

電磁誘導を利用した触診可能頸動脈波センサの開発

学生員 平野 陽豊* 非会員 福地 智宏* 非会員 栗田 雄一**
非会員 神鳥 明彦*** 非会員 佐野 佑子*** 非会員 中村 隆治****
非会員 佐伯 昇**** 非会員 河本 昌志**** 非会員 吉栖 正生****
正員 辻 敏夫**

Development of a Palpable Carotid Pulse Pressure Sensor Using Electromagnetic Induction

Harutoyo Hirano*, Student Member, Tomohiro Fukuchi*, Non-member, Yuichi Kurita**, Non-member, Akihiko Kandori***, Non-member, Yuko Sano***, Non-member, Ryuji Nakamura****, Non-member, Noboru Saeki****, Non-member, Masashi Kawamoto****, Non-member, Masao Yoshizumi****, Non-member, Toshio Tsuji**, Member

(2012年2月1日受付, 2012年8月16日再受付)

This paper proposes a novel non-invasive and palpable measurement sensor for carotid pulse pressure. The unit consists of a pair of coil printed circuit boards, a pair of springs and a sensing plastic chip, with each spring attached between the circuit board and the chip. The distance between the boards is monitored from the displacement of the springs, and the information is converted into a voltage signal based on electromagnetic induction. First, the optimal forces externally applied to the proposed sensor were examined to allow accurate measurement of carotid pulse wave amplitude variations. It was found that the force applied when the measured maximum amplitudes of the sensor were obtained yielded the best performance. Next, carotid pulse waves were measured using the sensor with these optimal forces, and the results were compared with carotid pulse pressure values measured using a commercialized pulse wave transducer. The resulting coefficient of correlation between the two carotid waves was 0.9 or more. It was therefore concluded that the proposed sensor enables non-invasive measurement of carotid pulse waves.

キーワード：頸動脈波, 触診, 非観血計測, 磁気センサ, 電磁誘導

Keywords: carotid pulse pressure, palpation, non-invasive measurement, magnetic sensor, electromagnetic induction

* 広島大学大学院工学研究科
〒739-8527 広島県東広島市鏡山 1-4-1
Graduate School of Engineering, Hiroshima University
1-4-1, Kagamiyama, Higashi-Hiroshima, Hiroshima 739-8527, Japan

** 広島大学大学院工学研究院
〒739-8527 広島県東広島市鏡山 1-4-1
Faculty of Engineering, Hiroshima University
1-4-1, Kagamiyama, Higashi-Hiroshima, Hiroshima 739-8527, Japan

*** 日立製作所中央研究所
〒185-0014 東京都国分寺市東恋ヶ窪 1-280
Central Research Laboratory, Hitachi Ltd.
1-280, Higashi-Koigakubo, Kokubunji, Tokyo 185-0014, Japan

**** 広島大学大学院医歯薬保健学研究院
〒734-8553 広島県広島市南区霞 1-2-3
Institute of Biomedical & Health Sciences, Hiroshima University
1-2-3, Kasumi, Minami-ku, Hiroshima, Hiroshima 734-8553, Japan

1. 序 論

頸動脈は頭部および頸部に存在する脳へ血液を送るための弾性血管で、圧受容器と呼ばれる平均動脈血圧調整機構の一部が存在すること、頸動脈拍動は左心室、大動脈弁および大動脈の機能・形態を反映している⁽¹⁾⁽²⁾ことから、頸動脈波計測データは心機能診断時に重要な情報を与える。また、頸動脈は皮膚直下の比較的浅い部位を通過するため心臓の最も近くにある拍動が触診可能な動脈であることから、救急現場では触知により負傷者の頸動脈最低収縮期血圧、脈拍数、脈拍調律異常、一回心拍出量変化、脈拍遅速、血管壁性状が定性的に確認され、脳への血流循環が十分かどうか判断される⁽¹⁾。従って、触診時の頸動脈波を簡便に計測可能なシステムが開発されたら、より詳細かつ定量的なデータが収集可能となり、搬送先病院での迅速な処置につながる可能性がある。

従来までに頸動脈血圧脈波を計測する方法およびセンサはいくつか提案されている^{(3)~(9)}。例えば、観血的に血圧計

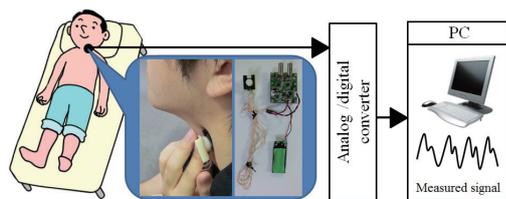


Fig. 1. Overview of the proposed system

測するセンサとして先端に圧トランスデューサを取り付けたカテーテルが開発されている⁽³⁾⁽⁴⁾。このセンサは精度よく連続血管内圧を計測可能であるが、侵襲的で危険を伴うことから手術中等の限定された環境のみで使用される。一方、非観血に血圧計測する方法には、超音波を用いた計測法⁽⁵⁾、空気圧を利用したセンサ⁽⁶⁾、トノメトリの原理^{(12)~(14)}を用いたセンサ^{(7)~(9)}が提案されている。ここで、超音波による手法ではBモードで計測された血管断面積変化波形を基に精度よく連続血圧値が推定可能であることが報告されている⁽⁵⁾が、血圧値を推定するにあたり被計測者の推定対象部位近辺の脈波伝搬速度 (Pulse Wave Velocity: PWV)⁽¹⁵⁾を事前計測する必要があるため、応急的血圧計測は難しい。空気圧を利用したセンサでは、頸動脈直上の皮膚に圧電素子を内蔵したセンサを取り付け、頸動脈圧に起因する皮膚-センサ間の空気圧変化計測するもので、観血脈圧波形と比較して高い相関が得られることが確認されている⁽⁶⁾が、血圧を直接計測しているわけではなくセンサ内部の空気圧を計測している点、また体表面に生じた脈波以外の振動もそのまま計測される点が課題として挙げられる。トノメトリの原理を用いたセンサは、微小な圧力センサユニットをアレイ状にしたセンサ⁽⁷⁾や、先端に圧トランスデューサを取り付けたペン型センサ⁽⁸⁾⁽⁹⁾等が開発されており、既に頸動脈-大腿動脈間PWV(carotid-femoral PWV)が数多く計測されている⁽⁹⁾⁽¹¹⁾。しかしながら、アレイ状センサでは計測時に用いる最適な圧力センサユニットを同定するまでに時間を要するため、短時間でセットアップを完了させることは困難である。また、ペン型センサ (SPT-301, Millar Instruments) は先端径が約6 [mm] に対し長さが15 [cm] あり、これを血管径の法線方向に適切な力で押し付けた状態を保ちながら計測する必要があるため、安定した計測を行うにはかなりの熟練を要する。さらに触診時の計測センサという観点で考えると、計測者がセンサを通じ患者の頸動脈波を触知可能である必要があるが、従来までにセンサを介して指で頸動脈波を触知可能なセンサは著者らの知る限り存在しない。

そこで、本論文では計測者がセンサを付けている状態で被計測者の頸動脈波が触知可能な計測センサ開発を目指す。具体的には、(I) 計測者がセンサを通じて頸動脈圧を知覚可能であること、(II) 小型で脱着が容易であること、(III) 計測時はセンサ姿勢が安定していること、(IV) 高いSN比で連続計測可能であることを満たすセンサを提案する。

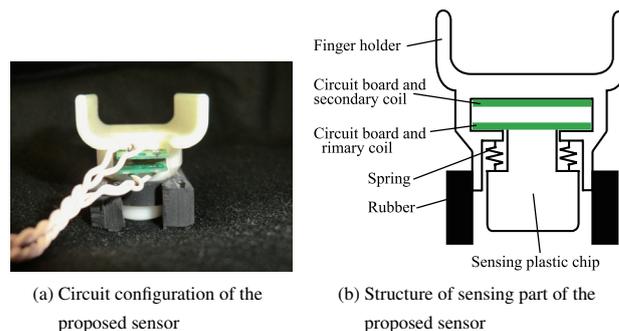


Fig. 2. Proposed sensor

2. 原理

頸動脈血圧脈波を計測するためには圧力センサを用いることが最も簡便であると考えられるが、一般的な圧電タイプの圧力センサでは頸動脈血圧脈波程度の比較的小さな圧力を計測するにはS/N比が低く、体表面のノイズが重畳しやすいという問題がある。そこで、本論文では頸動脈圧をバネにより変位に変換して計測することを考える。血圧計としての実用化を考慮すると使用する変位計測センサは、(1) 頸動脈血圧脈波に伴って発生する変位を高精度で計測可能であること、(2) 軽量であること、(3) 触診可能とするため、センサヘッドを計測者の指に装着可能な程度に小型化すること、(4) 救急現場等での使用を想定すると電源を含めた装置全体の携帯性が優れていることを満たす必要がある。従来までに様々な変位計測センサが開発されている⁽¹⁰⁾が、本論文では上記条件を満足し、かつ安価に製造可能な電磁誘導方式を利用したセンサを提案する。

Fig. 1に頸動脈波計測システムの概要を示す。本システムでは頸動脈波の計測に用いる磁気センサ (Fig. 2(a)) と計測データ保存用コンピュータから構成される。磁気センサは医療従事者など計測者の任意の指先に装着でき、血圧脈波を電圧波形として出力する。以下、磁気センサ構造および計測原理を説明する。

提案センサの構造を Fig. 2(b) に示す。提案センサは、直流電源、インバータ、コンバータ等の回路ユニット、および一次コイル、二次コイルがプリントされた一組の基板から構成されており、センサの中央部に扁平型の一次コイル、二次コイルがプリントされた基板が平行に一組取り付けられている。ここで二次コイルを含む基板は固定されているが、一次側の基板はセンシングプラスチックに直接接続されており、上下に変位可能な構造になっている。なお、センシングプラスチック部の外側には、計測中のセンサ姿勢安定のために高摩擦ゴムの支持部を取り付けた。試作した回路ユニット大きさは77(W)×72(D)×30(H) [mm]、重さは89.0 [g]で、単4乾電池2本の並列接続で駆動可能である。また、計測者の指に装着する Fig. 2(a) のセンサ部の大きさは24(W)×30(D)×27(H) [mm]、重さは10.6 [g]である。

頸動脈波計測原理を説明する。提案センサを用いた計測はトノメトリの原理^{(12)~(14)}に基づいている。トノメトリの原

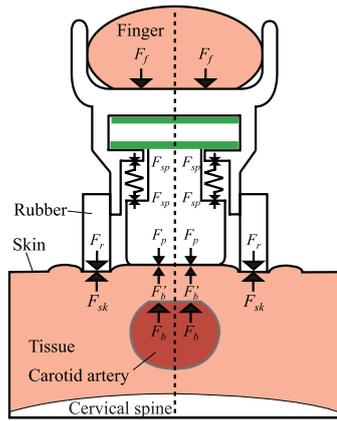


Fig. 3. Equilibrium of forces between biological tissues and a proposed sensor

理は、動脈を扁平部ができる程度に押し、動脈内圧と外圧をバランスさせて非侵襲的に血圧を測定する手法である。この手法では血管壁の硬さや張力の影響を受けることなく血管内圧を測定することが可能であるが、動脈内圧を正確に測定するためには動脈が硬い骨などで支えられている部位で、動脈を潰しきらず、かつ扁平部ができる程度の適切な圧力で押さえる必要がある。頸動脈は体深部であるが背面に頸椎が存在するため計測センサを適切な強さで押し付けることでトノメトリの原理と同様の原理で頸動脈波が計測可能であると考えられる⁽⁷⁾⁻⁽⁹⁾。

提案センサが適切な力で皮膚に押し当てられている際の人体組織と提案センサにかかる力を Fig. 3 に示す。本論文では、センサ筐体を剛体とし、指でセンサを皮膚表面にしっかりと押し付けたと仮定する。図中の記号はそれぞれ、 F_b は血管壁に作用する血管内圧成分、 F'_b は皮膚表面に伝搬される血管内圧成分、 F_f は計測者の指が提案センサを押す力、 F_r は提案センサ支持部が皮膚表面を押す力、 F_{sk} は皮膚から提案センサ支持部に働く力、 F_{sp} は圧縮ばねの反発力である。また、センサ支持部には左右均等に力が働いていると仮定する。Fig. 3 より、センサ支持部に体動などの外乱が加わった場合でもセンサ全体が変位することになり、センシングプラスチック部には影響を与えることなく血管内圧成分の計測が可能となる。加えてゴム製支持部には頸動脈から漏れる血管内圧成分が作用するため、この力が提案センサ上部のプラスチック部分を経由し計測者の指に伝搬する。従って計測者はセンサを通じて頸動脈波を触知可能となる。

ここで、血管内圧成分がどのようにセンサに伝達するかを考える。センサ内部の圧縮ばねにかかる力 F_{sp} はセンシングプラスチック部が受ける力 F'_b と等価であるため、圧縮ばねのばね定数を k 、圧縮ばねの変位を Δx とおくと、

$$F'_b(t) = k\Delta x(t) \dots\dots\dots (1)$$

と表現できる。ここで、頸動脈-皮膚間組織による頸動脈圧力の減衰率を α と定義すると、頸動脈血管内圧によって生じる力 F_b と皮膚表面に伝搬される血管内圧成分 F'_b の間

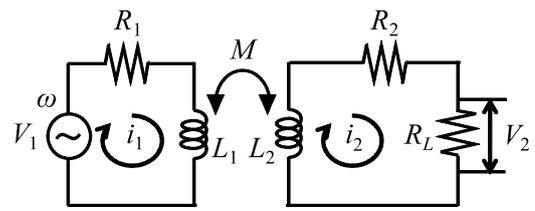


Fig. 4. Equivalent circuit of proposed system

には $F_b = \alpha F'_b$ が成り立つため、頸動脈血圧 P_b は

$$P_b(t) = \frac{F_b}{S} = \frac{k\Delta x(t)}{\alpha S} \dots\dots\dots (2)$$

と表現される。ただし S はセンシングプラスチック部の面積である。

次に、提案センサの回路について説明する。センサ回路は、まず直流電圧をインバータにより周波数 20 [kHz] の交流電圧に変換し、その後プリアンプで増幅することで一次コイルに磁場を発生させる。次に発生した磁場により二次コイルに誘起電圧が生じ、この電圧をポストアンプで増幅する。最後に、増幅電圧は、位相検知回路で低周波成分を検波、Low Pass Filter (カットオフ周波数: 10 [Hz]) を通過させることで、出力電圧を得るものとした。以上より、計測回路系の等価回路は Fig. 4 で示すものとなり、出力電圧 $|V_2|$ は、

$$|V_2| = \left| \frac{j\omega V_1}{R_1 + j\omega L_1} M(\Delta x) \right| \dots\dots\dots (3)$$

と表現できる。ここで、 j は虚数単位、 ω は角周波数、 R_1 はインバータ回路等価抵抗および一次コイル巻線抵抗の合成抵抗、 R_2 は二次コイル巻線抵抗および整流平滑回路等価抵抗の合成抵抗、 L_1 、 L_2 はそれぞれ一次コイル、二次コイルの自己インダクタンス、 M は一次コイルと二次コイル間に生じる相互インダクタンス、 V_1 は電源電圧、 i_1 、 i_2 はそれぞれ一次回路、二次回路を流れる電流を表す。 R_2 は出力抵抗 R_L (数 [MΩ]) に比べ無視できるとした。

一方、皮膚表面でセンシングプラスチック部に加わる圧力 P はセンシングプラスチック部の皮膚接触面積を S とする時、式 (2) より

$$P = \frac{k\Delta x}{S} \dots\dots\dots (4)$$

と表現できる。以上より、出力電圧 $|V_2|$ は、式 (3)、式 (4) よりセンサに印加される圧力 P を基準に

$$|V_2| = \left| \frac{1}{\alpha + j\beta} M(P) \right| \dots\dots\dots (5)$$

という関数で表すことができる。ただし、

$$\alpha = \frac{L_1}{V_1}$$

$$\beta = -\frac{R_1}{\omega V_1}$$

$$M(P) = \frac{\mu}{4\pi} \sum_{n=1}^N \sum_{n=1}^N \int_0^{2\pi} \int_0^{2\pi}$$

$$\frac{(a + \phi(n-1))^2 \cos(\theta_1 - \theta_2)}{\sqrt{2(a + \phi(n-1))^2(1 - \cos(\theta_1 - \theta_2)) + (d - \frac{\xi}{k}P)^2}} d\theta_1 d\theta_2$$

である。従って、式 (5) より、提案センサでは皮膚表面に生じる血管内圧成分 P が入力されると、対応した出力電圧 $|V_2|$ が得られる。

以上より、(I) 計測者がセンサを通じて頸動脈圧を知覚可能であること、(II) 小型で脱着が用意であること、(III) 計測時はセンサ姿勢が安定していることを満たす頸動脈波計測センサが提案できたため、次に提案センサを用いた頸動脈波計測の妥当性について検証を行う。

3. 実 験

まず、提案センサの基本性能を確認するため、センサ内部のばね定数、およびセンシングプラスチック部にかかる圧力 P に対する出力電圧 $|V_2|$ を実測した。実験環境を Fig. 5 に示す。センサのセンシングプラスチック部にポテンシオメータ (JCL300B-5K-5%, COPAL ELECTRONICS) および力センサ (NANO5-4-S15, BL オートテック) を取り付け、力センサを用いてセンサプラスチックに力が印加された時のセンサ内部のばね変位に相当するセンサプラスチック変位およびセンサの出力電圧を同時計測した。ここで、各信号は AD 変換器 (CSI-360116, Interface) を介してサンプリング周波数 1000 [Hz] で PC へ保存された。センシングプラスチックの面積 S に一様に力がかかっている時、センサが受ける圧力 P は以下の式で表せる。ただし、 F は力センサがセンシングプラスチック部に印加した力、 M' はセンシングプラスチック質量、 g は重力加速度を表し、本論文で試作した提案センサはそれぞれ $S = 1.13 \times 10^{-4} [\text{m}^2]$ 、 $M' = 0.8 [\text{g}]$ である。

$$P = \frac{F + Mg}{S} \dots\dots\dots (6)$$

次に、提案センサを用いて頸動脈波の非観血計測を試みた。提案センサはトノメトリの原理に基づいているため、センサに与える押し付け圧の大きさによって動脈の扁平状態が変化し、それによって計測波形が変化する。そこでまず、センサの押し付け圧に対して出力電圧がどの程度変化するか計測した。次に最適押し付け圧を検討するため、市販の連続血圧計から得られた血圧脈波と比較した。最初に、提案センサを上腕二頭筋へ配置し、デジタルフォースゲージ (FGP-5, NIDEC SHIMPO) を用いて押し付け力に対する出力電圧 $|V_2|$ を計測する。次に、提案センサから左総頸動脈の血圧脈波 (以後、提案センサ脈波) を計測する。また、生体情報モニタ (BP-608, OMRON COLIN) から、心電図と左橈骨脈波の血圧と圧脈波を同時計測する。上記の計測信号はサンプリング周波数 1000 [Hz] で AD 変換機 (CSI-360116, Interface) を介し、パソコンに保存される。被験者は健常男性 7 名 (年齢: 22.4 ± 1.4) とし、仰臥位状態で 1 分間の計測を行った。提案センサへの押し付け力 F_f (Fig. 3 参照) は、計測者の指でセンサの中心部に法線方向から与え

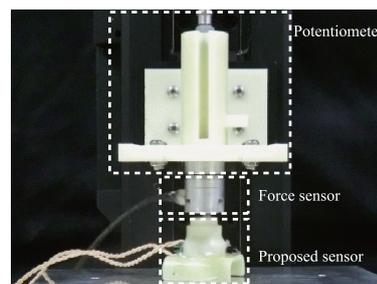


Fig. 5. Experimental setup for measuring output voltages of the proposed sensor and displacements of the sensing plastic chip when it is pressed using the force sensor

た。最適な押し付け力 F_f の評価として、心電図の R 波タイミングで一拍毎に切り出した際のセンサ脈波の最大値と最小値の差分である変動量 (以下、提案センサ脈波振幅)、センサ脈波と動脈血圧の 30 拍分における波形間の相関係数を算出した。

次に、決定した押し付け圧を提案センサに印加して計測した際に波形が頸動脈派の概形を捉えられているかを確認するため、本提案センサとセンサ脱着の容易さが同程度の市販の頸動脈計測用脈波・心音センサ (TK-701T, 日本光電工業) から計測された波形と比較した。ここで、提案センサと脈波・心音センサを同箇所同時計測を行うことはセンサの大きさの都合上不可能である。そのため、計測プロトコルは、まず提案センサに決定した押し付け圧を印加して左総頸動脈のセンサ脈波を計測し、同時に生体情報モニタを用いて心電図を計測した。この時、計測されたセンサ脈圧、心電図はサンプリング周波数 1000 [Hz] で AD 変換機を介しパソコンに保存された。次に、総頸動脈同部位に脈波・心音センサを取り付け、脈波信号 (以下、心音センサ脈波) と心電図を同時計測した。脈波・心音センサで計測された波形は、心尖拍動心音カプラ (AK-650H, 日本光電工業) で増幅された後に心電図と同時にサンプリング 1000 [Hz] で AD 変換機を介しパソコンに保存された。その後、保存された提案センサ脈波、および心音センサ脈波をそれぞれ IIR 型 2 次 Band pass filter: 0.3–10 [Hz] に通過させた。ここで、心電図の R 波タイミングで一拍毎に切り出した際の、提案センサ脈波と心音センサ脈波の一拍毎における波形間の相関係数を算出するために、切り出した提案センサ脈波が心音センサ脈波の一拍と同データ数となるようにサンプリングした。また、フィルタ通過前後の計測波形を用いて提案センサの SN 比を算出した。なお、本実験はヘルシンキ宣言に則り、事前に被験者へインフォームド・コンセントを得て行った。

4. 結 果

力センサおよびポテンシオメータを用いてセンサ内部のばね変位に対する出力電圧を計測した結果を Fig. 6(a) に示す。結果より提案センサで用いたばねはヒステリシス特性

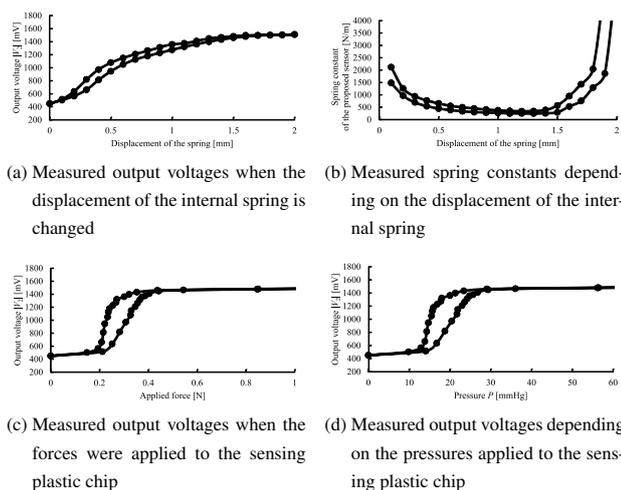


Fig. 6. Measurement results of the output voltages and the spring constants depending on the displacements of the spring and the applied forces or pressures to the sensing plastic chip

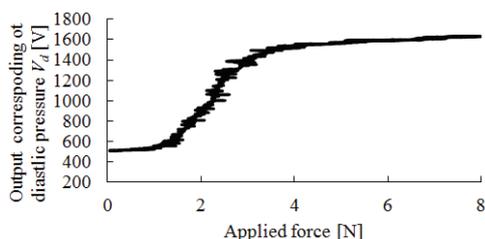


Fig. 7. Change of the output voltage $|V_2|$ with the applied force to the proposed sensor F_f

を有していることがわかる。Fig. 6 (b) にセンサ内部のばね変位に対するばね定数 k を計測した結果を示す。結果より、ばねの変位が 0.5 [mm] を下回る領域では、ばね初動の静止摩擦が影響していると考えられるため、強い非線形性を示している。また 1.5 [mm] を上回る領域では底付きによる飽和が生じている。しかしながら、頸動脈血圧脈波を計測する際に使用する 0.5 - 1.0 [mm] の領域ではほぼ線形性を示しており、ばね定数 k は 385 ± 91 [N/m] であった。Fig. 6 (c) に提案センサセンシング部に配置した力センサによって印加された力に対する出力電圧 $|V_2|$ を計測した結果、Fig. 6 (d) にセンシング部に印加された圧力に対する出力電圧 $|V_2|$ 計測結果を示す。Fig. 6 (d) のグラフ横軸は式 (6) を用いてセンシングプラスチック部にかかる圧力 P に変換した値である。結果より、Fig. 6 (d) 同様、ヒステリシス特性を有していることが確認できた。

Fig. 7 に提案センサを頸動脈上の皮膚に上腕に配置後、押し付け力 F_f をセンサに印加した際の出力電圧 $|V_2|$ を、Fig. 8 に頸動脈の提案センサ脈波および同時計測した撓骨動脈血圧波形の一例として Subject A の結果を示す。図中の赤線は提案センサを用いて頸動脈波を計測した出力電圧値、青線は生体情報モニタを用いて計測した撓骨動脈血圧値を示している。(a)-(g) はそれぞれセンサへの押し付け力 F_f を変

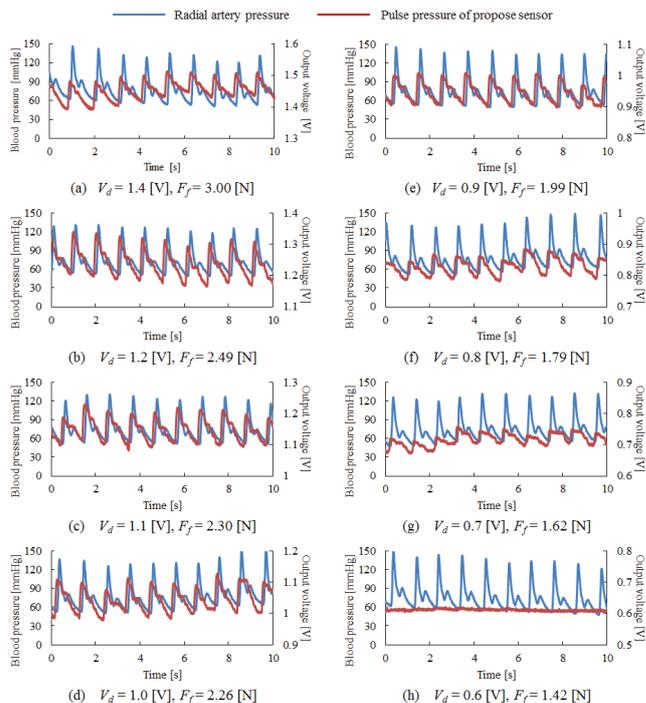
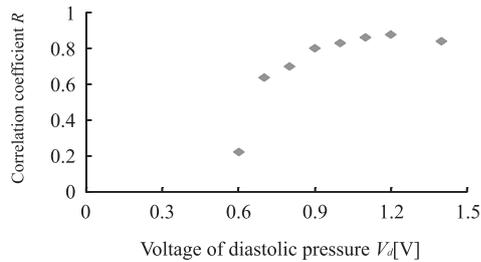
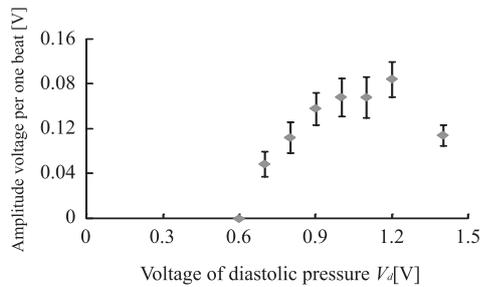


Fig. 8. Amplitude variation of output waves when the pressure applied to the proposed sensor was changed

化させ、提案センサ脈波の拡張期血圧に相当する電圧（以後 V_d ）が 0.6 - 1.4 [V] になるよう計測した結果である。結果より、提案センサ脈波に追従して撓骨動脈波形が計測されていることが確認できる。この理由は、心臓から総頸動脈の距離が、心臓から撓骨動脈までの距離より短いため、脈波がより短時間で伝搬するためである。また、結果より押し付け力 F_f の違いにより提案センサの概形および振幅が変化することを確認した。心電図の R 波タイミングを利用して Fig. 8 の計測波形を一拍ごとに切り出し後、30 拍を用いて算出した相関係数と標準偏差を Fig. 9 (a) に、電圧 V_d に対する提案センサ脈波の振幅値変化を Fig. 9 (b) に示す。Fig. 9 (a) より、電圧 V_d が 0.9 - 1.4 [V] となるようセンサを押し付ければ提案センサ脈波と撓骨動脈波形が似ており、 0.8 ($p < 0.01$) 以上の相関係数が得られることを確認した。一方、Fig. 9 (b) より、センサの押し付け力 F_f によって提案センサ脈波振幅が変化していることが確認できる。ここで、振幅が最大となる電圧 V_d が得られる時、Fig. 9 (a) の相関が最大となることを確認した。他の被験者でも同様に、提案センサ脈波振幅が最大となる電圧 V_d が得られるようセンサの押し付け力 F_f を与えた時、提案センサ脈波と撓骨動脈波形の相関が最大となった。またこのとき、全ての被験者において、提案センサの上から指で頸動脈を触診できることを確認した。以上より、各被験者への最適な押し付け力 F_f は、提案センサ脈波振幅が最大になる力と決定した。Fig. 10 に各被験者における最適な押し付け力 F_f に対する拡張期の出力電圧 V_d を示す。この時、全被験者の平均電圧 V_d は 0.946 ± 0.009 [V]、押し付け力 F_f は 2.46 ± 0.01 [N] となった。



(a) Correlation coefficients between pulse waves measured by the proposed sensor and the tonometry sphygmomanometer



(b) Amplitude voltage per one beat measured by the proposed sensor

Fig. 9. Variation of parameters when the diastolic voltage V_d was changed

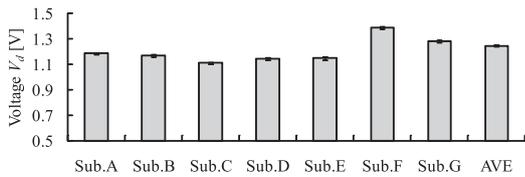


Fig. 10. Measured output voltages V_d of diastolic blood pressures when the optimal external force F_f was applied to the proposed sensor

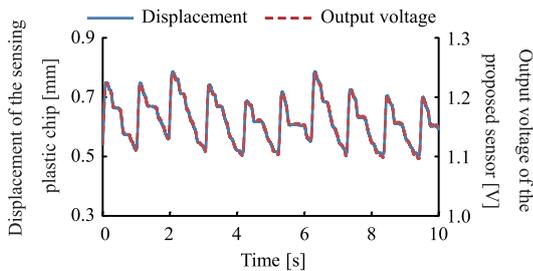
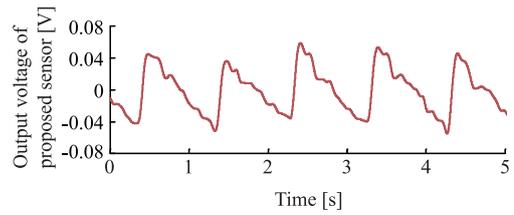


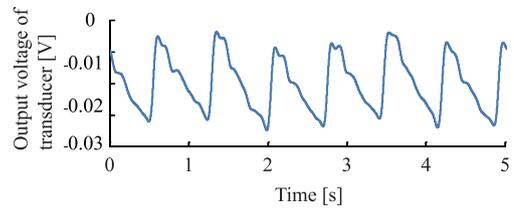
Fig. 11. Output voltage and estimated displacement of the sensing plastic chip

センサ最適予圧で計測された出力電圧 (Fig. 8 (b)) を Fig. 6 (b) を用いて変位に変換した結果を Fig. 11 に示す。収縮期 (最高) 血圧に相当するセンサ出力電圧が得られるときの最大変位は約 0.7 [mm], 拡張期 (最低) 血圧に相当する変位は約 0.5 [mm] となった。脈圧に相当する変位振幅は 0.2 [mm] 程度であり, Fig. 6 (b) よりこの範囲ではほぼ線形性が保たれていることがわかる。

Fig. 12 に提案センサに最適な押し付け力を印加し計測した提案センサ脈波と心音センサ脈波計測結果の一例として Subject B の結果を示す。Fig. 12 より両方の波形とも拡張期,

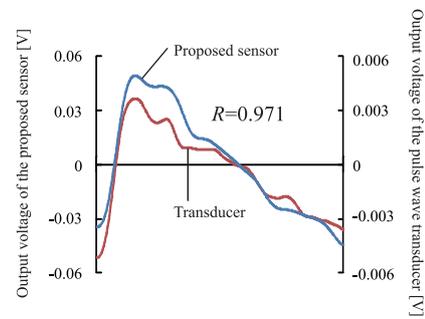


(a) Measured result of the proposed sensor

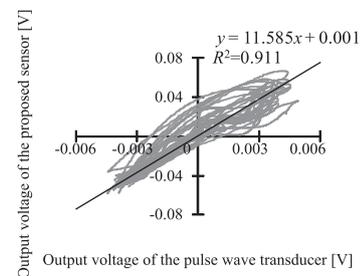


(b) Measured result of the pulse wave transducer

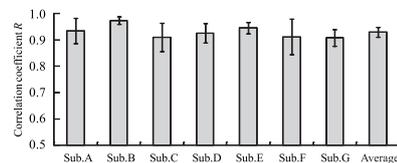
Fig. 12. Examples of filtered pulse wave of carotid artery (Subject B)



(a) Comparison of output voltages of the proposed sensor and the pulse wave transducer



(b) Lissajous waves based on output voltages between proposed sensor and the pulse wave transducer



(c) Correlation coefficients between waves measured by the proposed sensor and the pulse wave transducer

Fig. 13. Measurement results of the proposed sensor and the pulse wave transducer

収縮期血圧を捉えられていることが確認できた。Fig. 12 (a) を用いて提案センサ脈波の SN 比を求めた結果, SN 比は 12.71 ± 1.14 [dB] であった。Fig. 13 (a) に Subject B に関して Fig. 12 (b) の波形をそれぞれ心電図の R タイミングを用

いて一拍ずつ切り出し後、心音センサのみをリサンプリングした結果を示す。Fig. 13 (b) に Fig. 12 から 15 拍波形を用いた波形間の相関関係と回帰直線を示す。Fig. 13 (a), (b) より、提案センサ脈波と心音センサ脈波はよく似ており、決定係数 $R^2 = 0.91$ ($p < 0.01$) が得られた。Fig. 13 (c) に提案センサ脈波および心音センサ脈波の 15 拍波形を用いて算出した被験者全員の相関係数を示す。全被験者で 0.9 以上の相関を確認した。また、被験者全員の相関係数平均値は 0.922 ± 0.018 であった。

5. 考 察

Fig. 8, Fig. 9 より、計測される出力電圧 $|V_2|$ の最低電圧が $V_d = 1.2$ [V] 程度となるよう押し付け圧を加圧した際に、提案センサ脈波と撓骨動脈の波形間で最も高い正相関が得られること、このとき出力電圧 $|V_2|$ の振幅が最大になることが確認できる。出力電圧 $|V_2|$ の最低電圧が $V_d > 1.2$ [V] の領域で相関および出力電圧 $|V_2|$ 振幅が低下した理由は、血管内圧より大きな押し付け圧を与えると血管壁が押しつぶされた状態になり、その状態で血管内圧の拍動を計測しているために提案センサ脈波が乱れたためと考えられる。逆に $V_d < 1.2$ [V] の領域で相関および出力電圧 $|V_2|$ 振幅が低下した理由は、血管内圧より小さな押し付け圧を与えると血管が Fig. 3 の様な扁平状態にならず、血管内圧成分を十分に計測できないためと考えられる。従って、本提案センサを用いて頸動脈波形を計測する際は、出力電圧 $|V_2|$ の振幅が最大となる押し付け圧を与えれば良いことが明らかになった。なお、Fig. 10 より F_f , V_d には個人差が存在することがわかる。この個人差は、被験者の血圧値の違いや頸動脈の皮膚からの距離等に起因していると考えられる。今後、詳細な検討を行う予定である。

提案センサで頸動脈波計測に対し十分な SN 比が得られた理由は、提案センサで用いた支持部が高摩擦ゴムであるため、計測中にセンサの皮膚に対する横ずれが起きず、体動影響が計測結果に反映されなかったためだと考えられる。Fig. 13 では、全被験者で心音センサ脈波と提案センサ脈波間で高い正相関が得られたため、本提案センサを用いることで被験者に関係なく頸動脈波が精度よく計測できていることが確認できた。提案センサには頸動脈血圧計測範囲において非線形性、およびヒステリシス特性が存在する (Fig. 6 参照) もの、出力電圧の増加時と減少時を区別すれば較正曲線 (Fig. 6 (d)) に用いることにより出力電圧に対して圧力を一意に求めることができる。非線形性やヒステリシス特性が頸動脈血圧脈波計測に与える影響については、今後より詳細に検討したいと考えている。なお、Fig. 13 のリサージュ波形が直線とならなかった理由は、市販の心音センサがセンサ部の空気圧を計測しているため、空気の容積変化の影響を受けて位相遅れを生じたためと考えられる。提案センサでは圧変化を直接的に計測しているため、このような位相遅れは生じないのである。

Fig. 6 の結果および最適押し付け圧で計測された提案セ

ンサ脈波結果 Fig. 8 (b) より、拡張期血圧に相当する皮膚圧力 P は 17 [mmHg] 程度、収縮期血圧に相当する皮膚圧力 P は 25 [mmHg] 程度となった。一方、仰臥位で同時計測している撓骨動脈の拡張期血圧、収縮期血圧がそれぞれ 60 [mmHg], 120 [mmHg] 程度であった。例えば、Fig. 3 に示した血管内圧成分 F'_b と支持部が押される力 F_f のなす角 θ を約 40 [deg.] とすると、式 (2) に含まれるゲイン α はおよそ 4 となり、センサで計測されている血管内圧は真の血管内圧の約 $\frac{1}{4}$ 程度となるため、提案センサ脈波から補正された拡張期血圧、収縮期血圧はそれぞれ 68 [mmHg], 100 [mmHg] 程度になる。心臓から遠ざかるにつれて平均血圧値は変わらず圧脈波振幅のみ増大して脈圧値が高くなること、およびこの傾向は若年健常者で顕著に現れることが報告されている⁽⁶⁾ため、本実験において非観血方法で計測された頸動脈血圧値が妥当な値を示している可能性があることがわかる。提案センサのみを用いて非侵襲で式 (2) の減衰率 α を厳密に決定することは現状では困難であり、これ以上の精度確認は難しい。 α の決定法に関しては、まず、予め多くの被験者を対象としてこの α を推定し、個人差の影響を詳細に検討するとともに、市販のトノメトリ法血圧計と同様に上腕血圧をリファレンスとして補正を行うことが考えられるが、今後どのように計測精度を検証するか詳しく検討する予定である。

6. 結 論

本論文では、救急の現場でも使用可能な頸動脈波計測センサの開発のため、(I) 計測者がセンサを通じて頸動脈圧を知覚可能であること、(II) 小型で脱着が用意であること、(III) 計測時はセンサ姿勢が安定していること、(IV) 高い SN 比で連続計測可能であることという 4 つの条件を満たす電磁誘導型脈波センサを開発した。また開発したセンサを用いることで精度よく頸動脈波成分が計測可能であることを示した。また開発したセンサを用いることで精度よく頸動脈波成分が計測可能であることを示した。本センサを用いることにより、計測者は頸動脈の有無のみならず頸動脈血圧の強弱まで触診可能であるが、この点を定量的に示すことは極めて困難である。今後は、臨床医などの医療従事者に提案センサを用いて触診可能性を検証するとともに、計測レンジが広がるような内部ばねの最適設計、より持ちやすい頸動脈波センサの形状検討、提案センサ出力電圧から頸動脈血圧値への変換法、頸動脈血圧計測精度の検証法、開発したセンサを利用した救急用脈波計測システムの設計などを行うことを予定している。

文 献

- (1) 日本集中治療医学会：ICU・CCU 看護教本，医学図書出版（1994）
- (2) 玄番宗一：機能形態学 ベーシック薬学教科書シリーズ 14，化学同人（2008）
- (3) S. Sugano, H. Hirose, and H. Sawazaki: "An Improved Indirect Measuring Method for Arterial Blood Pressure in Unanesthetized Rats", The Japanese journal of veterinary science, Vol.44, No.1, pp.133-135 (1982)
- (4) H. Koyama, R. Fukushima, H. Yoshii, H. Kobayashi, Y. Nakada, T. Uchino,

and H. Hirose: "Measurement of Blood Pressure Using a New Automatic-system of Sphygmomanometer in Dogs", *Advances in Animal Cardiology*, Vol.35, No.1 pp.41-47 (2002) (in Japanese)

小山秀一・福島隆治・良井 久・小林秀俊・中田義禮・内野富弥・廣瀬 昶:「新しい自動血圧測定システムによるイヌの血圧測定」, *動物の循環器*, Vol.35, No.1 pp.41-47 (2002)

- (5) B.W. Beulen, N. Bijmens, G.G. Koutsouridis, P.J. Brands, M.C. Rutten, and F.N. van de Vosse: "Toward noninvasive blood pressure assessment in arteries by using ultrasound", *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol.37, No.5, pp.788-797 (2011)
- (6) Y. Ishii, K.Hirano, T. Kawai, D.Saito, and S. Haraoka: "Electrostatic transducer of apexcardiogram", *Journal of Okayama Medical Association*, Vol.89, No.5-6, pp.713-720 (1977) (in Japanese)
石井義久・平野和博・河合辰哉・斉藤大治・原岡昭一:「静電型心尖拍動トランスデューサーの試作およびその有用性」, *岡山医学会雑誌*, Vol.89, No.5-6, pp.713-720 (1977)
- (7) Y. Matsui, J. Ishikawa, K. Eguchi, S. Hoshide, H. Miyashita, K. Shimada, and K. Kario: "The influence of wave reflection on left ventricular hypertrophy in hypertensive patients is modified by age and gender", *Hypertension Research*, Vol.31, No.4, pp.649-656 (2008)
- (8) P. Salvi, G. Lio, C. Labat, E. Ricci, B. Pannier, and A. Benetos: "Validation of a new non-invasive portable tonometer for determining arterial pressure wave and pulse wave velocity: the PulsePen device", *Journal of Hypertension*, Vol.22, No.12, pp.2285-2293 (2004)
- (9) S. Laurent, J. Cockcroft, L. V. Bortel, P. Boutouyrie, C. Giannattasio, D. Hayoz, B. Pannier, C. Vlachopoulos, I. Wilkinson, and H. Struijker-Boudie: "Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications", *European Heart Journal*, Vol.27, No.21, pp.2588-2605 (2006)
- (10) K. Marume: "Position Sensor", *Journal of the Japan Society of Precision Engineering*, Vol.67, No.2, pp.193-197 (2001) (in Japanese)
丸目克彦:「位置決め用変位センサ」, *精密工学会誌*, Vol.67, No.2, pp.193-197 (2001)
- (11) R. Asmar: *Arterial Stiffness and Pulse Wave Velocity*, Elsevier (1999)
- (12) G.L. Pressman and P.M. Newgard: "A Transducer for the Continuous External Measurement of Arterial Blood Pressure", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.10, pp.73-81 (1963)
- (13) T. Sato, M. Nishinaga, A. Kawamoto, T. Ozawa, and H. Takatsuji: "Accuracy of a continuous blood pressure monitor based on arterial tonometry", *Hypertension*, Vol.21, pp.866-874 (1993)
- (14) 稲垣 孝:「トノメトリ法によるとう骨動脈波形の AI 測定-オムロン血圧脈波検査装置 HEM-9000AI-」, *Arterial Stiffness 動脈壁の硬化と老化*, No.9, pp.42-46 (2006)
- (15) J.C. Bramwell and A.V. Hill: "Velocity of transmission of the pulse wave and elasticity of arteries", *Lancet*, Vol.1, pp.891-892 (1922)
- (16) E. Agabiti-Rosei, G. Mancia, M.F. O' Rourke, M.J. Roman, M.E. Safar, H. Smulyan, J-G. Wang, Ian B. Wilkinson, B. Williams, and C. Vlachopoulos: "Central Blood Pressure Measurements and Antihypertensive Therapy: A Consensus Document", *Hypertension*, Vol.50, No.1, pp.154-160 (2007)

平野陽豊 (学生員) 1985年生。2008年3月広島大学工学部第二類(電気・電子・システム・情報系)卒業。2010年3月同大学大学院工学研究科博士課程前期複雑システム工学専攻修了。現在、同大学大学院工学研究科博士課程後期システムサイバネティクス専攻に在学中。医用生体工学の研究に従事。



福地智宏 (非会員) 1989年生。2012年3月広島大学工学部第二類(電気・電子・システム・情報系)卒業。現在、同大学大学院工学研究科システムサイバネティクス専攻博士課程前期に在学中。医用生体工学の研究に従事。



栗田雄一 (非会員) 1977年生。2004年12月奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程修了。博士(工学)。広島大学大学院工学研究科特任教員、奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助教を経て2011年より広島大学大学院工学研究科准教授。2011年より科学技術振興機構さきがけ研究員を兼任。ヒューマンモデリング、医療・福祉デバイスなどの研究に従事。IEEE、日本ロボット学会、VR学会などの会員。



神鳥明彦 (非会員) 1990年上智大学理工学研究科博士課程前期終了後、(株)日立製作所中央研究所入所を経て、2006年より日立製作所基礎研究所に転属、2011年日立製作所中央研究所へ復帰。工学博士、博士(医学)。SQUID磁束計の研究開発、心磁計開発などに従事。



佐野佑子 (非会員) 2005年東京大学工学部機械情報工学科を卒業。2007年に東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻を卒業し、日立製作所基礎研究所に入所。2011年に中央研究所に転属。現在に至る。



中村隆治 (非会員) 1973年生。1999年3月広島大学医学部医学科卒業。2010年同大学医学系研究科博士課程後期修了。同年同大学大学院医歯薬総合研究科助教、現在に至る。博士(医学)。自律神経系機能のモニタリングなどに関する研究に従事。日本集中治療医学会、日本心臓血管麻酔学会、日本麻酔科学会などの会員。



佐伯昇 (非会員) 1965年生。1990年3月広島大学医学部医学科卒業。2000年同大学医学系研究科博士課程後期修了。同年同大学大学院医歯薬総合研究科助教、2002年同大学病院手術部助教、2011年同大学病院手術部講師、現在に至る。博士(医学)。血管内皮細胞・血管透過性、活性酸素と血管内皮細胞の相互作用、循環器モニタリングなどに関する研究に従事。日本麻酔科学会(JSA)会員。日本麻酔・集中治療テクノロジー学会評議員。



河本 昌志 (非会員) 1953年生。1979年3月山口大学医学部医学科卒業。同年広島大学医学部助手。1992年同大学大学院医歯薬総合研究科助教授を経て、2007年同教授、現在に至る。医学博士。麻酔と自律神経機能に関する研究に従事。日本蘇生学会、日本麻酔科学会、米国麻酔科学会などの会員。



辻 敏夫 (正員) 1959年生。1985年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年広島大学工学部助手。1994年同助教授を経て、2002年同大学大学院工学研究科教授、現在に至る。工学博士。人間とロボットの運動制御、ニューラルネット、マン・マシンシステムなどの研究に従事。IEEE、日本人間工学会、バイオメカニズム学会、日本機械学会、計測自動制御学会などの会員。



吉 栖 正 生 (非会員) 1956年生。1981年東京大学医学部医学科卒業。1996年同大学医学部老年病科助手・医局長を経て、2002年より広島大学大学院医歯薬学総合研究科心臓血管生理医学教授、現在に至る。博士(医学)。血管生物学・動脈硬化、循環器学、老年医学などの研究に従事。日本循環器学会、日本動脈硬化学会、日本高血圧学会、日本老年医学会、日本内科学会などの会員。

