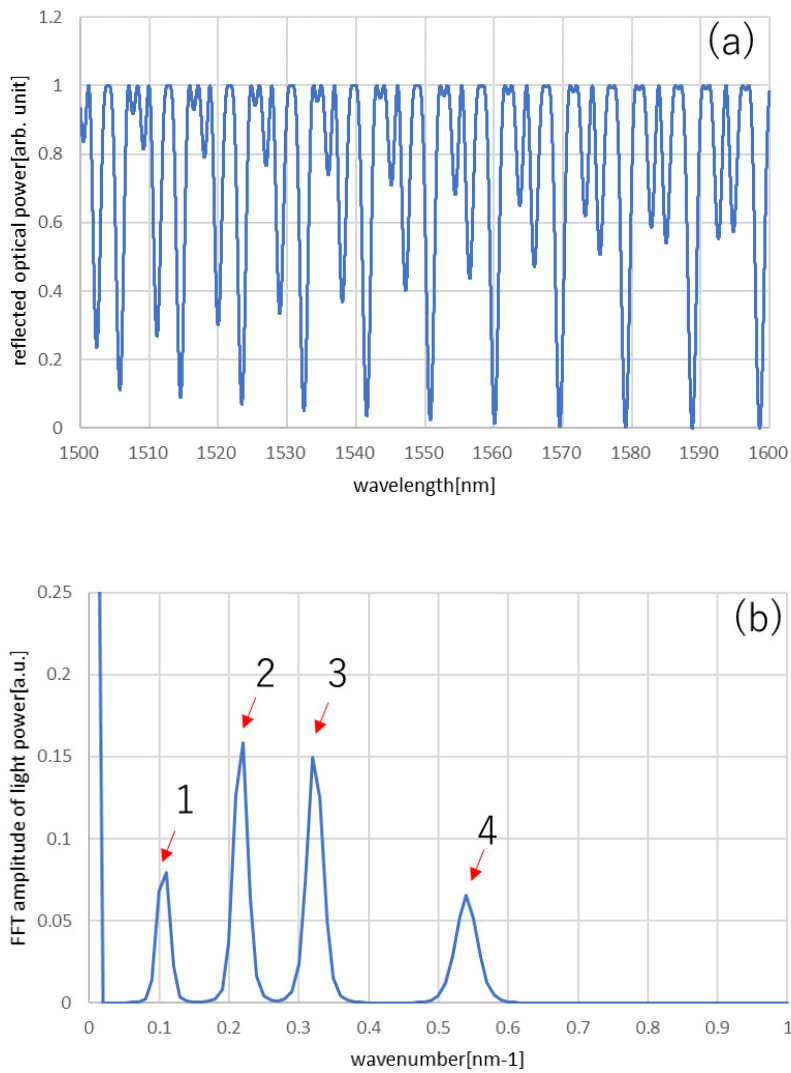


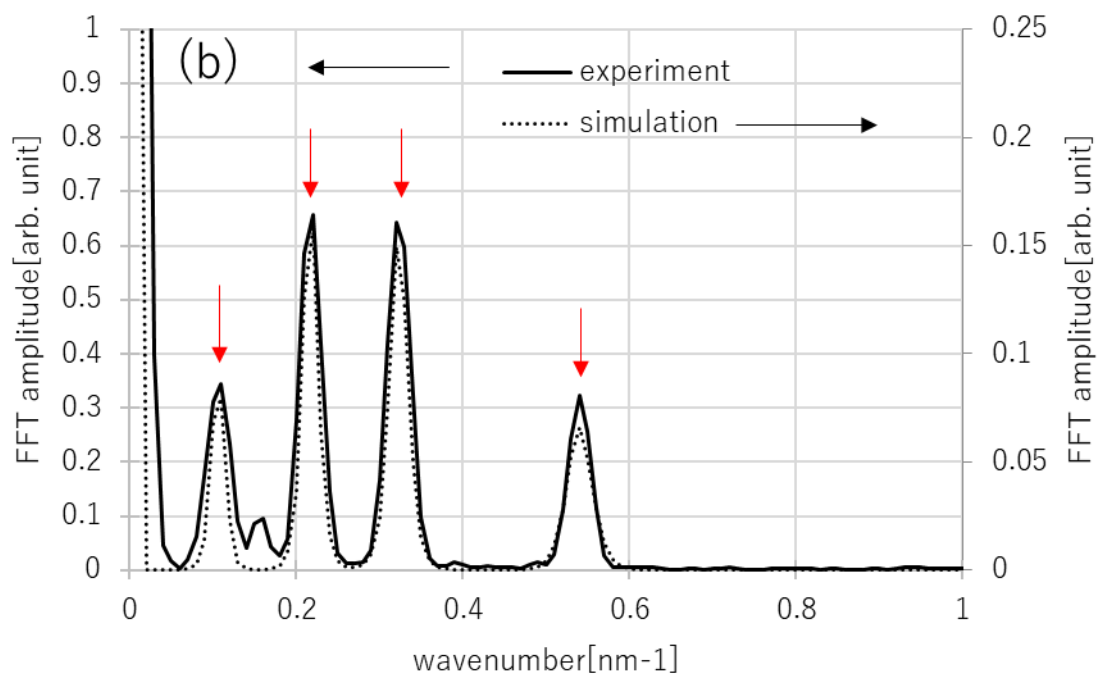
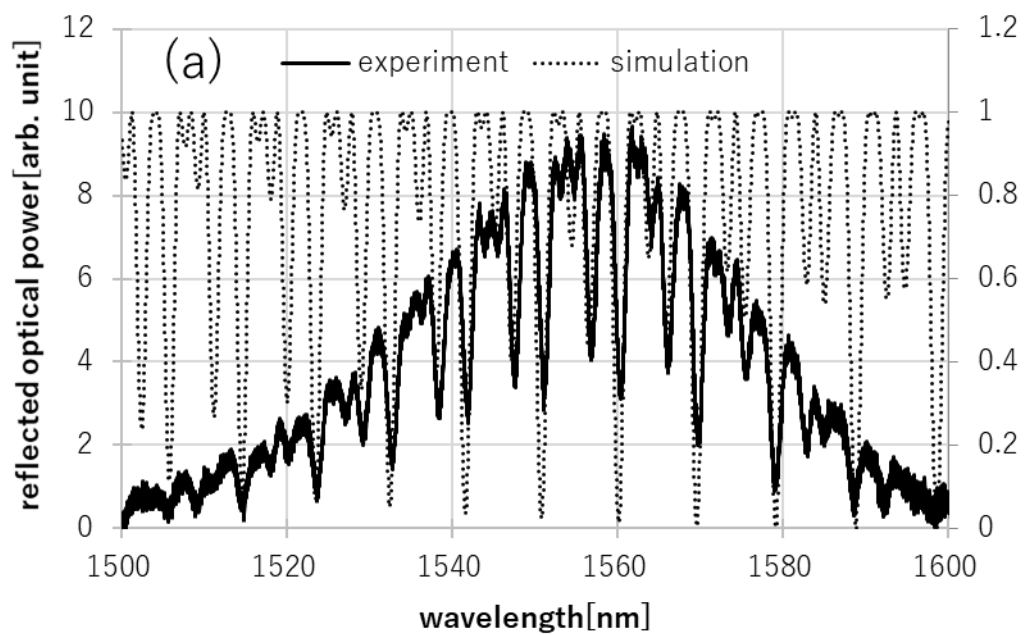
図 30 (a)式(31)を用いて計算した理論上のスペクトル (b)スペクトル(a)の”スペクトル”。赤矢印で示したピーク 1, 2, 3, 4 が、それぞれ式(31)の第 1、4、2、3 項の \cos 関数に対応する。

図 30(a)のグラフからは、一見すると周期的な信号が見られないが、(b) のようにフーリエ変換して”スペクトルのスペクトル”として見れば、式(31)の 4 つの \cos 関数に対応したピークがはっきり表れている。図 30 (b) の矢印で示したピーク 1, 2, 3, 4 は、それぞれ式(31)の第 1、4、2、3 項の \cos 関数に対応する。

実験では、以下の機材を使用した。まず、PMF1 及び PMF2 としては、PANDA ファイバ及び偏波維持複屈折ファイバ(PM1550-01, NKTphotonics)を使用した。ファイバ長はそれぞれ 1.0m 及び 0.3m とした。PM-PCF の端面は劈開した上で、PCF の穴部に圧力媒体が流入しないよう、補強スリーブで塞いだ。OSA 及び広帯域光源としては、光スペクトルアナライザ (AQ6370D, 横河電機株式会社)及びスーパーluminescentダイオード (SLD)(DE-H002, OPTOHUB co.) を使用した。図 29 の点線部を圧力及び温度印加部分とし、圧力印加には圧力コントローラ (PC20, 長野計器株式会社) 及び恒温恒湿槽 (IW241, ヤマト科学株式会社)を使用した。

5.3. 実験結果

実測して得られたスペクトルを図 31(a)に示す。全波長帯に亘るエンベロープは、光源のスペクトルに対応する。この波形にフーリエ変換 (FFT) を適用し、シミュレーションの結果と重ね書きした波形を図 31(b)に示す。赤矢印で示した各ピークが、実験とシミュレーションでほぼ同じ位置に現れている。



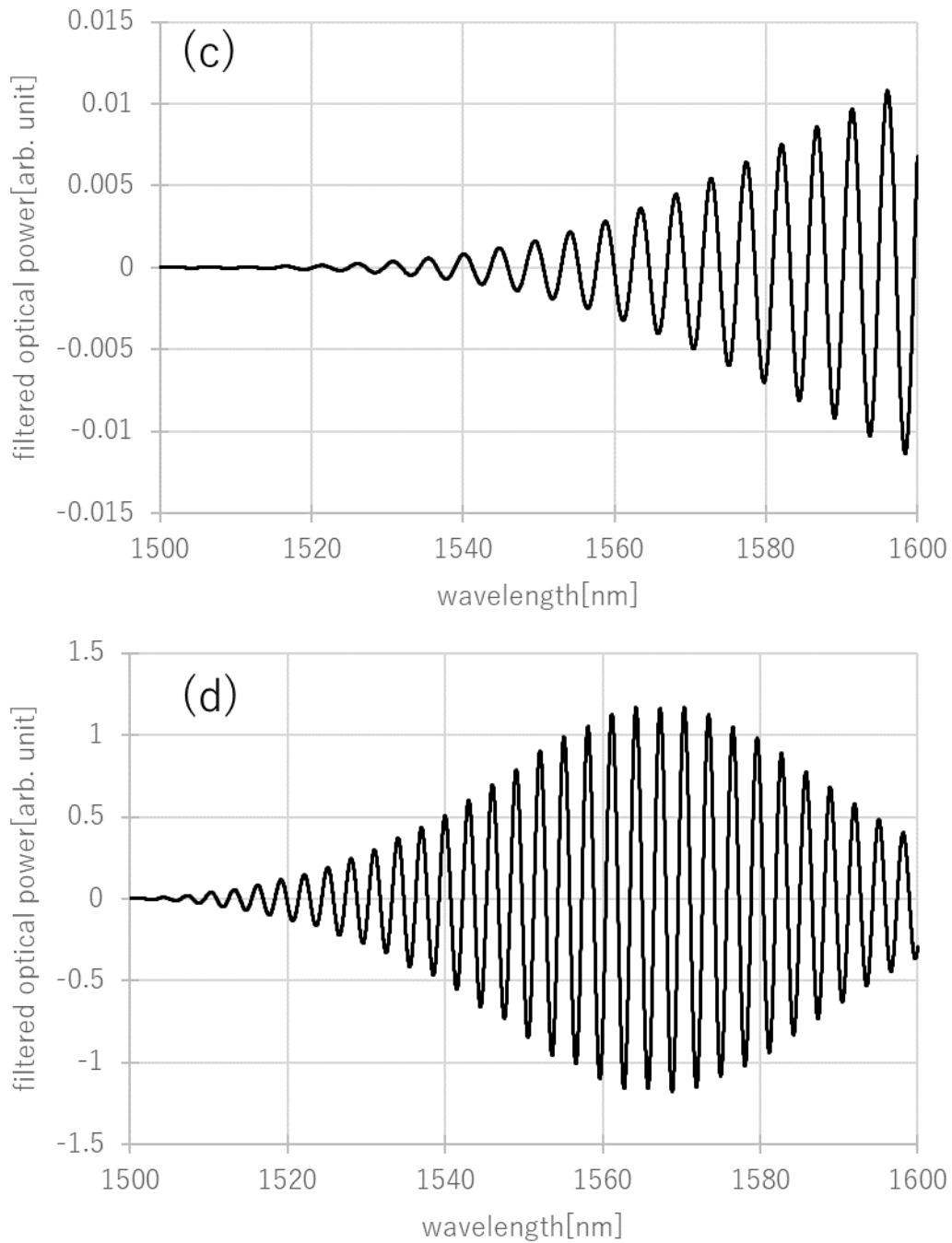
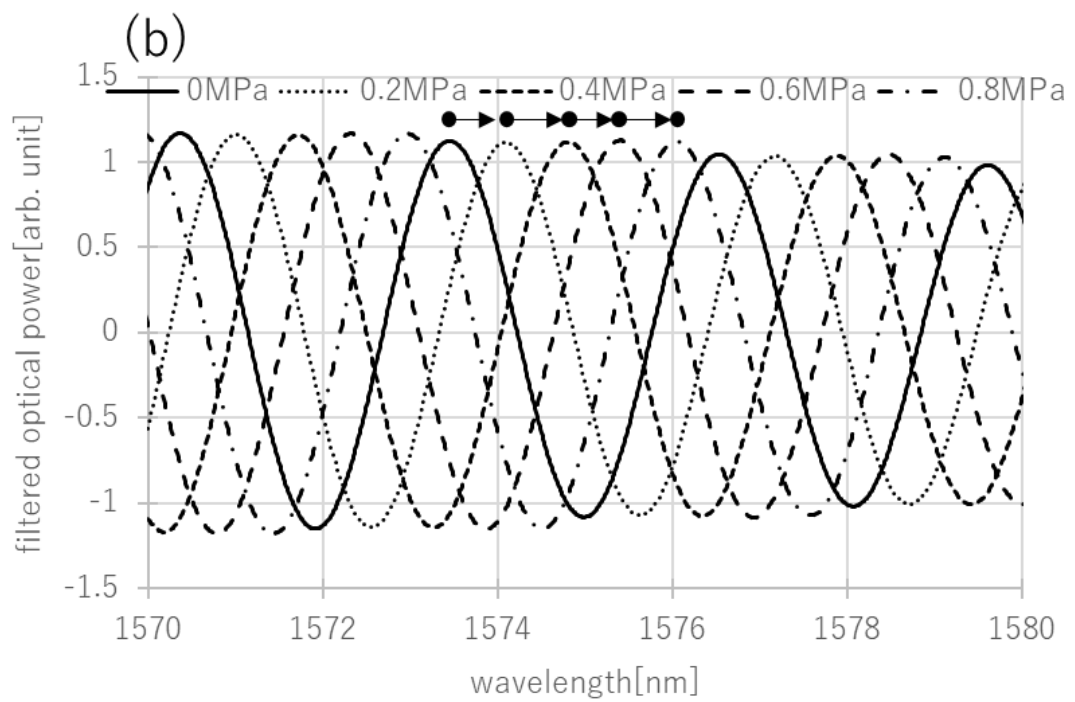
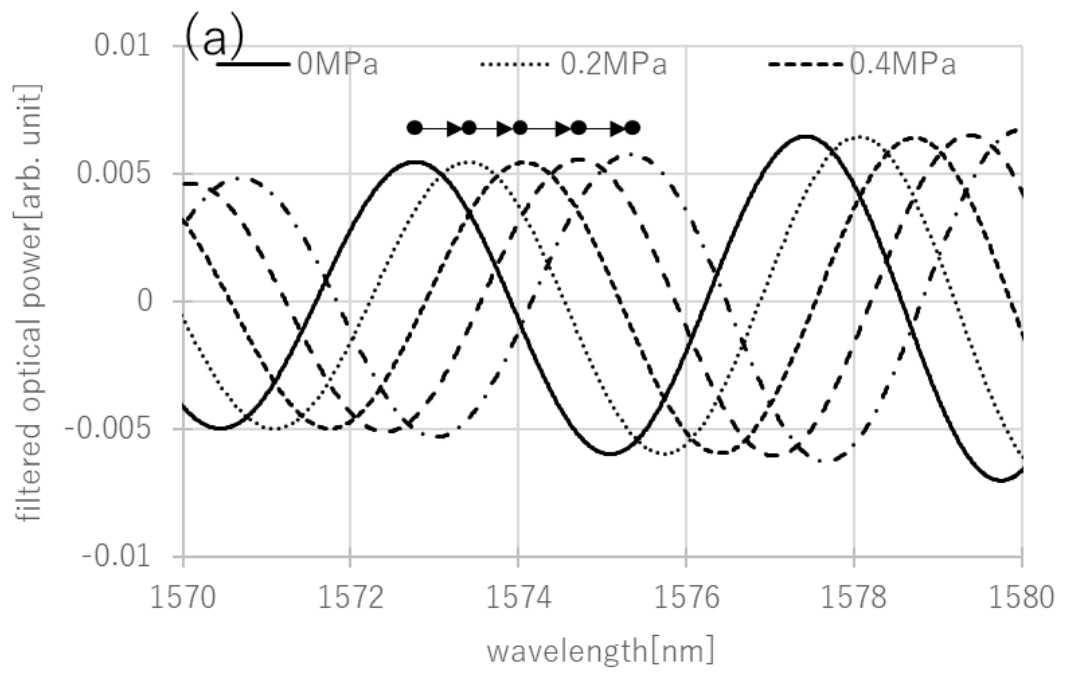


図 31 (a)測定された波形とシミュレーションで得られた波形の比較。
 (b) 測定された波形とシミュレーションで得られた波形のフーリエ変換結果の比較。
 (c)、(d) (b)のピーク 2, 3 に相当する信号をバンドパスフィルタで処理した波形。

図 31(c), (d)は、図 31(b)の 2, 3 番目のピークをバターワースフィルタで切り取った波形である。短波長側の波形が消えかけているのは、バンドパスフィルタを適用しているためである。

この試験試料（図 29 点線部）に空圧・温度を印加し、図 31 の波形のうち一つのピークをトレースした結果を図 32 に示す。図 32(a,b)は空圧（0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8MPa）、(c,d)は温度変化（25, 35, 45, 55°C）に対する結果である。



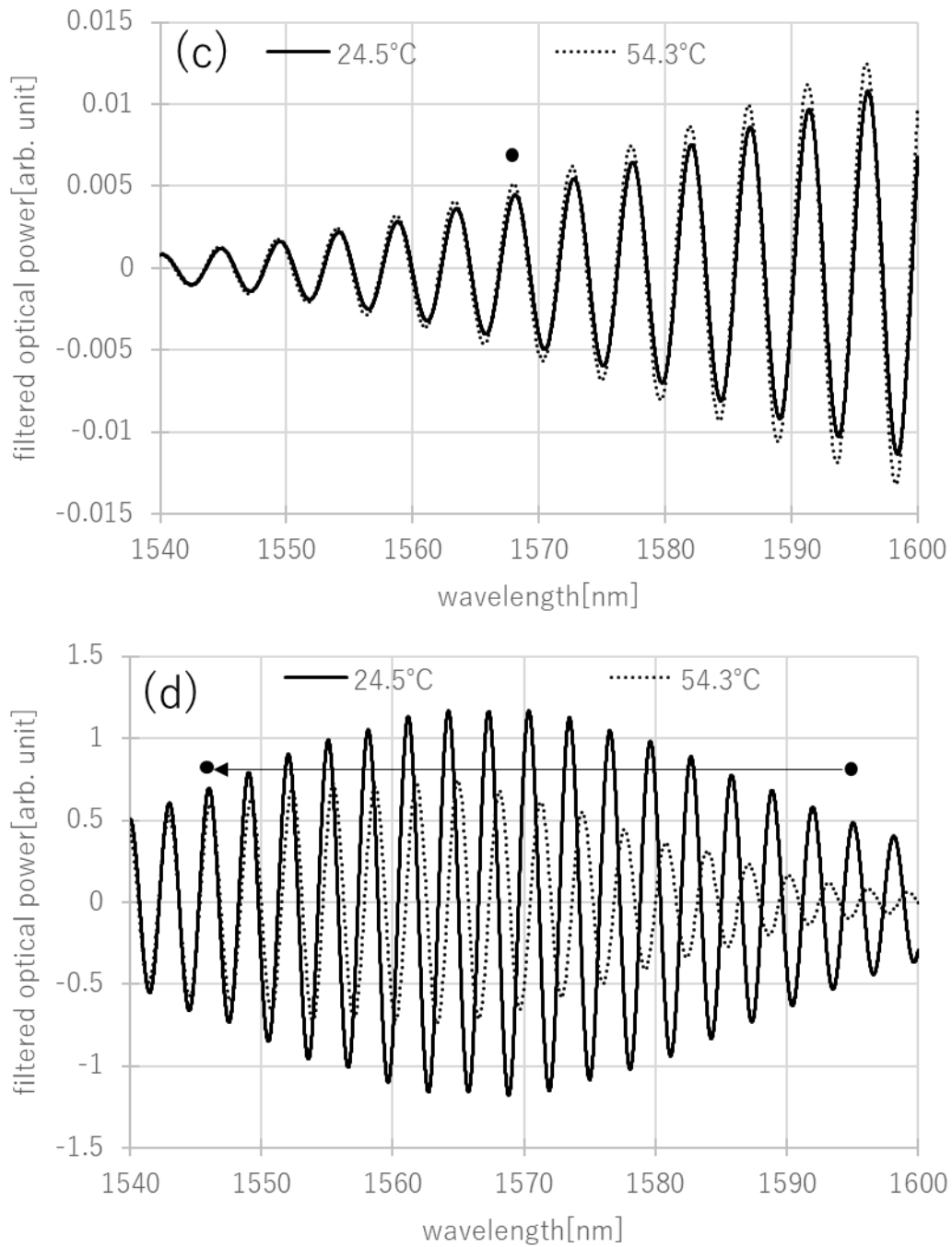


図 32 (a)(c)PM-PCF、(b)(d)PANDA ファイバの、(a)(b)圧力、(c)(d)温度によるピークのシフト。以下の計算に用いたピークをドットで示している。

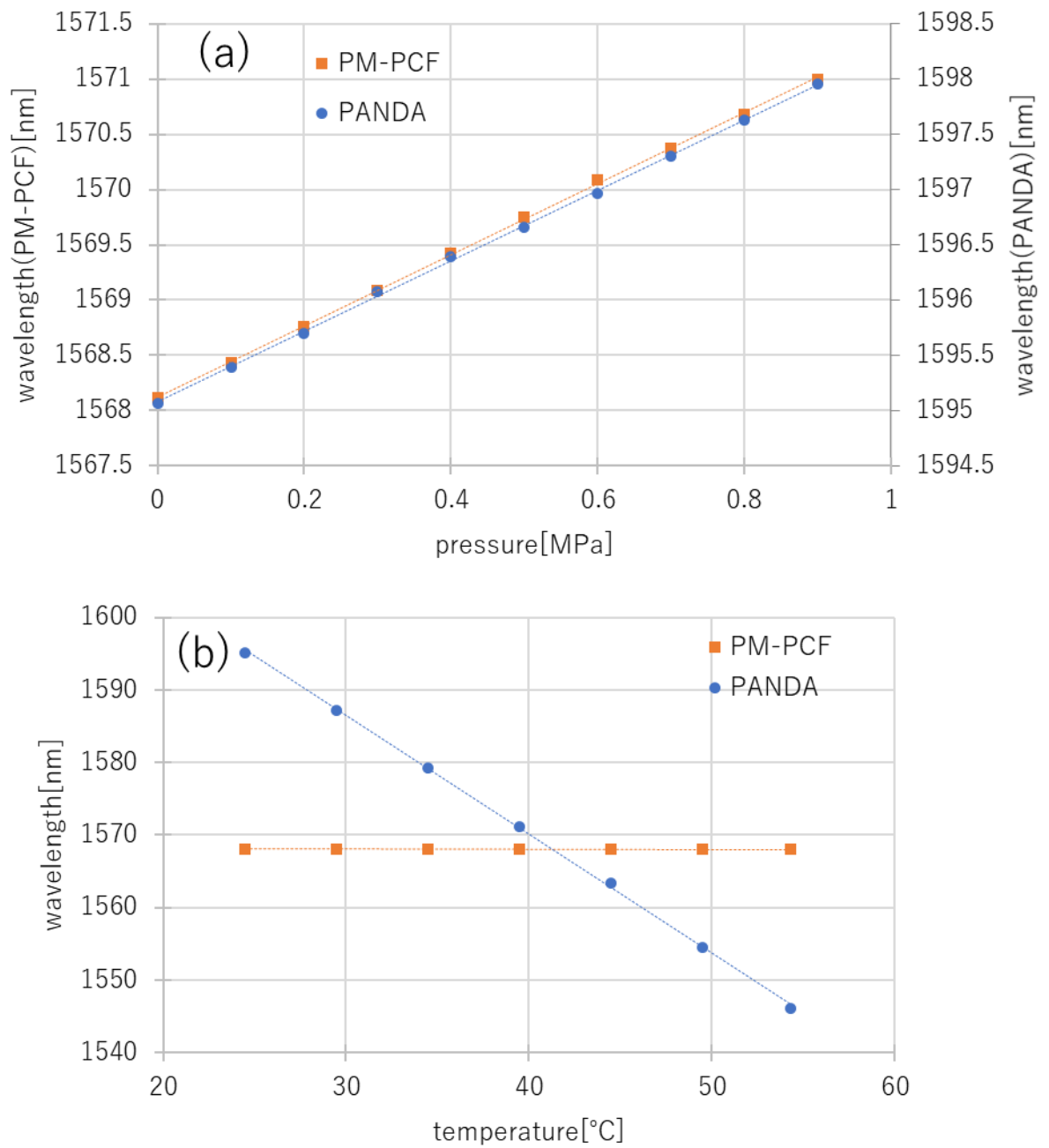


図 33 (a) PM-PCF と PANDA ファイバそれぞれの、圧力によるピークシフト。
 (b)同じく温度によるピークシフト。 破線は線形近似の直線。

図 33 (a)(b)は、図 32 でトレースしたピークの波長を vs 空圧、温度としてプロットしたグラフである。このグラフを線形近似して得られた圧力感度・温度感度は、PANDA ファイバに対しては 3.2nm/MPa 及び-1.6nm/K であった。PM-PCF に対しては 3.2nm/MPa 及び、-0.004nm/K であった。これらの感度のうち、PM-PCF の温度感度（決定係数=0.8）を除くと、線形近似の際の決定係数は 0.9 を超えており、測定した圧力・温度範囲ではほぼ線形な特性となっている。また、PANDA ファイバと比較して PM-PCF の極めて小さい温度感度は先行研究[51-58]と整合する結果であり、温度・圧力双方に感度を持つ PANDA ファイバの温度補正を容易にできると考えられる。

また、図 33 の結果から温度・圧力の換算式を求めると式(32),(33)のようになる。

$$T = 1.2\lambda_{PCF} - 1.2\lambda_{PANDA} + 72 \quad (32)$$

$$P = 0.6\lambda_{PCF} - 9.8 \times 10^2 \quad (33)$$

式(32)(33)により、温度・圧力の同時測定が可能である。

5.4. まとめ

2 種類の複屈折ファイバを直列に接続し、その反射光のスペクトルを測定することで、温度・圧力の同時測定ができることを示した。まず理論的に二つの偏波維持ファイバを直列に接合した場合の波形を計算し、4 つの周波数の異なる三角関数の和で表されることを示した。次に、理論的に得た波形が、実測結果と良く一致することを確認した。また、その圧力感度及び温度感度を測定した結果、PANDA ファイバに対しては 3.2nm/MPa 及び-1.6nm/K、PM-PCF に対しては 3.2nm/MPa 及び無視できる程度の温度係数を得た。結果、FBG 等の異なるタイプの光学式センサを用いることなく、2 種類の複屈折ファイバのみから温度・圧力の同時測定が可能なセンサを構成できる可能性を示した。

第 6 章

展望とまとめ

本研究では、2種類の分布型光ファイバについて、原理の理論的な検討と、応用として(1)FBG についてはバイタルサインモニタリング及びそれを目的とした小型のインテロゲータ開発、(2)複屈折ファイバについては、温度と圧力の同時測定を検討した。本研究から考えられる将来的な社会への貢献として、大きく二つに分けて考えることができる。

(1)小型の FBG センサを用いたバイタルサインモニタリング

FBG 自体は非常に小型であり、また光ファイバ中に書き込まれていることから、光ファイバを布地に織り込む技術が確立されれば、衣服自体がセンサとなる。しかしながら前述した通り、これまでは測定に用いるインテロゲータがサイズや電源等に於いて携帯性を考慮した設計になっておらず、結果としてFBG のメリットを活かし切れていなかった。

一方、FBG を用いてどのような種類、あるいは場面でバイタルサインモニタリングが可能であるかは、この 10 年ほどで既に広く研究されている[8,10-15,34,35,37,38]。これらの研究と本研究で開発したインテロゲータを組み合わせることで、多種のバイタルサインモニタリングが在宅でも可能となると考えられる。

また、本研究で開発した FBG インテロゲータは実験機のため、実用上は下記のような問題が残っている。

- ・ 信号処理に市販のマイコンボードを用いている
- ・ 光源が高価格な SLD となっている

これらの問題は、信号処理部をチップ化し、また用いるファイバをシングルモードからマルチモードに変えて安価な LED を光源として使用できるようにすることで、解決の見込みがある(図 34)。

最終的には、個人で購入が可能な程度の価格帯で、腕時計程度の着用感の製品となることが期待できる。これを用いることで、在宅での血圧[8,36]や血糖値[37]等の継続的なモニタリングが可能となる。

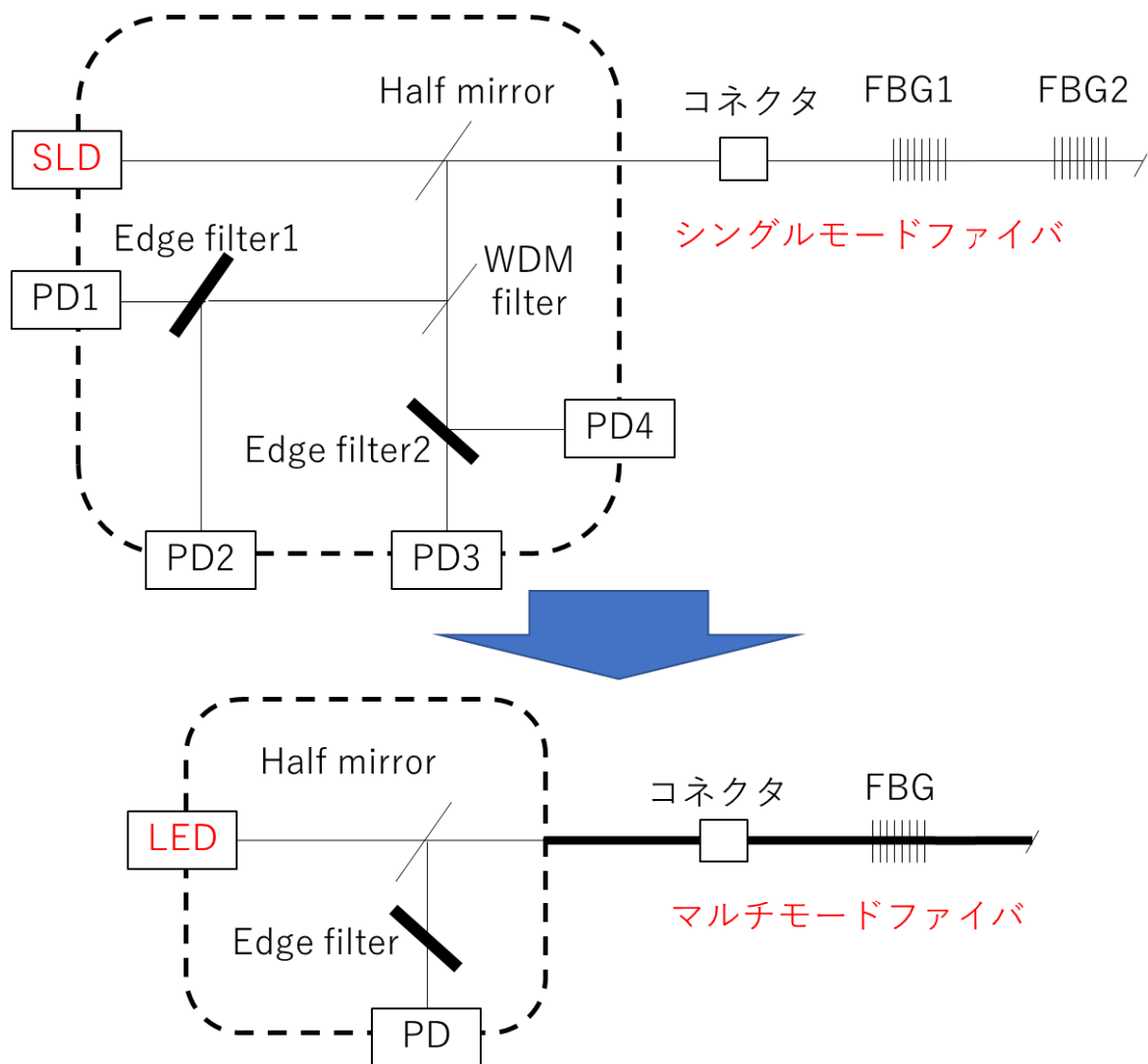


図 34 本研究の FBG インテロゲータを実用化するための改良案。実験機ではコア径の小さいシングルモードファイバを用いたため、光源に SLD を採用する必要があった。コア径の大きいマルチモードファイバであれば、安価な LED を使用できる。

(2) 複屈折ファイバを用いた高ダイナミックレンジな圧力測定

複屈折ファイバを用いたセンサについてはフーズビリテイスタディの段階である。通常の圧力センサと異なりダイアフラム等が変位するわけではないため(図 35)、100MPa 程度の高圧レンジであっても常圧と精度が変わらない(ダイナミックレンジが大きい)圧力センサを実現できると考えられる。

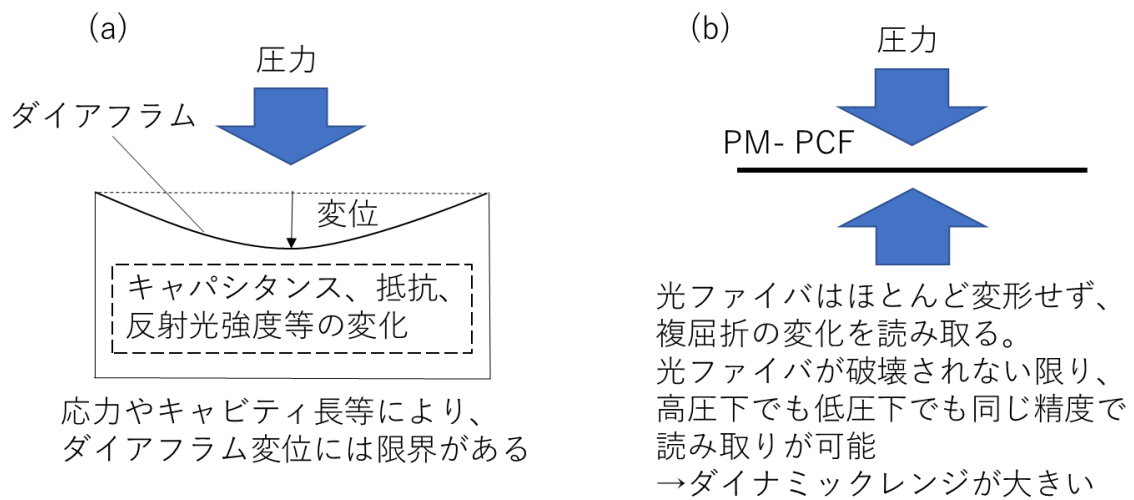


図 35 (a)従来のダイアフラムを用いた圧力センサ (b)PCF を用いた圧力センサ

参考文献

1. Bao, X.; Webb, D.J.; Jackson, D.A. Combined distributed temperature and strain sensor based on Brillouin loss in an optical fiber. *Optics Letters* **1994**, *19*, 141–143.
2. Hartog, A. A distributed temperature sensor based on liquid-core optical fibers. *Journal of Lightwave Technology* **1983**, *1*, 498–509.
3. Dakin, J.P.; Pratt, D.J.; Bibby, G.W.; Ross, J.N. Distributed optical fibre Raman temperature sensor using a semiconductor light source and detector. *Electronics letters* **1985**, *21*, 569–570.
4. Shatalin, S.V.; Treschikov, V.N.; Rogers, A.J. Interferometric optical time-domain reflectometry for distributed optical-fiber sensing. *Applied optics* **1998**, *37*, 5600–5604.
5. Banerjee, A.; Park, Y.; Clarke, F.; Song, H.; Yang, S.; Kramer, G.; Kim, K.; Mukherjee, B. Wavelength-division-multiplexed passive optical network (WDM-PON) technologies for broadband access: a review. *Journal of optical networking* **2005**, *4*, 737–758.
6. 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* **1997**, *15*, 1442–1463.
7. Thorlabs - PM-1550-01 PM Photonic Crystal Fiber, 1550 nm Available online: <https://www.thorlabs.com/thorproduct.cfm?partnumber=PM-1550-01> (accessed on Oct 27, 2019).
8. Koyama, S.; Ishizawa, H.; Fujimoto, K.; Chino, S.; Kobayashi, Y. Influence of individual differences on the calculation method for FBG-type blood pressure sensors. *Sensors* **2017**, *17*, 48.
9. Quandt, B.M.; Scherer, L.J.; Boesel, L.F.; Wolf, M.; Bona, G.-L.; Rossi, R.M. Body-Monitoring and Health Supervision by Means of Optical Fiber-Based Sensing Systems in Medical Textiles. *Advanced healthcare materials* **2015**, *4*, 330–355.
10. Roriz, P.; Carvalho, L.; Frazão, O.; Santos, J.L.; Simões, J.A. From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics

- applications: A review. *Journal of biomechanics* **2014**, *47*, 1251–1261.
11. Dziuda, Ł.; Łukasz; Krej, M.; Skibniewski, F.W. Fiber Bragg grating strain sensor incorporated to monitor patient vital signs during MRI. *IEEE Sensors Journal* **2013**, *13*, 4986–4991.
 12. Massaroni, C.; Saccomandi, P.; Formica, D.; Presti, D.L.; Caponero, M.A.; Di Tomaso, G.; Giurazza, F.; Muto, M.; Schena, E. Design and feasibility assessment of a magnetic resonance-compatible smart textile based on fiber Bragg grating sensors for respiratory monitoring. *IEEE Sensors Journal* **2016**, *16*, 8103–8110.
 13. Nedoma, J.; Fajkus, M.; Novak, M.; Strbikova, N.; Vasinek, V.; Nazeran, H.; Vanus, J.; Perecar, F.; Martinek, R. Validation of a novel fiber-optic sensor system for monitoring cardiorespiratory activities during mri examinations. *Advances in Electrical and Electronic Engineering* **2017**, *15*, 536–543.
 14. Gurkan, D.; Starodubov, D.; Yuan, X. Monitoring of the heartbeat sounds using an optical fiber Bragg grating sensor. In Proceedings of the SENSORS, 2005 IEEE; IEEE, 2005; pp. 4–pp.
 15. Zhang, C.; Miao, C.; Gao, H.; Gan, J.; Li, H.-Q. Research on fiber Bragg grating heart sound sensing and wavelength demodulation method. In Proceedings of the Advanced Sensor Systems and Applications IV; International Society for Optics and Photonics, 2010; Vol. 7853, p. 78531Q.
 16. Allsop, T.; Lloyd, G.; Bhamber, R.S.; Hadzievski, L.; Halliday, M.; Webb, D.J.; Bennion, I. Cardiac-induced localized thoracic motion detected by a fiber optic sensing scheme. *Journal of biomedical optics* **2014**, *19*, 117006.
 17. Silva, A.F.; Carmo, J.P.; Mendes, P.M.; Correia, J.H. Simultaneous cardiac and respiratory frequency measurement based on a single fiber Bragg grating sensor. *Measurement Science and Technology* **2011**, *22*, 075801.
 18. Presti, D.L.; Massaroni, C.; Formica, D.; Saccomandi, P.; Giurazza, F.; Caponero, M.A.; Schena, E. Smart textile based on 12 fiber Bragg gratings array for vital signs monitoring. *IEEE Sensors Journal* **2017**, *17*, 6037–6043.
 19. Yoshino, T.; Sano, Y.; Ota, D.; Fujita, K.; Ikui, T. Fiber-Bragg-grating based single

- axial mode Fabry-Perot interferometer and its strain and acceleration sensing applications. *Journal of Lightwave Technology* **2016**, *34*, 2241–2250.
20. Tavel, M.E.; Campbell, R.W.; Feigenbaum, H.; Steinmetz, E.F. The apex cardiogram and its relationship to haemodynamic events within the left heart. *British heart journal* **1965**, *27*, 829.
 21. Azhari, H. *Basics of biomedical ultrasound for engineers*; John Wiley & Sons, 2010;
 22. Li, C.; Xiong, H.; Pirbhulal, S.; Wu, D.; Li, Z.; Huang, W.; Zhang, H.; Wu, W. Heart-carotid pulse wave velocity a useful index of atherosclerosis in chinese hypertensive patients. *Medicine* **2015**, *94*.
 23. Keenan, N.; Gatehouse, P.; Mohiaddin, R.H.; Firmin, D.; Pennell, D.J. Carotid artery pulse wave velocity measurement by cardiovascular magnetic resonance. *Hounsfield Memorial Lecture, Imperial College London* **2006**.
 24. Miridonov, S.V.; Shlyagin, M.G.; Spirin, V.V. Resolution limits and efficient signal processing for fiber optic Bragg grating sensors with direct spectroscopic detection. In Proceedings of the Optical Measurement Systems for Industrial Inspection III; International Society for Optics and Photonics, 2003; Vol. 5144, pp. 679–686.
 25. 関原謙介 統計的信号処理; 共立出版;
 26. Rife, D.; Boorstyn, R. Single tone parameter estimation from discrete-time observations. *IEEE Transactions on information theory* **1974**, *20*, 591–598.
 27. Todd, M.D.; Johnson, G.A.; Chang, C.C. Passive, light intensity-independent interferometric method for fibre Bragg grating interrogation. *Electronics Letters* **1999**, *35*, 1970–1971.
 28. Galeotti, L.; Scully, C.G. A method to extract realistic artifacts from electrocardiogram recordings for robust algorithm testing. *Journal of electrocardiology* **2018**, *51*, S56–S60.
 29. Sa-Ngasoongsong, A.; Kunthong, J.; Sarangan, V.; Cai, X.; Bukkapatnam, S.T. A low-cost, portable, high-throughput wireless sensor system for phonocardiography applications. *Sensors* **2012**, *12*, 10851–10870.

30. Warren, K.; Harvey, J.; Chon, K.; Mendelson, Y. Improving pulse rate measurements during random motion using a wearable multichannel reflectance photoplethysmograph. *Sensors* **2016**, *16*, 342.
31. Wei, P.; Guo, R.; Zhang, J.; Zhang, Y.T. A new wristband wearable sensor using adaptive reduction filter to reduce motion artifact. In Proceedings of the 2008 International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine; IEEE, 2008; pp. 278–281.
32. Koyama, S.; Sakaguchi, A.; Ishizawa, H.; Yasue, K.; Oshiro, H.; Kimura, H. Vital Sign Measurement Using Covered FBG Sensor Embedded into Knitted Fabric for Smart Textile. *Journal of Fiber Science and Technology* **2017**, *73*, 300–308.
33. Sakaguchi, A.; Kato, M.; Ishizawa, H.; Kimura, H.; Koyama, S. Fabrication of optical fiber embedded knitted fabrics for smart textiles. *Journal of Textile Engineering* **2016**, *62*, 129–134.
34. Miyauchi, Y.; Koyama, S.; Ishizawa, H. Basic experiment of blood-pressure measurement which uses FBG sensors. In Proceedings of the 2013 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC); IEEE, 2013; pp. 1767–1770.
35. Katsuragawa, Y.; Ishizawa, H. Non-invasive blood pressure measurement by pulse wave analysis using FBG sensor. In Proceedings of the 2015 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings; IEEE, 2015; pp. 511–515.
36. Haseda, Y.; Ishizawa, H.; Koyama, S.; Ogawa, K.; Fujita, K.; Chino, S.; Fujimoto, K. Fundamental Research of Pulse Wave and Blood Pressure Measurement Using Passive Edged Filter Integrated in Fiber Bragg Grating Measurement System. *proceedings, IEEE SICE* **2018**.
37. 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* **2017**, *17*, 2702.
38. Miyauchi, Y.; Ishizawa, H.; Niimura, M. Measurement of Pulse Rate and Respiration

- Rate Using Fiber Bragg Grating Sensor. *Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers* **2013**, *49*, 1101–1105.
39. Ogawa, K.; Koyama, S.; Ishizawa, H.; Fujiwara, S.; Fujimoto, K. Simultaneous Measurement of Heart Sound, Pulse Wave and Respiration with Single Fiber Bragg Grating Sensor. In Proceedings of the 2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA); IEEE, 2018; pp. 1–5.
 40. Rajan, G. *Optical fiber sensors: advanced techniques and applications*; CRC press, 2015;
 41. Yun, S.H.; Richardson, D.J.; Kim, B.Y. Interrogation of fiber grating sensor arrays with a wavelength-swept fiber laser. *Optics letters* **1998**, *23*, 843–845.
 42. Nakazaki, Y.; Yamashita, S. Fast and wide tuning range wavelength-swept fiber laser based on dispersion tuning and its application to dynamic FBG sensing. *Optics express* **2009**, *17*, 8310–8318.
 43. Léguillon, Y.; Tow, K.H.; Besnard, P.; Mugnier, A.; Pureur, D.; Doisy, M. First demonstration of a 12 DFB fiber laser array on a 100 GHz ITU grid, for underwater acoustic sensing application. In Proceedings of the Optical Sensing and Detection II; International Society for Optics and Photonics, 2012; Vol. 8439, p. 84390J.
 44. Chan, T.H.; Yu, L.; Tam, H.-Y.; Ni, Y.-Q.; Liu, S.Y.; Chung, W.H.; Cheng, L.K. Fiber Bragg grating sensors for structural health monitoring of Tsing Ma bridge: Background and experimental observation. *Engineering structures* **2006**, *28*, 648–659.
 45. Cui, J.; Hu, Y.; Feng, K.; Li, J.; Tan, J. FBG Interrogation Method with High Resolution and Response Speed Based on a Reflective-Matched FBG Scheme. *Sensors* **2015**, *15*, 16516–16535.
 46. Liu, Z.; Htein, L.; Lee, K.-K.; Lau, K.-T.; Tam, H.-Y. Large dynamic range pressure sensor based on two semicircle-holes microstructured fiber. *Scientific reports* **2018**, *8*, 65.
 47. Varnham, M.P.; Barlow, A.J.; Payne, D.N.; Okamoto, K. Polarimetric strain gauges using high birefringence fibre. *Electronics Letters* **1983**, *19*, 699–700.
 48. Picherit, F.; Mineau, J.L. Interferometric—polarimetric force and temperature

- sensor using high and low birefringence fibres with a short coherence length source. *Optics communications* **1990**, *79*, 295–299.
49. Zhang, F.; Lit, J.W. Temperature and strain sensitivity measurements of high-birefringent polarization-maintaining fibers. *Applied optics* **1993**, *32*, 2213–2218.
 50. Urbanczyk, W.; Nawrocka, M.S.; Bock, W.J. Digital demodulation system for low-coherence interferometric sensors based on highly birefringent fibers. *Applied optics* **2001**, *40*, 6618–6625.
 51. Gahir, H.K.; Khanna, D. Design and development of a temperature-compensated fiber optic polarimetric pressure sensor based on photonic crystal fiber at 1550 nm. *Applied optics* **2007**, *46*, 1184–1189.
 52. Fu, H.Y.; Khijwania, S.K.; Tam, H.Y.; Wai, P.K.A.; Lu, C. Polarization-maintaining photonic-crystal-fiber-based all-optical polarimetric torsion sensor. *Applied optics* **2010**, *49*, 5954–5958.
 53. Kim, D.-H.; Kang, J.U. Sagnac loop interferometer based on polarization maintaining photonic crystal fiber with reduced temperature sensitivity. *Optics Express* **2004**, *12*, 4490–4495.
 54. Zhao, C.-L.; Yang, X.; Lu, C.; Jin, W.; Demokan, M.S. Temperature-insensitive interferometer using a highly birefringent photonic crystal fiber loop mirror. *IEEE Photonics Technology Letters* **2004**, *16*, 2535–2537.
 55. Dong, X.; Tam, H.Y.; Shum, P. Temperature-insensitive strain sensor with polarization-maintaining photonic crystal fiber based Sagnac interferometer. *Applied physics letters* **2007**, *90*, 151113.
 56. Frazao, O.; Baptista, J.M.; Santos, J.L. Temperature-independent strain sensor based on a Hi-Bi photonic crystal fiber loop mirror. *IEEE sensors Journal* **2007**, *7*, 1453–1455.
 57. Fu, H.Y.; Tam, H.Y.; Shao, L.-Y.; Dong, X.; Wai, P.K.A.; Lu, C.; Khijwania, S.K. Pressure sensor realized with polarization-maintaining photonic crystal fiber-based Sagnac interferometer. *Applied optics* **2008**, *47*, 2835–2839.

58. Childs, P.; Wong, A.C.; Fu, H.Y.; Liao, Y.; Tam, H.; Lu, C.; Wai, P.K.A. Fourier analysis for hydrostatic pressure sensing in a polarization-maintaining photonic crystal fiber. *Applied optics* **2010**, *49*, 6861–6867.
59. Frazão, O.; Silva, S.O.; Baptista, J.M.; Santos, J.L.; Statkiewicz-Barabach, G.; Urbanczyk, W.; Wojcik, J. Simultaneous measurement of multiparameters using a Sagnac interferometer with polarization maintaining side-hole fiber. *Applied Optics* **2008**, *47*, 4841–4848.
60. Liu, Y.; Liu, B.; Feng, X.; Zhang, W.; Zhou, G.; Yuan, S.; Kai, G.; Dong, X. High-birefringence fiber loop mirrors and their applications as sensors. *Applied optics* **2005**, *44*, 2382–2390.
61. Fávero, F.C.; Quintero, S.M.; Martelli, C.; Braga, A.; Silva, V.V.; Carvalho, I.; Llerena, R.W.; Valente, L.C. Hydrostatic pressure sensing with high birefringence photonic crystal fibers. *Sensors* **2010**, *10*, 9698–9711.
62. Zhang, J.; Qiao, X.; Guo, T.; Weng, Y.; Wang, R.; Ma, Y.; Rong, Q.; Hu, M.; Feng, Z. Highly sensitive temperature sensor using PANDA fiber Sagnac interferometer. *Journal of Lightwave Technology* **2011**, *29*, 3640–3644.
63. Chen, Y. Fiber optic temperature and pressure sensor and system incorporating same 2010.

また、本論文の以下の章の内容は、下記の投稿論文・プロシーディングに基づいて作成したものである。

2章: Ken Ogawa, Shouhei Koyama, Yuuki Haseda, Keiichi Fujita, Hiroaki Ishizawa, and Keisaku Fujimoto. “Simultaneous Measurement of Heart Sound, Pulse Wave and Respiration with Single Fiber Bragg Grating Sensor.” 2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)

4章: Ken Ogawa, Shouhei Koyama, Hiroaki Ishizawa, Seiya Fujiwara, and Keisaku Fujimoto “Wireless, Portable Fiber Bragg Grating Interrogation System Employing Optical Edge Filter.” *Sensors* 第19巻14号 3222-1~12 ページ

5 章: Ken Ogawa, Keiichi Fujita, and Tsutomu Yamate “Simultaneous measurement of temperature and pressure with serially spliced reflecting birefringent optical fibers” AIP Advances 第9巻 10号 105105-1~5 ページ

謝辞

本研究の遂行、また論文の作成に当たり、温かいご指導とご支援を賜りました信州大学繊維学部教授石澤広明博士に厚く御礼申し上げます。

本論文を御査読戴き、貴重なご助言を賜りました信州大学工学部教授斎藤保典博士、東北大学工学部教授早瀬敏幸博士、信州大学工学部准教授上口光博士、同准教授橋本昌巳博士に御礼申し上げます。

本研究の遂行に当たり、貴重なご助言を戴きました同助教授児山祥平博士に深く感謝致します。

本研究の遂行に当たり、貴重なご支援を戴きました信州大学医学部教授藤本圭作博士に心より感謝致します。

本研究の遂行並びに実施に当たり、貴重なご支援を戴きました長野計器株式会社 依田恵夫会長、佐藤正継社長、山岸一也取締役、山手勉フェロー、土屋宗典次長、藤田圭一課長に深く感謝致します。

研究の実施に当たり、様々ご助言を戴きました信州大学繊維学部石澤・児山研究室の皆様、長野計器株式会社開発センターの皆様に感謝致します。

また、本研究について様々ご尽力を戴いていた矢先、思いがけず急逝された信州大学繊維学部教授細谷聡博士に感謝と哀悼の意を表します。

最後に、今まで温かく見守って戴いた両親に心より感謝致します。

2020年3月

小川 顕