FBG センサを用いた収縮期血圧計測における基礎検討

高 木 翼*・石 澤 広 明**

児 山 祥 平***・新 村 正 明*

Fundamental Study on Blood Pressure Measurement by FBG Sensor

Tsubasa TAKAGI*, Hiroaki ISHIZAWA**,
Shohei KOYAMA*** and Masaaki NIIMURA*

In recent years, the demands for vital sign measurement system have been increasing, such as home health care for elderly people, or self-health management for healthy people. In this study, we aimed at the development of a non-invasive wearable device to measure vital sign. We use a Fiber Bragg Grating (FBG) sensor as pulse wave sensor. A FBG sensor is the optical fiber. Therefore, a FBG sensor has a lot of features. Its characteristics are suitable for the measurement of vital signs at all times. We fix FBG sensors to different two points of the body surface and acquired pulse wave. We calculated the systolic blood pressure by using Pulse Transit Time (PTT) which is arrival time lag of pulse wave. We have confirmed the validity of the principle of systolic blood pressure measurement by FBG sensors.

Key Words: blood pressure measurement, FBG sensor, wearable

1. はじめに

2013 年 12 月, 日本の高齢者人口は 3207 万人に増加し総人口に対する高齢者の割合はおよそ 25%に達している¹⁾. また独居高齢者の増加も顕著であり 1980 年には高齢者人口に占める割合は 15.5%であったが, 2010 年には 31.4%となっている²⁾. 高齢者の増加により医療費の高騰に加え医療従事者の不足が生じ, 独居高齢者の在宅健康モニタを目的とした簡便なバイタルサイン測定システムが必要とされている³⁾. そのほかにも医療費の高騰を緩和するため健康者の日常的な自己健康管理に対しても需要が高くなっている⁴⁾.

ここでバイタルサインとは血圧, 心拍数, 体温, 呼吸状態, 意識レベルを指し, 人の健康状態を端的に表わす医療における最も基礎的な指標である⁵⁾. バイタルサインは身体的状態や精神状態の変化によって容易に変動し, 血圧においては医師が測定した血圧が被験者本来の血圧を代表するものとは限らない^{6), 7)}. したがって変動するバイタルサインを把握する

ためには常時測定が求められる. しかしながら現在使用されているバイタルサイン測定器は据え置き型のものが中心であるため, 身体的拘束があり常時測定に適さない³⁾. そのため耳に装着するウェアラブルな測定器⁸⁾や着座時に衣服を介してバイタルサインを計測する研究⁹⁾などがされている. しかし前者は装着によるストレスや体動による影響の問題, 後者はバイタルサインを測定する場が限られるという問題がある. そのほかにはレーダーや熱画像を用いた非接触でバイタルサインを計測するシステムの開発が進められ^{10), 11)}, 感染リスクのある患者の非接触モニタ, 電気的センサが使用できない環境¹²⁾での使用が期待される.

本研究では Fiber Bragg Grating (FBG) センサを使用した拘束感の少ない無意識計測可能なバイタルサインセンサの開発を目的としている. FBG センサは堤防決壊予知システムなど土木, 建築関連の分野で実用化され, 近年では防爆性や信頼性の面からプラント関連の応用が注目されている^{13), 14)}. しかしわれわれは従来のセンサシステムに対して高分解能を有するファブリペローエタロン型のシステム^{15), 16)}を生体計測へ応用した. そして, センサを医療テープで皮膚表面に貼り付けるだけで微弱な脈圧の変化を検出することを提案した^{17), 18)}.

これまでに筆者らは FBG センサを使用した脈拍数, 呼吸数計測システムの妥当性を示し¹⁹⁾これらに加え血圧を簡便に計測するシステムの開発を目指している. 血圧計測では FBG センサを体表面の異なる二点に固定し, 二つの波形の到達時間差である Pulse Transit Time (PTT) が収縮期血圧と線形関係にあることを用いて収縮期血圧の予測を行ってきた^{20), 21)}.

* 信州大学大学院理工学系研究科 長野市若里 4-17-1

** 信州大学学術研究院先鋭領域融合研究群 上田市常田 3-15-1

*** 信州大学繊維学部 上田市常田 3-15-1

* Graduate School of Science and Technology, Shinshu University, 4-17-1 Wakasato, Nagano

** ICCER, Shinshu University, 3-15-1 Tokida, Ueda

*** Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu University, 3-15-1 Tokida, Ueda

(Received July 17, 2014)

(Revised February 4, 2015)

カフを用いない血圧計測の研究開発は光電式容積脈波計や心電計を使用して PTT や Pulse Arrival Time (PAT) を計測するシステム^{22)~24)}が主流である²⁵⁾。しかし、脈波センサとして使用される光学的デバイスは未ださまざまな課題を有している。たとえば発汗などによる水分の急激な変化のノイズを受けることや、プローブ装着時の圧力と光源エネルギーによる低温熱傷の事例がある²⁶⁾。

FBG センサは光ファイバセンサであるため、小型で安価であり、耐腐食性に優れ、水の影響を受けず、高感度、高精度にひずみの測定が可能である²⁷⁾。これらの特徴はバイタルサインセンサに適していると考えられ、システムを小型にすることで携帯型の常時測定可能なバイタルサインセンサを開発できる。また 1 本の光ファイバに複数のセンサを接続できることから脈波の同時多点計測が可能である²⁸⁾。さらに、FBG センサに給電しないため引火の恐れがなく、電磁波の影響を受けない。そのため、高酸素濃度室や MRI 室などの特殊環境における生体情報センサとしての応用も考えられ、非接触センサが解決しようとする課題の一つを解決する。

本報告では FBG センサを手首と肘に固定し動脈の伸縮を体表面からひずみとして捉えることで脈波を取得した。手首と肘から取得した脈波の対応するピークの時間差から収縮期血圧を算出し妥当性を示した。また FBG センサで得られる脈波の種類と基準点、測定部位を肘と手首として PTT を計測した際の血圧測定精度と誤差要因について報告する。

2. 原 理

2.1 FBG センサとシステム構成

FBG とは光ファイバのコアの屈折率を周期的に変化させたファイバ型デバイスである。屈折率の周期的な変化が回折格子の役割を果たし光フィルタの機能を有する。広帯域の波長をもつ光がセンサ部へ入射されると特定の波長をもつ光が反射される。特定の波長をブラッグ波長といい (1) 式を満たす²⁷⁾。 λ_B はブラッグ波長、 n_{eff} はコアの有効屈折率、 Λ はグレーティング周期である。

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

FBG センサの長さ方向にひずみが生じた場合グレーティング周期 Λ が変化し、ブラッグ波長 λ_B の変化量を計測することでひずみを測定することができる。

Fig. 1 に本実験で使用した長野計器 (株) 製ヘテロダイン FBG センサシステム PF25-S01 の概要図を示す。ASE 光源の波長範囲の 1525~1575 nm 内において FBG センサの反射波長範囲が異なるセンサが直列に接続されている。FBG センサ 0, 1, 2 の反射波長範囲はそれぞれ 1530 ± 0.5 nm, 1550 ± 0.5 nm, 1560 ± 0.5 nm である。FBG センサ部分での反射光は光路長の異なる光路を進み、合波することで干渉光となる。干渉光はビームスプリッターで分波され、波長分割多重で FBG センサ 0, 1, 2 に対応する波長帯に分割し検出される。センサ部分での反射光の波長が連続的に変化すると

Fig. 1 Overview of the sensor system

検出される信号は正弦波を描き、その位相変化と波長変位量の間には (2) 式の比例関係が成り立つ。

$$\Delta\phi = (2\pi nd/\lambda^2)\Delta\lambda \quad (2)$$

ϕ は位相、 d は光路差、 λ は波長である。また同じ反射波長帯ごとの三つの光検出器の出力は (3) 式で表わされる。

$$V_n = \alpha_n [C + \cos(\phi(t) + 2\pi(n-1)/3)] \quad (3)$$

C はオフセット、 α は出力の振幅、 V_n および n は電圧と光検出器番号 ($n = 1, 2, 3$) であり三つの光検出器出力は 3 分の 2π ずつ位相がずれる。つぎに位相の異なる三つの信号における位相角度を (4) 式で求め、(5) 式の位相角度復調方程式で位相を復調する。

$$\tan \phi(t) = \frac{\sqrt{3}\alpha_1(\alpha_3V_2 - \alpha_2V_3)}{\alpha_1(\alpha_3V_2 + \alpha_2V_3) - 2\alpha_2\alpha_3V_1} \quad (4)$$

$$\phi(t) = \arctan \frac{\sqrt{3}\alpha_1(\alpha_3V_2 - \alpha_2V_3)}{\alpha_1(\alpha_3V_2 + \alpha_2V_3) - 2\alpha_2\alpha_3V_1} \quad (5)$$

三つの信号の振幅と中央値を計測しゲインとオフセットを付与することで (5) 式は (6) 式のようにかける。

$$\phi(t) = \arctan \frac{\sqrt{3}(V_2 - V_3)}{(V_2 + V_3 - 2V_1)} \quad (6)$$

(6) 式により位相を復調し (2) 式から波長変位を算出することで、2 箇所のひずみを時間的に同期した状態で波長変位として測定できる²⁹⁾。また FBG センサの回折格子間隔は温度変化によって変化し、温度補正用の FBG センサ 0 とひずみ測定用 FBG センサ 1, 2 との差をとることで温度の影響を除去する。Fig. 1 の ch.0, ch.1-ch.0, ch.2-ch.0 はそれぞれ FBG センサ 0, 1, 2 の出力に対応する。

従来の FBG センサシステムは波長検出分解能でおよそ 5 pm, ひずみ分解能で $4.2 \mu\text{strain}$ であるのに対して本装置の波長検出分解能 0.1 pm, ひずみ分解能で $0.08 \mu\text{strain}$ である³⁰⁾。高性能のひずみセンサシステムが実用化されたことにより、今回の脈波測定が可能になった。

FBG センサにより取得した脈波波形は脈波検査として動脈硬化や高血圧の診断に役立たせることが期待できる³¹⁾。これを考慮した FBG センサによる呼吸数、脈拍数の測定条件¹⁹⁾

に従い、波長変位を 1 kHz のサンプリングレートで取得した。これは 20 kHz のサンプリングレートで取得した波長変位を 20 点平均したものであり、バックグラウンドノイズが減少し、かつ脈波のピーク形状の特徴を再現している平滑化処理だと考えられる。

2.2 Pulse Wave Velocity (PWV)

PWV は脈波が伝播する速度であり 1878 年に Moens と Korteweg によって (7) 式で表わされた³²⁾。

$$PWV^2 = E \cdot h / 2r \cdot \rho \quad (7)$$

(7) 式中の E は血管のヤング率、 r は動脈壁の半径、 h は動脈壁の厚さ、 ρ は血液の密度である。動脈はその中に血液が満たされることにより円筒形を保てるほど柔らかいものであるため動脈壁のヤング率は血液の圧力である血圧値の影響を大きく受ける。Asmar らは収縮期血圧と測定部位を頸動脈、大腿動脈とした際の PWV、年齢の関係を次式、 $PWV = 0.07 \times \text{収縮期血圧} + 0.09 \times \text{年齢} - 4.3$ で示した³²⁾。PWV は収縮期血圧および年齢とともに直線的に上昇するが、実際は同年齢であっても個人差があり、それが PWV による血圧計測の誤差要因となることが明らかになっている³³⁾。そのため、私たちは個人に最適化した検量線を構築することで血圧計測精度の向上を図る。

3. 方 法

3.1 FBG センサによる脈波測定方法

Fig. 2 に示すように肘の上腕動脈と手首の橈骨動脈上の皮膚表面にセンサを医療用テープで固定した。その際、センサは動脈の通る方向に対して垂直に配置した。また、上腕動脈と橈骨動脈は臨床における脈拍数の触診で脈拍を触知しやすく、動脈の伸縮を検出することが比較的容易であるため測定部位とした^{34), 35)}。さらに、同一の血管を伝播した脈波であるため、脈波形状が類似し PTT を精度よく算出できると考えられる³⁶⁾。

左上腕で OMRON (株) 製の電子血圧計 HEM-1020 により収縮期血圧を測定し参照値とした。電子血圧計は医療機器認証を得ており、血圧の測定誤差は $\pm 3 \text{ mmHg}$ である。脈波の測定は電子血圧計の測定開始から終了までとして同時に行ない、センサの貼り直しをせずに 100 回実施した。電子血圧計の測定時間は血圧の高さによって変動し、およそ 15 s から 20 s である。これらの測定は、脈波と参照値の測定部位が心臓と同じ高さになるよう仰臥位で行なった。

3.2 収縮期血圧測定方法

3.1 節の方法で取得した脈波を二次のバタワース特性をもつバンドパスフィルタ ($0.5 < f < 5 \text{ Hz}$) に通した。これは脈波の特徴を再現し、かつ血圧測定の誤差とピーク検出精度の低下の要因となるノイズを除去するためである。脈波を二次多項式で近似し、傾きが 0 かつ波長変位および半値幅の閾値を超えたピークを検出し、手首と肘から得た脈波の対応するピーク時間差を算出した。そして測定時間におけるピー

Fig. 2 The state of the pasted sensor

Table 1 Information of the subjects

	Height [cm]	Weight [kg]	Age
Average	173	70	22.5
σ	8	10	0.6

ク時間差の平均値を PTT とした。上記の解析には National Instruments 社製の LabVIEW を使用した。

Leave-one-out 法による Cross-validation により収縮期血圧の検量線の構築と検証を行なう。被験者は健康な 20 代男性 4 名 (A, B, C, D) とし、被験者の身長、体重、年齢の平均と標準偏差 σ を Table 1 に示した。また、3.1 節の計測と検量線の構築および検証を被験者ごとに行なった。

American Association of Medical Instrumentation (AAMI) の電子血圧計の精度基準は聴診法との平均較差が 5 mmHg 以内にあるべきと規定している³⁷⁾。しかし、規格に適合した装置であっても、ある個人にとって適当に測定しているとは必ずしもいえない例が表われる。そのため、日本高血圧学会では、ある個人において聴診法との平均較差が 5 mmHg 以内の装置をその個人に適した装置とすることが臨床的に望ましいとしている³⁷⁾。これに従い、本報告では聴診法の代りに精度基準を満たした電子血圧計により測定した収縮期血圧を基準値とし、基準値との平均較差が被験者ごとに 5 mmHg 以内となることを目標精度とした。また、本報告では標準誤差は基準値との平均較差を指すこととする。

4. 実験結果

4.1 FBG センサにより取得した脈波形状

被験者 A の 20 秒間の測定波形の一例を Fig. 3 にフィルタ処理後の拡大波形を Fig. 4 に示した。触診センサとして脈波形状を取得でき、被験者 B, C, D においても同様の結果を得た。また手首と肘の脈波形状が類似していることがわかる。

4.2 収縮期血圧測定結果

被験者 4 名の参照収縮期血圧と PTT の比較を Fig. 5 に示した。Fig. 5 からすべての被験者において参照収縮期血圧の増加に伴い、PTT が減少していることが確認できる。これは PTT と収縮期血圧の関係に対応している。検量線の Leave-one-out 法による Cross-validation 結果を Table 2 に示し、算出値と参照値の比較を Fig. 6 に示した。検量線の検証結果における相関係数 R はすべての被験者において有意 ($p < 0.01$)

Fig. 3 The pulse waveform measured by FBG sensor of the subject A

Fig. 4 Partial enlargement of filtered waveform

Fig. 5 The relationship between systolic blood pressure and PTT

Table 2 Validation result of systolic blood pressure measurement

Subject	Subject A	Subject B	Subject C	Subject D
S.E [mmHg]	3	3	4	4
R	0.79	0.68	0.71	0.69

となり、標準誤差 S.E は目標精度の ± 5 mmHg 以内であることから、高精度に収縮期血圧測定を行なうことができ検量線の妥当性を示した。

5. 考 察

5.1 FBG センサによる脈波形

指尖容積脈波の二次微分波形である加速度脈波の基本形を Fig. 7 に示す³⁸⁾。Fig. 7 の a~e 波は加速度脈波の特徴的なピークである。Fig. 4 と比較すると特徴的なピークの形状が

Fig. 6 Correlation of reference and estimated value

Fig. 7 The basic form of an acceleration pulse wave

類似している。また、加速度脈波は指尖容積脈波を二次微分したものであるため、加速度成分を有している。一方、FBG センサで取得される脈波は動脈の容積変化による皮膚表面のひずみを計測しているため容積脈波に起因するものであると考えられる。さらに、皮膚表面のひずみは血液が血管壁を押す力により生じるため加速度の成分を含んでいる。これらより FBG センサで測定された波形は加速度脈波であると思われる。同等の情報を有している可能性がある。われわれの目指すマルチバイタルサイン計測システムは脈波形状の変化が誤差要因となると考えられる。そのため、最適な脈波の前処理方法およびサンプリング周波数を検討する必要がある。

本実験で検出したピークは指尖容積脈波の立ち上がり点に対応する。脈波の基準点を加速度脈波から得る方法は二次微分法と呼ばれ、PTT 計測に適している³²⁾。これは動脈の末梢で発生する脈波の反射波がピークの形状変化させる影響を受けにくく、再現性が良いためである。また、手首と肘から取得した脈波の形状が類似している。これは同一の血管を伝播した脈波を計測したためだと考えられる。フィルタ処理による脈波の位相変化が測定部位によって異なると PTT 計測の誤差要因となる。しかし、測定部位を肘と手首とした場合、波形が類似することでフィルタ処理による位相変化の差が小さくなり、PTT 計測誤差が低減する可能性がある。

Fig. 7 の a~e 波は動脈硬化度の診断に有効な指標であり、

本実験で取得した脈波が脈波診断に応用可能であるかを心電計や光電容積脈波計の脈波と比較して検証する必要がある。また、現在はモニタ付きのPCで本システムを駆動しているが、システムの駆動アルゴリズムをマイコンチップやFPGA (Field Programmable Gate Array) に組み込むことで小型端末とし、衣服などに装着可能なシステムを目指す。

5.2 収縮期血圧測定

収縮期血圧測定の結果、すべての被験者において有意な相関となり目標精度を満たしたため、FBG センサによる収縮期血圧計測の妥当性を示した。今後は高血圧患者や高齢者、子供など多様な被験者において実験を行ない、本システムの汎用性を確認する。

本実験では安静状態で測定を行なったため体動の影響はなかったが、ウェアラブルセンサに発展させるには体動をどう低減するか検討する必要がある。FBG センサは同時多点測定が可能であり、脈波の測定部位の近傍に脈波を測定しないセンサを固定し、差をとることで体動が低減する可能性がある。また、光電脈波センサにおける体動の影響の除去方法として、加速度センサや体動除去アルゴリズムを用いた方法が報告されている^{39), 40)}。今後、これらのような手法が本計測システムに有効か検証していく。

本実験では参照値の測定にカフ式の電子血圧計を用い、測定中に出現したピークの時間差平均をPTTとした。被験者Dのピーク時間差の標準偏差が最も大きく7msであった。これを血圧に換算するとおよそ3.5mmHgとなり、ピーク時間差の変動は誤差要因だといえる。血圧は1心拍ごとに変動し、それがピーク時間差を変動させる因子だと考えられる。そのため、血圧を1心拍ごとに測定可能なトノメトリ式血圧計を参照値計として使用し、1心拍ごとのPTTと血圧によって検量線を構築することで精度の向上を目指す。

本報告ではセンサの貼り直しをせずに脈波の測定を行なったが、本計測システムはセンサの固定位置のずれが誤差要因となる。固定位置が動脈に平行な方向に1cmずれた場合、血圧は今回の被験者の最大値でおよそ2mmHg変化する。今後センサ固定位置のずれを解消する固定方法について検討する必要がある。

カフを用いない収縮期血圧測定の研究開発においてPTTのような単一の指標を使用するのは信頼性に欠ける³³⁾という報告やPTTと血圧の関係性が変動し検量線の校正に手間がかかるという指摘がある^{3), 5)}。血圧と相関がある指標はPTT以外にFig. 7で示した指標や脈波の立ち上がり時間など複数報告されている^{33), 41)}。また脈拍数や動脈硬化度はPWVに影響を与え、血圧とPTTの関係性の変動要因となる³²⁾。したがって、血圧やPTTに影響を与える因子を脈波から抽出し多変量的に解析することで血圧測定の信頼性向上や検量線の校正頻度の低減に繋がる可能性がある。今後、多変量解析を用いたシステムが有効であるか検証する。

6. ま と め

本報告ではFBG センサにより手首と肘から脈波を取得した。その波形からPTTを求め収縮期血圧を算出した。参照値と算出値との間に有意な相関を確認し目標精度である ± 5 mmHg以内に標準誤差が収まったことから本システムによる収縮期血圧計測の妥当性を示した。以上よりFBG センサを用いることで簡易に脈拍数と呼吸数に加え、収縮期血圧を測定できる可能性を見いだした。

今後は体動の影響の低減や脈波から得られる複数の生体情報を使用した多変量的解析の手法を検討し、高精度で高安定な検量線の構築が課題である。また、駆動アルゴリズムをFPGAやマイコンチップに組み込むことで小型化する必要がある。これらの課題を解決することで低拘束バイタルサインセンサの開発を目指す。

なお本研究は、平成22年度信州大学繊維学部戦略的プロジェクト研究 (オブティクスナノファイバグループ) の支援により実施された。

参 考 文 献

- 1) 総務省統計局：人口推計—平成26年5月報 (2014)
- 2) 内閣府：平成24年版高齢社会白書 (2012)
- 3) 山越憲一：無侵襲、無拘束、そして無意識拘束へ、精密工学会誌, **62-11**, 1525/1529 (1996)
- 4) 山崎, 荒井, 小山：ユビキタス健康管理システムの実装と評価, 情報処理学会研究報告, **54**, 45/50 (2008)
- 5) 徳田安春：Dr. 徳田のバイタルサイン講座, 2/10, 29/34, 日本医事新報社 (2013)
- 6) 荻尾七臣：診断と治療の進歩—仮面高血圧—病態と治療—, 日本内科学会雑誌, **96-1**, 79/85 (2007)
- 7) 桑島 巖：診断と治療の進歩—白衣高血圧, 日本内科学会雑誌, **88-2**, 47/52 (1999)
- 8) E.S. Winokur, D.D. He and C.G. Sodini: A wearable vital signs monitor at the ear for continuous heart rate and Pulse Transit Time measurements, 2012 Annual International Conference of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2724/2727 (2012)
- 9) 草島, 中島, 斎藤：衣類を介した光電脈波計測のための脈波センサ開発, 電子情報通信学会論文誌D, **J95-D-4**, 713/721 (2012)
- 10) S. Suzuki, T. Matsui, H. Kawahara, H. Ichiki, J. Shimizu, Y. Kondo, S. Gotoh, H. Yura, B. Takase and M. Ishihara: A non-contact vital sign monitoring system for ambulances using dual-frequency microwave radars, Med. Biol. Eng. Comput., **47-1**, 101/105 (2009)
- 11) M. Garbey, N. Sun, A. Merla and I. Pavlides: Contact-Free Measurement of Cardiac Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery, IEEE Trans. Biomedical Engineering, **54-8**, 1418/1426 (2007)
- 12) 日本高気圧環境・潜水医学会：高気圧酸素治療の安全基準, 日本高気圧環境・潜水医学会 (2010)
- 13) 安立正二：光ファイバセンシング技術の最新動向, 電子情報通信学会技術研究報告, **100-58**, 51/56 (2010)
- 14) 水間, 小林, 田中, 佐々木：光ファイバブラッググレーティング (FBG) を用いた防災センサ用FBG差動光回路の特性, 電子情報通信学会技術研究報告, **105-242**, 41/44 (2005)
- 15) W.W. Morey, G. Meltz and W.H. Glenn: Fiber optic Bragg grating sensors, Proc. SPIE, **1169**, 98/106 (1989)
- 16) 和田, 柿友, 田中, 高橋：FBGを用いたファブリ・ペロー干渉

- 渉計による振動センシングの検討, Proc. of Symposium on Ultrasonic Electronics, **29**, 7/8 (2008)
- 17) Y. Miyauchi, H. Ishizawa and S. Koyama: The Pulse Rate Measuring System which Use FBG Sensors, Proc. 13th International Symposium on the Science and Technology of Lighting, 415/416 (2012)
- 18) S. Sato, H. Ishizawa, A. Hattori and Y. Miyauchi: Study of Fixed Points in Pulse rate Measurement by FBG sensor, SICE Annual Conference 2012 Final Program and Papers, 1849/1851 (2012)
- 19) 宮内, 石澤, 新村: 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, **49**-12, 1101/1105 (2013)
- 20) Y. Miyauchi, H. Ishizawa, S. Koyama and S. Sato: Verification of the Systolic Blood-pressure Measurement Principle by FBG Sensors, SICE Annual Conference 2012 Final Program and Papers, 1852/1854 (2012)
- 21) 高木, 石澤, 服部: FBG センサを用いた血圧計測における基礎的検討, センシングフォーラム資料, **30**, 57/60 (2013)
- 22) H. Gesche, D. Grosskurth, G. Küchler and A. Patzak: Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: Comparison to a cuff-based method, European Journal of Applied Physiology, **112**-1, 309/315 (2012)
- 23) F.S. Cattivelli and H. Garudadri: Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration, Proc. Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 114/119 (2009)
- 24) 飯島, 亀山, 秋下, 大内, 柳元, 今井, 矢作, G. Lopez, 酒造, 山田: 高齢者におけるウェアラブル血圧センサーの臨床応用, 人工知能学会論文誌, **27**-2, 40/45 (2012)
- 25) 木村, 谷岡: 米国の医療制度改革を支えるセンサー技術, 電子情報通信学会基礎・境界ソサイエティ Fundamentals Review, **4**-4, 311/317 (2010)
- 26) 鶴川貞三: パルスオキシメータの現状および問題点, 医学, **77**-2, 52/59 (2007)
- 27) 森田, 中村, 香月: センシング用 FBG, 昭和電線レビュー, **54**-1, 18/22 (2004)
- 28) 川村, 佐藤, 宮内, 児山, 石澤: FBG センサによる脈拍数の同時多点計測に向けた基礎的検討, 電子情報通信学会技術研究報告, **111**-246, 65/69 (2011)
- 29) M.D. Todd, G.A. Johnson and C.C. Chang: Passive, light intensity-independent interferometric method for fiber Bragg grating interrogation, Electron Letters, **35**-22, 1970/1971 (1999)
- 30) Y. Sano and T. Yoshino: Fast Optical Wavelength Interrogator Employing Arrayed Waveguide Grating for Distributed Fiber Bragg Grating Sensors, Journal of Light-wave Tech., **21**-1, 132/139 (2003)
- 31) 椎名晋一: 脈波の鑑別診断, 3/23, 医学出版社 (1970)
- 32) 宗像正徳: PWV を知る PWV で診る, 4/11, 20/23, 35/36, 67/69, 中山書店 (2006)
- 33) Y. Kurylyak, F. Lemonaca and D. Grimaldi: A Neural Network-based Method for Continuous Blood Pressure Estimation from a PPG Signal, Proc. 2013 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC 2013), 280/283 (2013)
- 34) A. シェフラー, S. シュミット: からだの構造と機能, 228/234, 西村書店 (2002)
- 35) 照井直人: これならわかる生理学, 116/119, ナツメ社 (2011)
- 36) 高木, 石澤, 宮内, 服部, 桂川: FBG センサを用いた収縮期血圧計測における測定部位の検討, 日本生体医工学会甲信越支部長野地区シンポジウム論文集, 1/2 (2013)
- 37) 日本高血圧学会: 家庭血圧測定の指針, 7/25, ライフサイエンス出版 (2011)
- 38) 本間, 伊藤, 古藤, 池上: 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, **41**-1, 98/107 (1992)
- 39) 福島, 河中, 小栗: 腕時計型光電容積脈波センサによる運動時心拍数推定, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE, ME とバイオサイバネティックス, **112**-63, 49/54 (2012)
- 40) 木村, 大崎, 岩田: ウェアラブル脈波センサと心拍数検出アルゴリズム, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE, ME とバイオサイバネティックス, **100**-350, 43/49 (2000)
- 41) 加川, 中嶋: 加速度脈波特徴量および時間情報を利用した加圧カフを用いない血圧計測の検討, 2011 年電子情報通信学会ソサエティ大会論文集, 通信 (2), 462 (2012)

[著者紹介]

高木 翼

2013 年信州大学繊維学部先進繊維工学課程卒業, 同年信州大学理工学系研究科修士課程に入学, 現在に至る. 専門は光計測, 生体計測.

石澤 広明 (正会員)

1980 年東北大学大学院理学研究科博士前期終了, 同年島津製作所入社, 83 年 (社) 長野県農村工業研究所. 96 年信州大学大学院工学系研究科博士後期課程修了. 2002 年信州大学繊維学部に着任, 現在に至る. 専門は計測システム, センシングデバイス, 非破壊計測, 生体計測など. 照明学会, 日本生体医工学会, 日本繊維機械学会など各会員. 博士 (工学).

児山 祥平 (正会員)

2005 年信州大学大学院工学系研究科修了. 同年信州大学繊維学部技術部に着任. 現在, 同大学大学院総合工学系研究科博士課程修了. 専門は光計測, 生体計測, 非破壊計測など. 照明学会会員. 博士 (工学).

新村 正明

1990 年信州大学大学院修士課程修了, 2002 年信州大学工学部情報工学科助手に就任. 同年博士 (工学) を取得. 2005 年信州大学工学部助教授, 2007 年信州大学工学部准教授に就任, 現在に至る. ネットワーク, ハードウェア記述言語, 組込システム, 教育支援システムに関する研究に従事. 電子情報通信学会, 情報処理学会, IEEE 各会員. 博士 (工学).