

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 6 月 20 日現在

機関番号：13501

研究種目：基盤研究(B) (一般)

研究期間：2013～2016

課題番号：25289121

研究課題名(和文) 胎児・新生児向けウェアラブルバイタルモニタ装置の開発とその臨床評価

研究課題名(英文) Development and evaluation of wearable vital monitor system for fetal and neonate heart rates

研究代表者

埴 雅典 (HANAWA, Masanori)

山梨大学・総合研究部・教授

研究者番号：90273036

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 13,400,000円

研究成果の概要(和文)：子宮内胎児死亡や新生児突然死を防ぐことを目的として、母体・胎児・新生児にストレスをかけずに胎児・新生児の心拍信号を長時間連続的にモニタリングできるウェアラブルバイタルモニタ装置の開発と評価を行った。母体を拘束せずに妊娠後期の胎児の常時心拍計測を可能とするために、妊婦用腹帯に電極を取り付けた母体腹壁電位信号取得用センサヘッドおよび小型の記録装置、胎児心拍信号分離アルゴリズムを開発した。また新生児を拘束せずに新生児の常時心拍計測を可能とするために、導電性布シート電極による体表面電位信号記録条件を明らかにするとともに、ウェーブレット解析により体表面電位信号から雑音を低減するアルゴリズムを開発した。

研究成果の概要(英文)：To prevent intrauterine fetal death and unexpected neonatal death, we developed and evaluated wearable vital monitor devices and algorithms to continuously monitor fetal / newborn heartbeat signals without stressing mothers, fetuses and neonates. In order to enable continuous heart rate measurement of fetus in late pregnancy without restraining maternal body, we developed a sensor head for acquiring the maternal abdominal wall electrical potential with electrodes attached to pregnant womb band, a small data acquisition device, a fetal heartbeat signal separation algorithm. Moreover, in order to enable continuous heart rate measurement of neonates without restraining newborn babies under measurement, we clarified conditions of body surface potential signal recording by conductive cloth sheet electrodes. We also developed an algorithm to reduce noise from body surface potential signals by wavelet analysis.

研究分野：光ファイバ通信、光信号処理、医用信号処理

キーワード：fetal neonatal heart rate monitor PCA ICA wavelet analysis biological amplifier multi-channel amplifier

1. 研究開始当初の背景

産科医療においては、胎児の心拍を持続的に検出し状態を常に監視することが重要である。病的な心拍数の変化が認められた場合、児の胎外生活が可能な週数に達していれば、急速墜娩などを考慮することができる。しかし従来の胎児心拍陣痛図を用いて胎児心拍数を記録する場合、胎動によって胎児の位置が移動するために計測できないことがあり、また母体の体動時もセンサの位置ずれ等によって胎児心拍の検出が不可能となるため、センサヘッドの装着性が悪く母体の拘束が必要である上、連続測定時間に著しい制限があった。これまでも国内外で欠点克服の試みはあるものの、非拘束で長時間胎児心拍数を計測できる決定的な計測技術は確立されていない。

一方、近年のデジタル信号処理技術の進歩により胎児心電・心拍計測技術に進展が見られる。例えば Amari ら(1996)は独立成分分析を用いて母体表面で記録された多チャンネル心電計測信号から胎児の心電を抽出したと報告している。また国外では Taylor ら(2003)が、国内では東北大の木村ら(2007)が、高度な信号処理技術を駆使して胎児心電の分離抽出をする機器の開発について報告している。ただし、これらの機器は大がかりかつ高コストであり、すべての胎児に対して長期間にわたって適用することは困難である。簡便に装着できるウェアラブルな胎児心電モニタを開発することで、母体にストレスを与えることなくすべての胎児に対し長期間の常時心電計測を実施し、心拍を確実に得ることが可能となり、産科医療の質向上に大いに資する。

新生児では、健康上特段の問題が見当たらない場合でも「新生児突然死症候群」により突然死に至る場合がある。山梨大学医学部附属病院では体動を感知する「呼吸監視装置(呼吸停止アラーム)」を新生児全例のベッドに使用しているが、この装置は原理上異常発生時に警報発報までの遅れが生じる上に、授乳時には装着できないことが臨床上的問題となっている。新生児についてもウェアラブルバイタルモニタにより心電や呼吸等の常時計測が可能になれば、沐浴以外の時間は常に新生児の心拍検出が可能となる。これにより将来的には突然死の恐れのある致死的な新生児不整脈を早期に発見し予防手段を講ずることも可能になる。

2. 研究の目的

本研究では妊娠後期の単胎児および新生児のすべてを対象とし、詳細な心電波形ではなく胎児・新生児の心拍の有無・心電の強弱・心拍変動等の情報のみを簡便かつ長時間継続的に得ることができ常時モニタシステムを開発することを目的とした。胎児用モニタは対象を順調な妊娠を継続中の妊婦と単胎児に限定し、簡単に装着でき母体を拘束する必要のない腹帯型センサヘッドを用い

たウェアラブル心電モニタとする。一方、新生児用モニタはデリケートな新生児の肌にセンサヘッドを接触させることなく心電・呼吸などを計測できる肌着型容量性センサヘッドを用いたウェアラブルバイタルモニタとする。これらの装置を用いて胎児と新生児の異常の発生を早期に発見できるようにすることが最終的な目的であり、この時期のすべての胎児・新生児の継続的な心電データ(新生児については呼吸等も含む)を保存することで将来的に何らかの疾病に罹患した際の診断材料にできるシステムの構築につなげる(図1)。

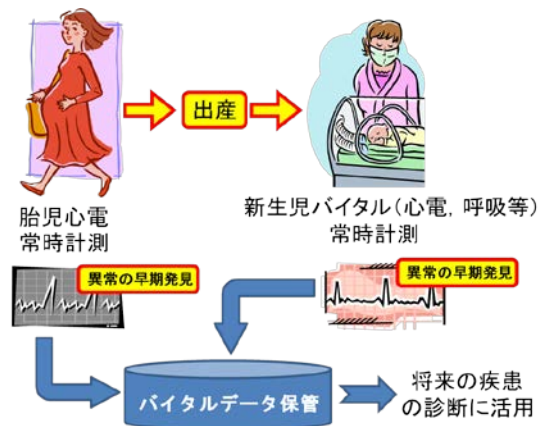


図1 本研究の目的

これまでの新生児の心電計測では、その多くのケースにおいて心電は粘着性電極を皮膚に接着させることでモニタリングする。粘着性電極は知識と経験のある看護師が取り付ける必要がある上、接着箇所皮膚の炎症等が引き起こされることが多く、健康とみられる新生児すべてにこれを適用することは好ましくない。また、我々は特殊な異常症例を計測対象としているのではなく、逆に所見上特段異常が認められない大多数の新生児を計測対象としているため、国内外の先行研究で用いられたような大がかりな装置を利用することは適切ではなく、本目的のために簡単に計測できる新たな新生児心電信号計測装置を開発する必要がある。そこで本研究では、近年開発された非粘着導電性シートセンサを採用し、心電に加えて、呼吸、体位、離着床、筋運動を同時に電気信号として計測することを目指す。このシートセンサは容量性結合により原理的にセンサを皮膚に対して非接触にすることが可能である。本課題では、新生児に好適なセンサヘッド・電子回路・信号処理ソフトウェアを開発し、新生児用ウェアラブルバイタルモニタ装置を実現する。

一方、胎児心電の計測については、新生児と同じ非粘着導電性シートセンサを広面積の接触型電極として使用することで高感度の胎児心電計測の実現を目指す。腹帯にシートセンサを縫製した腹帯型センサヘッドおよび付随する小型計測機器を開発し、これを母体に装着して計測した腹壁電位信号から



図2 開発する着衣組込式の測定装置

信号処理によって胎児心電を抽出する。これにより、母体を拘束せずに長時間の連続胎児心電計測が可能な母体用ウェアラブル胎児心電モニターを実現する。腹帯型センサヘッドは妊婦自身によるセンサの着脱を可能にし、小型計測機器にアンプと必要最低限のフィルタおよび無線通信システムを搭載するとともに可能な限りの小型化を行うことで、母体への負担を極力減らし長期間の装着を容易にすることを目指している。

3. 研究の方法

導電性シートセンサを妊婦用腹帯に縫製した腹壁電位計測用センサヘッド、母体腹壁電位の計測テストベッド、および導電性シートセンサを用いた容量性結合による新生児心電・呼吸・体動信号計測用テストベッドの試作と改良を行った。どちらのテストベッドも、大きく分けると各種電位計測用センサヘッド、計測・データ記録装置、信号処理アルゴリズムの3つのパートから構成されるが、胎児用、新生児用で、各パートに求められる仕様が大きく異なることから、胎児用と新生児用の二つのグループで分けて、別個に検討した。また、これらと並行して、多チャンネルの生体アンプの小型化・省電力化に向けて、回路の一部を共用する回路構成についても検討を行った。

4. 研究成果

紙面の都合上、胎児心拍信号計測システムについてのみ成果を記す。図3に胎児心拍測定装置の概略を示す。腹帯に装着された複数の電極を株式会社ミュキ技研が販売しているワイヤレス生体計測装置 Polymate Mini AP108 に接続して母体腹壁電位信号を計測する構成となっている。計測された複数チャンネルの母体腹壁電位信号は無線通信によりパーソナルコンピュータに送られ、モニターへのリアルタイム表示とオフラインデジタル信号処理が行われる。

研究計画時点では適切な市販の小型生体計測機器が存在しなかったため、マイクロプロセッサを用いた独自のテストベッド開発を進めたが、使用したプロトタイプングツールの市場への供給が終了したことから、再開発を余儀なくされた。この時点で要求に合致する上記小型生体計測機器が入手できたことから、独自開発を終了し、市販装置を用いたテストベッドとした。

母体腹壁電位信号は母体腹壁表面に直接電極を貼付することで測定される。母体腹壁表面に設置した電極で観測される母体腹壁電位信号には、5から20マイクロボルト程度の微弱な胎児心拍信号に加え、胎児心拍信号の10~20倍程度の振幅を有する母体心拍信号、体動により生じる筋電位や交流雑音など、複数の信号が混在する。微弱な胎児の心臓の電気的活動を母体腹壁表面に貼付けた電極で取得する方法は胎児にとっては完全に非

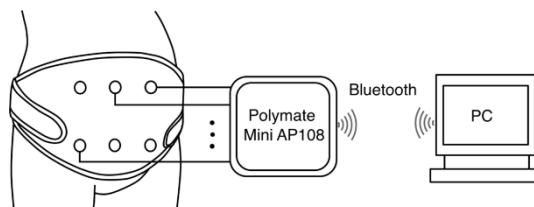


図3 胎児心拍測定装置の概略

侵襲な方法だが、微弱な信号の計測のための低雑音高利得の測定回路が必要である上、取得対象である胎児心拍信号に比べて遥かに大きな母体心拍信号や呼吸や体動に伴う母体筋電位などの様々なアーチファクトが含まれる母体腹壁電位信号から胎児心拍信号だけを分離する必要がある。

母体腹壁電位信号は母体腹壁表面に直接電極を貼付することで測定される。母体腹壁表面に設置した電極で観測される母体腹壁電位信号には、5から20マイクロボルト程度の微弱な胎児心拍信号に加え、胎児心拍信号の10~20倍程度の振幅を有する母体心拍信号、体動により生じる筋電位や交流雑音など、複数の信号が混在する。微弱な胎児の心臓の電気的活動を母体腹壁表面に貼付けた電極で取得することから胎児にとっては完全に非侵襲な方法だが、微弱な信号の計測のための低雑音高利得の測定回路が必要である上、取得対象である胎児心拍信号に比べて遥かに大きな母体心拍信号や呼吸や体動に伴う母体筋電位などの様々なアーチファクトが含まれる母体腹壁電位信号から胎児心拍信号だけを分離する必要がある。本研究では、独立成分分析(ICA)を用いた手法と、主成分分析(PCA: Principal Component Analysis)とテンプレート減算(TS: Template Subtraction)を複合したPCA-TS法を検討した。ここでは後者についてのみ報告する。

PCAは互いに相関のある多変数観測量を、主成分と呼ばれる互いに直交する変数に変換する統計手法である。生の観測量と異なり主成分は少なくとも統計的には互いに直交することを利用する手法で、観測量の特徴抽出やデータ圧縮に用いられる。ICAが混合前の情報源ごとの信号に分離することを目的とするのに比べて、PCAは統計的に無相関な信号に変換するだけであることから、PCA単体では胎児心拍信号の分離は不可能である。そこでPCAの結果得られる第一主成分(PC1)に母体と胎児の心拍信号成分、第二主成分以

降の主成分 (PC2, PC3, PC4 …) に他のアーチファクト成分が含まれるとの仮説に立ち, PC1 から母体心拍成分を除去することで胎児心拍信号を抽出する方法が PCA-TS 法である.

PCA-TS 法による胎児心拍信号分離の概要を図 4 に示す. まず, 帯域通過型フィルタ (BPF) と帯域除去フィルタ (BEF) により体動や呼吸による低周波成分と商用電源周波数の交流雑音を除去した複数チャンネルの母体腹壁電位信号に PCA を適用して PC1 を取得する. この PC1 には母体と胎児の心拍信号が混在することが仮定されているが, 上述したように胎児心拍信号は母体心拍信号に比べて微弱であるため, そのままでは例えば胎児の R-R 間隔 (心拍信号の R 波 (ピーク) 間隔. この逆数が胎児の心拍数) を算出することは困難である. そこで PC1 に含まれる母体心拍信号の複数周期の平均を取り, 母体心拍信号のテンプレート波形を算出し, これを PC1 から減算することで胎児心拍信号の分離を目指した.

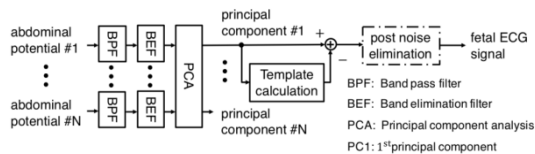


図 4 PCA-TS 法の概略

図 5 に Internet 上の母体腹壁電位信号オープンデータベース PhysioNet [8] が提供している 3 チャンネルの母体腹壁電位信号に対して PCA を実行した時間波形例を示す. 図 5 下の PCA-TS 処理結果では母体心拍信号成分が概ね除去でき, 母体 R 波より周期が短いインパルス状の胎児心拍信号成分が分離されていることが確認できる.

PhysioNet オープンデータベースには, 妊娠週 21 から 41 週の妊婦から胸部 2, 腹部 3 の計 5 チャンネルで測定した母体腹壁電位信号を, 標準化周波数 1 kHz, 分解能 16 bit で A/D 変換したデータが格納されている. これに加えて母体腹壁電位信号内に混在する胎児 R 波の時刻が記録されているため, アルゴリズムの評価に用いることに適している. そこで, 既報文献で胎児心拍信号分離に採用されている適応アルゴリズム (LMS, RLS) と,

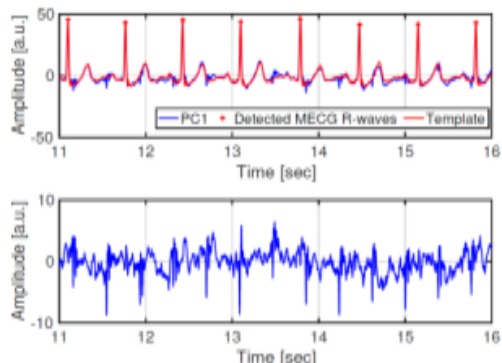


図 5 PCA-TS 法の適用結果 (上: 処理前およびテンプレート波形, 下: PCA-TS 処理後)

本研究で検討した ICA, PCA-TS の 4 つの手法の胎児心拍分離性能を比較した. いずれのアルゴリズムにおいても前処理は共通とし, 通過域 0.01 Hz から 100 Hz の BPF とノッチ周波数 50Hz の BEF により低周波成分と交流雑音を除去した. これを各手法で処理した結果得られた胎児心拍信号成分に対して心電図の R 波検出アルゴリズムである Pan Tompkins アルゴリズムを用いてピーク検出を行い, PhysioNet データベースで提供されている胎児 R 波の時刻と比較することで胎児心拍信号分離性能を評価した. ここで, LMS と RLS では, 入力信号 $d(n)$ を母体腹壁電位信号, 参照信号 $x(n)$ は母体胸部から取得した信号とし, 求めたフィルタ係数で $d(n)$ を処理した結果を胎児心拍信号の推定結果 $\hat{s}(n)$ とした. また, ICA では胸部 2, 腹部 3 の計 5 チャンネルの信号から分離された 5 つの独立成分すべてに胎児心拍信号分離処理を行い, 最も良い結果を採用した.

各手法の性能比較に情報検索システムの評価によく用いられる指標である, 適合率, 再現率, F 値を用いた. 適合率は正確性, 再現率は網羅性を表し, F 値は適合率と再現率の調和平均で求められる総合的な評価尺度である. いずれも百分率で表し, 値が大きいほど性能が良いことを意味する. ここで, TP を胎児 R 波の検出成功数, FP を胎児 R 波の誤検出数, FN を胎児 R 波の検出漏れ数とすると, 適合率は $TP / (TP + FP)$, 再現率は $TP / (TP + FN)$, F 値は $TP / (TP + FN + FP)$ と表わされる. BPF 帯域幅, LMS のステップサイズ, RLS の忘却係数, ICA の入力信号数, PCA-TS のテンプレート算出用セグメント数など, 比較実験に用いる各種パラメータを定めるにあたっては, F 値を元に探索を行い, それぞれ最適なパラメータを選択した.

データセット No. 1 と No. 4 に対する処理前の母体腹壁電位信号 (a) と, (b) LMS, (c) RLS, (d) ICA, (e) PCA-TS を適用して分離した胎児心拍信号の時間波形を図 6 に示す. 図中の Δ は PhysioNet から提供されている胎児 R 波の時刻, \circ は Pan Tompkins アルゴリズムを用いて検出したピークであり, これらが一致

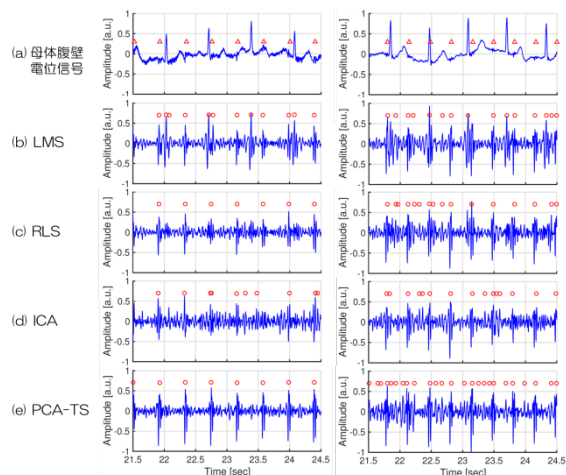


図 6 処理後の波形 (左: No. 1, 右: No. 4)

表 1 分離性能比較結果 (抜粋)

No.	時間 [sec]	手法	F 値 [%]	適合率 [%]	再現率 [%]
1	270	LMS	79.5	68.1	98.8
		RLS	86.3	77.9	99.1
		ICA	71.3	57.2	97.4
		PCA-TS	93.0	87.1	99.7
2	318	LMS	67.4	51.9	95.9
		RLS	64.9	50.0	98.5
		ICA	63.4	51.6	94.4
		PCA-TS	85.6	75.9	98.1
3	312	LMS	74.0	63.2	93.5
		RLS	81.1	71.9	95.9
		ICA	57.0	51.2	64.4
		PCA-TS	72.3	91.7	59.6
4	396	LMS	70.5	54.6	99.3
		RLS	68.5	52.3	99.3
		ICA	66.7	52.9	99.9
		PCA-TS	63.4	46.9	97.8

した場合は検出成功 (TP), Δ に対応する○がない場合が検出漏れ (FN), 逆に Δ がない時刻に○がある場合が誤検出 (FP) となる。

PhysioNet で提供されている全データセットに対する各手法の胎児心拍信号分離性能の比較結果を表 1 に示す。データセット No. 1 や No. 5 では PCA-TS 法の F 値は 90%を超えている。また, No. 3, No. 4, No. 7 の 3 つ以外のデータセットでは PCA-TS 法の F 値が 4 手法の中で最も高い。これらの結果より, PCA-TS 法は高い胎児心拍信号分離性能を有していることが確認できる。一方, データセット No. 4 では, 適合率, 再現率, F 値のいずれも他手法より PCA-TS 法が劣る。この理由を図 6 の波形の比較から考察する。

図 6 (b)の LMS では検出漏れはない一方, 誤検出も多い。一方(c)の RLS では No.1 に対しては PCA-TS に次いで正確に胎児 R 波を検出できているが, No.4 では LMS 以上の誤検出が生じている。ICA では逆に No.1 に検出漏れが多い。これらの結果は, 処理後の信号波形に雑音が多く, 胎児 R 波のピークが小さいことが原因と考えられる。これに対し PCA-TS では, No.1, No.4 のいずれに対しても胎児 R 波のピークは大きく表れているが, No.4 に対する残差信号にのみ大きな雑音が残留していることがわかる。ここで, No.1 と No.4 の(a)母体腹壁電位信号を比較すると, No.1 の母体腹壁電位信号には明瞭な胎児 R 波と思しき周期的な小さいピークが認められるのに対し, No.4 では殆ど認められない。このことから, PCA-TS 法は胎児 R 波の強調が効果的になされる手法であるものの, 母体腹壁電位信号に含まれる母体心拍信号と胎児心拍信号の電力比 (母体対胎児電力比 P_m/P_f) や, 胎児心拍信号に対する信号対雑音電力比 (胎児対雑音電力比 P_f/N) に関して制限があることがわかった。

母体腹壁電位信号に含まれる胎児心拍信号の振幅は, 電極位置, 妊娠週数, 子宮内での胎児の向きなどにより大きく異なることが予想されることから, PCA-TS 法が有効に働くためにはどの程度の P_m/P_f や P_f/N が要

求されるのかを明らかにする必要がある。一般に, 母体心拍数 MHR(Maternal Heart Rate) は毎分 60 から 90 回であるのに対し, 胎児心拍数 FHR(Fetal Heart Rate) は毎分 120 から 170 回と MHR のおよそ 2 倍となる。さらに母体心拍信号は胎児心拍信号に対して 5 から 20 倍振幅が大きい。これらの条件信号を混合して疑似母体腹壁電位信号を生成し, これを用いて PCA-TS 法の動作条件について定量的な評価を行った。

疑似母体心拍信号と疑似胎児心拍信号を生成した後, 所定の P_m/P_f になるように両者を混合した上で, 設定した P_f/N になるように白色ガウス雑音を重畳した疑似母体腹壁電位信号を複数チャンネル生成した。これを PCA-TS 法で処理した後, ピーク検出をして評価した。実際に複数チャンネルで母体腹壁電位信号を計測した場合には P_m/P_f はチャンネルごとに異なるが, 今回の評価では全チャンネル同一の P_m/P_f を有していることから, 実際のとほ多少異なることに注意が必要である。

図 7 に 225 通りの P_m/P_f と P_f/N の組み合わせで生成した疑似母体腹壁電位信号を PCA-TS 法で処理し, F 値で評価した結果を示す。ピクセルの色が橙よりも濃い場合に F 値が 75% を超えることを表す。よって P_m/P_f が 20dB 以下, すなわち母体心拍信号電力が胎児心拍信号電力の約 100 倍以下 (振幅で 10 倍以下) で P_f/N が 5 dB 以上の時, 概ね 75% 以上の F 値となることがわかる。一般的に母体腹壁電位信号における P_m/P_f は 14dB 強以上 (母体心拍信号の振幅が胎児心拍信号の 5 倍以上) と考えられるため, F 値 75% を目指す場合, PCA-TS 法の P_m/P_f に対する余裕は 6dB 程度と見積もることができる。この観点から再度図 6 を眺めてみると, 左列の No.1 のデータセットでは(a)の母体腹壁電位信号において母体 R 波の 1/10 程度の振幅を持つ胎児 R 波が認められるのに対し, 右列の No.4 のデータセットの胎児 R 波は殆ど認められず, 母体 R 波の 1/10 を著しく下回る振幅しか有していないことが見て取れる。 P_f/N に対する要求要件 ($>5dB$) は十分に低いことから, PCA-TS 法の動作範囲を決めるのは P_m/P_f であり, 母体腹壁電位信号の計測時には極力 P_m/P_f が大きくなるよう (20dB 以下になるよう) に注意する必要があることがわかった。

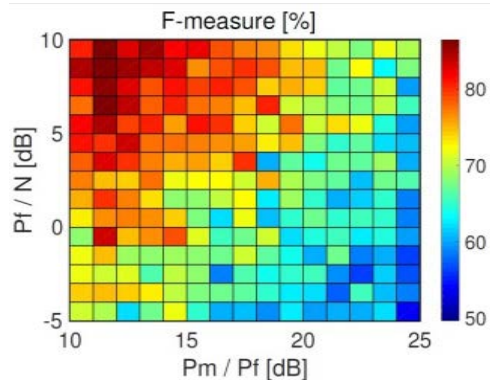


図 7 疑似信号による性能評価結果

5. 主な発表論文等

[査読付き雑誌論文] (計 3 件)

1. 佐藤隆英, 遠藤真輝, 兼本大輔, “独立成分分析を用いた胎児の心電信号測定に適する小面積・低消費電力多チャネル増幅回路”, 電気学会論文誌 C, Vol.136, No.1, pp.50-59, Jan, 2016
2. Y.Suzuki, O.Sakata, M.Morisawa, “Elemental Study on Noise-Reduction Method for Electrocardiogram by Using a Conductive Fabric Sensor”, Proc. of 2016 International Workshop on Nonlinear Circuits, Communications and Signal Processing, pp.77-80, 2016
3. T.Tamura, Y.Suzuki, M.Hanawa, “Fetal Electrocardiographic Signal Extraction from Maternal Abdominal Electrical Potential with Principal Component Analysis and Template Subtraction”, Proc. of 2016 International Workshop on Nonlinear Circuits, Communications and Signal Processing, pp.73-76, 2016

[学会発表] (計 8 件)

1. 遠藤真輝, 佐藤隆英, 兼本大輔, “多チャネル生体信号増幅回路における基準入力端子の共有による小面積・低電力化”, 電気学会研究会資料電子回路研究会, ECT-15-041, pp.53-59, 2015年3月6日, 東京電機大学東京千住キャンパス (東京都足立区)
2. 田村卓也, 塙雅典, 宮下翔平, “独立成分分析による母体腹壁電位からの胎児心電信号の抽出”, 2015年電子情報通信学会総合大会, D-7-2, 2015年3月10日, 立命館大学びわこくさつキャンパス (滋賀県草津市)
3. 鈴木裕, 阪田治, 森澤正之, “導電性布電極を用いた心電計測のノイズ低減に関する要素研究”, 第14回情報科学技術フォーラム(FIT2015), 2015年9月15日, 愛媛大学城北キャンパス (愛媛県松山市)
4. 鈴木裕, 阪田治, 森澤正之, “導電性布電極を用いた心電計測に関する要素研究 I”, 平成27年電気学会電子・情報・システム部門大会, pp.1076-1081, 2015年8月27日, 長崎大学文教キャンパス (長崎県長崎市)
5. 阪田治, 鈴木裕, 松田兼一, “情報理論に基づく長時間心拍変動の異常検出法”, 平成27年電気学会電子・情報・システム部門, pp.1082-1084, 2015年8月27日, 長崎大学文教キャンパス (長崎県長崎市)
6. 遠藤真輝, 佐藤隆英, “多チャネル増幅回路の諸特性が独立成分分析に与える影響の一検討”, 電気学会研究会資料電子

回路研究会, ECT-15-099, pp.9-14, 2015年12月21日, 東京工業大学大岡山キャンパス (東京都目黒区)

7. Ong Zi Hao, 佐藤隆英, “低周波振動する圧電素子のための電源回路の出力電力向上”, 電気学会研究会資料電子回路研究会, ECT-16-035, pp.97-102, 2016年3月8日, 東京都市大学 世田谷キャンパス (東京都世田谷区)
8. 馬場東, 田村卓也, 塙雅典, “実測した母体腹壁電位信号からの胎児心拍信号の分離”, 2017年電子情報通信学会総合大会 D-7-17, 2017年3月23日, 名城大学天白キャンパス (愛知県名古屋市中)

[図書] (計 1 件)

1. 塙雅典, 田村卓也, 生体データ活用の最前線 スマートセンシングによる生体情報計測とその応用, 第3章第7節 ウェアラブルセンサによる胎児心拍測定技術の開発, サイエンス&テクノロジー, pp.169-179, 2017年4月.

[その他]

山梨大学研究者総覧,
<http://erdb.yamanashi.ac.jp/>

6. 研究組織

(1)研究代表者

塙 雅典 (HANAWA Masanori)
山梨大学・大学院総合研究部・教授
研究者番号: 90273036

(2)研究分担者

阪田治 (SAKATA Osamu)
東京理科大学・工学部・准教授
研究者番号: 30391197
平田修司 (HIRATA Shuji)
山梨大学・大学院総合研究部・教授
研究者番号: 00228785
佐藤隆英 (SATO Takahide)
山梨大学・大学院総合研究部・准教授
研究者番号: 10345390
鈴木裕 (SUZUKI Yutaka)
山梨大学・大学院総合研究部・助教
研究者番号: 40516928

(3)連携研究者

大木麻喜 (山梨大学)
山梨大学・大学院総合研究部・教授
研究者番号: 00377574
植野 彰規 (東京電機大学)
東京電機大学・工学部・教授
研究者番号: 20318158
鳥養映子 (山梨大学)
山梨大学・大学院総合研究部・教授
研究者番号: 20188832