微小流路を移動する細胞の検出機構実装法

藤本 香織^{*1} 國松 禎明^{*2} 前 泰志^{*3} 田窪 朋仁^{*3}
新井 健生^{*3} 井上 健司^{*4} 山田 真人^{*5}

Implementation of Cell Detection Mechanism on Microfluidic Chip

Kaori Fujimoto^{*1}, Sadaaki Kunimatsu^{*2}, Yasushi Mae^{*3}, Tomohito Takubo^{*3},
Tatsuo Arai^{*3}, Kenji Inoue^{*4} and Masato Yamada^{*5}

The paper describes development of a compact and economical sensing system to detect a cell in a micro channel which can be integrated easily on a micro PDMS (polydimethylsiloxane) chip. The light-intersecting method is adopted for detecting a cell moving in the channel, since the mechanism can be basically composed of only a light source element and a detector. The paper proposes an integrating procedure and shows the experiment in order to bear out feasibility of the system. Furthermore, a method of implementation of the mechanism on a micro PDMS chip is described.

Key Words: Cell Detection, Microfluidic Chip, Light-intersecting Method

1. 緒 言

核移植技術は、再生医療や創薬などの広範な分野への高い有用性から脚光を浴びている。しかし、現状では熟練技術者の顕微鏡下での手作業により実現されており、作業に多くの時間を必要とするため生産性が極めて低い。その上、手作業による操作では人手を増強する以外に生産性を高める手段がなく、今後ますます伸びると予想される需要に対して供給を確保する手段が必要となる。近年、核移植作業を自動化することで供給の増加を目指した「マイクロロボティクスを適用した胚操作の自動化」というプロジェクトが推進されている[1]。このプロジェクトでは卵子の切断・分離・カップリング・融合などの操作を基板上に構成した微小流路やウェル内で実現することを想定している。そのため、基板が独立してモジュール化されており、細胞に対して何らかの操作を加えるためには、少なくともモジュール内およびモジュール間において細胞を検出する必要がある。し

かし、従来は技術者が顕微鏡を用いて目視による検出を行っていたこと、およびこのような用途を想定したセンサに需要がなかったために、核移植技術において細胞を自動検出するセンサは開発されていない。

一方、従来提案されている液体中の粒子を測定するセンサは、粒子数、粒子径、粒子形状、粒度分布等の測定を目的として開発されている。測定原理として主に光散乱法[2]、光遮断法[3]、電気抵抗法等が知られている。しかし、従来開発されているものはいずれも大型もしくは中型で、とても小型とは言い難い。その理由として、それ単体で様々な測定を完結する装置として提案されており、他の機器の一部として組み込むようなセンサ機能としての役割を果たすようには開発されておらず、純粋なセンサとして用いるには小型なものが必要となる。本研究で提案するセンサは機能を限定することで、センサの装着部分の面積を1[cm²]未満に小型化したものである。また、従来は粒子の性質や特徴を定性的、定量的に測定することを目的として開発されており、測定後の粒子に関することは一切考慮されていなかった。しかし、本研究では生きた細胞を扱うことを前提としており、測定後に細胞が生存していることが絶対条件となる。したがって、素材と細胞との親和性および衛生面からのディスプレイ性が要求されるが、従来ではこのような要望が必要とされていなかったため、従来の機器ではこれについてもまったく考慮されていない。

そこで本研究では、計測後も細胞が生存可能であることを前提に、モジュール基板に組み込み可能であり、モジュール基板上に構成された微小流路内を移動する細胞を検出するセンサを

原稿受付 2007 年 11 月 16 日

^{*1} シャープ株式会社

^{*2} 熊本大学

^{*3} 大阪大学

^{*4} 山形大学

^{*5} 三洋電機株式会社

^{*1} SHARP Corporation

^{*2} Kumamoto University

^{*3} Osaka University

^{*4} Yamagata University

^{*5} SANYO Electric Co., Ltd.

■ 本論文は有用性で評価されました。

開発することを目的とする。

2. センサの基本構成

2.1 要求仕様

本研究で求められる細胞検出センサの仕様として、下記の6項目を設定している。

- (1) 微小流路を流れる細胞を確実に検出可能
- (2) 計測細胞サイズを数〜数百 μm サイズまで自在に変更可能
- (3) 全長数 $[\text{cm}]$ 未満の小型サイズ設計
- (4) 顕微鏡などの特別な装置が不要な取り付け機構
- (5) ディスポーザル性および細胞との親和性
- (6) 特別な素材、機器等を用いることなく安価に製造可能

上記6項目の各詳細を説明する。(1) 流路を流れる細胞を確実に検出可能であることは基本である。(2) 細胞にも種々の大きさがあり、核のサイズである数 μm から細胞本体のサイズである数百 μm を想定しているため、この範囲内のどの大きさでもあっても検出可能となるように対応させる。(3) 本センサを搭載する予定の基板自体が小型であるため、全長数 $[\text{cm}]$ 未満にする必要がある。(4) モジュール基板に取り付けることを想定しているため、特別な機器を用いることなく容易に取り付けられる必要がある。(5) 生きた細胞を取り扱うことを前提としているため、清潔さを求めるためにディスポーザルであることが要求されるとともに、材料には当然細胞との親和性も要求される。(6) ディスポーザル性を要求しているため、安価であることも要求される。

基本となる流路形成の材料として、成型加工が容易なシリコンゴムの一種であるPDMS (polydimethylsiloxane) を用いる。流路の作成方法として、ソフトリソグラフィ [4]〜[7] により作製する。本論文で計測対象とする細胞のサイズは約 $80\sim 100\mu\text{m}$ とし、細胞の移動速度は $1,000\mu\text{m/s}$ 以下で確実に検出できることを目標とする。流路のサイズは対象細胞の2倍のサイズである幅 $200\mu\text{m}$ 、深さ $200\mu\text{m}$ 以下とした。また、PDMSは細胞との親和性が良く、流路作成のためのカバーとして用いるガラスも親和性が良く、両素材とも安価であることから、ディスポーザルにも適している。

2.2 検出法の選定

本研究の目的・要求仕様は2.1節で述べたとおり、PDMSで作製した微小流路内を移動する細胞を確実に検出し、その検出機構をPDMSチップに実装することである。直径 $100\mu\text{m}$ 以下の細胞を対象とするので検出法は細胞検出に十分な感度が必要であるが、検出機構が小型化・チップへの実装が容易な検出法でなければならない。検出法の特徴をTable 1に示す。感度の点では、光散乱法や電気抵抗法が優位であるが、これらの検出機構は非常に複雑で、小型化が困難であると思われる。また、これらの点やコストの点を踏まえ、本研究では光遮断法を検出法として選択した。光遮断法で細胞を確実に細胞を検出するためには、Fig. 1 (a) のように照射光が流路の幅に合わせて過不足なく当たることが要求される。Fig. 1 (b) のように流路幅・細胞より照射光が細い場合、流路を完全に覆うことができず、細胞の通過を検知できない場合がある。Fig. 1 (c) のように照射光

Table 1 Measurement methods of minute particles

method	detection mechanism	sensitivity	miniaturization	cost	implementation
light intersecting	light source light receiving element	$\triangle$	$\bigcirc$	$\bigcirc$	$\odot$
light scattering	light source, light-sensitive tube light strap, gobo, etc.	$\bigcirc$	$\triangle$	$\triangle$	$\times$
electric resistance	aperture tube, electrode	$\bigcirc$	$\times$	$\times$	$\times$

Fig. 1 Adequate light width for channel and target

Fig. 2 Layout of lens and laser diode

が流路幅より太く、受光素子も流路幅より大きい場合、光量の変化が十分得られずに細胞を検知できない場合がある。よって、Fig. 1 (a) のように照射光が流路幅を過不足なく覆う必要がある。

2.3 センサ基本構成

光遮断法によるセンサの基本構成は、発光素子と受光素子である。発光素子には、安価で小型の半導体レーザダイオードを用いる。流路の材料であるPDMSの紫外〜可視光領域における光吸収特性は、可視光領域での吸光度が最も低いことが知られている。また、検出対象である生体細胞に影響が少ないのは近赤外光である。これらを考慮し、本研究では赤色レーザダイオードを光源として用いることとした。レーザダイオードから発振された光を集光するために、コリメータレンズと対物レンズを使用する。レンズ系のレイアウトをFig. 2に示す。

2.4 レーザヘッドの試作

2.3節で述べた構成に基づき、レーザヘッドを試作した。レーザダイオードとして三菱製半導体レーザ三菱電機製ML120G20、レンズはDVD用非球面レンズを用いた。全体の大きさは直径 11mm 、高さ 27mm である。試作したレーザヘッドの概略図と概観写真をそれぞれFig. 3、Fig. 4に、また、レンズの仕

Fig. 3 Prototype laserhead

Fig. 4 Photograph of prototype laserhead

Table 2 Specification of lens

item	objective lens	collimator lens
Numerical Aperture(NA)	0.6	0.118
focal length	3.6 [mm]	21.6 [mm]
design wavelength	635 [nm]	635 [nm]
outer diameter	$\phi 5.6$ [mm]	$\phi 6.4$ [mm]
center thickness	2.75 [mm]	3.6 [mm]
effective aperture	4.32 [mm]	5.12 [mm]

(a)

(b)

Fig. 5 Egg cell ((b) after removing zona pellucida)

様を Table 2 に示す。レンズの焦点深度は約 $\pm 0.9 [\mu\text{m}]$ 、最小スポット径は約 $1 [\mu\text{m}]$ ($1/e^2$) である。ただし、本論文で計測対象としている細胞のサイズは $80 \sim 100 [\mu\text{m}]$ であり数 $[\mu\text{m}]$ オーダーでレーザを集光させる必要はない。実際のスポット径は対物レンズと細胞との距離によって変わるので、細胞のサイズに応じてレーザヘッドの位置を調整することでスポット径を変更可である。

3. 細胞検出基礎実験

3.1 検出対象細胞

本実験では、検出対象細胞としてウシの未受精卵を培養成熟させたものを用いることとする。未受精卵は透明帯という弾力性のあるタンパク質の外殻に覆われている (Fig. 5 (a)) が、この透明膜を除去した卵子 (Fig. 5 (b)) と、さらに透明帯除去卵子を半分に切断した卵子を用いる。透明帯除去卵子の直径は約 $100 [\mu\text{m}]$ である。

3.2 実験システム

実験システムを Fig. 6 に示す。流路チップは顕微鏡下に設置し、受光素子はチップに直接貼付する。レーザヘッドは微動ステージ ($X-Y-Z$) に固定する。受光素子の出力はアンプにより増幅させ PC に取り込む。流路は幅 $200 [\mu\text{m}]$ 、深さ $117.33 [\mu\text{m}]$ である。受光素子の感光面は $1.1 \times 1.1 [\text{mm}^2]$ で、流路幅 $200 [\mu\text{m}]$ より大きいため、周囲の光を遮断するマスクを設置する。不透明なシールを用いて流路上の $200 [\mu\text{m}]$ の幅を空けてその両側をマスクし、受光素子が流路上の光だけを受光す

Fig. 6 Schematic diagram of experiment system

Fig. 7 Picture of egg cell in micro channel

るようにする。

3.3 実験手順

細胞検出実験の実験手順は以下の通りである。

- (1) チップ作製
- (2) 卵子の透明帯除去および切断
- (3) 受光素子の設置
受光素子の感光面を流路に合わせて設置する。
- (4) マスク貼付
- (5) 流路への細胞の導入
ポンプで陰圧を加えてシャーレ内の卵子を流路内まで吸引する。このとき、顕微鏡で吸引口を観察しながら、細胞が確実に流路内に入っていることを確認する (Fig. 7)。
- (6) 光源の位置合わせ
微動ステージに固定したレーザヘッドの位置合わせを行う。スリットを貼付しているので、受光素子の出力電圧を観察し、出力が最大となる位置で実験を行う。
- (7) 計測開始
ポンプの送流方向を切り替え、細胞を流路内で往復させて繰り返し計測を行う。

3.4 実験

ポンプの流量を $1.0 [\mu\text{l}/\text{min}]$ 、 $2.0 [\mu\text{l}/\text{min}]$ 、 $4.0 [\mu\text{l}/\text{min}]$ 、 $8.0 [\mu\text{l}/\text{min}]$ の 4 段階に設定し、実験を行った。

3.5 実験結果

ポンプの流量を $1.0 [\mu\text{l}/\text{min}]$ 、 $2.0 [\mu\text{l}/\text{min}]$ 、 $4.0 [\mu\text{l}/\text{min}]$ 、 $8.0 [\mu\text{l}/\text{min}]$ の各場合にそれぞれ 10 回、4 回、2 回、1 回の合計 17 回の計測を行い、細胞通過の際の発生パルスすべてを確認することができた。すべての計測において用いた細胞は、同

Fig. 8 Detected Voltage ((a): flow speed=0.710 [mm/s], (b): 1.420 [mm/s], (c): 2.841 [mm/s], (d): 5.682 [mm/s])

Table 3 Pulse width

Flow volume of pump [μ l/min]	1.0	2.0	4.0	8.0
Calculated flow speed [mm/sec]	0.71	1.42	2.84	5.68
Measurement pulse width [sec]	0.74	0.63	0.16	0.07
Estimated cell speed [mm/sec]	0.41	0.48	1.88	4.6

一の個体である。各流速における受光素子の出力電圧のグラフを Fig. 8 に示す。すべてのデータの S/N 比を計算すると、平均 21.5 [dB] である。また、流速の変化による電圧変位のピーク値変動は見られない。

Table 3 にポンプ流量と流路断面積から算出した流路内流速と、パルス幅の測定値、測定値から推定した細胞の移動速度を示す。この実験では正確な細胞の移動速度を求めることは目的ではないが、Table 3 の細胞の移動速度は、受光素子が感光できる面の直径が少なくとも流路幅の 200 [μ m] あることと、細胞の直径は 100 [μ m] であることを仮定して得られる最小の移動速度で見積もった値である。流路内における細胞の移動速度の推定は容易でない要因の一つとして、マイクロ系 (1 [mm] 程度以下) では粘性力が支配的になる [8] ことが挙げられる。粘性力が支配的になることにより、細胞と流路内側との間に生じる表面力が細胞の移動を妨げる方向に働き、ポンプ流量と流路断面積から算出される流路内流速よりも、パルス幅から推定した細胞の移動速度が小さくなることが推測される。

実験では、4 段階のポンプ流量のいずれにおいても、確実に細胞が検出されることが確認できた。最小に見積もった細胞の移動速度が 1,000 [μ m/s] 以上の場合に細胞が検出できていることから目標としている細胞の移動速度 1,000 [μ m/s] で確実に検出できることが達成できている。よって、本実験より、センサの基本構成は妥当であり、細胞を十分検出できるということが分かった。

4. 細胞検出センサの実装

本研究で提案するセンサは、小型でかつ細胞との親和性が重

Fig. 9 New prototype laserhead

Fig. 10 Picture of new prototype laserhead

Table 4 Specification of aspheric lens

item	specification
Numerical Aperture(NA)	0.3
focal length	6.16[mm]
desing wavelength	780[nm]
outer diameter	4.7[mm]
center thickness	3.48[mm]
effective aperture	3.7[mm]

要であることは言及してきた。この章では、本センサのもう一つの重要な要素である「特殊装置を用いない実装」を実現する方法について述べる。

4.1 レーザヘッドの改良試作

3 章より、センサの検出機構の有効性を実証することができた。ヘッドを小型にするため、レンズは Edmund Optics 製非球面レンズ 90899-H を使用することとする。改良試作したレーザヘッドの概要図と概観写真をそれぞれ Fig. 9, Fig. 10 に示す。ヘッドの直径は 7 [mm]、高さは 15 [mm] である。使用したレンズの仕様を Table 4 に示す。レンズの焦点深度は約 ± 3.6 [μ m]、最小スポット径は約 2 [μ m] ($1/e^2$) である。

4.2 検証実験

透明帯除去卵子 (Fig. 5 (b)) と、それをさらに二つに切断した卵子について同条件下で検出実験を行い、その出力信号を比較する。ポンプ流量は 2.0 [μ l/min] とした。切断前と切断後の細胞でそれぞれ 50 回ずつ計測実験を行い、すべて検出に成功した。実験結果を Fig. 11 に示す。

また、それぞれの変化率の平均値と標準偏差を Table 5 に示す。これより、卵子の大きさに出力電圧の変化率が依存していることが分かる。このことから、出力電圧の変化率から細胞の大きさの判別が可能であると思われる。

流路内に細胞以外の微小な浮遊物などがある場合にも出力電圧は変化するが、対象とする細胞の大きさと比較し浮遊物が微小な場合には出力電圧の変化も小さくなることから、細胞と微小浮遊物との区別が可能となる。

Fig. 11 Detected Voltage ((a), (b): $\phi 100 [\mu\text{m}]$, (c), (d): $\phi 80 [\mu\text{m}]$)

Table 5 Rate of voltage change

size	100 [μm]	80 [μm]
average	116 [mV]	64.8 [mV]
standard deviation	7.23 [mV]	7.26 [mV]

Fig. 12 Slit mask

4.3 検出アルゴリズム

受光素子の出力電圧を入力信号とし、ローパスフィルタをかけて雑音を除去した後、ある閾値よりも変化の割合が大きい場合に細胞が通過したものと判断し、その結果を出力する。ローパスフィルタのサンプリング周波数は 1 [kHz]、遮断帯域は 50 [Hz] である。

4.4 センサのアライメント法

本研究で開発してきたセンサで最も重要かつ困難なのは、細胞通過による光量の変化を確実に検出するための光源・流路・受光素子の位置合わせ（光軸合わせ）である。これを解決するため、レーザの光を流路の幅に合わせて過不足なく当てるためにスリットがついたマスクを用いることを提案する。マスクは、200 [μm] のスリットが入った薄板を 2 枚用意する。まず流路と平行に 1 枚設置し、もう 1 枚を 90 度回転させて重ねる。最終的に $200 \times 200 [\mu\text{m}^2]$ の正方形のアパーチャを形成する (Fig. 12)。このマスクにより、受光素子の感光面を限定することができ、流路の幅に合わせて過不足なく光を当てることができる。さらに、レーザヘッドの位置合わせも簡便になる。

このマスクを利用して、Fig. 13 に示すアライメント法を提案する。アライメントの基準をすべて同じ大きさの正方形とし、正方形の中心を光軸として設定する。レーザヘッド、マスクはこの基準の正方形と同じ大きさになるようにあらかじめ加工しておく。レーザヘッド、2 枚のマスクをマスクの外周の正方形

Fig. 13 Alignment of sensor

Fig. 14 Aperture composed of two masks with slit

Fig. 15 PDMS chip with cell detection sensor

を合わせて配置することによって、レーザの光軸も簡便に位置合わせすることができる。

2 枚の薄板のスリットを交差させて構成したアパーチャを Fig. 14 に示す。スリットを交差させて構成されたアパーチャから、流路が見えていることが確認できる。PDMS チップにセンサを実装し一体化したチップを Fig. 15 に示す。Fig. 15 に実装しているレーザヘッドは Fig. 9, Fig. 10 に示したレーザヘッドのレンズを 1 枚にし、高さを 11 [mm] に小型化したものである。流路上にアパーチャを正確に配置することによって、光を過不足なく流路に当てることが可能となり、その結果センサ全体の小型化も実現している。

5. 結 言

本論文では、モジュール基板上の微小流路内を移動する細胞を検出するセンサの構成法を提案し、細胞検出実験、センサの実装法について述べた。計測対象が生きた細胞であり、ディスプレイ性と細胞との親和性が求められることから、細胞と接触する流路の素材としてシリコンゴムの一種である PDMS (polydimethylsiloxane) を選定した。センサは、光遮断法に基づきレーザヘッドと検出器を組み合わせて光学系を構成し、PDMS チップ内の微小流路上に配置する。微小流路内を移動する直径 100 [μm]、80 [μm] のウシの卵細胞を検出する実験を行い、提案するセンサを用いて確実に検出できることを示した。さらに、センサを微小流路上に正確に位置合わせして配置する簡便な実装方法を提案し、センサの PDMS チップへの実装を行った。

謝 辞 本研究は生研センター異分野融合研究事業の助成を得て行われたものである。

参考文献

- [1] 新井健生, 谷川民生, 新井史人, 佐藤理, 麻生博, 高橋清也: “マイクロロボティクスを適用した胚操作の自動化”, 第24回日本ロボット学会学術講演会予稿集 CD-ROM, 3L11, 2006.
- [2] Z. Wang, J. El-Ali, I.R. Perch-Nielsen, K.B. Mogensen, D. Snakenborg, J.P. Kutter and A. Wolff: “Microchip Flow Cytometer with Integrated Polymer Optical Elements for Measurement of Scattered Light,” Proceedings of 17th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, pp.367-370, 2004.
- [3] 漆畑晋一: “粒子カウンタ WP402G”, 横河技報, vol.44, no.2, pp.77-80, 2000.
- [4] Y. Xia and G.M. Whitesides: “Softlithographie,” Angew. Chem., vol.110, pp.568-594, 1998.
- [5] J.L. Wilbur, A. Kumar, E. Kim and G.M. Whitesides: “Micro-fabrication by Microcontact Printing of Self-Assembled Monolayers,” Advanced Materials, vol.6, pp.600-604, 1994.
- [6] E. Delamarche, A. Bernard, H. Schmid, B. Michel and H. Biebuyck: “Patterned Delivery of Immunoglobulins to Surfaces Using Microfluidic Networks,” Science, vol.276, no.5313, pp.779-781, 1997.
- [7] E. Delamarche, H. Schmid, A. Bietsch, N.B. Larsen, H. Rothuizen, B. Michel and H. Biebuyck: “Transport Mechanisms of Alkanethiols during Microcontact Printing on Gold,” J. Phys. Chem. B, vol.102, no.18, pp.3324-3334, 1998.
- [8] マイクロマシン技術総覧編集委員会編: マイクロマシン技術総覧—ナノテクノロジーの基盤技術—. 第4節, 産業技術サービスセンター, 2003.

藤本香織 (Kaori Fujimoto)

2005年3月大阪大学基礎工学部システム科学科卒業, 2007年3月同大学大学院基礎工学研究科システム創成専攻博士前期課程修了. 同年, シャープ株式会社入社. 在学中, マイクロロボティクスを適用した胚操作の自動化に関する研究に従事.

前 泰志 (Yasushi Mae)

1998年大阪大学大学院工学研究科電子制御機械工学専攻博士課程修了, 博士(工学). 同年, 同大学大学院基礎工学研究科助手. 2004年福井大学工学部助教授. 2007年6月より大阪大学大学院基礎工学研究科准教授となり現在に至る. ロボットビジョン, 環境知能化, 作業移動型ロボット等の研究に従事. 日本機械学会, 情報処理学会, 電子情報通信学会, 日本バーチャルリアリティ学会, IEEE の会員. (日本ロボット学会正会員)

新井健生 (Tatsuo Arai)

1977年東京大学大学院工学系修士課程修了. 工業技術院機械技術研究所を経て, 現在大阪大学大学院基礎工学研究科教授. パラレルメカニズム, マイクロマニピュレーション, 作業移動型ロボット等の研究に従事. 1986-1987年 MIT 客員研究員, 日本機械学会, 計測自動制御学会, IEEE 等の会員. (日本ロボット学会正会員)

山田真人 (Masato Yamada)

1986年岐阜大学大学院工学研究科修士課程修了. 同年三洋電機株式会社入社. 画像読み取り装置, 光ディスク用光学ヘッド, レーザ距離センサ等の研究に従事. 計測自動制御学会, 精密工学会, IEEE 会員. (日本ロボット学会正会員)

國松禎明 (Sadaaki Kunimatsu)

1999年大阪大学基礎工学部システム工学科卒業, 2005年同大学院基礎工学研究科システム人間系専攻博士後期課程修了, 博士(工学). 同年, 同大学院基礎工学研究科特任研究員, 2007年熊本大学大学院自然科学研究科助教となり, 現在に至る. システム制御工学とその応用に関する研究などに従事. 計測自動制御学会などの会員.

田窪朋仁 (Tomohito Takubo)

2003年3月筑波大学大学院工学研究科博士課程修了. 博士(工学). 同年4月大阪大学大学院基礎工学研究科特任研究員, 2004年7月大阪大学大学院基礎工学研究科助手. 2006年4月大阪大学大学院基礎工学研究科助教. ヒューマノイドロボット, 作業移動型ロボット, 人間-ロボット協調システムの研究に従事. 日本機械学会等の会員. (日本ロボット学会正会員)

井上健司 (Kenji Inoue)

1988年東京大学大学院工学系研究科修士課程修了. 同年東京大学助手. 大阪大学助手, 講師, 助教授を経て, 2007年山形大学大学院理工学研究科教授となり現在に至る. ハプティック・デバイス, 作業移動型ロボット, マイクロマニピュレーションなどの研究に従事. 博士(工学). 日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本バーチャルリアリティ学会の会員. (日本ロボット学会正会員)