

第 27 節 頸動脈触診と脈波同時計測を可能にする電磁誘導型脈波センサ

はじめに

救急あるいは臨床現場において脳血流循環を確認することは極めて重要である。頸動脈はその拍動に左心室、大動脈弁および大動脈の機能・形態を反映していることに加えて、脳へ血液を送るための弾性血管であるため、頸動脈上の皮膚から触知により脈拍数、脈拍調律異常、一回心拍出量変化、脈拍遅速、血管壁性状などの情報を定性的に確認することができる¹⁾。従って、触診時に頸動脈波を同時計測できれば詳細かつ定量的なデータが収集可能となり、たとえば一刻を争う救急の現場で頸動脈波を計測できれば搬送先病院での迅速な処置につながるなどが期待される。

一方、これまでに開発された血圧計測法には様々なものがあり、主として観血法と非観血法に大別することができる²⁾。観血法は動脈採血が随時可能、任意の部位の血圧が計測可能という特徴を備えているが、侵襲的であるため被験者の負担が大きくリスク管理が極めて難しい。非観血法は非侵襲であることに加えて操作が比較的容易という特徴があるが、測定原理などの理由により計測可能部位が大きく制限されてしまう。さらに非観血法には、ある時間帯の代表値となる血圧値（たとえば、収縮期血圧と拡張期血圧）のみを測定する間欠法と心拍動に合わせて連続的に血圧（圧脈波）を計測する連続法があるが、救急や臨床現場では患者の容体が時々刻々と変化するため、非観血・連続法による血圧計測が行えれば非常に有用である。しかしながら従来の血圧センサは圧脈波を計測することに主眼が置かれており、計測中の触診を同時に可能にするセンサは存在しない。

そこで筆者らの研究グループでは電磁誘導の技術を利用することにより、頸動脈触診と圧脈波計測を同時に行うことが可能な新しい脈波センサ³⁾を開発した。本稿ではこの脈波センサの計測原理と計測例を紹介する。

1. 計測原理

紹介する頸動脈波計測システムの概要を図 1 (a) に示す。このシステムは頸動脈波の計測に用いる電磁誘導センサ(図 1(b))と計測データ保存用コンピュータから構成される。電磁誘導センサは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。電磁誘導センサ構造を図 1 (c) に示す。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部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。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を目的として高摩擦ゴムの支持部が取り付けられている。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。計測者の指に装着する図 1 (b) のセンサ部大きさは 24 (W) × 30 (D) × 27 (H) mm、重さは 10.6 g である。

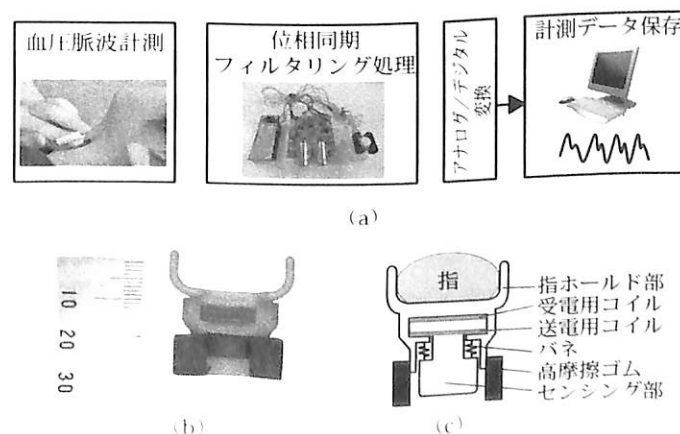


図 1 頸動脈波計測システム (a) システム概略、(b) 電磁誘導センサ、(c) 電磁誘導センサ構造

この電磁誘導センサはトノメトリ法^{4,6)}に基づいて脈波計測を行う。トノメトリ法は、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方法であり、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。これまでにトノメトリ法に基づいた様々な頸動脈波センサが提案されてきた³⁻⁵⁾が、計測中に同時に頸動脈触診を行うことは不可能であった。電磁誘導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電磁誘導センサにかかる力を図2に示す。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 は計測者の指が電磁誘導センサを押す力、 F_r は電磁誘導センサ支持部が皮膚表面を押す力、 F_{sk} は皮膚から電磁誘導センサ支持部に働く力、 F_{sp} は圧縮ばねの反発力である。ただし、計測中、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。図2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。加えてセンサ支持部には頸動脈からの血管内圧成分が作用するため、この圧力が電磁誘導センサ上部のプラスチック部を經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。

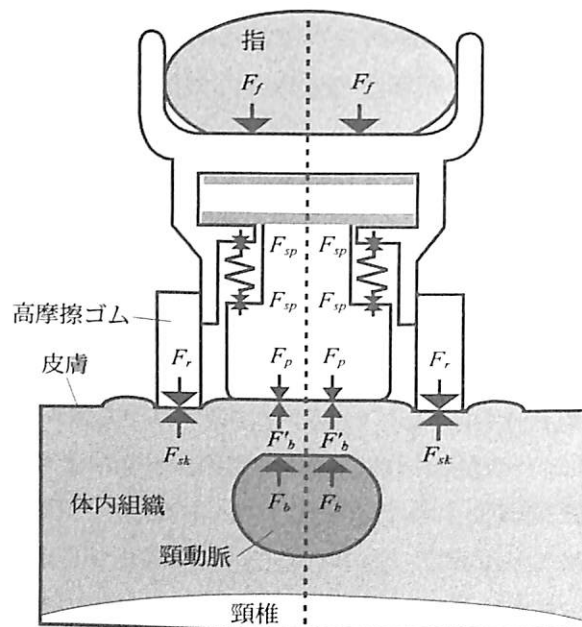


図2 電磁誘導センサー人体組織間の力のつり合い

血管内圧成分がどのようにセンサに伝達するか考える。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、センサ内部圧縮ばねのばね定数を k 、圧縮ばねの変位を Δx とおくと、

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

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 と仮定すると、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

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

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。

次に電磁誘導センサの回路について説明する。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 V_1 に変換し、その後プリアンプで増幅することで送電用コイル L_1 に磁場を発生させる。次に発生した磁場により受電用コイル L_2 に誘起電圧が生じ、この電圧をプリアンプで増幅する。最後に、出力電圧 V_2 は、位相同期回路で電磁誘導時に生じる位相を補正後、ローパスフィルタ(カットオフ周波数: 10 Hz)を通過させることで得られる。以上より、計測回路系の等価回路は図3となり、出力電圧 $|V_2|$ は、

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

で与えられる。ただし、 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、 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、 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。ここで、合成抵抗 R_2 は出力抵抗 R_L （数 $M\Omega$ ）に比べ無視できるとした。

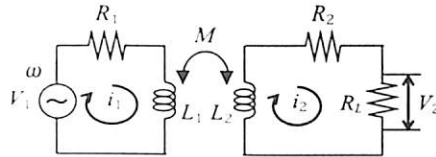


図3 電磁誘導センサ等価回路

式(2)、式(3)から、出力電圧 $|V_2|$ はセンサに印加される圧力 P を入力として、

$$|V_2| = \left| \frac{1}{\alpha + j\beta} M(P) \right| \quad (4)$$

と表すことができる。ただし、

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

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

$$M = \frac{\mu}{4\pi} \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^N \int_0^{2\pi} \int_0^{2\pi} \frac{(a + \phi(m-1))(a + \phi(n-1)) \cos(\theta_1 - \theta_2)}{\sqrt{(a + \phi(m-1))^2 + (a + \phi(n-1))^2 + (d - SP_p/k)^2 - 2(a + \phi(m-1))(a + \phi(n-1))}} d\theta_1 d\theta_2$$

である。また、 μ は透磁率（空気）、 a はコイルの内直径、 N はコイル巻数、 ϕ は線径を表す。従って、電磁誘導センサでは血管内圧成分 P が入力されると、式(3)より出力電圧 $|V_2|$ が得られることがわかる。

2. 頸動脈波計測実験

電磁誘導センサを用いて頸動脈波の非観血計測を試みた。電磁誘導センサはトノメトリ法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、計測波形が変化してしまう。そこで、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、最適押し付け圧を決定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。次に、電磁誘導センサを介して被験者の頸動脈圧が計測者の指にどのように伝搬しているかを計測した。

まず、センサの押し付け圧検証実験では、電磁誘導センサにより左総頸動脈波を計測し、同時に生体情報モニター(BP-608, OMRON COLIN)を用いて心電図と左橈骨脈波血圧脈波を計測した。これら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た。電磁誘導センサへの押し付け力 F_f (図2参照)は、計測者の指でセンサの中心部に法線方向から与えた。計測される電磁誘導センサ脈波は押し付け力 F_f に依存して変化するため、最適な押し付け力 F_{fo} を電磁誘導センサ脈波と動脈血圧波形との相関値が最大となるよう決定した。

次に、決定した最適押し付け力 F_{fo} を電磁誘導センサに印加して計測した電磁誘導センサ脈波波形を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。電磁誘導センサと脈波・心音センサを同じ部位で同時計測を行うことは不可能であるため、まず電磁誘導センサを用いて最適押し付け力 F_{fo} 印加時の左総頸動脈の脈波と心電図を同時計測し、次に、脈波・心音センサを同部位に取り付け、脈波信号(以下、心音センサ脈波)

と心電図を同時計測した。それぞれの信号は、サンプリング 1000 Hz で AD 変換機を介しパソコンへ保存された。保存された電磁誘導センサ脈波および心音センサ脈波を体動などの外乱除去のため IIR 型 2 次バンドパスフィルタ (カットオフ周波数: 0.3-10 Hz) に通過させ、切り出した電磁誘導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リサンプリングした。リサンプリング後、電磁誘導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した。

最後に、計測者が被験者の脈波を触知可能であることを確認するために、電磁誘導センサの指ホールド部に高感度の圧電センサ^{7,8)}を配置し、圧電センサの直上に置いた厚さ 2cm のアクリル板 (三菱レイヨン製) の上から指でアクリル板を押し付けて被験者の頸動脈圧を計測した (図 4 参照)。そして、同時に計測した圧電センサ出力波形と電磁誘導センサ出力波形を比較した。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われた。

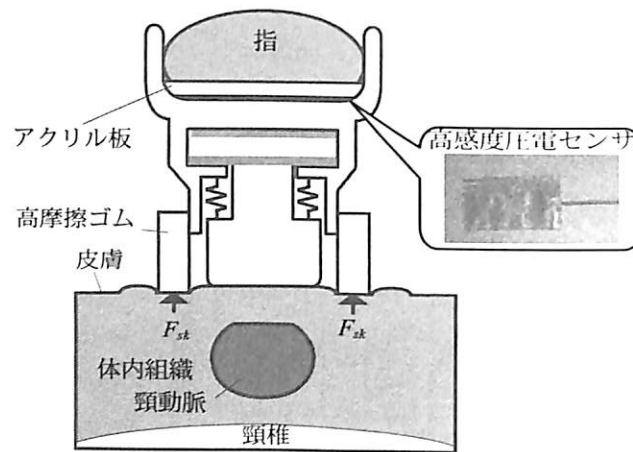


図 4 血圧脈波触診実験の機器配置図

3. 実験結果と考察

図 5 に押し付け力 F_f を電磁誘導センサに印加した際の電磁誘導センサ脈波および同時計測した橈骨動脈血圧波形の一例を示す。結果より、電磁誘導センサ脈波に追従して橈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、心臓から総頸動脈までの距離が、心臓から橈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、押し付け力 F_f の増減により電磁誘導センサ脈波の概形および振幅が変化することがわかる。そこで心電図の R 波タイミングを利用して図 5 の計測波形を一拍ごとに切り出し後、電圧 V_d に対する 30 拍を用いて算出した相関係数と標準偏差、および電磁誘導センサ脈波の振幅値変化を図 6 に示す。結果より、センサの押し付け力 F_f によって電磁誘導センサ脈波振幅が変化していることが確認でき、拡張期血圧に相当する電圧 V_d が 0.9-1.4 V となるようセンサを押し付ければ、電磁誘導センサ脈波と橈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がわかる。また、図 5、図 6 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電磁誘導センサ脈波と橈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明らかになった。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電磁誘導センサ脈波が乱れたためと考えられる。逆に $V_d < 1.2$ V の領域では、血管が図 2 のよう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、相関および出力電圧 $|V_2|$ 振幅が低下したと考えられる。以上より、本電磁誘導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 F_{f0} を与えれば良いことが明らかになった。

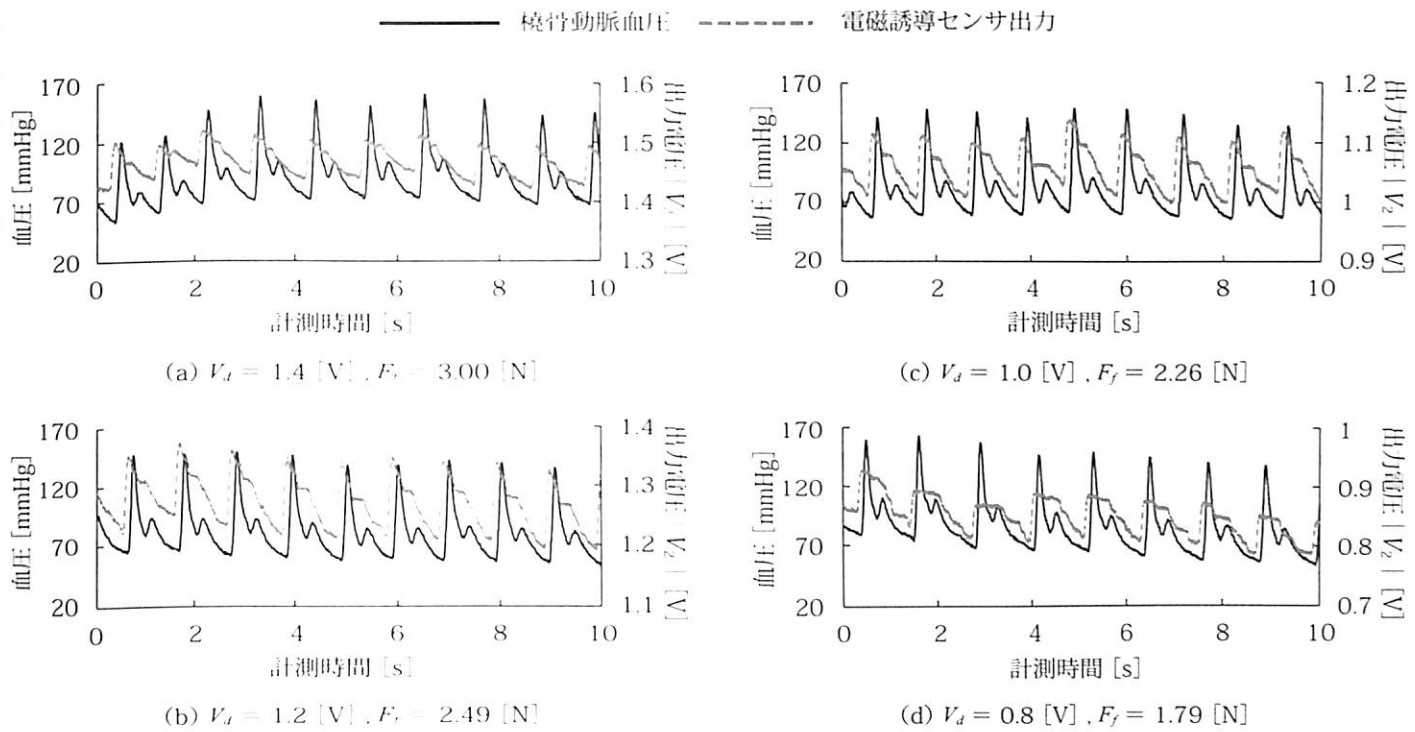


図5 電磁誘導センサによる計測例

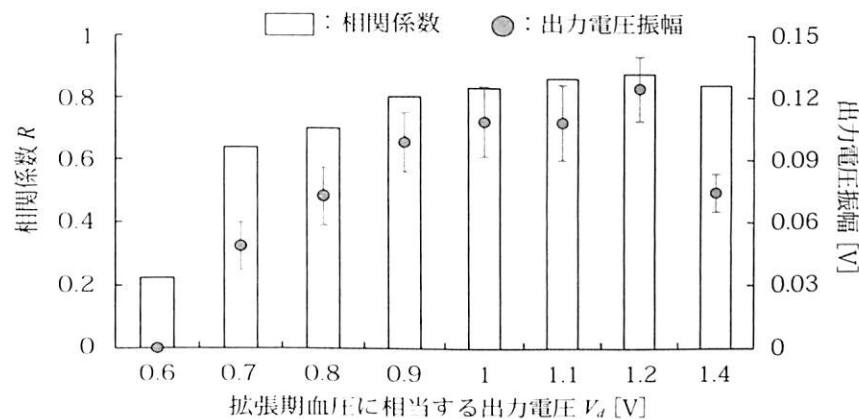


図6 電磁誘導センサ最適押し付け圧検証結果

図7 (a) に最適な押し付け力を印加して計測した電磁誘導センサ脈波と心音センサを用いて計測した脈波の計測結果の一例を示す。ここで、電磁誘導センサ脈波のSN比を算出した結果、 12.7 ± 1.1 dBが得られた。図7 (a) 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、リサンプリング後、10拍波形を用いた波形間の相関関係と回帰直線を算出した結果を図7 (b) に示す。結果より、電磁誘導センサ脈波と心音センサ脈波はよく似ており、決定係数 $R^2 = 0.75$ ($p < 0.01$) が得られた。図7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。

図8 (a) に電磁誘導センサから出力された頸動脈波に相当する波形と圧電センサから得られた波形の概形を、図8 (b) に図8 (a) の計測波形の約8秒分のデータを用いてフーリエ変換により計算したパワースペクトル密度を示す。結果より、電磁誘導センサ出力波形と圧電センサ出力波形は概形が似ており、図8 (b) のスペクトル間の相関係数は0.99であった。以上より、本提案センサを通じて計測者の指に被験者の頸動脈圧と同等の周波数成分を有する圧力波が伝搬されており、計測者は触知できるものと考えられる。

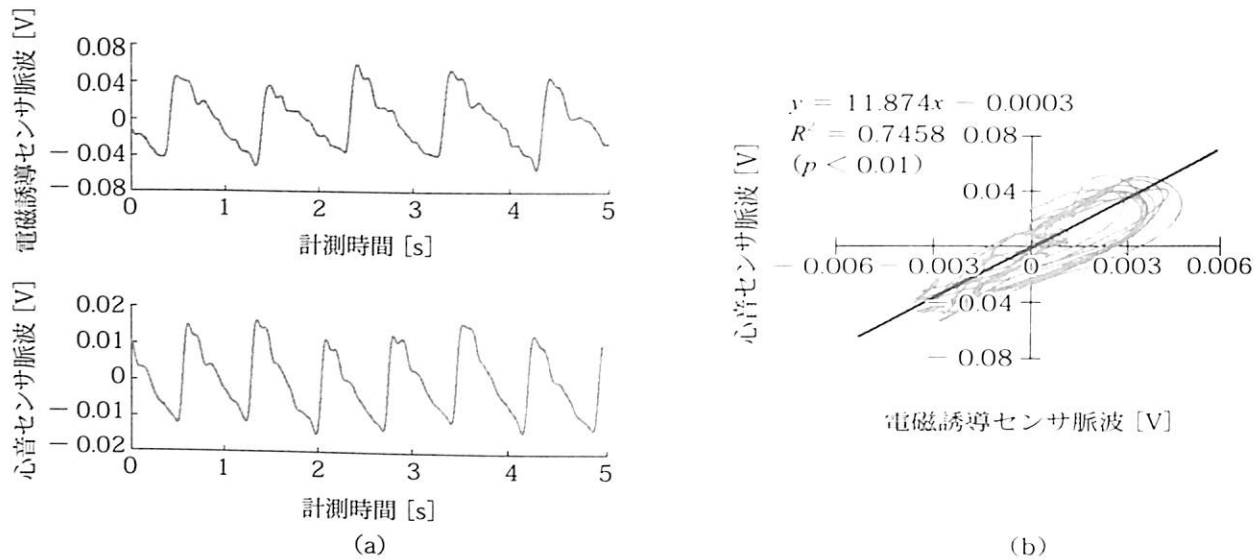


図7 電磁誘導センサーと心音センサの比較 (a) 計測波形, (b) 相関図

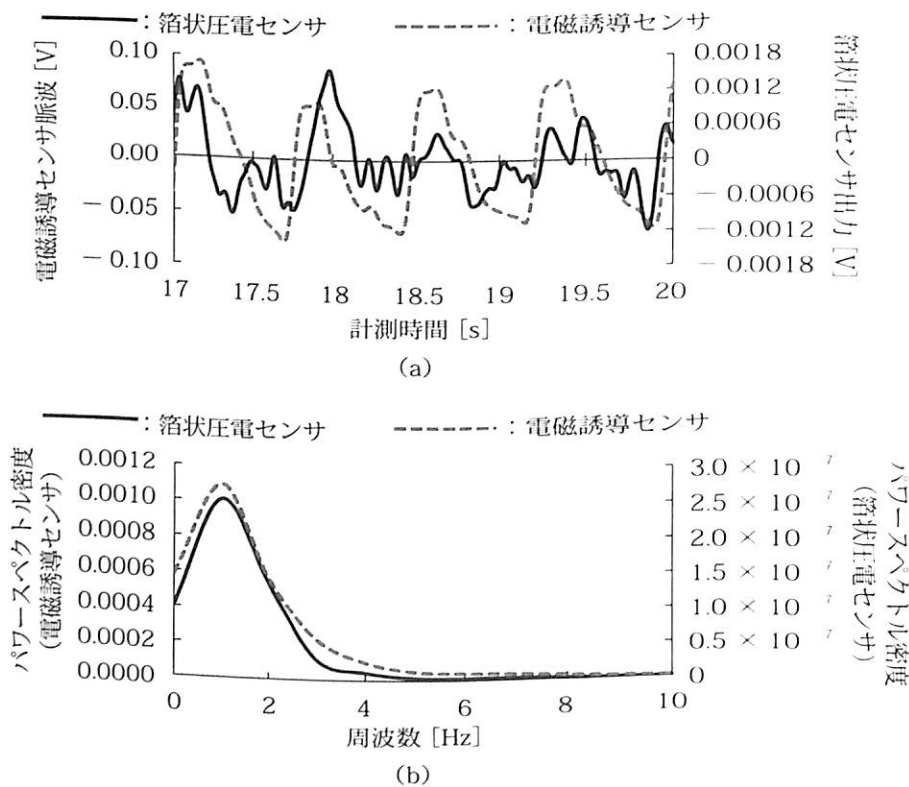


図8 頸動脈圧伝搬検証結果 (a) 計測波形, (b) パワースペクトル密度

4. まとめ

本稿では、計測者が触診と頸動脈血圧脈波計測を同時に行うことが可能な新たなセンサを紹介した。また紹介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、計測者は頸動脈の有無はもちろんのこと、頸動脈血圧のおおよその強弱まで触診可能であることを示した。

今後は、計測レンジが広がるような内部ばねの最適設計法、より持ちやすい頸動脈波センサの形状検討、電磁誘導センサ出力電圧から頸動脈血圧値への変換法、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予定である。

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), pp. 49-56
- 2) (社) 電子情報技術産業協会編, 改定 ME 機器ハンドブック, コロナ社, (1996), pp54-61
- 3) 平野 陽豊, 福地 智宏, 栗田 雄一, 神鳥 明彦, 佐野 佑子, 中村 隆治, 佐伯 昇, 河本 昌志, 吉栖 正生, 辻 敏夫, 電気学会論文誌 C (電子・情報・システム部門誌), Vol. 132, No. 12, pp.1934-1942 (2012)
- 4) Y. Matsui, J. Ishikawa, K. Eguchi, S. Hoshide, H. Miyashita, K. Shimada, and K. Kario, *Hypertens. Res.*, Vol. 31, No. 4, pp. 649-656 (2008)
- 5) P. Salvi, G. Lio, C. Labat, E. Ricci, B. Pannier, and A. Benetos, *J Hypertens.*, Vol. 22, No. 12, pp. 2285-2293 (2004)
- 6) S. Laurent, J. Cockcroft, L. V. Bortel, P. Boutouyrie, C. Giannattasio, D. Hayoz, B. Pannier, C. Vlachopoulos, I. Wilkinson, and H. Struijker-Boudie, *Eur Heart J*, Vol. 27, No. 21, pp. 2588-2605 (2006)
- 7) 上野 直広, 秋山 守人, 池田 喜一, 立山 博, 計測自動制御学会論文集, Vol. 38, No. 5, pp. 427-432 (2002)
- 8) 丸山 大海, 平野 陽豊, アブドゲニ・クトゥルク, 辻 敏夫, 福田 修, 上野 直広, 鶴川 貞二, 中村 隆治, 佐伯 昇, 河本 昌志, 吉栖 正生, 電気学会論文誌 C (電子・情報・システム部門誌), Vol. 131, No. 9, pp. 1518-1527 (2011)