

[研究助成 (A)]

血圧の無拘束・連続推定に向けた In-bed ポリカーディオグラフの構築と融合解析

Construction of in-bed polycardiograph and fusion analysis for
unobtrusive continuous blood pressure estimation

2231004



研究代表者 (助成金受領者)	東京電機大学 大学院工学研究科	教授	植 野 彰 規
共同研究者	北海道科学大学 大学院工学部	准教授	伊 藤 佳 卓

[研究の目的]

世界の死因第1位は虚血性心疾患であり、国内でも第2位となっている。世界の死因第2位の脳卒中も、三分の一が心原性（心房細動などによる心臓内の血栓由来）と報告されており、死に至らない場合にも多くは重度の麻痺が残る。これら心血管疾患（CVDs）による死亡者数は全世界の死亡者数の3割に相当し、国内では社会の高齢化に伴う罹患者数増加が予測されている。そのため、CVDsを早期発見する技術の開発とヘルスケアシステムへの実装（未病検知と行動変容の誘導による発症の抑制）が強く望まれている。

CVDsの早期発見を目指すにあたり、モダリティの異なる心臓・拍動信号群は疾病の予兆を含む有用な情報を提供することが期待される。また、これら信号群の超長期・日常計測を実現する装置（以下ポリカーディオグラフと呼ぶ）の開発は、個々人の超長期時系列データベースの構築に大きく寄与するものと考えられる。ただし、装置を超長期・日常利用して貰うには、ユーザの受容を得やすく、かつ、高い意欲がなくても計測を続けられる仕掛けが必要となる。非接触・非装着・無拘束でのセンシングや、日常生活行動（例えば就寝）中の無意識計測などが、例として考えられる。

他方、CVDsの最大危険因子は高血圧である

ことから、血圧変動を長期計測できることが望ましい。しかしながら、現時点において非接触・非装着・無拘束での血圧計測に目途が立っていないことから、他の心臓・拍動信号群を用いて血圧変動を推定する融合解析技術も重要な役割を担う。

これらの状況を勘案し、本研究では、非装着かつ非接触（皮膚に接触しない）方式の電極センサシートを用いて、臥床（就寝）時における4つの心臓・拍動信号：①心電図（electrocardiogram）、②心弾動図（ballistocardiogram）、③インピーダンスカーディオグラム（impedance cardiogram）、④光電式容積脈波（photoplethysmogram）を、着衣を介して背部から同時計測する装置（以下 In-bed ポリカーディオグラフと命名）を構築し、検出信号群の融合解析により血圧や抹消血管抵抗の推定と、心臓拍動異常の検知を行うことを目標とした。

[研究の内容、成果]

前記の目標達成にむけ、課題を4つに分割し、並行して研究を遂行した。

1. 電極センサシートによる心電図と心弾動図の非接触同時計測と血圧関連指標の推定

図1(a)に示す5層型の電極センサシートを導電性布（炭素被覆 Ni-Cu 織布）と絶縁布（ポ

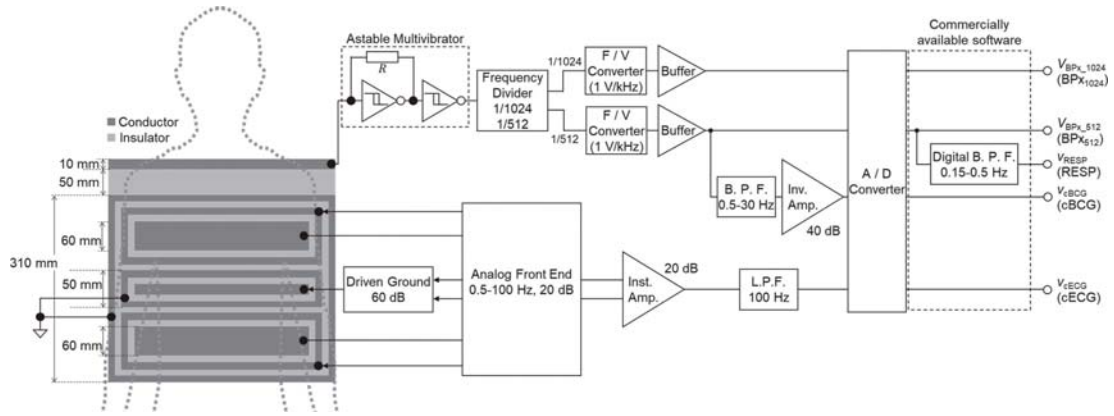


図 1(a) 製作した電極センサシートと検出回路のブロック図



図 1(b) 電極センサシートを用いて非接触同時計測した心電図と心弾動図のフィルタ処理後波形

リエステル)にて製作した。電極センサシートをマットレス上に敷き、ベッドシート(綿100%)で覆い、男性被験者7名(身長:1.60-1.83 m, 体重:48.0-84.0 kg, BMI:18.3-25.0)に寝間着を着用した状態で臥床して貰った。シート上端の帯状電極とGND層(5層目)を用いて、肩部から心弾動図を検出した。中段上下の長方形電極にて、心電図を計測した。図1(b)に示したように、布類が介在した状態でも、明瞭な心電図R波と再現性の高い心弾動図を計測することに成功した。

実験では、心電図・心弾動図と同時に参照信号として連続血圧を記録し、ビート毎の平均血圧 P_{MAP_ref} を算出した。研究では、心電図から得られる心拍数 N_{HR} と、心電図R波時刻と心弾動図のJKゼロクロス時刻との差 T_{PBAT} を用いて、未知の平均血圧 P_{MAP_est} を次式で近似できることを見出した。

$$P_{MAP_est} = \frac{k_1 k_2}{k_3^a} \cdot \frac{1}{N_{HR}^{a-1} \cdot T_{PBAT}^b}$$

上式の両辺を対数化すると

$$\ln P_{MAP_est} = (1-a) \ln N_{HR} - b \ln T_{PBAT} + \ln \frac{k_1 k_2}{k_3^a}$$

が得られることから、 P_{MAP_est} の代わりに実験で同時計測して得た P_{MAP_ref} を用いて、較正係数 $(1-a)$ 、 $-b$ 、 $\frac{k_1 k_2}{k_3^a} (=c)$ を、最小二乗法にて被験者毎に決定した。

更に、決定した較正係数 $(1-a)$ 、 $-b$ 、 $\frac{k_1 k_2}{k_3^a} (=c)$ を用いて、次式にてビート毎の平均を推定した。

$$P_{MAP_est} = e^{(1-a) \ln N_{HR} - b \ln T_{PBAT} + c}$$

また、以下の関係式に基づき、末梢血管抵抗の相対値 R_{PVR_rltv} を算出した。

$$R_{PVR} \propto \frac{1}{N_{HR}^a \cdot T_{PBAT}^b} =: R_{PVR_rltv}$$

平均血圧の推定結果は、真値との相関が7名平均で 0.84 ± 0.09 、全被験者で0.70以上を得た。二乗平均誤差RSMEについては、7名平均が 1.58 ± 0.15 mmHgで、全被験者で2.0 mmHg未満であった。末梢血管抵抗の相対値 R_{PVR_rltv} については、相関係数の7名平均は 0.85 ± 0.13

と高かったが、1名のみ0.58の低値を示した。

2. 電極センサシートによるインピーダンス カーディオグラムの非接触計測に向けた基 礎検討

インピーダンスカーディオグラムは、血流変化に伴う生体インピーダンス変化を検出した信号である。そこで、まず電極センサシート上にヒトが着衣状態で臥床した場合の生体のインピーダンススペクトル (impedance spectrum: IS) について、容量結合式インピーダンス分光法 (capacitive-coupling impedance spectroscopy: CIS) にて推定を試みた。CIS は 2020 年に研究代表者と山口が考案・提案した分光法で、容量結合を介して IS を算出できる特長に加え、サブミリ秒オーダーの高い時間分解能で時間一周波数スペクトルを算出できる。

CIS では、図 2(a) に示すように、非正弦波発振回路の一部に計測対象のインピーダンス $\dot{Z}_{\text{bio}}$ を、容量結合 $C_E // R_E$ を介して組み込む。この時、観測される発振波形 $\dot{V}_1$ 、 $\dot{V}_2$ を同時に A/D 変換し、 $\dot{V}_1$ と $\dot{V}_{12} = \dot{V}_2 - \dot{V}_1$ の発振周期 T [s] に相当する区間を切り出し、離散フーリエ変換 (DFT) 処理を行う。得られた振幅スペクトルと位相スペクトルの基本周波数 $f_0 = 1/T$ [Hz] と、奇数倍の高調波 nf_0 [Hz] の成分を利用する。

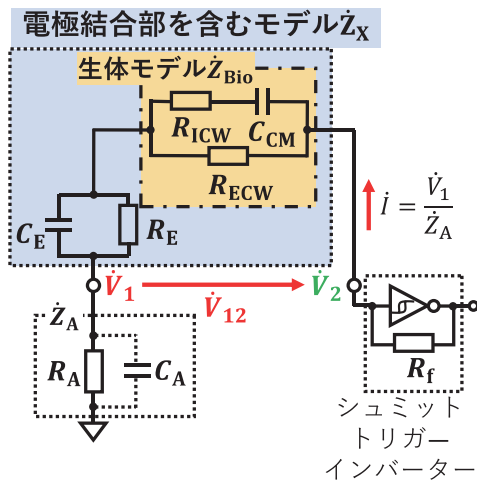


図 2(a) 電極センサシート上にヒトが臥床した部分の等価回路モデルを組み込んだ非正弦波発振回路

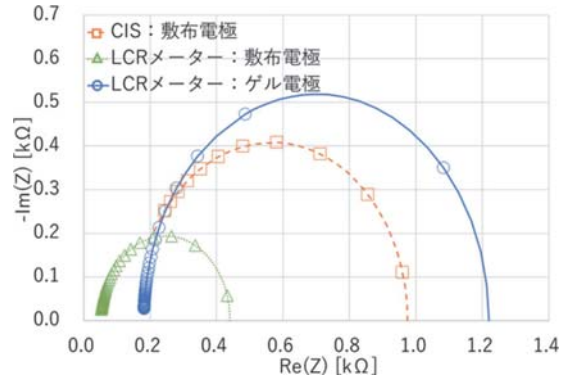


図 2(b) 電極センサシートによりシートを介して推定したヒト上背部インピーダンスの Cole-Cole プロット

ここで、周波数を $f = f_0$ で固定した状態について考えると、オームの法則より電圧 $\dot{V}_{12}$ を電流 $\dot{I}$ で除すことで、未知のインピーダンス $\dot{Z}_X$ を算出できる。また、 $\dot{Z}_A$ については回路製作時に事前計測により既知な状態にしておく。加えて、固定周波数なので各ベクトルをフェーズ (極座標) 表記で書くことができ、以下の式を得る。

$$\begin{aligned}\dot{Z}_X &= \frac{\dot{V}_{12}}{\dot{I}} = |\dot{V}_{12}| \angle \theta_{V_{12}} \times \frac{|\dot{Z}_A| \angle \theta_{Z_A}}{|\dot{V}_1| \angle \theta_{V_1}} \\ &= \frac{|\dot{V}_{12}| \cdot |\dot{Z}_A|}{|\dot{V}_1|} \angle (\theta_{V_{12}} + \theta_{Z_A} - \theta_{V_1})\end{aligned}$$

したがって、DFT で得たスペクトルの $f = f_0$ [Hz] の振幅 $|\dot{V}_1|$ 、 $|\dot{V}_{12}|$ と、位相角 θ_{V_1} 、 $\theta_{V_{12}}$ と、既知のインピーダンス $|\dot{Z}_A| \angle \theta_{Z_A}$ を用いて、 $\dot{Z}_X$ を算出できる。また、一連の演算を $n=1, 3, 5, \dots$ に対して繰り返すことで、 $\dot{Z}_X$ の n 次高調波周波数までの IS を得ることができる。

次に、 $\dot{Z}_X$ について図 2(a) のような 5 素子からなる回路モデルを仮定すると、次式を得る。

$$\begin{aligned}\dot{Z}_{x_mdl}(f) &= \frac{R_E}{j2\pi f C_E R_E + 1} \\ &+ \frac{(j2\pi f C_{CM} R_{ICW} + 1) R_{ECW}}{j2\pi f C_{CM} (R_{ICW} + R_{ECW}) + 1}\end{aligned}$$

周波数 $f = nf_0$ ($n=1, 3, 5, \dots$) [Hz] のモデルのインピーダンス $\dot{Z}_{x_mdl}(nf_0)$ と、前記のプロセス

で得た n 次高調波までの IS である $\dot{Z}_x(nf_0)$ との誤差が最も小さくなる C_E , R_E , R_{ICW} , C_{CM} , R_{ECW} を、最小二乗法により決定する。素子値が決定すると、生体インピーダンス $\dot{Z}_{Bio}$ は、以下の式に任意の f を代入することで、算出される。

$$\dot{Z}_{Bio}(f) = \frac{(j2\pi f C_{CM} R_{ICW} + 1) R_{ECW}}{j2\pi f C_{CM} (R_{ICW} + R_{ECW}) + 1}$$

図 2(b) に当該手法にて算出した、ヒト背部の生体 IS を Cole-Cole プロット (橙色□) として示す。比較のため、電極センサシート (敷布電極) と LCR メータを組み合わせて推定した結果 (緑色△) と、ゲル電極を背部に貼付し LCR メータにて計測した結果 (青色○) も示す。概数・概形としては、提案法の結果は、精密計測機による結果と大きな隔たりがなかった。ただし、精密計測機による結果が、使用電極により異なるため、検証方法について、精査する必要がある。また、計測結果の再現性の確認や精度、多数被験者での検証なども今後の課題である。

3. 心電図と光電式容積脈波の非接触同時計測

着衣を介しての、光電容積脈波 (PPG) と心電図の同時計測を達成目標とした。LED 群とフォトダイオード (PD) 群の配置と間隔の工夫により、着衣を介しての PPG 信号の検出が実現されることを確認した。また、当該 PPG

センサが電極センサシートと干渉せずに信号を検出できる位置について、実験的に検討し特定した。図 3 に結果の例を示す。着衣 (315 μm 厚) を介して計測した PPG 元信号 (PPG_{raw}, 下から 2 段目) とそのフィルタ波形 (PPG_{filt}, 最下段) を参照 PPG (PPG_{ref}, 最上段) と比較すると、ほぼ同期して脈動が検出されている。また、同じ着衣を介して計測された心電図 (cECG_{smt}, 上から 2 段目, 移動平均処理後) は、脈波のピークよりも早いタイミングで R 波が発生している。したがって、当初目標である PPG と ECG の非接触同時計測が、無事に達成できたことがわかる。

4. 電極センサシートを用いて非接触計測した心電図における P 波検出性能の評価

非接触心電図の波形情報から、心房細動を検知することが将来的に期待される。そこで、信号検出回路の調整により同相弁別比を 120 dB に向上させ、非接触心電図における P 波検出能力を評価した。心電図用の電極部の形状が与える影響も併せて議論するため、(a) 長方形 (重心間ベクトル -90°) の場合と、(b) 台形 (重心間ベクトル -60°) の 2 種類について、5 分間の計測を 2 回ずつ行った。被験者には 0.7 mm 厚の綿製シャツを着用して貰い、0.3 mm 厚のシートで覆った電極センサシート上に、臥床して貰った。実験環境は、相対湿度 $44 \pm 1\%$,

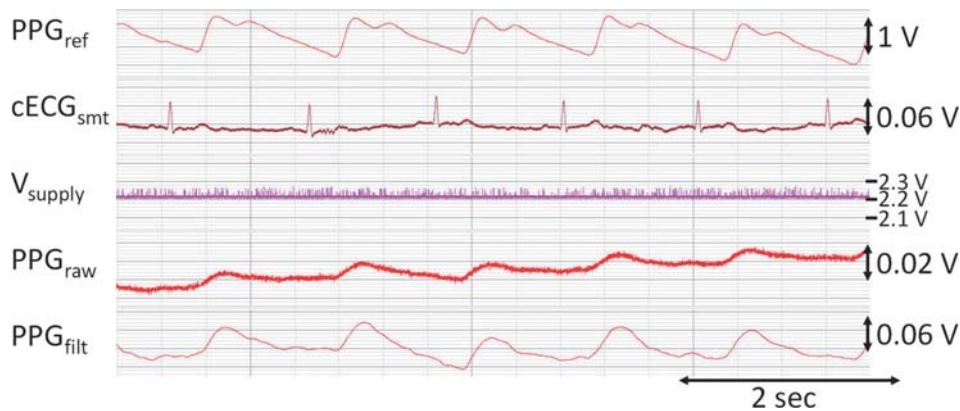
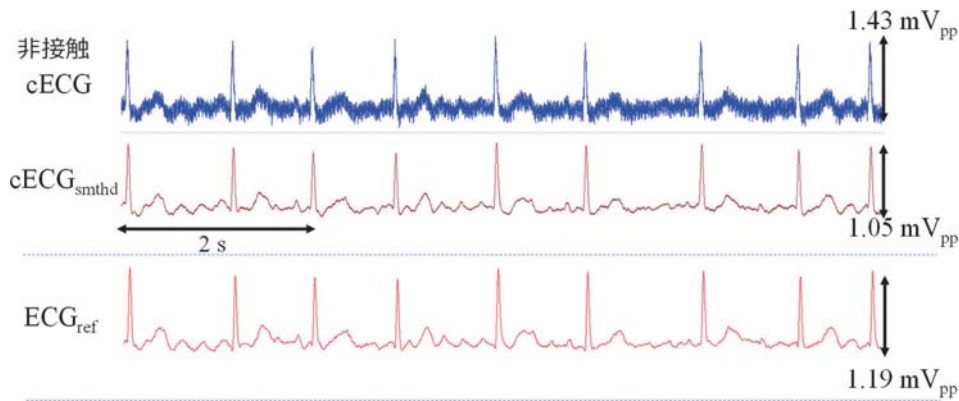


図 3 電極センサシートと LED・PD アレイを用いて心電図と光電式容積脈波を背部から非接触 (315 μm 厚のパジャマを介して) 同時計測した時の代表的な波形



(データベースのデジタル心電図データをアナログ信号に変換し減衰させトルソーモデルから出力)

図4 電極センサシートにて非接触計測した心房細動心電図

容積絶対湿度 $9.9 \pm 0.5 \text{ g/m}^3$ とした。計 8 名の検出精度を算出した結果、(a) 長方形では平均 91.7%，(b) 台形では平均 95.9% となり、台形の方が有意 ($p < 0.05$) に高かった。

結果より、上記の湿度環境であれば、非接触心電図にて 90% 以上の精度で P 波の検出が見込める。そこで、データベース上の心房細動心電図を、任意波形生成装置からアナログ電圧として出力させ、生体信号レベルに減衰させたのち、非接触心電計にて布類を介した計測を試みた。図 4 に結果の一例を示す。非接触心電図の生波形（最上段）は雑音のため、基線の不規則な動揺を目視できない。一方、移動平均後の波形（中段）では、基線の動揺が明瞭に現れており、その形が元信号 (ECG_{ref}) の形と類似して

いる。

今後は、当該システムを利用して、低湿度下にて評価実験を繰り返し、検出性能の向上を図りつつ、臨床実験を模索する計画である。

[成果の発表、論文など]

植野彰規，敷布電極を用いた容量結合式インピーダンス分光法による体水分量組成比推定の基礎研究，電子情報通信学会 ME とバイオサイバネティクス研究会，2024 年 6 月（発表）

A. Ueno, et al., "Evaluation of P-wave detection capability of capacitive electrocardiogram measurement system with electrode sheet," 2024 IEEE 20th International Conference on Body Sensor Networks (BSN), 4 pages, (Chicago, USA), 2024-10. (発表予定)