

機関番号：13501

研究種目：基盤研究(B)

研究期間：2008～2010

課題番号：20300076

研究課題名(和文) 感性脳科学に基づく補聴・聴診機器の要素研究

研究課題名(英文) COMPONENT STUDY ON DEVICES FOR AUDITORY PROSTHESIS AND AUSCULTATION  
BASED ON KANSEI BRAIN SCIENCE

研究代表者

小澤 賢司 (OZAWA KENJI)

山梨大学・医学工学総合研究部・教授

研究者番号：30204192

研究成果の概要(和文)：覚醒ネコの大脳皮質第一次聴覚野における神経細胞活動を記録し、音のラウドネス知覚の源となる生理学機序を明らかにした。そして、生理学応答をもたらす聴覚末梢から中枢に至る情報処理過程を計算機上に聴覚モデルとして構築した。その聴覚モデルに基づくラウドネス関数を導入したシャント音狭窄診断システム開発した。また、ラウドネス補正を行う補聴方式を実装し、語音弁別検査と感性情報評価検査を自動化する装置を開発した。

研究成果の概要(英文)：The origin of loudness perception was revealed by recording responses of the primary auditory cortex cells in awake cats. A functional model of the auditory pathway was developed on a computer to explain the physiological responses. An auscultating diagnosis support system of hemodialysis shunt stenosis was developed by introducing the loudness function based on the auditory model. A hearing aid algorithm compensating for loudness was implemented and an automatic system of a speech discrimination test and *Kansei* evaluation was developed.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2008年度	6,800,000	2,040,000	8,840,000
2009年度	4,900,000	1,470,000	6,370,000
2010年度	3,100,000	930,000	4,030,000
総計	14,800,000	4,440,000	19,240,000

研究分野：感性情報処理

科研費の分科・細目：情報学・感性情報学・ソフトコンピューティング

キーワード：感性脳科学, 大脳皮質第一次聴覚野(A1野), 一過性反応細胞, 持続反応細胞, 聴覚機能モデル, 補聴システム, 聴覚診断システム, シャント音

## 1. 研究開始当初の背景

(1) 聴覚は視覚と並んで重要な情報受容感覚であるにも拘わらず聴覚研究者の数は視覚研究者に比べて少なく、聴覚研究をさらに進展させることは喫緊の課題であった。医師による聴診は感性情報処理によるものであるため、聴診や補聴に関わる情報処理を対象とすることで聴覚感性情報処理を深く検討することができるものと期待されていた。

(2) その時点までで、本研究課題の分担者は、覚醒ネコの大脳皮質第一次聴覚野(A1野)に

おける単一神経細胞活動を記録することにより A1 神経細胞における音響情報処理過程を解明すること、計算機上に構築した聴覚モデルにより周波数軸上での A1 神経応答を模擬すること、ラウドネスの知覚モデルを基にして新しい信号処理方式の補聴器と補聴器調整支援装置を提案すること、そして血液透析におけるシャント部の狭窄または閉塞を検出する手法を開発することなど、独立に研究成果を挙げていた。

(3) これら個々の成果に基づき、本研究では

感性情報処理・信号処理・聴覚機能の生理学・医学など広範な分野の研究者の協力の下に、医用工学の問題の解決を通じて、感性情報科学の発展を目指すこととした。

## 2. 研究の目的

感性情報科学の発展を目指し、以下の3階層における研究を密接に関係させて実施することで、実用レベルの成果を得ることを目標として掲げた。

- (1) A1野における生理学的測定によって聴覚感性の源を探る。
- (2) A1野における生理学応答をもたらす聴覚末梢-中枢系を情報工学的にモデル化する。
- (3) 聴覚モデルに基づいて、臨床応用が可能な聴覚診断システム・補聴システムを開発する。

## 3. 研究の方法

下記のとおり3階層の各々について達成目標を設定し、(1)→(2)→(3)の順で成果を引き継ぐこととした。また、逆順の要求によってフィードバックをかける体制とした。

- (1) A1野における生理学的測定による聴覚感性の源の探求

音のラウドネス感覚は音波の振幅に関係することが心理物理実験により広く知られているものの、A1野における音の振幅情報の分析過程に関しては、ほとんど研究がされていない。そこで、本研究では、振幅増加率と振幅増加時間を系統的に変えながら覚醒ネコのA1細胞から単一神経活動を観測し、刺激と反応との関係を調べることにした。これによりA1野における振幅情報処理の神経機序を明らかにし、以下(2)、(3)の礎とした。

- (2) A1野における生理学応答をもたらす聴覚末梢-中枢系の情報工学的モデル化

A1野の単一神経細胞における時間反応特性を説明する聴覚モデルを計算機上に構築することとした。具体的には、聴覚神経経路の各ブロックの神経発火を確率モデルとして表現し、各ブロック間を正・負の荷重加算で結ぶニューラルネットワーク(NNW)モデルを構築することとした。音の振幅変化に対するA1細胞の応答の変化を説明するモデルは、そのままラウドネス知覚モデルと位置づけることができるものである。

- (3) 聴覚モデルに基づいた聴覚診断システム・補聴システムの開発

上記(1)、(2)の成果に基づき、シャント部狭窄診断システムおよび補聴システムを完成させ評価することとした。システムは最終的に集積回路化を目指すこととした。以下に、各システムに関して述べる。

シャント部狭窄の診断では熟練した医師が大きな拍動音に付随する小さな高周波音と乱流音を聞き分ける微妙な判断をしているが、周波数解析結果をNNWに入力する従来法では十分な精度が得られないことが明らかとなっていた。そこで、これを解決するために、まずシャント音の特徴抽出を行い、次に狭窄の聴診に関して新たに「聴覚モデルに基づくラウドネス関数」を導入した効果を検証することとした。

また、これまで補聴器や補聴器調整支援装置の有効性を調べる研究では語音弁別試験を行ってきたが、聴覚モデルに基づく新処理法の特長が評価されていないことを解決することとした。そのために、まず補聴器に関する感性情報評価用音源の選択とその物理的特性評価を行い、次に補聴器に関する感性情報処理音の評価試験方法を確立することとした。

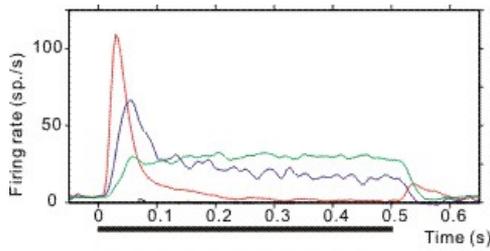
## 4. 研究成果

上記の3階層の流れに沿って研究成果をまとめる。

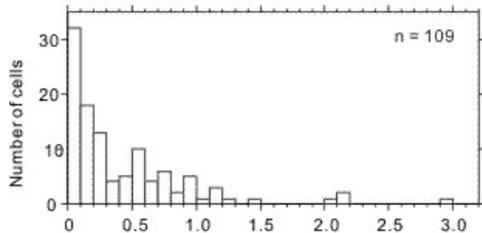
- (1) A1野における生理学的測定による聴覚感性の源の探求

5匹の覚醒ネコのA1野から合計109個の純音刺激(正弦波バースト音 0.5 s)に反応する細胞を記録した。まず純音刺激のパラメータのうち振幅増加時間を固定し(5 ms)、周波数と音圧を系統的に変化させて反応を解析し、個々の細胞の最適周波数と最適音圧レベルを同定した。これら刺激条件におけるA1野細胞の反応の時間経過は二つの要素から成り立っていた。一つは刺激開始から100 ms以内に生じるバースト活動に特徴づけられる一過性反応であり、もう一つは刺激から200 ms以降の定常振幅時間中に生じる持続的反応であった。109個のA1細胞のうち、主に一過性反応を示すものが32個(29%)、一過性反応と持続的反応を両方示すものが40個(37%)、主に持続的反応を示すものが37個(34%)であった(図1(a))。個々のA1細胞で一過性反応と持続反応の大きさの割合を平均発火頻度の比より求めたところ、その値は細胞ごとに異なり、A1細胞集団では連続的に分布することが明らかになった(図1(b))。

次にそれぞれの反応が音刺激のどのパラメータをコードしているかを明らかにするため、純音刺激のパラメータを系統的に変化させ、その反応の変化を解析した。定常振幅を一定にし、振幅増加時間を変化させ(1-100 ms)、立ち上がり傾斜を変化させたときの一過性反応の変化の例を図2(a)に示す。振幅増加時間が短く、立ち上がり傾斜が大きい時、バースト活動の反応潜時は短く、最大発火頻度は大きな値をとった(太線)。一方、振幅増加時間を長くし、立ち上がり傾斜を小さく



(a) A1 細胞の応答時間経



(b) 一過性応答に対する持続性応答の割合

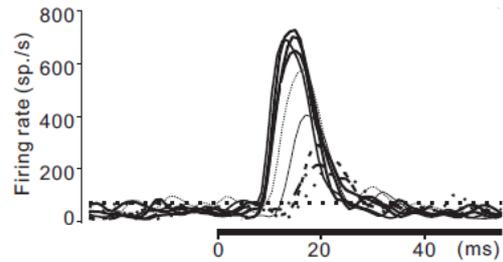
図 1. A1 細胞の純音刺激応答

していくと、反応潜時は長く、発火頻度は小さくなっていった（細線，点線）。またこれらの一過性応答は立ち上がり傾斜を固定した音刺激では、ほぼ同じ大きさ、同じ時間応答経過を示し、定常振幅と振幅増加時間の変化の影響を受けなかった。これらの実験結果から A1 細胞の一過性応答は純音刺激のパラメータのうち、立ち上がりの振幅増幅率に感受性を示すことが明らかになった。次に異なる振幅増幅率に対する反応潜時の測定データを関数曲線に近似することにより、A1 細胞の伝導時間および積分時間を計算した。この積分時間と振幅増幅率および最大発火頻度の関係を解析し、個々の A1 細胞の最適積分時間と最適振幅増幅率を計算した。これらの解析結果から、一過性応答は短い伝導時間 ( $13.9 \pm 8.1$  ms), 短い最適積分時間 ( $2.4 \pm 3.3$  ms) を持ち、急傾斜 ( $10.9 \pm 18$  Pa/s) で最大値をしめすことが明らかになった。

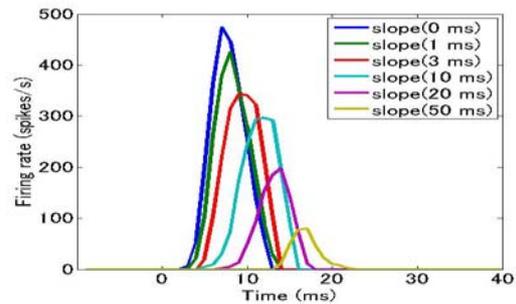
一方、持続的反応は一過性反応が最大値をとる立ち上がり傾斜の範囲ではその反応の大きさや時間経過に大きな変化を示さず、長い時間、緩い傾斜に、一定振幅反応から予想される持続反応をしめした。反応時間特性の異なる細胞集団が A1 野に存在し、異なる振幅増加率を持つ音声を時間特性に応じて分担して処理していることが示唆された。

## (2) A1 野における生理学応答をもたらす聴覚末梢—中枢系の情報工学的モデル化

上記(1)で得た A1 神経からの時間領域での応答を説明するために、聴覚機能モデルを構築した。そのモデルは、内有毛細胞 → 一次聴神経 → 蝸牛神経核複側核 → 下丘 → 内側膝状体 → A1 細胞という 6 段ブロックからなるものである。蝸牛神経核複側核以降の



(a) 生理学データ



(b) 機能モデルの出力

図 2. 立上りの異なる正弦波に対する A1 の一過性細胞の応答

聴覚中枢系の各モデルは、前段のブロックから入力される発火列から細胞膜電位を生成し、パルス状の発火応答を出力するものである。特に、下丘以降のブロックでは入力される発火列が興奮性入力と抑制性入力の 2 種類であり、この組合せから一過性反応や持続性反応など多様な発火応答を模擬可能である。

先行研究において下丘までの中継核について有効性が示されていたモデルを、内側膝状体以降についても採用することとした。細胞膜電位  $V(t)$  の計算モデルを次式に示す。

$$V(t) = \sum_{i=1}^N \sum_{\{j|t_{ij}+t_c < t\}} a_i (t-t_c-t_{ij}) e^{-(t-t_c-t_{ij})/\tau_i}$$

ここで、 $t_{ij}$  は  $i$  番目のパルス列データにおける  $j$  番目のパルスの発火時刻を表す。 $a_i$  は  $i$  番目のパルス列データがシナプスに与える影響量を示す係数であり、興奮性入力の場合は正、抑制性入力の場合は負の値を与える。また、 $t_c$  は時間発火特性をモデル化したもので、発火時間遅延を平均  $\mu_c$  で、また位相固定性を分散  $\sigma_c^2$  で表現した正規分布に従うものと仮定した。

細胞膜電位  $V(t)$  から発火応答  $S(t)$  を生成する計算モデルを次式に示す。

$$S(t) = \begin{cases} 1 & V(t) \geq U(\alpha, \beta) \\ & \text{and } S(t') = 0 \text{ for } t' \in [t-t_r, t] \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

生成された細胞膜電位  $V(t)$  が一様乱数  $U(\alpha, \beta)$  で表した閾値より高く、かつ、時刻  $t$  より以前の  $t_r$  (不応期) 内に発火していなければ発火 ( $S(t) = 1$ ) し、それ以外の条件では発火しない ( $S(t) = 0$ )。不応期  $t_r$  は、平均  $\mu_r$ 、分散  $\sigma_r^2$  の正規分布でモデル化した。

構築したモデルの出力の一例として、正弦波バースト音の立上り傾斜を系統的に変化させた刺激音を入力した場合を図 2(b) に示す。正弦波の立上り傾斜の変化 (図 2(b) 中に立上り時間として明示) に対応して、最大発火率および発火潜時が変化する生理学データをよく表現するモデル出力が得られている。以上のように、ここで構築した機能モデルは、物理的な音圧の変化に起因する A1 細胞における特徴的な応答を説明可能であることが示された。A1 細胞の応答量がラウドネスに関係しているため、このモデルは音圧とラウドネスの関係を表すラウドネス関数モデルとして機能する。

なお、従来までに、A1 細胞までの全聴覚経路をモデル化して時間応答を出力するモデル化研究は見あたらないことから、今後、音声などを対象として取り上げることで感性情報処理に留まらず音声情報処理の研究にまで応用できるものであると考えている。

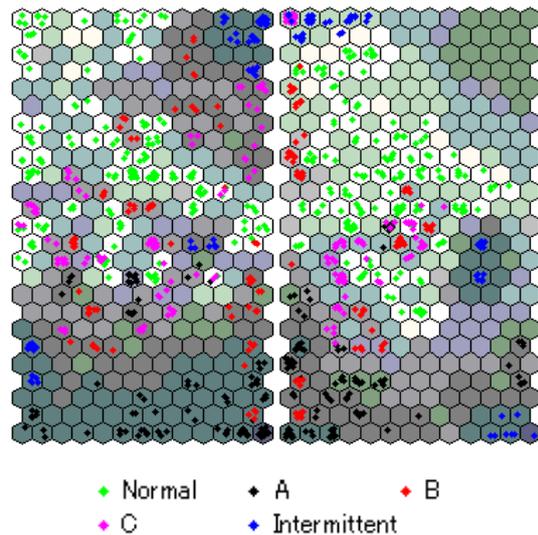
### (3) 聴覚モデルに基づいた聴覚診断システム・補聴システムの開発

#### ① シャント部狭窄診断システムの開発

ラウドネス関数を導入するに当たって、まず最大エントロピー法 (MEM) による解析を用いることで、シャント音の特徴を少なくとも 5 種類に分類できることを見出した。そこで、解析区間を短く設定して時間シフトさせることで、時刻の異なったパワースペクトル密度関数を求め (Short - Time MEM 法)、それらを連結したものを特徴ベクトルとし自己組織化マップ (SOM) に入力するシステムを構築した。一般に知られている SOM は、学習ベクトルの次元が大きくなると収束性が低下する傾向があった。そこで、主成分分析と SOM を融合することにより、高い収束性とともマップの再現性も考慮した新たな方法 (逐次分割化 SOM) を開発した。

この逐次分割 SOM を導入した結果、特徴が顕著なシャント音に関しては分類ごとに分布を形成して診断可能であることが示された。また、特徴の顕著ではないシャント音に関しては、中間的な特徴であることを示す出力が得られた。これらのことから、今後、患者毎のキャリブレーション等を実施することによって、狭窄スクリーニング装置としての実用化が期待できる。

次に、聴覚モデルに基づくラウドネス関数を導入したウェーブレット変換による時間-周波数解析アルゴリズムを開発し、SOM への入力ベクトルとすることで、狭窄診断におけ



(a) スペクトログラム (b) ラウドネス関数導入

図 3. 高周波狭窄音 (A, B, C), 断続狭窄音, 正常音を学習させたときの SOM 結果。

る効果を検証した。その結果、ラウドネスを導入しない場合は、シャント音の微細な構造が学習されるために複雑な分布が得られたが、ラウドネスを導入することで、その複雑さは緩和され、ヒトが感じるシャント狭窄音の分類に類似した分布が得られた (図 3)。本処理は、ヒトの聴こえを模擬する感性診断システムとして有効であると考えられる。更に、ウェーブレット変換において、Haar・離散型へと拡張することで、処理時間を抑えることが可能で、集積回路化に有利であることを確認している。

#### ② 補聴システムの開発

補充現象の顕著な感音性難聴者の聴力に関する聴力モデルを基にしてラウドネス補正を行う補聴方法の研究を行ってきた。この方法は、従来の方法で対応できなかった難聴者の聞き取りを改善することが可能である。しかし、補聴に必要なレベルには個人差があり、語音弁別検査だけでは補正の過不足や音の好ましさなどの判断が困難であった。

そこで本研究では、日常生活における会話を想定して語音に環境音などの背景音を重畳し、その聞えについて感性情報評価を行い、語音弁別検査と合わせて判断することとした。具体的には、数字を読み上げる音声の背景音として、複数の人の会話を重畳したものをを用い、聞き取りを妨げる効果に対する難聴者の反応を調べた。また、その評価には、意味空間で直交する 4 次元の感性評価語を選び、それに聞き取り易さに関する評価語を加えて検査した。

本研究では、個々の被験者に適した速さで検査を進められること、検査結果を転記する際のミス进行を避けることなどを目的として、語

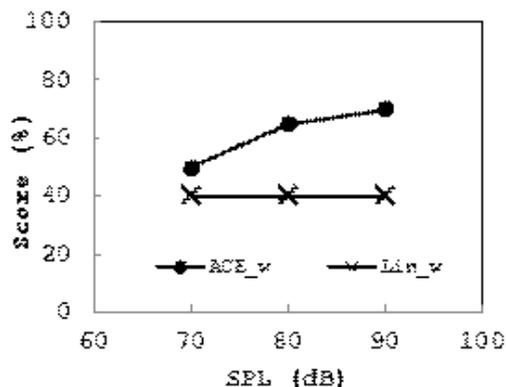


図 4. 語音弁別検査結果

音弁別検査と感性情報評価検査を自動化する検査装置を開発した。電子機器に不慣れた被験者であっても検査が可能となるよう配慮し、表示画面に触れることで入力可能なPCを使用した。試作した装置で検査を繰り返し、仕様の検討や改善を行い、最終的には、聴力検査結果から得られる平均聴力と障害の型（低音障害・水平障害・高音障害の三種類）を入力することで、検査時の音圧レベルと補聴処理の型を自動的に設定して検査を行う方法を採用した。ただし、補正処理の係数は三種類の型に対してそれぞれ一組とし、個々の難聴者に合わせて補正することは行っていない。検査の流れは被験者の氏名入力→平均聴力と障害の型を入力→語音弁別検査→感性情報評価検査→結果の表示と印刷とした。

自動検査装置を使用した検査では、高齢な被験者であっても語音弁別検査は問題なく進められること、感性評価語によっては評価が困難なこともあった。それらの検査結果から、聴力モデルでラウドネス補正することで聴き取りが改善されるグループの存在が確認され、線形増幅で語音と母音の聴き取りがそれぞれ 40%と 65%であった被験者の聴き取りが、70%と 95%へと改善された例もあった（図 4）。また、語音弁別検査と同時に実施した感性情報評価から処理音の好ましさが判明し、ラウドネス補正の過不足を判断することが可能であることを確認した。今後、この自動検査装置の実用化を進めることで、補聴器の調整を容易にすることが期待される。

## 5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕（計 12 件）

- ① 鈴木裕、深澤瑞也、阪田治、加藤初弘、服部遊、加藤隆也、自己組織化マップを用いた透析シャント音による狭窄診断支援装置、電気学会論文誌、査読有、Vol. 131、No. 1、2011、pp. 160-166

- ② 矢巻透、加藤初弘、鈴木裕、深澤瑞也、阪田治、服部遊、加藤達也、ウェーブレット変換を用いたシャント音の特徴づけと自己組織化マップによる分類、電子情報通信学会技術研究報告、Vol. 110、No. 211、査読無、2010、pp. 1-6
- ③ 鈴木裕、深澤瑞也、森鷹浩、阪田治、服部遊、加藤隆也、ANNを用いた透析シャント音による狭窄診断支援システムの要素研究、電気学会論文誌、査読有、Vol. 130、No. 3、2010、pp. 401-406
- ④ 加藤隆也、服部遊、鈴木裕、阪田治、今村俊一、遠藤周一郎、水越昭仁、増山敬祐、振幅圧縮処理による音声案内の聴き取り改善 (I) 健聴者の騒音下の聴き取り、日本福祉工学会誌、査読有、Vol. 11、No. 2、2009、pp. 37-42
- ⑤ K. Ozawa, Y. Koike, H. Wakagi, Y. Sato, and S. Chimoto, Modelling the slope sensitivity of primary auditory cortex neurons in awake cats, Proc. The 20th IASTED Inter. Conf. on Modelling and Simulation (MS 2009), 査読有, 2009, 106-111
- ⑥ L. Qin, J.Y. Wang, and Y. Sato, Heterogeneous neuronal responses to frequency-modulated tones in the primary auditory cortex of awake cats, J. Neurophysiology, 100, 査読有, 2008, 1622-1634

〔学会発表〕（計 26 件）

- ① 脇隼人、阪田治、鈴木裕、深澤瑞也、隠れマルコフモデルを用いた透析シャントの狭窄診断に関する要素開発、2011年総合大会情報・学生ポスターセッション、ISS-P-243、2011. 3. 15、東京都市大学（東京）
- ② 石塚信哉、阪田治、鈴木裕、深澤瑞也、SOMとPrologを用いた透析シャントの狭窄診断システムの開発、2011年総合大会情報・学生ポスターセッション、ISS-P-244、2011. 3. 15、東京都市大学（東京）
- ③ 鈴木裕、加藤隆也、阪田治、今村俊一、遠藤周一郎、水越昭仁、服部遊、振幅圧縮処理した音声の聴き取り検査の自動化、日本福祉工学会第14回学術講演論文集、2010. 11. 27、pp. 81-82、岩手大学（盛岡市）
- ④ H. Kato, Y. Suzuki, O. Sakata, M. Fukasawa, A. Hattori, and T. Kato, Enhancement and classification of auscultation signals to diagnose the shunt stenosis, The second Japan-Taiwan Workshop on Advanced Materials and Devices for Future Medical

Engineering Applications, 25 Nov. 2010, pp. 215-223. (Taipei Taiwan)

- ⑤ 矢巻透、加藤初弘、鈴木裕、深澤瑞也、阪田治、服部遊、加藤達也、ウェーブレット変換を用いたシャント音の特徴づけと自己組織化マップによる分類、ME とバイオサイバネティクス、MBE-2010-22、2010.9.28、pp.1-6、信州大（長野市）
- ⑥ Y. Suzuki, T. Kato, O. Sakata, S. Imamura, S. Endo, and A. Mizukoshi, Automation of a speech discrimination test adapted with a touch panel LCD, The 49th Annual Conference of Japanese Society for Medical and Biological Engineering, 26. Jun. 2010, Osaka
- ⑦ 加藤初弘、エーサスディン、鈴木裕、阪田治、深澤瑞也、シャントされた血管からの拍動音に現れる狭窄信号の圧縮伸長法による強調処理、2010年電子情報通信学会総合大会、2010.3.16、東北大川内キャンパス（仙台市）
- ⑧ 鈴木裕、阪田治、加藤隆也、深澤瑞也、服部遊、森鷹浩、振幅圧伸法を用いた透析内シャント音による狭窄診断支援システムに関する要素開発、第8回情報科学技術フォーラム(FIT2009)、2009.9.4、東北工業大学（仙台市）
- ⑨ 加藤初弘、服部遊、阪田治、石川稜威男、深澤瑞也、ウェーブレット変換を用いた歪がない音圧レベルの圧縮処理法の提案、2009年電子情報通信学会総合大会、2009.3.17、愛媛大学（松山市）
- ⑩ 鈴木裕、森鷹浩、服部遊、加藤隆也、深澤瑞也、阪田治、ニューラルネットワークを用いた生体音による病変診断支援装置の要素開発、2008.11.29、山梨大学（甲府市）
- ⑪ 森鷹浩、鈴木裕、服部遊、阪田治、深澤瑞也、石川稜威男、透析シャントの狭窄を聴診するための特徴抽出に関する研究、第28回日本生体医工学会甲信越支部大会、2008.10.18、山梨大学（甲府市）

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

小澤 賢司 (OZAWA KENJI)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・教授  
研究者番号：30204192

### (2) 研究分担者

佐藤 悠 (SATO YU)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・教授  
研究者番号：60111746

深澤 瑞也 (FUKASAWA MIZUYA)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・講師  
研究者番号：80252039

今村 俊一 (IMAMURA SHUN' ICHI)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・医学  
研究員・非常勤講師

研究者番号：20232613

### (3) 連携研究者

塙 雅典 (HANAWA MASANORI)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・准教授

研究者番号：90273036

阪田 治 (SAKATA OSAMU)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・准教授

研究者番号：30391197

加藤 初弘 (KATO HATSUHIRO)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・准教授

研究者番号：00270174

木下 雄一郎 (KINOSHITA YUICHIRO)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・助教  
研究者番号：70452133

遠藤 周一郎 (ENDO SHUICHIRO)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・助教  
研究者番号：20324204

水越 昭仁 (MIZUKOSHI AKIHITO)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・助教  
研究者番号：00283218

### (4) 研究協力者

石川 稜威男 (ISHIKAWA ITSUO)

KaSL・所長

鈴木 裕 (SUZUKI YUTAKA)

山梨大学・総合分析実験センター・助教

研究者番号：40516928

秦 嶺 (QIN LING)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・准教授

研究者番号：20432156

地本 宗平 (CHIMOTO SOHEI)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・助教  
研究者番号：80324185