智*・辻

曽

解

敏夫*

説

小型魚類の呼吸と運動を測る —水質と情動状態のモニタリングを目指して

1. はじめに

脳波や心電位といった生体電気信号には生理状態や心 理状態に関する情報が含まれており,おもにヒトを対象 とした病気の診断や健康状態のモニタリングに利用され ている.魚も微弱な生体電気信号を発しており,一部の 魚はこれを感知して捕食行動の情報源として利用してい る[1].私たちの研究グループではゼブラフィッシュやメ ダカなどの小型魚類が発する µV オーダの呼吸波とよば れる生体電気信号に着目し,その計測法と応用技術を開 発してきた [2-7].

呼吸波とは呼吸に同期した生体電気信号の一種であり. 魚の体内と体外のイオンバランスの違いによって生じる と考えられている [8]. 第1図 (a) に示すように鰓蓋が開 くと体内と体外をイオンが移動するが、鰓蓋が閉じてい るときはイオンの移動が制限されるため、鰓蓋が開閉す ると魚の身体周囲に電位変動が生じる [9]. 魚の呼吸波の 計測は 1977年に開発された雑音除去機能を備えた増幅 器によって初めて可能となり[10],その後,メダカ[2]や 鯉 [9], ブルーギル [11] などさまざまな魚の呼吸波を利 用した研究が行われるようになった. 第1図(b)に、ゼ ブラフィッシュから計測した呼吸波の例を示す. ゼブラ フィッシュとメダカの場合, 呼吸波は約1-10Hzの周波 数帯域に存在しており [5],環境や情動状態の変化によっ てその周波数が変動する[12].これは、鰓の血管の収縮 と弛緩が交感神経の亢進状態によって調整され、呼吸中 枢が生成する呼吸リズムが間接的に自律神経の影響を受 けるためであると考えられる [13]. たとえば,不安行動 の一種であるフリージングは高頻度の呼吸を伴って水底 で静止するという行動と定義されている[14,15]. このよ うな呼吸様式はリラックスして静止しているときには見 られないため、呼吸は情動状態を表す有用な情報と考え ることができる.

行動神経科学などの分野においては魚の運動に着目した行動解析が行われてきた [16,17] が、呼吸を同時に観 測することができれば情動状態や水質変化に対する応答 をより詳細に評価できる可能性がある。そこで、われわ れは呼吸波を計測すると同時に、呼吸波から遊泳運動を

* 広島大学 大学院 工学研究科

Key Words: ventilatory signals, zebrafish, killifish, water quality, emotional state.



推定可能な小型魚類の行動解析システムを開発してき た[2,5].本システムは、カメラのオクルージョン領域が 存在するような環境においても魚の運動情報と呼吸情報 を同時に計測することができ、また非接触かつ非拘束の 計測法であるため人工的な照明など計測に伴う刺激を与 える必要がないという利点を有している.本稿では、リ アルタイム行動解析システムとこれを用いた水質モニタ リング、および恐怖・不安情動評価の試みについて説明 する.

2. リアルタイム行動解析システム

小型魚類のリアルタイム行動解析システムは信号計測 部,データ通信部,信号処理部,位置・速度推定部から 構成される(第2図)[7].信号計測部では底面に電極を 格子状に敷き詰めた計測水槽より,魚の生体電気信号を 計測する.データ通信部では信号計測用 PC から行動解 析用 PC に各電極から得られた生体電気信号をリアルタ イムで転送する.信号処理部では,行動解析用 PC に転 送された生体電気信号を用いて,周波数解析を行い呼吸 波成分を抽出する.位置・速度推定部では,周波数領域 に変換された信号を用いて魚の遊泳運動を推定する.以 下.各部について説明する.

2.1 信号計測部

信号計測部では計測水槽により,非接触・非拘束条件 のもとで試験魚の呼吸波を計測する.本システムが計測 対象とする呼吸波は µV オーダであるため,微弱な生体 電気信号を計測可能とする脳波計(EEG-1200:日本光 電 東京)を信号増幅器として用いる.計測水槽のサイズ は試験魚が自由に遊泳できるように,試験魚の体長に対 して十分な大きさを有するものとした.計測水槽は二重



第2図 リアルタイム行動解析システム [7]



第3図 計測水槽と電極配置[7]

底構造で上層に Ag-AgCl 皿電極を固定し、下層に基準 電極と参照電極を配置する. 126 電極を配置する水槽の 場合,上層は 14 枚の取り外し可能な電極固定板で構成 されており,水槽壁面のくぼみに等間隔で固定されてい る.各電極板は九つの電極を一列で等間隔に固定するこ とができる.下層には4隅と中央に電極を固定することができる.下層には4隅と中央に電極を固定することが のくぼみがあり,対角線上に脳波計の参照電極を二つ固 定し,中央に脳波計の基準電極を固定する. このように 上層から 20 [mm] 下に参照電極と基準電極を配置するこ とにより,参照電位と基準電位に対する生体電気信号の 影響を緩和する.なお,計測水槽は3次元 CAD ソフト (SolidWorks2011 x64 Edition:ソリッドワークスジャ パン東京)を用いて設計し,3D プリンタ (Dimension BST 1200es:キーエンス東京)を用いて作成した(第3 図).

各電極から計測した信号は、インタフェースモジュー ル (PCI-3521:インタフェース)を用いて AD 変換し、 サンプリング周波数 f_s [Hz] で信号計測用 PC に取り込 む. そしてディスプレイに各 ch の生体電気信号をリア ルタイムで表示することにより、呼吸波の応答を直接観 察することができる.

2.2 データ転送部

リアルタイム解析を実現するために,信号計測用 PC と行動解析用 PC という2台の PCを連携させて処理負 荷を分散する.信号計測用 PC は信号の取り込みと呼吸 波の表示を行うと同時に,計測された生体電気信号を行 動解析用 PC に送信する.行動解析用 PC は,生体電気 信号を受信し,魚の位置,および速度などの運動解析結 果や呼吸周波数を表示する. 2 台の PC は LAN ケーブ ルによって接続され, TCP/IP 通信プロトコルを用いて データ送受信を行う.

2.3 信号処理部

行動解析用 PC に入力された信号に対してフィルタ 処理,周波数解析を行い,各電極における呼吸波の周 波数スペクトルを求める.まず,入力信号に対して M_b 次のバンドパスフィルタ (低域カットオフ周波数 f_{low} [Hz],高域カットオフ周波数 f_{high} [Hz])で濾波する.そ して,自己回帰 (Autoregressive : AR)モデルを用いて ch.l(l=1,2,...,L)から計測された信号 S_l の周波数スペ クトルを推定する.ARモデルは次式で与えられる.

$$S_{l}(n) = \sum_{k=1}^{K} a_{l}(k) S_{l}(n-k) + \epsilon(n)$$
(1)

ここで、 $S_l(n)$ は電極 l で計測された離散時刻 n でサン プリングされた信号を表し、 $\epsilon(n)$ は予測誤差(ホワイト ノイズ)、K は AR モデルの次数である。このモデルは 適切な AR パラメータ $a_l(k)$ により、過去の計測信号か ら現在の信号 $S_l(n)$ を予測する。AR モデルのパラメー タは、時間窓 T_{ar} [s] として、Yule-Walker 法 [18] により 求める。算出した各電極 l における AR パラメータ $a_l(k)$ と分散 σ_l^2 を用いてパワースペクトル密度 (PSD) $P_l(f)$ を次式により計算する。

$$P_l(f) = \frac{\sigma_l^2}{1 - \sum_{k=1}^{K} a_l(k) e^{-j2\pi kf}}$$
(2)

ここで, *j* は虚数単位である.本システムでは,空間分 布 *P_l*(*f*)を用いて魚の位置を推定することでカメラを用 いない運動解析を実現する.

2.4 位置·速度推定部

魚と電極間距離が小さいほど計測される呼吸波のパ ワーが大きいことを利用して、各電極*l*における PSD のピーク値 (q_l = arg max $P_l(f)$)の分布から魚の位置と *f* 遊泳速度を推定する.まず、各電極の PSD のピーク値 q_l を求め、隣接する電極間を Z 等分する格子の頂点座標 (x,y)における PSD のピーク値 q(x,y) をスプライン補 間により推定する.PSD q(x,y) のピーク値は、つぎの

0	~	0	~	0	0	~	~	~	~	~	0	~	0	q'(x, y)
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		_
•													0	ľ
•													0	
	•												\circ	
•	٠	•											•	
0	•	•	0	•									•	
0	•	•								0	0	0	0	
۰										0	Electi	rode	0	
0	•	•	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	

第4図 PSDピーク値の分布

ように正規化する.

$$q'(x,y) = \frac{q(x,y)}{\underset{x,y}{\arg\max(q(x,y))}}$$
(3)

第4図は、水槽内における PSD ピーク値の分布を表す 位置推定マップである.予備実験より, PSD ピークの 空間分布はほとんどの場合で単峰性であるが、第4図に 示すように頭部側と尾部側に2峰性の分布が生じる場合 も無視できない頻度で現れることが明らかになった。2 峰性の分布が生じる原因は明らかにされてないが、鰓周 辺に加えて尾部側に現れることから尿の排泄などによる 体内と体外のイオン移動が電位を発生させている可能性 がある.そこで、PSDピーク値の空間分布の重心位置座 標を求め, M_{lm} 次のローパスフィルタ (カットオフ周波 数 fcut1 [Hz]) で重心位置座標の時系列データを濾波し、 これを魚の推定位置 $\hat{m}(n) = (\hat{m}_x(n), \hat{m}_y(n))$ とする. 遊 泳速度 $\hat{v}(n) = (\hat{v}_x(n), \hat{v}_y(n))$ は推定した位置座標の時間 微分から求める. このとき, 位置推定誤差に起因する時 間軸方向における突発的な変化を抑制するために Mls 次 のローパスフィルタ(カットオフ周波数 f_{cut2} [Hz]) で ·濾波する. なお, 魚の推定位置は周波数 f_m [Hz] で更新 する.

本システムはビデオ解析と比較して,魚の位置を平均 絶対値誤差9.75±3.12[mm](体長の1/3程度)の精度 で推定することができる[7].ただし,位置推定はビデオ 解析に対して平均約1.16±0.29[s]の遅れ時間が生じる.

3. 魚で測る:水質モニタリング[5]

水質の急激な変化は魚の行動に影響を与えるため[19], 行動解析システムを用いて間接的に水質の変化を検知で きる可能性がある.そこで,人為的に水槽にエタノール を混入させたときの水質変化を評価した例について紹介 する[5].

3.1 実験条件

メダカ10匹 (Fish.1~Fish.10) についてそれぞれ50 [min] 間の計測実験を行った.水槽内のエタノール濃度 を10分ごとに 0.5%ずつ段階的に上昇させて,各時刻 nにおける遊泳速度 $\hat{v}(n)$ と呼吸波の中心周波数 $f_v(n)$ を評 価した.二つの指標を統合的に評価するため,時刻 n に おける魚の遊泳速度と呼吸波の中心周波数からなるベク トル $I(n) = [\hat{v}(n), f_v(n)]^{T}$ と,エタノールが混入されて



第6図 遊泳軌跡推定と呼吸波計測結果[5]

いない水環境(通常水質)における遊泳速度の平均と呼吸波の中心周波数の平均からなるベクトル $\mu = [\bar{v}, \bar{f}_v]^{\mathrm{T}}$ との差をその分散共分散行列 Σ^{-1} で正規化したマハラノビス距離M(n)を次式により求めた.

$$M(n) = \sqrt{(\boldsymbol{I}(n)) - \boldsymbol{\mu})^{\mathrm{T}} \boldsymbol{\Sigma}^{-1}(\boldsymbol{I}(n)) - \boldsymbol{\mu})}$$
(4)

上式より,通常水質時のµから I が離れれば離れるほど マハラノビス距離 M(n) は大きくなり,水質異常の指標 となる.

3.2 結果

第6図に計測結果の一例を示す.上段から,エタノー ル濃度,呼吸波の中心周波数 $f_v(n)$,遊泳速度 $\hat{v}(n)$,マ ハラノビス距離 M(n)の時間変化を示している.図より, エタノール濃度の上昇に伴って,呼吸周波数が上昇し, 遊泳速度のばらつきが大きくなっており,マハラノビス 距離も大きくなっていることがわかる.

つぎに、マハラノビス距離が閾値 $\gamma = 7 \epsilon$ 超えた時間 が占める割合 $p \epsilon 1$ 分ごとに求め、各濃度の後半5分 における全個体の平均 \bar{p} とその標準偏差を第7図に示 す.図より、エタノール濃度が0.5%のときにマハラノ ビス距離が閾値を超える時間帯が現れ、これ以降閾値を 超える時間帯の割合が上昇傾向にあることがわかる.さ らに、各時間帯の \bar{p} に対して Bonferroni 法による多重 比較を行った結果、エタノール濃度が0.5%のとき(15 ~20[min])に対して、1.5%(35~40[min])と2.0% (45~50[min])との間に有意差(p < 0.05)が認められた. これは、魚の呼吸波と運動からエタノールの混入だけで



第7図 マハラノビス距離が閾値γを超えた時間が占める割 合:10個体の平均と標準偏差[5]



第8図 恐怖·不安情動誘発実験[7]

なく, 生体に対する影響の違いも評価できる可能性があ ることを示している.

このような生体を用いた毒性検知法は,化学分析的手 法と比較して環境が生物に与える潜在的な影響を常時評 価できるという利点がある.われわれは,漂白剤の混入 に対しても同様の実験を行い,これを検出できることを 示した[2].水処理施設などで本装置を用いれば,水質の 異常を生体影響の観点からモニタリングでき,水質汚染 事故を未然に防ぐことができる可能性がある.

4. 魚を測る:恐怖・不安情動モニタリン グ[7]

第8図に示す水槽とプロトコルに基づき,行動解析シ ステムを用いてゼブラフィッシュの恐怖・不安情動に関す る行動を解析した.以下,恐怖・不安情動の誘発に用い た警報物質と実験条件,および実験結果について述べる.

4.1 警報物質

恐怖・不安行動はゼブラフィッシュの表皮に含まれる 警報物質によって人為的に誘発することができる.警報 物質の抽出手順を以下に示す.

- 深く麻酔したゼブラフィッシュの髄脊椎境界を切断 することによって安楽死させ、鱗を剥がす。
- (2) 鱗屑を少量の水の中で粉砕して上清を調整し、鱗に 付着した表皮に含まれる警報物質抽出する.
- (3) 警報物質抽出液を凍結チューブに分注し、使用する まで -20 ℃で保存する.

4.2 実験条件

第8図に示すように水槽上面の約1/3をプラスチック 板で覆うシェルターと,投与する警報物質を水槽全体に 拡散させるためのチューブを設置した.ゼブラフィッシュ を飼育水槽から捕獲する動作は魚の応答に影響を与える 可能性があるため,第8図に示すように,飼育水槽の捕 獲後に30分馴化させ,馴化水槽ごと計測水槽に入水さ せて,静かに試験魚を計測水槽に試験魚を投入した.計 測時間は警報物質投与前 10[min],投与後 30 [min] の計 40 [min] とし,8 個体に対して計測を行った.

4.3 評価指標

ゼブラフィッシュは恐怖・不安情動が発現すると,高 速で遊泳したのち,暗所に停留する [14,15] ようになる とともに,水底に静止して呼吸頻度が上昇する (フリー ジング行動).これらの行動を評価するため,以下の8 指標を定義した.

(i) シェルター滞在確率

推定した魚の位置座標から (i) シェルター滞在確率 P_{shelter}(n) [%] を次式により求めた.

$$P_{shelter}(n) = \frac{T(\hat{m}(n) \subset m_{shelter})}{T_{window}} \times 100$$
(5)

ここで、 $T(\hat{m}(n) \subset m_{shelter})$ [s] は魚がシェルターの中に 滞在している時間、 T_{window} [s] は解析時間窓である.

(ii) シェルター滞在確率の標準偏差

(iii) 遊泳速度

行動解析システムから得られた遊泳速度を評価指標と した.

(iv) 遊泳速度の標準偏差

(v)静止確率

推定した遊泳速度 v(n) から 静止確率 $P_{stop}(n)$ [%] を次 式により定義した.

$$P_{stop}(n) = \frac{T(\hat{v}(n) < v_{stop})}{T_{window}} \tag{6}$$

(vi) 静止確率の標準偏差

(vii)呼吸周波数

推定した位置座標における PSD ピーク値を示す周波数 $F_v(n)$ [Hz] を呼吸周波数と定義した.

(viii) 呼吸周波数の標準偏差

4.4 結果

第9図に警報物質の投与前後 10[min] 間における評価 指標のレーダチャートを示す.ここで,投与前 10[min] の指標を基準に標準化を行っている.図より,警報物質の 投与前後において各評価指標が変化していることがわか る.シェルター滞在確率の標準偏差の有意な減少は,恐 怖・不安情動が発現すると身を守るために暗所に身を隠 すという暗環境の選好性 [20] を反映していると考えられ る.また,遊泳速度と静止確率の変化はすくみ行動 [16] やフリージング [14,15] が発現したためであり,呼吸周波 数の有意な増加はフリージングに伴う高頻度な呼吸 [15] をとらえていると考えられる.

つぎに, 試験魚8匹のうち1匹の特徴量を抜き出して テストデータとし, 残りの7匹の特徴量を用いて通常情 動状態と恐怖・不安状態を特徴量空間において分割する 線形判別モデルを構成し, テストデータについて判別得 点を求めた. そして, 全個体の特徴量が一回ずつテスト



第9図 評価指標のレーダチャート

データとなるように線形判別モデルの構成と判別得点の 算出を繰り返した.なお,正の判別得点は通常情動状態, 負は恐怖・不安状態を表す.得られた判別モデルの線形 係数の平均と30[s]ごとに求めた平均判別得点の時系列 データを第10図に示す.線形係数の平均(第10図(a)) より,構築した判別モデルにおいて遊泳速度の寄与率が 高いことを確認した.また,平均判別得点の時系列デー タ(第10図(b))より,警報物質投与直後(10[min])に おいて判別得点は急激に減少し,その後も平均判別得点 は恐怖・不安情動を表す負側に分布していることがわか る.以上のように,行動解析システムを用いて得られた 指標からゼブラフィッシュの情動状態を判別できる.

さらに、第11図に特徴的な2個体から計測された遊 泳速度 ŵ, シェルター滞在確率 P_{shelter}, および呼吸周 波数 F_v の時系列データを示す. 図左の個体 (Fish. 7) は警報物質投与後(破線)に遊泳速度が急激に減少し、 シェルター滞在確率が100 [%] に近づくが、徐々に通常 情動状態の評価指標値に戻ることがわかる。また、呼吸 周波数の変化は小さい.一方で、図右の個体 (Fish. 8) は警報物質投与後、遊泳速度が0に近づき、シェルター 滞在確率は常に100[%]に上昇する一方で、呼吸周波数 は急上昇したのちに徐々に下がっていることがわかる. このように、恐怖・不安状態が運動に現れる個体と呼吸 に現れる個体が存在することは運動と呼吸を同時計測す ることによって初めて明らかとなった。また、時間経過 とともに呼吸周波数が下がる現象は、魚が通常情動状態 に徐々に戻っている、もくは、環境に馴化していること を表している可能性がある.このように、呼吸波を計測 することによって運動だけでは見いだせない情動状態の 変化を評価できる可能性がある.

5. おわりに

本稿では、小型魚類が発する呼吸に同期した生体電気 信号である呼吸波に着目し、行動解析システムとその応 用について解説した.本システムは呼吸波から運動を推 定するため、カメラを用いずに運動情報を取得すること ができ、オクルージョンなどカメラシステムのための光 環境を整備する必要がないという利点を有している.水 質モニタリングへの応用では、エタノールの混入に対す るメダカの運動と呼吸を計測し、エタノールの混入検出 と生体影響の度合いを評価できる可能性を示した.恐怖・



第11 図 遊泳速度、シェルター滞在確率、呼吸周波数の時 系列データ

不安情動推定への応用では,警報物質を投入することに よってゼブラフィッシュの恐怖・不安情動を誘発し,魚 の情動状態の評価に呼吸周波数が重要である例を示した. 開発したシステムは脳波計1台とPC2台を含む複雑な 構成であるため,今後,用途に応じて簡素化,小型化す る必要があるが,魚の生体電気信号を測ることで情動状 態が表現可能な特徴量空間を構成できれば,人間と魚の コミュニケーションの手段として利用できるかもしれな い.また,ゼブラフィッシュはうつ病のモデル生物とし て用いられているため,その情動変化を詳細に測ること ができれば創薬分野に応用できる可能性がある.

(2018年5月31日受付)

参考文献

- R. W. Murray: The response of the ampullae of lorenzini of elasmobranchs to electrical stimulation; *Journal of Experimental Biology*, Vol. 39, No. 1, pp. 119– 128 (1962)
- [2] M. Terawaki, A. Hirano, Z. Soh and T. Tsuji: Unconstrained and non-invasive measurement of bioelectric signals from small fish; *Artificial Life and Robotics*, Vol. 14, pp. 728–733 (2009)

- [3] 寺脇, 曽, 平野, 辻: 小型魚類の生体電気信号を利用した バイオアッセイシステムの提案; 計測自動制御学会論文 集, Vol. 47, No. 2, pp. 119–125 (2011)
- [4] 来山, 曽, 平野, 辻, 滝口, 大竹: 呼吸波計測に基づく 小型魚類遊泳行動の非接触・非拘束計測; 計測自動制御 学会論文集, Vol. 48, No. 3, pp. 151–158 (2012)
- [5] S. Kitayama, Z. Soh, A. Hirano, T. Tsuji, N. Takiguchi and H. Ohtake: Unconstrained and non-invasive measurement of swimming behavior of small fish based on ventilatory signals; *Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers*, Vol. 48, No. 3, pp. 151–158 (2012)
- [6] 曽, 宮本, 平野, 辻: 小型魚類の水質汚染監視用バイオ アッセイシステムの開発; 電気学会論文誌 C(電子・情報・システム部門誌), Vol. 133, No. 8, pp. 1616–1624 (2013)
- [7] Z. Soh, M. Matsuno, M. Yoshida and T. Tsuji: Realtime cameraless measurement system based on bioelectrical ventilatory signals to evaluate fear and anxiety; *Zebrafish*, Vol. 15, No. 2 (in printing)
- [8] 岩田, 平野:浸透圧機構;魚類生理学,東京恒星社厚生 閣 (1991)
- [9] 浅野,羽生:魚類の行動と生体電気;回遊魚の生物学,学 会出版センター,pp. 181-195 (1987)
- [10] D. Gruber, J. Cairns Jr., K. L. Dickson, R. Hummel III, A. Maciorowski and W. H. V. D. Schalie: An inexpensive, noise-immune amplifier designed for computer monitoring of ventilatory movements of fish and other biological events; *Transactions of the American Fisheries Society*, Vol. 106, No. 5, pp. 497– 499 (1977)
- [11] T. R. Shedd, W. H. V. D. Schalie, M. W. Widder, D.T. Burton and E.P. Burrows: Long-term operation of an automated fish biomonitoring system for continuous effluent acute toxicity surveillance; *Bulletin of Environmental Contamination and Toxicology*, Vol. 66, No. 3, pp. 392-399 (2001)
- [12] 尾崎:魚類生理学講座 呼吸の生理,緑書房 (1970)
- [13] M. G. Jonz and G. Zaccone: Nervous control of the gills; Acta Histochemica, Vol. 111, No. 3, pp. 207–216 (2009)
- [14] M. Agetsuma, H. Aizawa, T. Aoki, R. Nakayama, M. Takahoko, M. Goto, T. Sassa, R. Amo, T. Shiraki, K. Kawakami, T. Hosoya, S. Higashijima and H. Okamoto: The habenula is crucial for experiencedependent modification of fear responses in zebrafish; *Nature Neuroscience*, Vol. 13, pp. 1354–1356 (2010)
- [15] A. V. Kalueff, M. Gebhardt, A. M. Stewart, J. M. Cachat, M. Brimmer, J. S. Chawla, C. Craddock, E. J. Kyzar, A. Roth, S. Landsman, S. Gaikwad, K. Robinson, E. Baatrup, K. Tierney, A. Shamchuk, W. Norton, N. Miller, T. Nicolson, O. Braubach, C. P. Gilman, J. Pittman, D. B. Rosemberg, R. Gerlai, D. Echevarria, E. Lamb, S. C. F. Neuhauss, W. Weng, L. Bally-Cuif, H. Schneider and the Zebrafish

Neuroscience Research Consortium(ZNRC): Towards a comprehensive catalog of zebrafish behavior 1.0 and beyond; *Zebrafish*, Vol. 236, No. 1, pp. 258–269 (2013)

- [16] R. Gerlai, Y. Fernandes and T. Pereira: Zebrafish (*Danio rerio*) responds to the animated image of a predator: Towards the development of an automated aversive task; *Behavioral Brain Research*, Vol. 201, No. 2, pp. 318–324 (2009)
- [17] J. Cachat, E. J. Kyzar, C. Collins, S. Gaikwad, J. Green, A. Roth, M. El-Ounsi, A. Davis, M. Pham, S. Landsman, A. M. Stewart and A. V. Kalueff: Unique and potent effects of acute ibogaine on zebrafish: The developing utility of novel aquatic models for hallucinogenic drug research; *Behavioral Brain Research*, Vol. 236, No. 1, pp. 258–269 (2013)
- [18] H. Akaike: A new look at the statistical model identification; *IEEE Transactions on Automatic Control*, Vol. 19, No. 6, pp. 716–723 (1974)
- [19] American Society for Testing and Materials (ASTM): Standard guide for ventilatory behavioral toxicology testing of freshwater fish, E1768-95 (2008)
- [20] M. Yoshida, R. Hirano and T. Shima: A novel method for monitoring cardiac activity in fish; Zoological Society of Japan, Vol. 26, No. 6, pp. 356–361 (2009)

著者略歴



1982年11月16日生.2010年3月広島 大学大学院工学研究科複雑システム工学専 攻博士課程後期修了.同年4月日本学術振 興会特別研究員 (PD)を経て,2013年10 月広島大学大学院工学研究科助教となり現 在に至る.線虫やラットの嗅覚系モデル,

生体電気信号計測,ヒトの感性解析などの研究に従事.2012 年日本味と匂学会論文賞.計測自動制御学会,日本味と匂学 会,日本神経回路学会,IEEEの会員.

近 截夫



1959年12月25日生.1985年広島大学 大学院工学研究科博士課程前期修了.同 年広島大学工学部助手,1994年同助教授, 2002年同大学大学院工学研究科教授,現 在,広島大学大学院工学研究科システムサ イバネティクス専攻教授.工学からヒュー

マンサイエンスにわたる学際的研究,とくにサイバネティクス, 医用電子工学,計算論的神経科学,生体感性モデリングなどの 研究に従事. IEEE Robotics and Automation SocietyのK. S. Fu Memorial Best Transactions Paper Award (2003)を はじめ約 40 件の賞を受賞. IEEE, バイオメカニズム学会, 日本人間工学会などの会員.