

## 科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成25年6月10日現在

機関番号：16101

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2010～2012

課題番号：22560402

研究課題名（和文）ウェーブレット解析に基づく心電図波形の高精度識別システムの構築

研究課題名（英文）Development of high efficiency detection systems of electrocardiogram based on wavelet analysis

研究代表者

大屋 英稔（OYA HIDETOSHI）

徳島大学・大学院ソシオテクノサイエンス研究部・准教授

研究者番号：30361835

研究成果の概要（和文）：本研究では、ウェーブレット変換を主たる要素技術として、まず正常洞調律、心室細動などの心電図波形の解析し、個々の心電図波形の特徴量を抽出した。次いで、抽出した特徴量に基づき、各心電図波形の識別アルゴリズムを構築した。本研究で構築した識別アルゴリズムにより、既存のAEDでは捉えきれなかった心電図波形を識別することができ、従来の方法と比較して、より高精度の識別性能を達成することが可能となった。更に、心電図波形の状態が正常洞調律から心室細動へ遷移するような場合についても検討し、その有効性を検証した。

研究成果の概要（英文）：In this study by using wavelet transform, we firstly have analyzed electrocardiograms such as Sinus Rhythm (SR), Ventricular Fibrillation (VF) and so on, and next, we have derived some characteristic parameters for such signals. Based on these characteristic parameters and some indices, we have proposed some detection algorithms. The proposed detection algorithm for electrocardiogram achieves good performance comparing with the exiting results. Furthermore, we have studied wavelet based identification methods for electrocardiogram including state transition such that electrocardiogram varies from SR to VF, and verified their effectiveness.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2010年度	1,000,000	300,000	1,300,000
2011年度	1,100,000	330,000	1,430,000
2012年度	1,100,000	330,000	1,430,000
総計	3,200,000	960,000	4,160,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：電気電子工学・システム工学

キーワード：システム情報（知識）処理

## 1. 研究開始当初の背景

突然の心停止は、多くの場合、心室細動などの重症不整脈が原因であり、このような重症不整脈には、出来るだけ早期の電氣的除細動（以下、簡単のため「除細動」と記す）が有効であることが知られている。我が国では、心臓の発作により突然倒れてなくなる方が、1年間に約3万人もいるといわれており、交

通事故による死者数5,155人（平成20年度結果、警察庁調べ）、火災による死者数149人（平成19年度結果、消防庁調べ）と比較しても非常に多い。このような背景から、交通事故による死亡を防ぐためのシートベルトやエアバッグ、早く消火するための消火器と同じように、心臓発作を起こして突然倒れた患者を救うための自動体外式除細動器

(AED : Automated External Defibrillator)の普及が進んでおり、近年、駅、空港、大学等の教育機関などに設置されている。

AEDには、心停止患者の心電図波形を解析し、電気的除細動を適用すべき波形か否かを判定するためのアルゴリズムが内蔵されており、約4秒間の心電図波形を解析している。このアルゴリズムは、波形の振幅等のチェック、FFTの結果のチェックを行うといったシンプルなものとなっている。また、AEDの精度評価には、「感度」、「特異度」という指標が用いられ、心室細動では約95%、自己心拍では99%程度の精度で識別が可能となっている。しかしながら、心室頻拍で75%程度であること、また、心電図波形は心臓の活動状況にともなって時々刻々と様相が変化し、AEDが対象としている約4秒間の心電図波形にこういった状態の変化(遷移)が含まれている場合には、識別が困難となり、このような場合、除細動適用外の波形として扱われることになる。一方、心肺蘇生の標準的なガイドラインを提供しているAHA(米国心臓学会)ガイドラインでは、心室細動などの重症不整脈に対しては、「早期の心肺蘇生(胸骨圧迫)」とともに「早期の除細動」が最も重要であると記されている。さらに、ある周波数の正弦波を入力すると、除細動を適用すべき波形と判定されるといった問題点もある。そのため、心電図波形の識別に関する研究が盛んに行われている(e.g. Amann et al (2005), Arafat et al (2011)) 個々の心電図波形の識別はもちろん、心停止患者の心電図波形に状態遷移があるような場合においても柔軟に対応できる高精度な識別システムが実現できれば、患者の蘇生率向上に効果が期待できると考えられる。心電図波形に関しては、Jalaliddineら(1990)、中静ら(2001)などがデータ圧縮法を、木川、小栗(2006)が長時間心電図における高精度R波検出フィルタなどを提案しているが、国内では、心電図波形の識別に関する研究は少なく、AEDメーカーが独自に開発している状況にある。さらに、除細動を適用した後に自己心拍再開とならず、「心静止」となる場合などもある。このような場合、自己心拍再開率は、心静止より心室細動の方がはるかに高いため、より不利な状況に陥ることになってしまう。こういった状況に関しては、心電図波形の過去の状態遷移が関連していると考えられる。これまでも、心電図波形を確率過程として捕らえた研究(清野ら(2006))、心拍ダイナミクスのモデルに関する研究(小谷ら(2005))など、心電図波形の状態に関する研究も報告されているが、除細動適用前後の心電図波形とその状態遷移との関連性、特に心電図波形の状態遷移と心肺停止患者の自己

心拍再開率の関連については明らかにされていない。

## 2. 研究の目的

1. で述べたような背景から、本研究課題では、ウェーブレット変換を主たる要素技術として、まず正常洞調律(Sinus Rhythm)、心室細動(Ventricular Fibrillation)など、様々な心電図波形の特徴解析を行い、心臓の電気的活動状態を表す心電図波形の特徴量を抽出する。次いで、得られた特徴量、および種々の指標を用いて各心電図波形を精度よく識別するためのアルゴリズムを構築する。また、心電図波形の状態が遷移する場合においても時間-周波数解析することによって、状態遷移に関する詳細な情報(特徴量)を獲得し、どのように心電図波形の状態が遷移しているのかを検出するアルゴリズムを構築する。このように、個々の心電図波形の識別、ならびに心電図波形の状態が遷移する場合にも柔軟に対応できる“高精度識別システム”の構築が本研究課題の目的である。さらに、心電図波形の状態遷移と患者(生体)の状態との関連性、特に心肺停止患者の回復、すなわち自己心拍再開例との関連についても検討することも目的としている。

本研究課題で提案する高精度識別システムは、既存のAEDにおける精度を達成することは当然として、既存のAEDでは識別が困難な心電図波形にも柔軟に対応できるシステムである。すなわち、本研究課題で提案する高精度識別システムを実現できれば、心肺停止患者の蘇生率向上に大きく寄与できる上、これまで識別が困難であった心電図波形、及び心電図波形の状態遷移と患者(生体)の状態との関連性を明らかにしようという点でも意義があり、学術的にも大変興味深いものである。

## 3. 研究の方法

### (1) 本研究課題の実施内容

本研究課題における目的を達成するために、3年計画で以下の3点に絞って研究を推進した。ただし、心電図波形データは、杏林大学高度救命救急センターにおいて随時記録されるため、心電図波形データの整理・分類については、研究期間全体を通して実施していることに注意されたい。

#### (i) ウェーブレット解析に基づく心電図波形の特徴抽出

ウェーブレット変換を主たる要素技術として、心電図波形の特徴解析を行う。対象とする心電図波形は、AHAデータベース、MIT-BIHデータベース、研究分担者の所属する杏林大学病院高度救命救急センターに保存されているデータとし、自己心拍、心室細動、心室頻拍、PEA等

における時間一周波数領域での特徴を明らかにする。ただし、解析結果を整理するために、まず個々の心電図波形（各データベースに記録されている心電図波形データ、および杏林大学病院高度救命救急センターにおいて随時記録されるデータ）を症例毎に整理・分類する必要がある、これについて研究機関を通じて行う。

(ii) 高精度識別システムの構築と検証

(i)で得られた知見と種々の指標、ならびに学習手法等を援用した識別アルゴリズム（高精度識別システム）を構築する。さらに、識別システムの精度評価を行うとともに、種々の要因による誤差の定量的説明、既存の識別アルゴリズムとの比較検討を行い、提案する識別システムの改善を行い、高精度化を図る。

(iii) 心電図波形の状態遷移と患者（生体）の状態との関連性と評価方法

(ii)と並行して心電図波形の状態の遷移と患者(生体)の状態との関連性について、まずデータを集積明らかにするとともに、その評価方法を確立する。

(2) ガボールウェーブレット変換と前処理

本研究では、各心電図波形を連続ウェーブレット変換し、時間一周波数解析を行うことで特徴量を抽出した。ただし、連続ウェーブレット変換に用いるマザーウェーブレットは、フーリエ変換の基底を正規分布関数の窓で間いこめたガボールウェーブレットを用いた。ガボールウェーブレットをマザーウェーブレットに用いた連続ウェーブレット変換（ガボールウェーブレット変換）は、不確定性原理を最小にすることが知られている。また、各周波数成分の時々刻々の変化をより明確にするためにウェーブレット変換した結果の絶対値を2乗して得られるスカログラム（Scalogram）を用いた。

患者から得られる心電図波形データには、年齢、性別のみでなく筋肉質である、あるいは肥満体型であるなどによって、振幅、周波数特性にバラつきが存在する。このようなバラつきは、心電図波形データを解析するうえで好ましいものではない。また、心電図波形データを計測する際に種々のノイズが混入する。そこで本研究では、識別対象波形の平均的な特徴量を抽出するために、次の前処理を行った。

① 心電図波形データの規格化

心電図波形データの最大振幅の不均一性を考慮し、心電図波形の絶対値の最大値が1となるように振幅に対する規格化を行う。

② 低周波数帯域のノイズ除去

体動や呼吸に伴う胸部の揺れなどの心拍変動に対する低周波数帯域のノイズ、熱

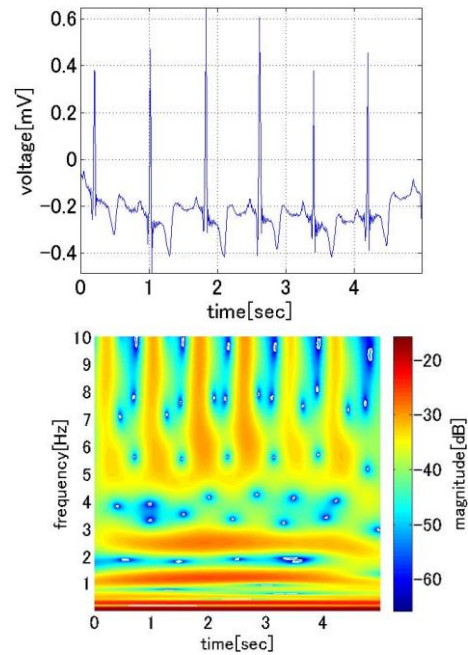


図1 正常洞調律の心電図波形（上図）とスカログラム（下図）

雑音によるガウス性白色ノイズ、および筋電や交流源によるノイズについては、デジタルフィルタによって除去した。

(3) 心電図波形の特徴解析と高精度識別システム（アルゴリズム）の構築

本研究では、AHAデータベース、MIT-BIHデータベース、研究分担者の所属する杏林大学病院高度救命救急センターに保存されているデータをガボールウェーブレット変換し、時間一周波数解析した結果から特徴量を抽出する。なお、解析に用いた心電図波形のデータ数は、約1,200であり、まずこれらの心電図波形を症例毎に整理・分類した。次いで、個々の症例における種々の特徴量を抽出し、特徴量に基づいて、

① 心電図波形の識別アルゴリズム

② 状態遷移を含む心電図波形の識別アルゴリズム

を構築し、その有効性をROC（Receiver Operating Characteristic）曲線から求められるAUC（Area Under Curve）によって検証した。

4. 研究成果

(1) 心電図波形の特徴抽出

本研究では、まず心電図波形データをガボールウェーブレット変換し、特徴量を抽出した。ここで、正常洞調律、心室細動、心室頻拍、無脈性電気活動について、心電図波形の一例とスカログラムを図1～4に示しておく。ただし、心電図波形のグラフでは、縦軸は電圧[mV]、横軸は時間[sec]、サンプリング周波数は100[Hz]であり、スカログラムで

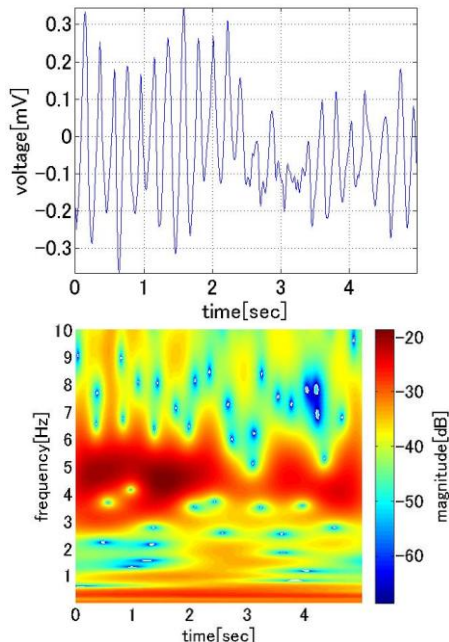


図2 心室細動の心電図波形（上図）とスカログラム（下図）

は、縦軸は周波数[Hz]、横軸は時間[sec]で、振幅の常用対数はカラーバーに相当していることに注意されたい。本研究では、各心電図波形のスカログラムから得られる特徴量を中心に既存の指標や特徴量を併用した識別アルゴリズム、またサポートベクターマシン（SVM：Support Vector Machine）を用いた識別システムを構築した。これについては、(2)を参照されたい。

① 正常洞調律（Sinus Rhythm：SR）

正常洞調律は、心臓が正常に機能している状態であり、毎分60～80回、規則的に同じ波形が繰り返し現れ、周波数領域では、0.5[Hz]以下の成分が大きい。また心拍数に関連して1.0～1.2[Hz]の周波数成分が強く、その高調波成分が顕著な場合が多い。図2にSRの心電図波形とそのスカログラムを示す。図2から分かるように、正常洞調律は、周期的な波形をしているため、スカログラム上で縞模様がみられる。

② 心室細動（Ventricular Fibrillation：VF）

最も危険な重症不整脈である心室細動は、心臓が無秩序に痙攣し、全身へ有効な血流が送り出せない状態であり、心電図波形も不規則な波が続く。この場合、出来るだけ早期の電気的除細動が必要である。図2にVFの心電図波形とそのスカログラムを示しているが、心室細動では3.0～6.0[Hz]の周波数帯域に特徴がある。

③ 心室頻拍（Ventricular Tachycardia：VT）

心室頻拍（VT）は、心室の異常な刺激が持続している状態で、心室細動や突然死を

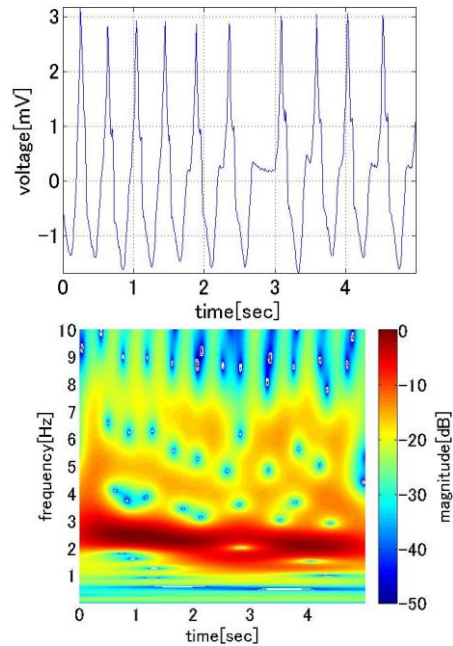


図3 心室頻拍の心電図波形（上図）とスカログラム（下図）

招く不整脈である。心電図波形としては、幅広いQRS波が繰り返しみられる状態にある。ただし、心室頻拍の心電図波形とそのスカログラムを図3に示す。心室頻拍では2.0～4.0[Hz]の周波数成分のパワーが強いといった特徴がみられる。ただし、2.0[Hz]以下に特徴的な周波数成分が見られるVTも存在し、現状のAEDでは対応できていない状況にあることに注意されたい。

④ 無脈性電気活動（Pulseless Electrical Activity：PEA）

無脈性電気活動（PEA）は、心電図波形があるにも関わらず、脈が触れず、血液を拍出していない状態である。脈が触れない場合の心電図波形をPEAというため見かけ上、SRのような波形であってもPEAという。また、VFに類似している識別が困難なPEAも存在する。図4にPEAの心電図波形とスカログラムを示す。

(2) 心電図波形の識別アルゴリズム

本研究では、スカログラムのピーク周波数波形において2つの周波数帯域に着目した場合のエネルギー比率、スカログラムから得られるNSI（Normalized Spectrum Index）、NSIの分散、NSIの変化量（絶対値）の時間平均、離散ウェーブレット変換によって得られるウェーブレット係数の統計量、および既存の指標であるVF-Filter（Kuo and Dillman（1978））などの特徴量に基づき、マハラノビス距離、サポートベクターマシンを用いた識別アルゴリズムを構築した。

① マハラノビス距離を用いた心電図波形識別アルゴリズム

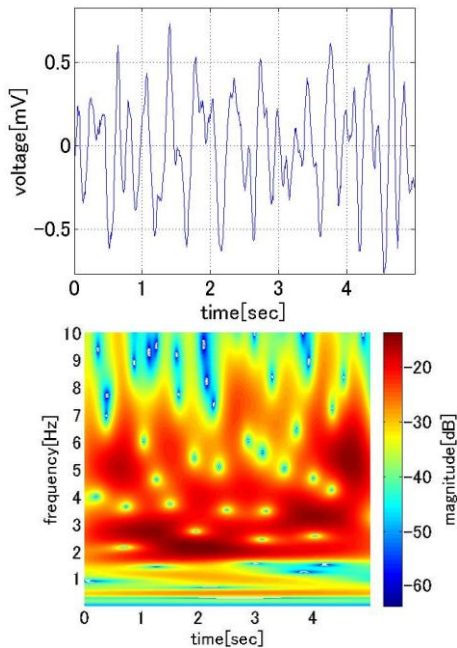


図4 無脈性電気活動の心電図波形（上図）とスカログラム（下図）

表1 マハラノビス距離を用いた識別アルゴリズムの識別性能 (AUC)

	(A)	(B)
Proposed (Mahalanobis)	1.00	0.85
VF-Filter	---	0.74

マハラノビス距離を用いた心電図波形識別アルゴリズムでは、まず対象とする新で図波形がSRか否かを識別し、次に除細動を適用すべき波形であるVF、VTであるか除細動を適用すべきではない波形(PEA)であるかの識別を行う。

表1にマハラノビス距離を用いた識別アルゴリズム、およびVF-Filterを用いた場合の識別性能(AUC)、表2にフィリップス社製のAED<sub>FR2</sub>、およびAED<sub>HS4000</sub>を示す。表1において、Proposed (Mahalanobis)は提案する識別アルゴリズムを示しており、(A)はSRとその他の波形に対する精度(特異度)、(B)はVF、VT(除細動を適用すべき波形)とその他(PEA)に対する精度(感度)を示している。ただし、VF-Filterは、SRか否かを識別するものではないため、(A)については「---」と記載している。また、表2においてもAED<sub>FR2</sub>、およびAED<sub>HS4000</sub>については、PEAに対する評価は行われていないため、VF-Filterと同様に「---」と記載している。また、表2において、SRとPEAについては特異度、VFとVTについては感度を示している。表1、および2より、提案したアルゴリズムにより、既存のAEDと比較しても十分な識別性能を達成し、また、従来の代表的な手法であるVF-Filter(Kuo and Dillman

表2 フィリップス社製のAED<sub>FR2</sub>、およびAED<sub>HS4000</sub>の識別性能(AUC)

	SR	VF	VT	PEA
AED <sub>FR2</sub>	1.00	0.85	0.77	---
AED <sub>HS4000</sub>	0.96	0.97	0.84	---

表3 サポートベクターマシンの場合の識別性能(AUC)

	SR	VF	VT	PEA
Proposed (SVM)	0.99	0.98	0.98	0.76

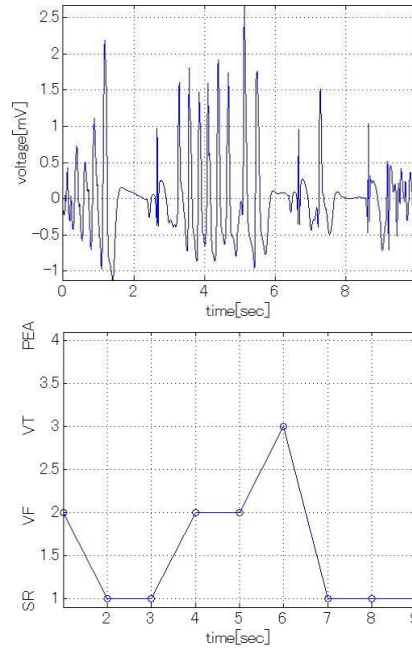


図5 状態遷移を含む心電図波形(上)とその識別結果(下)

(1978))よりも精度の高い識別が可能となっていることがわかる。ただし、PEAについては、医療従事者でも判断が異なる心電図波形もあるため、心電図波形データを更に集積・分類し、解析・検討を進めている。

#### ② サポートベクターマシンの(SVM)を用いた識別アルゴリズム

サポートベクターマシンの(SVM)を用いる場合、心電図波形を解析して得られた各種特徴量から識別に用いる超平面の重みベクトル、バイアス等を学習し、識別を行う。

表3にサポートベクターマシンの場合の識別性能を示す。表3において、Proposed (SVM)は提案する識別アルゴリズムを示している。また、SR、VF、VT、およびPEAは、表2と同様であることを注意されたい。この場合もマハラノビス距離を用いた場合と同様に既存のAEDに比べ、より高い精度で心電図波形の識別が可能となっていることがわかる。

③ サポートベクターマシン (SVM) を用いた状態遷移を含む心電図波形の識別  
心肺停止患者において、自己心拍再開率と心電図波形の状態がどのように遷移したのかが明らかになれば、患者の蘇生率の向上に大きく寄与することが出来る。そこで、本研究課題では、心電図波形の状態が時々刻々どのように遷移しているのかを捉えるために、心電図波形を短時間に分割して特徴量を抽出し、サポートベクターマシンを用いて心電図波形の状態がどのように遷移しているのかを識別するアルゴリズムを構築した。

図5にサポートベクターマシンを用いた状態遷移を含む心電図波形を識別した場合の結果を示す。図5より、心電図波形は、VF→SR→VF (VT) →SRといったように状態が遷移しており、提案するアルゴリズムではこの遷移を正しく捉えられていることがわかる。ただし、6~7[sec]にあるVF (VT) →SRの変換については、短時間に分割した際、1つのフレームに双方が存在しているような状態になっており、このような場合についてどのように対処するのかが課題として残されている。さらに、状態遷移を含む心電図波形については、データ数が少なく、十分な検証ができていないため、より多くの心電図波形データを記録・集積・分類し、継続して検討している状況である。

## 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計2件)

- ①. Hidetoshi Oya, Kosuke Tanaka, Katsuhiro Hirose, Kazushi Nakano, Yoshihiro Yamaguchi and Hiroshi Miyauchi, “A Wavelet Transform-Based Detection Algorithm for Electrocardiogram”, Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Signal Processing, Communications and Computing (ICSPCC2012), 査読有, Hong Kong, Aug. 2012.
- ② Hidetoshi Oya, Kosuke Tanaka, Katsuhiro Hirose, Kazushi Nakano, Yoshihiro Yamaguchi and Hiroshi Miyauchi, “A New Differentiation Algorithm for Electrocardiogram Based on Wavelet Transform”, Proceedings of the 9th IASTED International Conference on Biomedical Engineering (BioMed2012), 査読有, pp.92--97, DOI:10.2316/P.2012.764-095, Innsbruck, Austria, Feb. 2012.

[学会発表] (計5件)

- ① 廣瀬 勝弘, 中野 和司, 大屋 英稔, 田中 航介, 山口 芳裕, 宮内 洋, 玉田尚, 岡井 貴之, “ウェーブレット変換を用いた状態遷移を含む心室細動の識別”, 電気学会産業計測制御研究会, 2013.3.7, 千葉工業大学 (千葉市)
- ② 田中 航介, 大屋 英稔, 広瀬 勝弘, 中野 和司, 山口 芳裕, 宮内 洋, “NSIとTCSCに基づく心電図波形の識別アルゴリズム”, 2012年電子情報通信学会総合大会, 2012.3.21, 岡山大学津島キャンパス (岡山市)
- ③ 廣瀬 勝弘, 中野 和司, 大屋 英稔, 山口 芳裕, “ウェーブレット変換による状態遷移を含む心室細動の識別”, 電気学会産業計測制御研究会, 2012.3.7, 横浜国立大学 (横浜市)
- ④ 田中 航介, 大屋 英稔, 広瀬 勝弘, 中野 和司, 山口 芳裕, 宮内 洋, 岡井 貴之, “NSIとTCSCに基づく心電図波形識別アルゴリズム”, 電子情報通信学会2011年ソサイエティ大会, 2011.9.15, 北海道大学札幌キャンパス (札幌市)
- ⑤ 田中 航介, 大屋 英稔, 広瀬 勝弘, 中野 和司, 山口 芳裕, 宮内 洋, 岡井 貴之, “ウェーブレット変換に基づく心電図波形の解析と識別アルゴリズム”, 電子情報通信学会MEとバイオサイバネティクス研究会, 2011.7.9, 徳島大学工学部 (徳島市)

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

大屋 英稔 (OYA HIDETOSHI)  
徳島大学・大学院ソシオテクノサイエンス研究部・  
准教授  
研究者番号：30361835

### (2) 研究分担者

中野 和司 (NAKANO KAZUSHI)  
電気通信大学・大学院情報理工学研究所・  
教授  
研究者番号：90136531

山口 芳裕 (YAMAGUCHI YOSHIHIRO)  
杏林大学・医学部・教授  
研究者番号：10210379

### (3) 連携研究者

( )

研究者番号：