

ビデオ画像を利用した新生児運動のマーカーレス・モニタリングシステム

島 圭介*・大澤裕子*・ト 楠**・辻 徳生***
辻 敏夫*・石井 抱*・松田 浩珍****
折戸謙介*****・池田智明*****・野田俊一*****

A Marker-less Monitoring System for Movement Analysis of Infants Using Video Images

Keisuke SHIMA*, Yuko OSAWA*, Nan BU**, Tokuo TSUJI***,
Toshio TSUJI*, Idaku ISHII*, Hiroshi MATSUDA****,
Kensuke ORITO*****, Tomoaki IKEDA***** and Shunichi NODA*****

This paper proposes a marker-less motion measurement and analysis system for infants. This system calculates eight types of evaluation indices related to the movement of an infant such as "amount of body motion" and "activity of body" from binary images that are extracted from video images using the background difference and frame difference. Thus, medical doctors can intuitively understand the movements of infants without long-term observations, and this may be helpful in supporting their diagnoses and detecting disabilities and diseases in the early stages. The distinctive feature of this system is that the movements of infants can be measured without using any markers for motion capture and thus it is expected that the natural and inherent tendencies of infants can be analyzed and evaluated.

In this paper, the evaluation indices and features of movements between full-term infants (FTIs) and low birth weight infants (LBWIs) are compared using the developed prototype. We found that the amount of body motion and symmetry of upper and lower body movements of LBWIs became lower than those of FTIs. The difference between the movements of FTIs and LBWIs can be evaluated using the proposed system.

Key Words: newborn baby, movement analysis, video image processing, monitoring system

1. まえがき

近年、周産期医療の進歩に伴い、乳児の死亡率は減少している一方で、出生体重 1000 g 以下の超低出生体重児は年々増加傾向にある^{1), 2)}。中村ら²⁾による超低出生体重児を対象とした 1996 年度の 6 歳時調査では 23.2% もの児が非正常と評価されるなど、出生体重と障害の関係性が指摘されている。また新生児や乳児に発生する障害は、場合によっては生後 2~3 年を経過してから明らかになるものもあり、障害の重度化や重複化が問題視されている。したがって生後初期に病症の早期発見ができれば、障害の初期段階での治療や、水泳、音楽療法などの機能習得訓練を開始することができ、病症や障害の改善または重症度の軽減につながる可能性がある^{3), 4)}。

従来より、新生児の運動異常と障害の関連性が指摘されており⁵⁾、病症や障害を早期に発見するための手法がいくつか提案されている^{6), 7)}。たとえば、医師が新生児にいくつかの刺激を与え、その反応に点数を付けて段階的に評価する Brazelton 新生児行動評価法⁶⁾や、新生児の原始反射と病的異常所見（異常姿勢反応、異常行動）を基に病的発達を段階的に評価する神経運動学的発達診断法⁷⁾などが挙げられる。しかしながら、

* 広島大学大学院工学研究科 東広島市鏡山 1-4-1
** 産業技術総合研究所 鳥栖市宿町 807-1
*** 産業技術総合研究所 つくば市梅園 1-1-1
**** 東京農工大学大学院共生科学技術研究院 府中市春見町 3-8-1
***** 麻布大学獣医学部 相模原市淵野辺 1-17-71
***** 国立循環器病センター 吹田市藤代台 5-7-1
***** 野田産婦人科医院 都城市藏原町 9-18
* Graduate School of Engineering, Hiroshima University, 1-4-1 Kagamiyama, Higashi-Hiroshima
** National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, 807-1 Shuku-machi, Tosu
*** National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, 1-1-1 Umezono, Tsukuba
**** Tokyo University of Agriculture and Technology Institute of Symbiotic Science, 3-8-1 Harumi-cho, Fuchu
***** Department of Veterinary, Azabu University, 1-17-71 Fushinobe, Sagamihara
***** National Cardiovascular Center, 5-7-1 Fujishiro-dai, Suita
***** NODA Maternity Clinic, 9-18 Kurahara-cho, Miyakonojo
(Received January 13, 2009)
(Revised March 23, 2009)

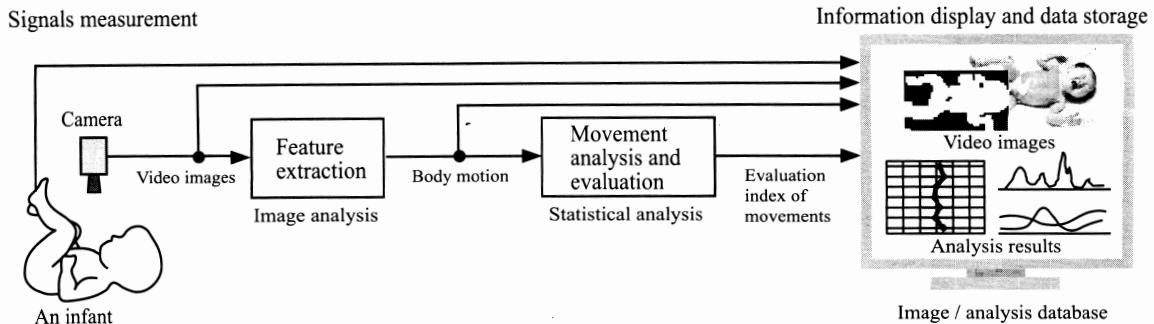


Fig. 1 Concept of the proposed motion measurement and analysis system for the infants

これらの手法は多くの検査項目を必要とし、長時間にわたって新生児を拘束する必要があるため新生児の負担となることが指摘されている⁸⁾。また、運動の客観的かつ定量的な評価は難しく、医師が長時間にわたって新生児を観察していなければ、痙攣など発生頻度が低い運動異常を発見できない場合もある。新生児運動の定量的な評価が可能となれば、病症・障害の早期発見や医師の負担軽減に大変有用である。

新生児運動の定量的評価に関する試みとして、Droit ら⁹⁾はカメラを用いて撮影した新生児の動画像から健常児、早産児、障害児のキック回数などを手作業で記録・解析し、下半身運動の違いを評価している。また、近年では画像処理技術の発展に伴い、コンピュータを用いた高精度な運動解析に関する研究が進められている^{10)~13)}。特に Meinecke¹³⁾らは新生児の頭、胸、手、足など計 20箇所に装着したマーカーに対し、赤外線カメラ 7台を用いて各マーカー間の加速度の相互相関や軌道・速度の周期性などを抽出して健常児とハイリスク児を区別できる可能性を示唆している。しかしながら、これらの手法では運動の計測に固定具や数多くのマーカーが必要であり、新生児への影響が懸念される。また、場合によっては計測装置が大規模になってしまうため、数多くの新生児を対象とする臨床現場での長時間の計測は困難であろう。新生児に大きな負担を与える、簡便かつ定量的な運動評価を行なうためには、マーカーを用いずに運動を計測できる手法が望ましい。

そこで本論文では、新生児の運動の定量的評価を目的とした新生児運動計測・評価システムを提案する。提案システムは、カメラを用いて撮影した新生児の動画像から、マーカーを用いずに全身の運動に関する特徴量を抽出し、新生児の活動量や運動量、四肢の相関関係などさまざまな角度から運動の評価を行なう。また、評価結果を動画像や体温、心拍数などの生体信号と一緒に提示することで、新生児の状態の時間的変動を把握することが可能となる。提案システムを用いることで新生児を拘束せず運動の評価が行なえるため、長時間のモニタリングが可能となり、新生児や医師の負担軽減が期待できる。

以下、2 では提案システムの概要について述べ、開発したプロトタイプについて説明する。そして 3 では実際に満期出産児 (Full-term infant, 以下, FTI), および低出生体重 (出

生体重 2500 g 以下) の未熟児 (Low birth weight infant, 以下, LBWI) を対象とする運動解析によってシステムの有効性を検証する。

2. 新生児運動計測・解析システム

2.1 コンセプト

臨床現場において、医師が新生児の状態を把握して診断を行なうためには運動や姿勢の変化、および内部状態を表わす生体信号の変化を把握することが重要である。現在、医師 1 人に対する新生児の割合が約 100 人であるという状況を考慮すると、医師が 1 人の新生児を観察できる時間は限られている。カメラを用いて新生児の運動を常に計測し、抽出した運動の特徴量や評価指標を医師に提示することができれば、医師は動画像や評価指標から効率的に新生児の状態を把握することができる。

従来、カメラを用いて撮影した動画像より高齢者の睡眠中の呼吸数や換気量、体動をリアルタイムで計測し、モニタリングするシステムが開発されている^{14)~16)}。これらのシステムはフレーム間差分画像やファイバーグレイティング視覚センサを用いることで被験者を拘束することなく計測が可能である。しかしながら、新生児を対象とした四肢の運動を定量的評価可能なモニタリングシステムは開発されていない。新生児に負担を与える、四肢の運動を定量的に評価可能なシステムを実現するには、以下の点を考慮する必要がある。

- 新生児の自然な状態を計測・評価可能。
- リアルタイムで画像処理を行なうことにより、長時間にわたる連続計測が可能。
- 運動の特徴を表現する評価指標を自動的に計算可能。
- 過去の計測データの参照や比較が容易。
- 新生児の状態に異常が見られた画像や生体信号をデータベースから検索、表示でき、新生児の特徴を視覚的に確認可能。

新生児の運動や状態を定量的に評価するためにのアプローチとして、本論文では Fig. 1 に示すシステムを考える。このシステムは、(1) 新生児の運動や体温、心拍数などの生体信号計測、(2) 新生児運動の特徴量抽出、(3) 特徴量を用いた運動の解析と評価、そして (4) 計測した動画像や評価結果などの表示とデータベースへの保存処理という 4 つの部分から

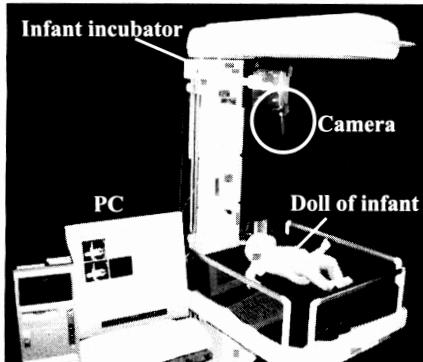


Fig. 2 Overview of the prototype system

構成される。

2.2 開発したプロトタイプ

本論文では前述のコンセプトに基づき、プロトタイプの開発を行なった。Fig. 2 にプロトタイプの外観を示す。以下、開発したプロトタイプにおける運動と生体信号の計測、特徴抽出、解析評価、表示・保存について詳細を示す。

2.2.1 信号計測部

新生児の運動計測には CCD カラーカメラ (Wat-250D, Wat-tec) を用いた。まず、新生児を保育器 (Atom Infa Warmer V-505, アトムメディカル) の中央にできるだけ体が傾かないように乗せ、カメラの撮影面が新生児を乗せた台に対して平行になるよう保育器の上部に設置して新生児の運動を計測する (Fig. 2 参照)。また、計測した動画像は画像入力ボード (PCI-5521, Interface) よりサンプリング f_s Hz で PC 内に取り込み、データベースに保存する。

生体信号は、体温プローブ (アトムメディカル) から新生児の体温、パルスオキシメータ (LNOP Neo-L, アシモジャパン) から脈拍数、血中酸素飽和度 (以下 SpO_2) を計測する。体温プローブは新生児の腹部の正中線上、臍と剣状突起の中間部位に装着し、パルスオキシメータは新生児の足の甲、または手の甲に装着する。また、保育器と PC は RS-232C ケーブルで接続しており、シリアル通信により計測データを PC 内に取り込む。

2.2.2 特徴抽出部

Fig. 3 に計測画像の一例と特徴抽出画像を示す。本論文では、計測した新生児の画像を明度成分画像に変換し、閾値 T で画像の新生児を画素値 1 (白)、背景を画素値 0 (黒) とする背景差分画像¹⁷⁾ (以下、体位分布画像と呼ぶ) に変換する (Fig. 3 (b))。また、隣接するフレーム間の画像の差分から、新生児の動いた部分を画素値 1 (白) とするフレーム間差分画像¹⁷⁾ に変換し、新生児の体位分布に対する運動部分の分布 (以下、運動分布画像と呼ぶ) を求める (Fig. 3 (c))。

ここで、計算効率を上げるために、新生児の運動に関連する領域のみを解析領域として抽出する。まず、体位分布画像から撮影開始数秒間で白い画素となった領域を囲む最小の四角形を領域 A とする (Fig. 4 (a))。このときの x 軸の画素数を α 、 y 軸の画素数を β とする。そして、新生児が運動する

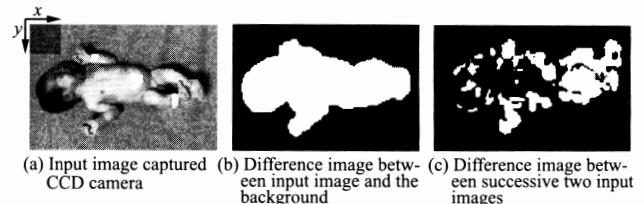


Fig. 3 Binary images obtained from input images

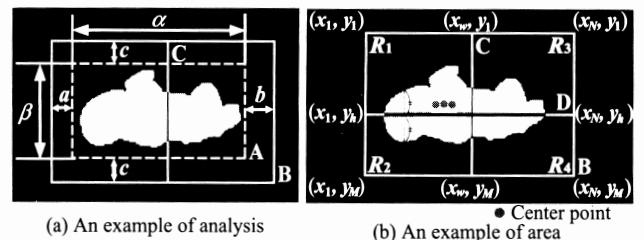


Fig. 4 Initialization of the motion analysis image

ことを考慮し、上下左右にマージンを設けて画像の解析領域 B を決定する。マージンは領域 A の各方向に対する定数倍とし、それぞれ $a = t_a\alpha$, $b = t_b\alpha$, $c = t_c\beta$ とする。ただし、 a, b, c は Fig. 4(a) の各マージンを表わし、 t_a, t_b, t_c は正の定数を表わす。ここで、足側 b は下肢の屈曲伸展運動を考慮して、頭部側 a よりも長く設定する。なお、領域 B の左上を原点 (x_1, y_1) とし、 x 軸の画素数を N , y 軸の画素数を M , 画像の x 座標を x_n ($n = 1, 2, \dots, N$), y 座標を y_m ($m = 1, 2, \dots, M$) とする。

つぎに、解析範囲 B に対して Fig. 4 のように基準線を設定し、新生児の四肢それぞれが含まれると推定される 4 領域を決定する。まず、新生児の上半身と下半身の大きさの比率から領域 A を $d : (1-d)$ に分割する列 $x = x_w$ を基準線 C とする。そして、基準線 C で分割した上半身の領域 ($x_1 < x_n < x_w$, $y_1 < y_m < y_M$) から左半身と右半身を分割する基準線 D を決定する。本論文では、画像の y 軸方向の各列において、連続する最も長い白画素領域の中間点を求め、その点が一番多く存在する x 軸方向の行を $y = y_h$ ($1 < h < M$) とし、これを基準線 D と定義する。なお、複数行存在する場合は $y = y_M/2$ (領域 B の中心線) に最も近い行とする。ここで、基準線を用いて分割した新生児の各部位に対応する領域を R_k ($k = 1, 2, \dots, 9$) とする。このとき、新生児の左肩に対応する領域を R_1 とし、右肩、左足、右足をそれぞれ R_2, R_3, R_4 とする。また、上半身の領域を $R_5 = R_1 \cup R_2$, 下半身を $R_6 = R_3 \cup R_4$, 左半身を $R_7 = R_1 \cup R_3$, 右半身を $R_8 = R_2 \cup R_4$, 全身を $R_9 = R_1 \cup R_2 \cup R_3 \cup R_4$ とする。さらに、各領域 R_k ($k = 1, 2, \dots, 9$) の x 軸、 y 軸それぞれの画素数を N_k, M_k とする。すなわち、上記の N と M は N_9, M_9 を意味する。

上記の方法で設定した各領域 R_k ($k = 1, 2, \dots, 9$) ごとの新生児運動の特徴量として、体位の時間変化 ${}^{(k)}W_l$ (以下、体位変化)、運動の時間変化 ${}^{(k)}O_l$ (以下、運動変化) を次式

のように定義する。

$${}^{(k)}W_l = \sum_{n=1}^{N_k} \sum_{m=1}^{M_k} {}^{(k)}g_l(x_n, y_m) \quad (1)$$

$${}^{(k)}O_l = \sum_{n=1}^{N_k} \sum_{m=1}^{M_k} {}^{(k)}g'_l(x_n, y_m) \quad (2)$$

$${}^{(k)}g'_l(x_n, y_m) = |{}^{(k)}g_l(x_n, y_m) - {}^{(k)}g_{l-1}(x_n, y_m)| \quad (3)$$

ここで、 ${}^{(k)}g_l(x_n, y_m)$ はフレーム番号 l ($l = 1, 2, \dots, L$)、領域 R_k における体位分布画像の各画素の画素値であり、画素が白の場合 ${}^{(k)}g_l(x_n, y_m) = 1$ 、黒の場合 ${}^{(k)}g_l(x_n, y_m) = 0$ である。ただし、 ${}^{(k)}g_0(x_n, y_m) = {}^{(k)}g_1(x_n, y_m)$ とする。 L は解析する動画像のフレーム総数である。つまり、 ${}^{(k)}W_l$ は体位分布画像の各フレーム (Fig. 3 (b)) における白の領域の画素数を表わし、 ${}^{(k)}O_l$ は運動分布の各フレーム (Fig. 3 (c)) における白の領域の画素数を表わしている。以上の特徴量を用いて、新生児運動の評価を行なう。

2.2.3 解析・評価部

解析・評価部では、特徴抽出部で得られた運動の特徴量から、医学的知見など^{5)~7), 18)}を基に運動を定量的に評価するための指標を計算する。本論文では評価指標として、計測時間に対する新生児の活動している時間の割合と運動の大きさを表わす (i) 活動量、(ii) 運動量、新生児の体位の重心の変動量と x 軸、 y 軸それぞれの方向の変動のリズムを表わす (iii) 重心移動量、(iv),(v) x 方向、 y 方向の重心ゆらぎ、そして、領域間の運動の相関関係を表わす (vi) 運動協調性、(vii) 活動比、(viii) 運動比を評価する。以下、各評価指標の計算方法と新生児間で比較を行なうための各指標の標準化方法について説明する。

A. 活動量と運動量

活動量、および運動量は運動変化 ${}^{(k)}O_l$ から計算する。まず、新生児の運動の有無を判定するため閾値 ${}^{(k)}M_{th}$ を次式のように設定する。

$${}^{(k)}M_{th} = r{}^{(k)}W_l \quad (0 < r < 1) \quad (4)$$

そして、運動変化 ${}^{(k)}O_l$ が ${}^{(k)}M_{th}$ を超えたフレームを新生児の活動時と定義し、そのフレーム数の割合を活動量 ${}^{(k)}ACT$ と定義して次式により計算する。

$${}^{(k)}ACT = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L {}^{(k)}A_l \times 100 \quad (5)$$

$${}^{(k)}A_l = \begin{cases} 1 & ({}^{(k)}O_l \geq {}^{(k)}M_{th}) \\ 0 & ({}^{(k)}O_l < {}^{(k)}M_{th}) \end{cases} \quad (6)$$

つぎに、新生児の活動時の単位時間当たりの運動の大きさを運動量 ${}^{(k)}MOV$ とし、次式を用いて計算する。

$${}^{(k)}MOV = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P \frac{{}^{(k)}M_l}{{}^{(k)}S} \quad (7)$$

$${}^{(k)}M_l = \begin{cases} {}^{(k)}O_l & ({}^{(k)}O_l \geq {}^{(k)}M_{th}) \\ 0 & ({}^{(k)}O_l < {}^{(k)}M_{th}) \end{cases} \quad (8)$$

ここで、 ${}^{(k)}S$ [pixel] は各領域 R_k の総画素数、 P は ${}^{(k)}O_l$ が ${}^{(k)}M_{th}$ 以上となったフレーム数とする。

B. 重心移動量と重心ゆらぎ

重心移動量、および重心ゆらぎは体位分布画像と体位変化 ${}^{(k)}W_l$ から抽出する。まず、体位分布画像から重心の座標 $(G_{x,l}, G_{y,l})$ を以下の式により求める¹⁷⁾。

$$G_{x,l} = \frac{1}{{}^{(9)}W_l} \sum_{n=1}^{N_9} \sum_{m=1}^{M_9} x_n {}^{(9)}g_l(x_n, y_m) \quad (9)$$

$$G_{y,l} = \frac{1}{{}^{(9)}W_l} \sum_{n=1}^{N_9} \sum_{m=1}^{M_9} y_m {}^{(9)}g_l(x_n, y_m) \quad (10)$$

つぎに、1 フレームごとに算出した重心の座標から重心変位 $(D_{x,l}, D_{y,l})$ を求め、重心移動量 D_m を

$$D_m = \frac{1}{L} \times \sum_{l=1}^L \left(\sqrt{\frac{D_{x,l}^2 + D_{y,l}^2}{{}^{(9)}W_l}} \right) \quad (11)$$

と定義する。ただし、 $D_{x,l} = G_{x,l} - G_{x,l-1}$ 、 $D_{y,l} = G_{y,l} - G_{y,l-1}$ 、 $G_{x,0} = G_{x,1}$ 、 $G_{y,0} = G_{y,1}$ である。また、重心ゆらぎは重心変位 $(D_{x,l}, D_{y,l})$ から x 軸、 y 軸それぞれの方向に對して高速フーリエ変換 (Fast Fourier transform; FFT) を施し、導出したパワースペクトル密度の分布の重心から求めた中心周波数とする。

C. 運動協調性、活動比、運動比

運動協調性は、各領域の運動変化 ${}^{(k)}O_l$ を2次のローパス型バタワースフィルタ (カットオフ周波数: f_p Hz) にて平滑化し、規格化相互相関関数¹⁹⁾を用いて算出した各領域間の相関係数とする。また、活動比 $RA_{k,k'}$ 、運動比 $RM_{k,k'}$ ($k \neq k'$, $k, k' = 1, 2, \dots, 9$) はそれぞれ活動量、運動量の各領域間の比率と定義し、以下の式を用いて算出する。

$$RA_{k,k'} = \frac{{}^{(k)}ACT}{{}^{(k')}ACT} \quad (12)$$

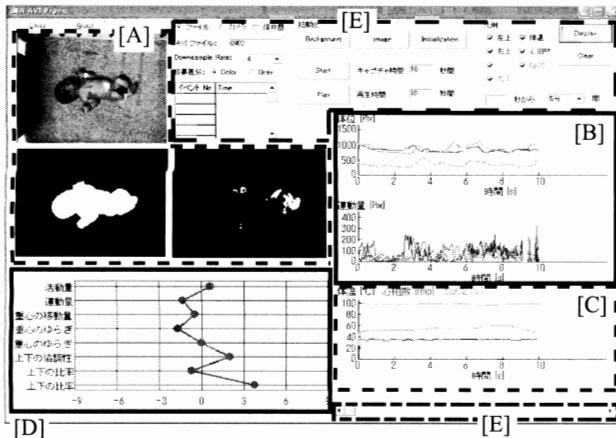
$$RM_{k,k'} = \frac{{}^{(k)}MOV}{{}^{(k')}MOV} \quad (13)$$

D. 指標の標準化

つぎに、新生児間の運動の違いを比較するため、各指標の標準化を行なう。各指標は比較の際に基準とするグループ (たとえば健常な FTI など) に属する新生児の計測データの平均値と標準偏差を用いて、次式により標準正規分布に変換する。

$$I_j = (z_j - \mu_j)/\sigma_j \quad (14)$$

ここで j は各指標の番号、 z_j は各指標の値である。本論文では $j = 1 \sim 8$ をそれぞれ全身の活動量 ${}^{(9)}ACT$ (I_1)、全身の運動量 ${}^{(9)}MOV$ (I_2)、体全体の重心移動量 D_m (I_3)、 x 軸方向の重心ゆらぎ (I_4)、 y 軸方向の重心ゆらぎ (I_5)、上半身・下半身間の協調性 (I_6)、上半身・下半身間の活動比 $RA_{5,6}$ (I_7)、運動比 $RM_{5,6}$ (I_8) とした。また、 μ_j 、 σ_j を健常な FTI にお



[A] Video images and binary images
 [B] Body positions and change of motion extracted by image analysis
 [C] Vital signals
 [D] Evaluation indices extracted for movement analysis
 [E] Operation buttons and scroll bar

Fig. 5 An Example of the operation scene of the prototype system

ける各指標の平均値、および標準偏差とした。以上より、健常な FTI の各指標は平均値を 0、標準偏差を 1 とする正規分布に従う。

2.2.4 表示・保存部

Fig. 5 に構築したシステムの表示画面を示す。図中の [A] はカメラにより計測した新生児の動画像、および抽出した体位分布と運動分布の 2 値画像を表わす。[B] は体位分布、運動分布から計算した運動や体位の特徴量を表わし、計測画像の各領域を異なる色で表示している。また、[C] には保育器から計測した新生児の体温、脈拍数、SpO₂ がリアルタイムで表示される。[D] には運動の特徴量から抽出した評価指標の標準化結果が表示される。

また、構築したシステムでは [E] の操作ボタンとスクローラーにより、初期設定や指定した時刻での画像再生、表示するグラフの選択、グラフのスケールなどの変更を行なうことができる。これにより、新生児の運動の特徴量が確認できるとともに、特徴量に異常が見られた場合、その時刻に対応する動画像を再生して新生児の運動を視覚的に確認できる。

3. 実験

提案法によりマーカレスで新生児の運動の特徴量が抽出できることを確認するため、マーカーを用いた 3 次元運動解析との比較実験を行なった。また、構築したプロトタイプシステムの有効性を検証するため、LBWI を対象とする運動解析・評価実験を行なった。実験の被験者は FTI 9 名（男児 3 名、女児 6 名）、LBWI 3 名（女児 3 名）である。なお、実験は第 141 回国立循環器病センター倫理委員会により承認されており、計測前には医師より両親に実験の目的、方法などの説明を十分に行ない、同意の上実施した。また、計測は産婦人科病院および国立循環器病センターの新生児特別集中治療

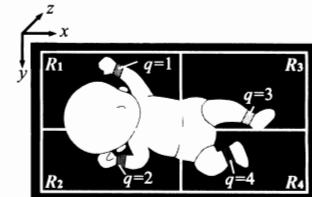


Fig. 6 Locations of markers for three-dimensional analysis

室（NICU）において、産婦人科医が立会いのもと新生児に危険や負担がかからないように実施した。以下、各実験方法と結果を示す。

3.1 3 次元運動解析との比較

提案法により算出した運動変化が新生児運動の特徴を捉えられるかを確認するため、マーカーを用いた 3 次元運動解析との比較実験を行なった。1 でも述べたようにマーカーを用いた新生児の運動解析は従来より多数行なわれている^{10)~13)}。それらは満期出生児とハイリスク児や脳性麻痺児などの四肢に装着したマーカーを用いて運動の大きさや運動軌跡を計測し、計測結果にもとづいて運動の比較や異常行動の検出法などを議論している。そこで本論文では、提案法をマーカーを用いた 3 次元運動計測法と比較し、提案手法による新生児運動の定量化の可能性について検証した。

3.1.1 実験条件

被験者は健常な FTI 9 名 (A-I) とし、マーカーを **Fig. 6** のように新生児の両手首、両足首に装着して、保育器中央に体が傾かないように寝かせた。なお、衣服は新生児の状態から医師が判断し、全身または下半身のみに着せた。ただし、解析への影響を避けるため四肢が衣服から常に見えるものを用いている。また、絆創膏を臍につける場合には、色を白または肌に近い色とし、解析への影響を与えないものとした。なお、ネームタグなどを身に着けている児はいなかった。

運動計測には CCD カラーカメラ (SONY XC-555) を用い、新生児を寝かせた保育器の上部に 2 台設置して約 5 分間計測を行なった。提案法では、設置したカメラのうちの 1 台の動画像から各領域 R_k ($k = 1, 2, \dots, 9$) の運動変化 ${}^{(k)}O_l$ を抽出した。同時に、2 台のカメラで計測した動画像からマーカーの 3 次元座標の時間変化を求め、カットオフ周波数 1 Hz のローパスフィルタを施した後、デジタル微分フィルタにより各軸に対するマーカーの移動速度 ${}^{(q)}v_x(l)$, ${}^{(q)}v_y(l)$, ${}^{(q)}v_z(l)$ を算出し、移動速度ベクトルの振幅を計算する。

$${}^{(q)}V(l) = \sqrt{{}^{(q)}v_x(l)^2 + {}^{(q)}v_y(l)^2 + {}^{(q)}v_z(l)^2} \quad (15)$$

ただし、 q ($q = 1, 2, 3, 4$) はマーカー番号である。そして、提案法によって計算した運動変化 ${}^{(k)}O_l$ とマーカーの移動速度 ${}^{(q)}V(l)$ の類似度を規格化相互相関関数を用いて比較した。なお、計測は解像度 720×480 で行ない、解析時には計算速度を上げるため 180×120 にダウンサンプリングして用いた。解像度はダウンサンプリング前後で解析結果に影響与えないことを予備実験より確認し、実験を行なった。また、計測時の

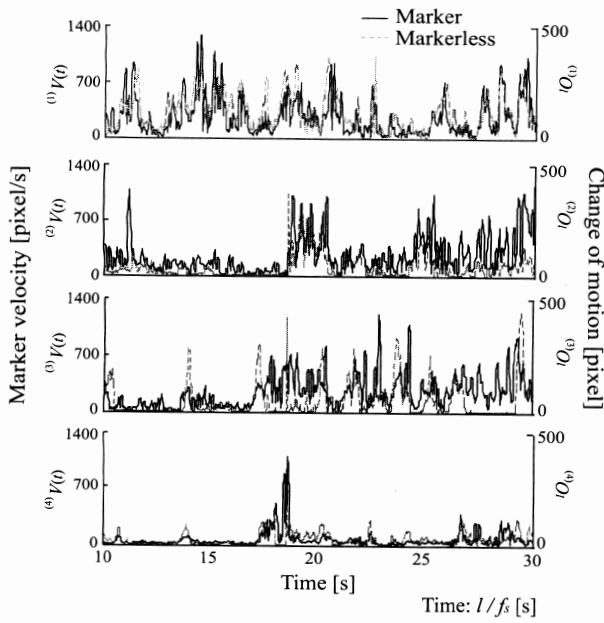


Fig. 7 An example of the marker velocity extracted by three-dimensional analysis and the changes of motion in each area ($k = 1 \sim 4$)

各パラメータはそれぞれ、 $f_s = 30\text{ Hz}$, $t_a = 0.06$, $t_b = 0.15$, $t_c = 0.08$, $d = 0.55$, $T = 15$ とした。背景差分の閾値 T は病室の照明状況や動画像の明るさに応じて、システム画面上で 2 値画像を確認しながら設定を行なった。 d , および t_a , t_b , t_c は全被験者の動画像から上半身と下半身の比率や運動範囲に対応できるように試行錯誤的に決定した。

ここで、計測開始時の全新生児の体の傾きを画像処理により算出した結果、平均で $2.90 \pm 7.50\text{ deg}$ となった。生後数日の新生児は寝返りをうつことができないことから、計測中は大きく中心から傾くことはなく、全計測時間中の傾きの平均値は $3.86 \pm 8.51\text{ deg}$ で、解析には大きく影響を与えない程度であった。

3.1.2 結果

Fig. 7 に新生児 A の動画像から抽出した運動変化とマーカーの移動速度を示す。図は横軸が時刻、縦軸の左側が各マーカーの移動速度、右側が各領域の運動変化を示しており、上から領域 $k = 1, 2, 3, 4$ に対応するマーカーの移動速度 $(^q)V(l)$ と運動変化 $(^k)O_l$ を表わしている (Fig. 6)。図より、 $k = 3$ の 27 s 付近で変化の傾向に違いが見られる。これは、新生児の左足が設定した基準線を超えたためと考えられる。しかしながら、 $k = 1, 2, 4$ では、多少の違いは見られるものの、同様の傾向で運動変化とマーカーの移動速度が変化していることが確認できる。

つぎに、全被験者 A-I の動画像から求めた運動変化 $(^k)O_l$ とマーカーの移動速度 $(^k)V(l)$ の相関係数の平均値を **Fig. 8** に示す。ただし、

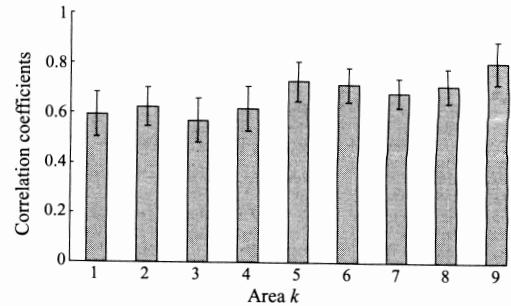


Fig. 8 Correlation coefficients between $(^k)O_l$ and $(^k)V(l)$ in each area

$$\left\{ \begin{array}{l} (5) V(l) = (1) V(l) + (2) V(l) \\ (6) V(l) = (3) V(l) + (4) V(l) \\ (7) V(l) = (1) V(l) + (3) V(l) \\ (8) V(l) = (2) V(l) + (4) V(l) \\ (9) V(l) = (1) V(l) + (2) V(l) + (3) V(l) + (4) V(l) \end{array} \right. \quad (16)$$

とした。図より、領域を分割しない全身 (R_9) に対応する相関係数が最も高くなった。これは、領域を細かく分割するほど新生児の四肢が設定した基準線を超ってしまう場合があり、相関係数が低くなるためと考えられる。しかしながら、各領域によって多少値は異なるものの全体を通して相関係数は 0.6~0.7 となり、鉛直方向の運動情報を考慮できない提案法の運動変化がマーカーを用いて計算した四肢の移動速度とある程度の相関が得られることがわかった。

以上の結果から、提案法によって算出した運動変化を用いれば、ある程度の誤差を含むもののマーカーを用いた 3 次元運動解析と同様の情報が抽出可能であることが確認できた。

3.2 低出生体重児運動評価実験

脳に障害を有する運動障害児などにおいては、体の部分的な麻痺などにより四肢間の運動に偏りがあらわれるとされている^{5)~7), 18)}。本実験では、障害の発覚するリスクが比較的高いとされている LBWI 3 名を対象として、動画像から特徴量と評価指標の抽出を行ない、運動の定量化を行なった。そして、FTI の平均値、および標準偏差をもとに標準化を行うことで、LBWI と FTI 間の運動の違いを算出・評価した。

3.2.1 実験条件

被験者は LBWI 3 名 (J-L) とし、カラーカメラを用いて約 50 分間運動の計測を行ない、特徴量、および評価指標の抽出を行なった。計測条件、および各解析パラメータは 4.1 と同様である。ただし、評価指標は 5 分ごとに抽出し、全計測時間に対する平均値と標準偏差を求めた。また、標準化を行なう際のパラメータ μ_j , σ_j は FTI 9 名から算出した。背景差分の閾値 T は動画像の明るさなどから $T = 15$ 、または $T = 45$ とした。ここで、 f_p は新生児の粗大運動を抽出するため 5 Hz とし、 r は動画や体位変化 $(^k)W_l$ 、運動変化 $(^k)O_l$ から全新生児に対して活動の有無を判定可能であった $r = 0.01$ とした。周波数解析 (FFT) の窓幅は計測のサンプリング周

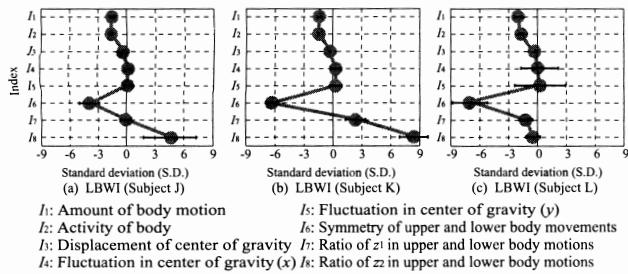
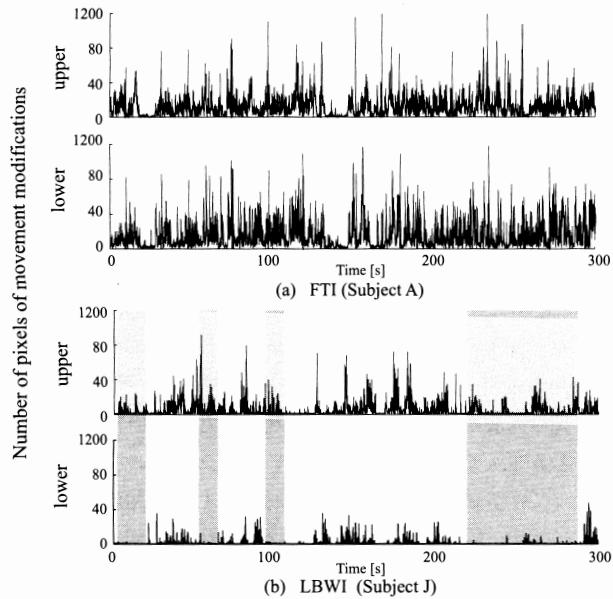


Fig. 9 Evaluation indices in each LBWI



波数 $f_s = 30$ Hz に対して 128 と設定し、規格化相互関関数の窓幅は、10 秒間程度の運動変化 $(^k)O_l$ から新生児の粗大運動を捉え、上半身と下半身間の協調性 (I_6) を算出するため、300 とした。オーバーラップ数はそれぞれ（窓幅 -1）とした。

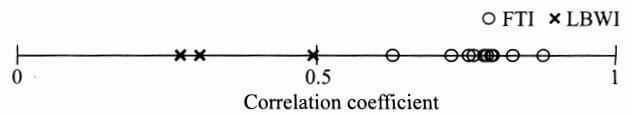
3.2.2 指標抽出結果

Fig. 9 に被験者 3 名の評価指標を示す。図の縦軸は各指標、横軸は FTI 9 名の平均値からの標準偏差を表わしている。図中の太線は 5 分間ごとに算出した各指標値を (14) 式を用いて標準正規分布に変換した値である。指標抽出結果より、本論文で被験者とした LBWI は FTI に比べて

- 活動量 (I_1) と運動量 (I_2) がやや低いこと
- 重心移動量 (I_3)、ゆらぎ (I_4, I_5) は同程度であること
- 上半身と下半身間の協調性 (I_6) が低くなっていること
- 下半身が上半身に比べて活動時間 (I_7) が短く、運動 (I_8) が小さい児がいること

がわかる。

Fig. 10 に FTI 1 名と LBWI 1 名の上半身・下半身それぞれの運動変化を示す。Fig. 10 では FTI に比べて被験者 J の全計測時間に対する活動の割合が低く、運動の大きさも比較的小さいことがわかる。これにより、抽出した評価指標が



運動をある程度反映していることが確認できる。

一方、評価指標 (Fig. 9) において上半身と下半身間の協調性 (I_6) は FTI の平均値から -6 から -10 S.D. と大きな差が得られており、運動変化からも上半身のみや下半身のみの運動が多いことがわかる (Fig. 10 中の陰影部)。また、被験者 J においては上半身の運動が下半身に比べて大きくなっている。それに対して、FTI の運動変化は上半身と下半身が同じように変動しており、運動の大きさは同程度である。ここで、上半身と下半身の協調性 (I_6) に対し、FTI を基準とする標準化を行なう前 ((14) 式参照) の規格化相互相関係数 z_6 の分布を Fig. 11 に示す。図は横軸が相関係数 z_6 、○が FTI、×が LBWI の値を表わしている。図から、FTI に対して LBWI の値が小さくなっていること、分布もある程度離れていることがわかる。このことから、本論文で対象とした LBWI は FTI に比べて上半身と下半身が独立して運動していると考えられる。

以上により、FTI と LBWI 間で主に上半身・下半身間の協調性 (I_6)、活動比 (I_7) や運動比 (I_8) などの指標に違いが見られた。これにより、本システムを用いることで FTI と LBWI 間の運動の違いが捉えられ、一般に障害児によく観られる四肢間の運動の偏りを算出できる可能性があることが明らかになった。ただし、本実験の被験者は障害を有しているとは限らないため、今後の追跡調査や障害児による検証を行なう必要がある。

4. まとめと今後の課題

本論文では、新生児の運動の定量的評価を目的とした新生児運動計測・評価システムを提案した。提案システムでは新生児の動画像から変換した 2 値画像を利用してマーカーを用いて運動の特徴量を抽出でき、動画像や生体信号を同時にモニタリングすることができるため、新生児の運動状態の時間的変動を容易に把握することが可能となる。

検証実験では、提案手法により導出した運動の特徴量と 3 次元運動解析により導出したマーカーの移動速度の比較を行なった。結果より、相関係数は 0.6~0.7 となり、マーカーレスで新生児の運動がある程度抽出できることを確認した。また、LBWI 3 名と FTI 10 名の運動を解析した結果、FTI に比べて LBWI の運動量、活動量、上半身と下半身間の協調性が低いこと、2 名の下半身が上半身に比べて、大きく動いていることが明らかになった。以上により、提案法を用いることで LBWI と FTI の運動の違いが抽出でき、新生児の運動や状態の変化を定量的評価が可能であることを確認した。

ただし、今回得られた結果は対象とした被験者の障害の有

無はわかっていないため、新生児の一般的な運動能力の評価や障害と運動の関連性を評価するまでには至っていない。そのため、今後は被験者数や撮影時間の増加、および障害児やハイリスク児による詳細な運動評価を行ない、各指標と未熟児や障害児の関係性を検討する必要がある。

また、新生児は寝返りをうつことはできないものの、四肢の動きに伴い多少の傾きや中央からの左右のずれが生じてしまうことから、本論文では運動の左右差に関する評価指標は考慮できていない。今後は新生児の傾きを考慮した解析範囲、基準線の設定法を検討するとともに、解析中にリアルタイムで再設定することで、新生児の左右方向の動きを含めた解析が可能になると考えられる。さらに、活動の有無を判定する閾値 M_{th} など最適値の算出が難しいパラメータの決定方法を検討するとともに、2値化の閾値 T を自動的に設定する手法^{20), 21)} を導入する予定である。

なお、本論文で用いている画像処理技術は基本的なものであり、特に新規性の高いものではない。しかしながら、動画像を用いて新生児運動の特徴を定量的かつリアルタイムで算出・評価可能な点に本論文の新規性・有用性があると考えており、近年盛んに研究がなされている画像処理による生体信号計測などの技術^{14)~16)} を導入することで、臨床現場により有用なシステムに改善可能であると考えている。

参考文献

- 1) 厚生労働省社会・援護局障害保健福祉部：平成13年度人口動態統計：<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/index.html>
- 2) 中村, 上谷, 芳本：超低出生体重児の6歳時予後に關する全国調査成績, 日本小児科学会誌, **103**, 998/1006 (1999)
- 3) 矢部, 高松, 河村：脳性まひ児の水泳ースポーツを楽しみながらのリハビリテーション-, 28/52, 杏林書院 (1982)
- 4) 安藤, 早坂, 大庭, 長尾, 夏目, 長坂, 土橋, 長谷川：心身障害児のリハビリテーション(安藤春彦編), 89/127, 南山堂 (1990)
- 5) H.F.R. Prechtl: State of the art of a new functional assessment of the young nervous system. An early predictor of cerebral palsy, Early Human Development, **50-1**, 1/11 (1997)
- 6) T.B. Brazelton: ブラゼルトン新生児行動評価(第3版)(梶山富太郎訳), 8/42, 医歯薬出版 (1998)
- 7) V. Vojta :乳児の脳性運動障害(第6版)(富 雅男訳), 69/75, 医歯薬出版 (2004)
- 8) 岡崎, 横, 野村, 森本, 石田, 北岡, 谷, 松下, 岡田, 深谷, 宮本：ストレス対応能力に着目した未熟児理学療法－行動観察評価を用いて-, 土佐リハビリテーションジャーナル, **2**, 15/20 (2003)
- 9) S. Droit, A. Boldrinib and G. Cioni: Rhythmic leg movements in low-risk and brain-damaged preterm infants, Early Human Development, **48-3**, 201/213 (1996)
- 10) G. Taga, R. Takaya and Y. Konishi: Analysis of General Movements of Infants towards Understanding of Developmental Principle for Motor Control, Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, **5**, 678/683 (1999)
- 11) S.F. Jeng, L.C. Chen and K.I.T. Yau: Kinematic Analysis of Kicking Movements in Preterm Infants With Very Low Birth Weight and Full-Term Infants, Physical Therapy, **82-2**, 148/159 (2002)
- 12) L. Fettters, Y. Chen, J. Jonsdottir and E.Z. Tronick: Kick-ing coordination captures differences between full-term and premature infants with white matter disorder, Human Movement Science, **22-6**, 729/748 (2004)
- 13) L. Meinecke, N. Breitbach-Faller, C. Bartz, R. Damen, G. Rau and C. Disselhorst-Klug: Movement analysis in the early detection of newborns at risk for developing spasticity due to infantile cerebral palsy, Human Movement Science, **25**, 125/144 (2006)
- 14) 中井, 渡辺, 三宅, 高田, 山下, 新盛, 石原：動画像処理による呼吸モニタリングシステム, 電子情報通信学会論文誌 D-II, **J83-1**, 280/288 (2000)
- 15) K. Nakajima, Y. Matsumoto and T. Tamura: Development of real-time image sequence analysis for evaluating posture change and respiratory rate of a subject in bed, Physio-logical Measurement, **22**, N21/N28 (2001)
- 16) 青木, 青木, 中島：近赤外輝点マトリックス照射による非接触・無拘束就寝者呼吸監視システム, 電気学会論文誌 C, **124-6**, 1251/1258 (2004)
- 17) 川端, 谷藤, 諸岡：移動物体の抽出技術, 情報処理学会論文誌, **28-4**, 395/402 (1987)
- 18) H.F.R. Prechtl and D.J. Beintema: The Neurological Examination of the Full Term Newborn Infant (Clinics in Developmental Medicine), Cambridge University Press, 2nd (1991)
- 19) 白井, 伊藤, 三田：生体信号処理の基礎, 86/87, オーム社 (1985)
- 20) 大津展之：判別および最小2乗規準に基づく自動しきい値選定法, 電子通信学会論文誌 D, **J63-4**, 349/356 (1980)
- 21) 谷口, 長谷：画像処理工学－応用事例編－, 88/95, 共立出版社 (2005)

[著者紹介]

島圭介(正会員)



2005年広島大学工学部第二類卒業。2007年同大学院工学研究科博士課程前期修了。2009年同博士課程後期修了。2007-2008年日本学术振興会特別研究員(DC1)。現在、同特別研究員(PD)。博士(工学)。生体信号解析、ニューラルネット、ヒューマンインターフェースなどの研究に従事。IEEE、電気学会、電子情報通信学会会員。

大澤裕子



2007年広島大学工学部第二類卒業。現在、同大学院工学研究科博士課程前期在学中。新生児の生体信号解析、運動解析などの研究に従事。

ト楠



1998年中国大連理工大学機械工学科卒業。2001年同大学院機械工学専攻修士課程修了。2005年広島大学大学院工学研究科博士課程後期修了。2005年同大学院工学研究科研究員。現在、産業技術総合研究所研究員。ニューラルネット、パターン識別、生体信号解析、ニードルチップなどの研究に従事。IEEE会員。

辻 徳生



2000年九州大学工学部電気情報工学科卒業。2002年同大学院システム情報科学府知能システム専攻修士課程修了。2005年同博士課程修了。2005年広島大学大学院工学研究科、COE研究員。2008年産業技術総合研究所知能システム研究部門、産総研特別研究員、現在に至る。博士(工学)。多指ハンド、画像処理、コンピュータグラフィクスの研究に従事。電子情報通信学会、日本ロボット学会、日本機械学会各会員。

辻 敏夫(正会員)



1985年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同大学工学部助手、同助教授を経て、2002年より同大学大学院工学研究科教授、現在に至る。工学博士。本会学術奨励賞(1986)、論文賞(2002)、バイオメカニズム学会論文賞(1990)、日本義肢装具学会論文賞(2000)、the K.S.Fu Memorial Best Transactions Paper Award of the IEEE Robotics in 2003、日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門学術業績賞(2004)などを受賞。人間とロボットの運動制御、生体信号解析、ニューラルネット、ヒューマン・マシンシステムなどの研究に従事。IEEE、日本人間工学会、バイオメカニズム学会、日本機械学会、電気学会などの会員。

石井 抱



1992年東京大学工学部計数工学科卒業。94年東京大学大学院工学系研究科計数工学専攻修士課程修了。96年同大学工学系研究科計数工学専攻助手。2000年東京農工大学工学部電気電子工学科講師、2002年同助教授。2003年広島大学工学研究科複雑システム工学専攻助教授、2007年同教授現在に至る。高速ビジョン、ロボット制御、センサ情報処理などの研究に従事。博士(工学)。

松田 浩珍



1981年大阪府立大学大学院農学研究科獣医学専攻博士課程単位取得退学。81年大阪府立大学農学部助手(獣医学科外科学講座)、85年カナダ・マックマスター大学医学部病理学部門にて在外研究(86年まで)、92年米国エール大学医学部内科部門招聘客員教授(96年まで)、94年東京農工大学農学部助教授(獣医学科臨床免疫学講座)、2000年同教授。2000年順天堂大学医学部客員教授(アトピー疾患研究センター)、現在に至る。2004年東京農工大学大学院共生科学技術研究部動物生命科学部門(獣医学科獣医分子病態治療学研究室)教授、現在に至る。アレルギーおよび癌の発現機構に関する研究に従事。農学博士。

折戸 謙介



1990年麻布大学獣医学部獣医学科卒業。91-96年東北大学医学部大学院研究生病態科学系専攻。90年日本ロシュ株式会社研究員。94年株式会社大塚製薬研究員。2000年麻布大学獣医学部獣医学科講師、2008年同准教授、2002年株式会社ノベルテック(大学発ベンチャー)取締役。動作解析、病態生理学、薬理学研究に従事。獣医師、博士(医学)。日本獣医学会会員、日本薬理学会会員、日本生理学会会員。

池田 智明



1983年大阪大学医学部附属病院産婦人科研修医、84年市立貝塚病院産婦人科、87年大阪府立母子保健総合医療センター産婦人科、88年宮崎医科大学医学部産婦人科学講座助手、94年カルフォルニア大学アーバイン校留学、96年宮崎医科大学医学部附属病院周産母子センター助手、2006年国立循環器病センター周産期科部長、現在に至る。循環器疾患をもつ妊娠・分娩、先天性心疾患の精査に関する研究に従事。日本産婦科婦人科学会、日本周産期学会、日本脳神経超音波学会会員。

野田 俊一



1985年藤田保健衛生大学医学部卒業、93年宮崎医科大学大学院医学研究科生体制御系卒業、99年より野田産婦人科院長。研究あるいは臨床で注目している事柄:母子感染(ウイルスなど)。日本産婦人科学会会員、日本ウイルス学会会員。