ガルバノミラーによる視線移動を用いた 顕微鏡撮影のための視野拡張システム

青山 忠義^{*1} 金石 守^{*2} 高木 健^{*2}
石井 抱^{*2} 長谷川 泰久^{*1}

View Expansion System for Microscope Photography using the Observing Point Movement by Galvano Mirror

Tadayoshi Aoyama^{*1}, Mamoru Kaneishi^{*2}, Takeshi Takaki^{*2}, Idaku Ishii^{*2} and Yasuhisa Hasegawa^{*1}

Recent progress in the Lab on Chip (LOC) technology has made it possible to analyze microscale objects in microfluidic devices under a microscopic environment. Vision-based microscopic analysis systems have a limitation in terms of their analysis range owing to the limited view area of the optical microscope used in photomicroscopy. Thus, expansion of the view area during microscopic observation is required. In this paper, we propose a view expansion system for photomicroscopy based on the viewpoint movement using a Galvano mirror. We develop a prototype of the proposed microscopic view expansion system that consists of a microscope, a Galvano mirror, and a vision system. Experiments are conducted to compare the view area of the proposed microscopic system and a normal microscopic system; the photographable range of the developed system is experimentally derived and evaluated. Finally, our system is demonstrated through panoramic image developing experiments for an expanded view area.

Key Words: View Expansion System, Microscopic Observation, Panoramic Image

1. はじめに

近年のマイクロスケール技術の発展に伴い、Lab on Chip (LOC) [1] デバイス上で細胞解析などが行われている。これまでに、画像情報を使用せずに単純な細胞形状を抽出する形態学に関する細胞解析システムがいくつか開発されているが[2][3]、画像情報に基づいた解析ではないため、細胞の詳細な幾何学的形状検出には制限が伴っている。それに対し、画像情報を使用し、バイオ・医療の分野に向けた細胞の形状や反応、特性などを解析する画像処理ベースの解析やフローサイトメトリー [4] などの画像情報を必要とした LOC 上での画像処理ベースの細胞解析システムが開発されている。

Lee らは ePetri と称する観察対象の顕微鏡撮影を自動で長時間行うペトリ皿プラットフォームを開発し、運動性微生物のイメージングを実現している [5]。Kobel らはマイクロチップ全体の画像から単一細胞を捕らえる領域のみを切り取り、細胞解析を行う画像処理アルゴリズムを開発し、単一幹細胞の自動解析を効率的に行った [6]。Moon らはオフアクシス式のデジタルホ

ログラフィック顕微鏡と統計学アルゴリズムを用いて、三次元的に赤血球の形態学的特徴、ヘモグロビン含有量、密度を自動的に定量化する手法を提案している [7]。Carpenter らは、細胞のサイズやカウンティングを行う通常の分析、細胞や組織の形状を解析する複雑な形態学的特徴を解析する画像処理ベースで行うオープンソースシステムである CellProfiler を開発した [8]。Sakuma らは、マイクロチャンネル内の赤血球に対して robotic pump を用いた機械的な圧力を繰り返し与えることによる赤血球の疲労試験法を提案し、画像処理ベースで赤血球の変形度を用いた評価を行っている [9]。Tsai らは、3 種の狭窄部を配置したマイクロチャンネル内に赤血球を流し、画像処理ベースで赤血球の速度を計測することにより、赤血球の硬さ計測を行うシステムを開発している [10]。さらに、より詳細な画像処理解析を必要とする細胞の形状を指標とした画像処理ベースの細胞解析システムも提案されており、細胞の変形度を赤血球の機械的特性としたフローサイトメトリー分析 [11] や細胞の変形度を指標とした悪性胸水のスクリーニング [12]、細胞の変形度と大きさに応じたハイスループットかつ連続的なラベルフリーの細胞の仕分け [13] なども行われている。

対物レンズの倍率に応じて画像内での対象の見かけの速度が大きくなる顕微鏡下での解析において、ハイスループットなオンチップ細胞解析を実現するため、オフライン高速カメラを使用し、マイクロチャンネル上で画像処理ベースの細胞解析を行う

原稿受付 2017 年 6 月 27 日

^{*1}名古屋大学大学院工学研究科

^{*2}広島大学大学院工学研究科

^{*1}Graduate School of Engineering, Nagoya University

^{*2}Graduate School of Engineering, Hiroshima University

■ 本論文は提案性(要素分野)で評価されました。

システムも報告されている。Forsyth らはマイクロ流路内を流れる赤血球に対して高速イメージングによる細胞ダイナミクスの定量化を行っている [14]。Tomaiuolo らは高速カメラ顕微鏡と画像解析により赤血球の細胞膜の変形に関するパラメータである細胞の速度と形状の同時計測を実現している [15]。Zheng らは高速カメラにより赤血球の動的な変形を取得し自動画像解析を行うことで毎分 1,000 個の赤血球の特性評価を可能とする解析システムを開発した [16]。Tan らは流れる細胞に対して画像解析を行うことにより、細胞診断に必要な時間を大幅に短縮した Flow cytology という概念を提案し、高速オフラインカメラを使用した細胞病理学のための細胞解析システムを提案している [17]。これらのオフライン高速カメラシステムを用いた細胞解析システムに対して、我々の研究グループではオンライン高速ビジョンを用いてマイクロ流路内を流れる細胞の形状と速度を顕微鏡下で実時間同時解析するシステム [18] やマイクロチャネル内を高速に流れる細胞の形態学分析システム [19] などを提案している。

このような画像処理によりマイクロ対象を解析するシステムでは、顕微鏡撮影の視野範囲が狭いため、顕微鏡下で解析可能な対象物の範囲や速度に制限があり、顕微鏡撮影での視野拡張が求められている。ステレオファイバースコープを動かすことによって視野範囲を拡張し、得られた複数の画像を SLAM アルゴリズムにより再構築することで、環境の三次元モデルを生成するシステムも提案されているが [20]、マイクロチャネル上の対象を解析する顕微鏡撮影において視野を拡張するシステムは筆者らの知る限りこれまでに提案されていない。一方で、ビジョンセンサを固定したまま、ミラーを駆動させることで視線を高速制御する手法が提案されている [21] [22]。ミラーを用いた光学的視線制御によって、マクロなスケールであるものの、アクティブビジョンの高速化 [21] や大型構造物向けの振動モード解析 [22] などが実現されている。

本研究では、ビジョンセンサを顕微鏡鏡筒に固定したまま、ガルバノミラーを用いて顕微鏡撮影の視線を移動させることにより視野を拡張する顕微鏡撮影システムを提案する。顕微鏡、ガルバノミラー、ビジョンシステムから成る顕微鏡撮影システムを構築し、提案システムの撮影範囲を導出する。従来の顕微鏡撮影での視野範囲との比較実験を通して、提案システムの有効性を検証する。

2. 提案システムの概要

Fig. 1 に提案するガルバノミラーによる顕微鏡での視野拡張システムの概要を示す。観察対象に対して、ガルバノミラーを駆動させることにより顕微鏡撮影の視点を移動させ、顕微鏡撮影の視野を拡張し観察対象を撮影するものである。ファイバースコープ等を動かし対象を撮影することで広範囲のイメージングを可能とするシステムに対し、提案システムの撮像系は固定されており、固定視点観察で視野を拡張できる。そのため、実験室機能をワンチップ集積化する概念である LOC (Lab on Chip) において、提案する視野拡張顕微鏡システムにより、 μm レベルの流路網を持つマイクロチップを用いた画像処理ベースの細胞解析を多視点で並列に行うことが可能となり、顕微鏡とマイ

Fig. 1 Overview of the proposed system

クロチップを用いた細胞解析の高効率化が期待できる。

ガルバノミラーを駆動させることで視野を拡張する本システムは、ガルバノミラーの角度に応じて照明の強度が変化するため、取得画像の輝度がミラー角に応じて変化する。さらに、ガルバノミラーの角度に応じて光路長も変化する。ワーキングディスタンスと光路長の関係に応じた焦点ボケが発生するため、視野拡張範囲には制限があり、視野拡張範囲の導出が必要不可欠である。本論文では、4 章で実際に構築した視野拡張システムを用いて得られる画像の明るさと焦点ボケを指標とし、提案システムの視野拡張範囲を導出する。

3. システム構成

Fig. 2 に提案する顕微鏡撮影での視野拡張システムの外観を示す。視野拡張システムは、正立型顕微鏡 (CX41, OLYMPUS), 簡易型顕微鏡ユニット (KTL-N21B-1, 協和光学), 対物レンズ (LWD95mm 10X, 協和光学), 高速ビジョンプラットフォーム (IDP-Express [23]), 2 軸ガルバノミラー (6210HSM 6mm 532nm, ケンブリッジテクノロジー), 制御用 PC (Windows 7 Enterprise 32bit OS, ASUSTeK P5Q-E, Intel Core2 Quad CPU Q9505 2.83GHz, DDR2 6GB メモリ), D/A ボード PCX-340416 (インタフェース) で構成されている。対物レンズの倍率は 10 倍であり、ワーキングディスタンスは 33 [μm]

である。IDP-Express はカメラヘッド，専用 FPGA 処理ボード（IDP-Express ボード）から成る。画素サイズ $10 \times 10 [\mu\text{m}]$ の 512×512 画素イメージセンサを搭載するカメラヘッドは，顕微鏡のカメラポートに装着されている。IDP-Express ボードは高速画像処理・記録用に設計され，画像処理回路を並列実装した FPGA（Xilinx XC3S5000）からの結果を PCI-e 2.0 $\times$ 16 バスを介し， 512×512 画素画像に対し最高 2,000 [fps] で PC メモリに実時間処理可能である。ガルバノミラーは，パン方向，チルト方向の二つのミラーにより，2 自由度の視線方向を制御可能とし，PC に搭載された DA ボードからのアナログ電圧指令を専用コントローラに与えることにより，パン方向，チルト方向の

(a) System overview

(b) 2-axis Galvano mirror

Fig. 2 System configuration

ミラーともに $-20 \sim 20 [\text{deg}]$ の角度範囲で制御可能である。パン方向，チルト方向のミラーの大きさは，それぞれ $17.5 [\text{mm}^2]$ ， $10.2 [\text{mm}^2]$ である。計測対象の設置位置は 2 軸ガルバノミラーのそれぞれの軸が $0 [\text{deg}]$ で焦点が合うように調整されている。

4. 視野拡張システムによる撮影実験

4.1 ミラー角に対する視点移動距離の導出

1 メモリ $10 [\mu\text{m}]$ ピッチで 10 本おきに 0~10 までの数字が入った対物マイクロメーターの撮影実験を構築したシステムを用いて行い，2 軸のミラー角に対する視点の移動距離をそれぞれ確認した。Fig. 3 に使用した対物マイクロメーターの外観を示し，Fig. 4 および Fig. 5 に pan 軸，tilt 軸をそれぞれ $\pm 0.5 [\text{deg}]$ の範囲において $0.1 [\text{deg}]$ ごとに変化させたときの撮影画像をそれぞれ示す。この撮影画像から pan 軸，tilt 軸角度に対する視点移動距離をプロットしたグラフを Fig. 6, 7 にそれぞれ示す。これらの図から，pan 軸 $0.1 [\text{deg}]$ に対して約 $90 [\mu\text{m}]$ ，tilt 軸 $0.1 [\text{deg}]$ に対して約 $50 [\mu\text{m}]$ 視点が移動することが確認できる。よって，通常の撮影範囲が $512 \times 512 [\mu\text{m}]$ である本システムでは，pan 軸 $0.1 [\text{deg}]$ に対して約 $422 [\mu\text{m}]$ 横方向の画像が重複し，tilt 軸 $0.1 [\text{deg}]$ に対して約 $462 [\mu\text{m}]$ 縦方向の画像が重複する。

4.2 視野拡張範囲の検証

提案した視野拡張システムを用いた顕微鏡撮影実験を行い，各視点で撮影された画像を基に合成画像を作成した。Fig. 8 に得ら

Fig. 3 Object micrometer view **Fig. 4** Object micrometer shooting (Pan axis) **Fig. 5** Object micrometer shooting (Tilt axis)

Fig. 6 Displacement corresponding to pan angle

Fig. 7 Displacement corresponding to tilt angle

Fig. 8 Composite Image

れた合成画像を示す。本撮影では、Fig. 9 に示す 6×4 [mm] のムラサキツユクサの葉表面を撮影対象とし、2軸ガルバノミラーのパン・チルト軸それぞれ ± 3.0 [deg] の範囲において 0.5 [deg] ごとに撮影した。従来の顕微鏡システムでの画像が縦 512 [μm]、

Fig. 9 Observation object

Fig. 10 Micro grid pattern

横 512 [μm] であるのに対し、合成画像の大きさは縦 $3,656$ [μm]、横 $5,486$ [μm] となっており、提案システムに視野範囲が拡張されていることが確認できる。しかしながら、提案システムによる合成画像は、ミラー角に応じて取得画像の明るさが不十分になることや焦点ボケの発生により合成画像に不鮮明な部分が見られることから、本小節では構築した視野拡張システムの視野範囲の検証実験を行う。なお、検証は取得画像の「明るさ」および「焦点ボケ」のそれぞれに対して行う。

取得画像の明るさについては取得画像の平均輝度値を評価指標とし、焦点ボケに関する評価は取得画像の平均エッジ強度を使用するが、エッジ強度は輝度値に依存するため、平均輝度値で正規化した平均エッジ強度を評価指標として使用する。本実験では、Fig. 10 に示す 16×16 [μm] の格子パターンを撮影対象とし、2軸ガルバノミラーのパン・チルト軸それぞれ ± 5.0 [deg] の範囲において 0.1 [deg] ごとに撮影した。

Fig. 11 は取得画像の明るさの評価指標である平均輝度値の実験結果であり、パン・チルト軸角度に対する撮影画像の輝度

Fig. 11 Average of brightness corresponding to pan and tilt angles

値の平均値を算出し、パン・チルト角がそれぞれ 0 [deg] である輝度値を 100%としたマップで表した。この結果から、パン・チルト軸の角度が中心部から遠ざかるにつれて平均輝度値が下がり、暗くなることが確認できる。ただし、提案システムではガルバノミラー設置角度により最大輝度となるパン・チルト角が変化するため、設置角度の調整限界からパン・チルト角がそれぞれ 0 [deg] のときに輝度値が最大となっていないことに注意されたい。**Fig. 12** に焦点ボケの評価指標である正規化された平均エッジ強度をパン・チルト角がそれぞれ 0 [deg] である平均エッジ強度値を 100%としたマップとして示す。平均輝度値で正規化していることから、平均輝度値が 0 に近いパン・チルト軸角度に対する平均エッジ強度はノイズの影響により高い値となっていること、ガルバノミラー設置角度の調整限界からパン・チルト角がそれぞれ 0 [deg] のときに平均エッジ強度が最大となっていないことに注意されたい。

Fig. 11 および **Fig. 12** に示したように、ガルバノミラーのパン・チルト角度により撮影画像の明るさや焦点ボケの度合いが変化するが、許容可能な明るさおよび焦点ボケは観察対象や解析の目的により異なる。平均輝度値および平均エッジ強度により撮影可能領域を限定することを想定し、**Fig. 14** (a), (b) に平均輝度値が 10%未満、20%未満、30%未満、40%未満、50%未満を削除した平均輝度値および平均エッジ強度値の評価マップ

Fig. 12 Normalized edge strength corresponding to pan and tilt angles

Fig. 13 view expansion scale

をそれぞれ示し、**Fig. 14** (c) に平均輝度値が 10%, 20%, 30%, 40%, 50%となる場合の撮影対象の画像をまとめる。ここで、平均輝度値が 50%以上、平均エッジ強度が 50%以上を許容可能な明るさ・焦点ボケの基準とした場合、50%未満の平均輝度値が削除された **Fig. 14** (b) の平均エッジ強度マップから平均エッジ強度が 50%未満となる領域を除いた範囲が撮影可能領域となり、

Fig. 14 Evaluation graph of average brightness and normalized edge strength

Fig. 15 Panoramic image

Fig. 13 に示すパン・チルト角度範囲が観察領域として導出される。この場合、拡張された視野範囲の面積は約 $2.47 [\text{mm}^2]$ となり、通常の顕微鏡撮影の視野範囲の面積約 $0.26 [\text{mm}^2]$ と比較し、9.42 倍程度の視野面積拡張が確認できる。

4.3 パノラマ画像生成

提案した視野拡張システムを用いて、パノラマ画像の生成実験を行う。撮影対象は、Fig. 9 に示した $6 \times 4 [\text{mm}]$ のムラサキ

Fig. 16 Position of pan-axis mirror and objective lens

ツクサの葉表面とした。パノラマ画像は、提案した視野拡張システムの撮影可能範囲において、pan 軸、tilt 軸をそれぞれ $0.1 [\text{deg}]$ 刻みで撮影画像を取得し、Microsoft 社のアプリケーション Image Composite Editor を用いることで生成した。生成されたパノラマ画像を Fig. 15 に示す。得られたパノラマ画像サイズは、縦 $2,114 [\mu\text{m}]$ 、横 $4,119 [\mu\text{m}]$ の約 $2.47 [\text{mm}^2]$ となっており、従来の顕微鏡撮影範囲に対して 9.42 倍程度の視野面積拡張が実現されており、Fig. 15 から視野面積が拡張されていることが視覚的にも確認できる。

4.4 考察

提案した視野拡張システムの観察可能領域は、Fig. 13 や Fig. 15 に示したようにパン・チルト軸とともに非対称な領域となっている。これは、主に 2 軸ガルバノミラーが治具を用いて機械的に設置されていることが原因と考えられる。Fig. 16 に

Fig. 17 Position of tilt-axis mirror and stage

示すように、パン軸ミラーと対物レンズの光軸がずれていることにより、本来パン軸ミラーとチルト軸ミラーとの距離が最短となるパン軸角度は0 [deg] であるのに対し、実際のシステムではパン軸角度が0 [deg] より大きい角度においてパン軸ミラーとチルト軸ミラーとの距離が最短となっている。さらに、Fig. 17に示すように、本来チルト軸ミラーと計測対象を置くステージの距離が最短となるチルト軸角度は0 [deg] であるのに対し、実際のシステムではチルト軸角度が0 [deg] 以上の角度でチルト軸ミラーとステージとの距離が最短となっている。撮影実験において、パン・チルト角がともに0 [deg] であるときに焦点が合うように調整されているため、パン軸ミラーがプラス方向（パン軸ミラーとチルト軸ミラー間の距離が短くなる方向）に移動した場合、チルト軸ミラーはプラス方向（チルト軸ミラーとステージ間の距離が長くなる方向）に移動した際に焦点が合う。そのため、Fig. 13のようにパン軸角度が大きくなるにつれ、チルト軸角度も大きい角度で正規化されたエッジ強度が大きくなっている。一方、パン軸ミラーがマイナス方向（パン軸ミラーとチルト軸ミラー間の距離が長くなる方向）に移動した場合、チルト軸ミラーはマイナス方向（チルト軸ミラーとステージ間の距離が短くなる方向）に移動した際に焦点が合うため、Fig. 13のようにパン軸角度が小さくなるにつれ、チルト軸角度も小さい角度で正規化されたエッジ強度が大きくなっている。対象を拡大して撮影を行う顕微鏡システムでは、このような微小な機械的誤差が撮影範囲に大きな影響を与えることが確認された。本論文では、ガルバノミラーを駆動させることにより視線を移動させ、顕微鏡での視野を拡張し観察対象を広範囲で撮影する視野拡張システムのコンセプトの有効性を従来の顕微鏡撮影での視野範囲との比較実験により実証したが、より高精度・広範囲な視野拡張を行うためには、ガルバノミラー、対物レンズ、計測対象の設置法も含め、照明や焦点ボケに対する改良が今後必要となる。

5. おわりに

本研究では、ガルバノミラーを用いて顕微鏡撮影の視点を移動させることにより視野を拡張する顕微鏡撮影システムを提案した。顕微鏡、ガルバノミラー、ビジョンシステムで構成される視野拡張型顕微鏡撮影システムを構築し、拡張された提案システムの撮影範囲を導出した。視野拡張システムを用いて生成したパノラマ画像と従来の顕微鏡により得られた画像の比較実験などを通して、提案システムの有効性を検証した。ガルバノ

ミラーの設置法の改良や焦点変動デバイス等を使用することにより、より広範囲な視野拡張などが今後の課題である。

謝辞 本研究の一部は、本研究はJSPS 科研費 16H02348、栢森情報科学振興財団、中島記念国際交流財団の支援を受けたものです。

参考文献

- [1] R. Oosterbroek and A.B. Van den: "Lab-on-a-Chip: Miniaturized Systems for (Bio)Chemical Analysis and Synthesis," Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, 2003.
- [2] H. Fujiwara, T. Ishikawa, R. Lima, N. Matsuki, Y. Imai, H. Kaji, M. Nishizawa and T. Yamaguchi: "Red blood cell motions in high-hematocrit blood flowing through a stenosed microchannel," J. Biomech., vol.42, no.7, pp.838–843, 2009.
- [3] Q.-Q. Ji, G.-S. Du, M.J. van Uden, Q. Fang and J.M. den Toonder: "Microfluidic cytometer based on dual photodiode detection for cell size and deformability analysis," Talanta, vol.111, pp.178–182, 2013.
- [4] M. Brown and C. Wittwer: "Flow Cytometry: Principles and Clinical Applications in Hematology," Clinical Chemistry, vol.46, no.8(B), pp.1221–1229, 2000.
- [5] S. Lee, G. Zheng, N. Mukherjee and C. Yang: "On-chip continuous monitoring of motile microorganisms on an ePetri platform," Lab on a Chip, vol.12, pp.2385–2390, 2012.
- [6] S. Kobel, O. Burri, A. Griffla, M. Girotra, A. Seitzb and M. Lutolf: "Automated analysis of single stem cells in microfluidic traps," Lab on a Chip, vol.12, pp.2843–2849, 2012.
- [7] I. Moon, B. Javidi, F. Yi, D. Boss and P. Marquet: "Automated statistical quantification of three-dimensional morphology and mean corpuscular hemoglobin of multiple red blood cells," OPTICS EXPRESS, vol.20, no.9, pp.10295–10309, 2012.
- [8] A. Carpenter, T. Jones, M. Lamprecht, C. Clarke, I. Kang, O. Friman, D. Guertin, J. Chang, R. Lindquist, J. Moffat, P. Golland and D. Sabatini: "CellProfiler: image analysis software for identifying and quantifying cell phenotypes," Genome Biology, vol.7, Article R100, 2006.
- [9] S. Sakuma, K. Kuroda, C. Tsai, W. Fukui, F. Araib and M. Kaneko: "Red blood cell fatigue evaluation based on the close-encountering point between extensibility and recoverability," Lab on a Chip, vol.14, pp.1135–1141, 2014.
- [10] C. Tsai, J. Tanaka, M. Kaneko, M. Horade, H. Ito, T. Taniguchi, T. Ohtani and Y. Sakata: "An On-Chip RBC Deformability Checker Significantly Improves Velocity-Deformation Correlation," Micromachines, vol.7, 176, 2016.
- [11] O. Otto, P. Rosendahl, A. Mietke, S. Golfier, C. Herold, D. Klaue, S. Girardo, S. Pagliara, A. Ekpenyong, A. Jacobi, M. Wobus, N. Topfner, U. Keyser, J. Mansfeld, E. Friedrich and J. Guck: "Real-time deformability cytometry: on-the-fly cell mechanical phenotyping," Nature Methods, vol.12, pp.199–202, 2015.
- [12] H. Tse, D. Gossett, Y. Moon, M. Masaeli, M. Sohsman, Y. Ying, K. Mislick, R. Adams, J. Rao and D. Carlo: "Quantitative diagnosis of malignant pleural effusions by single-cell mechanophenotyping," Sci. Translational Med., vol.5, no.212, pp.212–163, 2013.
- [13] S. Hur, N. Henderson-MacLennan, E. McCabec and D. Carlo: "Deformability-based cell classification and enrichment using inertial microfluidics," Lab on a Chip, vol.11, pp.912–920, 2011.
- [14] A. Forsyth, J. Wan, W. Ristenpart and H. Stone: "The dynamic behavior of chemically "stiffened" red blood cells in microchannel flows," Microvascular Research, vol.80, pp.37–43, 2010.
- [15] G. Tomaiuolo, M. Simeone, V. Martinelli, B. Rotolib and S. Guido: "Red blood cell deformation in microconfined flow,"

- Soft Matter, vol.5, pp.3736–3740, 2009.
- [16] Y. Zheng, J. Chen, T. Cui, N. Shehata, C. Wang and Y. Sun: “Characterization of red blood cell deformability change during blood storage,” Lab on a Chip, vol.14, pp.577–583, 2014.
- [17] A. Tan, J. Dudani, A. Arshi, R. Lee, H. Tse, D. Gossett and Dino Di Carlo: “Continuous-flow cytomorphological staining and analysis,” Lab on a Chip, vol.14, pp.522–531, 2014.
- [18] Q. Gu, T. Aoyama, T. Takaki and I. Ishii: “Simultaneous Vision-Based Shape and Motion Analysis of Cells Fast-Flowing in a Microchannel,” IEEE Trans. Automat. Sci. Eng., vol.12, no.1, pp.204–215, 2015.
- [19] Q. Gu, T. Kawahara, T. Aoyama, T. Takaki, I. Ishii, A. Take-moto and N. Sakamoto: “LOC-based High-throughput Cell Morphology Analysis System,” IEEE Trans. Automat. Sci. Eng., vol.12, no.4, pp.1346–1356, 2015.
- [20] D. Noonan, P. Mountney, D. Elson, A. Darzi and G. Yang: “A Stereoscopic Fibroscope for Camera Motion and 3D Depth Recovery during Minimally Invasive Surgery,” Proc. Int. Conf. Robot. Aut., pp.4463–4468, 2009.
- [21] 奥村光平, 奥寛雅, 石川正俊: “アクティブビジョンの高速化を担う光学的視線制御システム”, 日本ロボット学会誌, vol.29, no.2, pp.201–211, 2011.
- [22] T. Aoyama, L. Li, M. Jiang, k. Inoue, T. Takaki, I. Ishii, H. Yang, C. Umemoto, H. Matsuda, M. Chikaraishi and A. Fujiwara: “Vibration Sensing of a Bridge Model Using a Multithread Active Vision System,” IEEE/ASME Trans. Mech., vol.PP, no.99, 2017. (early access)
- [23] I. Ishii, T. Tatebe, Q. Gu, Y. Morieue, T. Takaki, and K. Tajima: “2000 fps real-time vision system with high-frame-rate video recording,” Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Automat., 1536–1541, 2010.

青山忠義 (Tadayoshi Aoyama)

2007 年名古屋大学工学部卒業。2009 年名古屋大学大学院工学研究科博士前期課程修了。2012 年名古屋大学大学院工学研究科博士後期課程修了。同年広島大学大学院工学研究院助教。2017 年より名古屋大学大学院工学研究科助教、現在に至る。マイクロシステム、視覚フィードバック制御等の研究に従事。IEEE などの会員。博士 (工学)。(日本ロボット学会正会員)

高木 健 (Takeshi Takaki)

2000 年東京理科大学工学部卒業。2002 年東京理科大学大学院工学研究科修士課程修了。(株) デイスコを経て、2006 年東京工業大学大学院総合理工学研究科博士後期課程修了。2007 年同学特別研究員。2007 年広島大学工学研究院特任助教、2008 年同助教。2011 年同准教授、現在に至る。機械設計、ロボットアーム、力可視化メカニズム等の研究に従事。IEEE などの会員。博士 (工学)。(日本ロボット学会正会員)

長谷川泰久 (Yasuhisa Hasegawa)

1994 年名古屋大学工学部卒業。1996 年名古屋大学大学院工学研究科博士前期課程修了。同年 (株) 三菱重工業に勤務。1998 年名古屋大学大学院工学研究科助手。2003 年岐阜大学工学部講師。2004 年筑波大学大学院システム情報工学研究科講師。2007 年同准教授。2014 年より名古屋大学大学院工学研究科教授、現在に至る。人支援ロボット、ヒューマン・マシンインタフェース等の研究に従事。IEEE などの会員。博士 (工学)。(日本ロボット学会正会員)

金石 守 (Mamoru Kaneishi)

2016 年広島大学工学部卒業。2018 年広島大学大学院工学研究科修士課程修了。現在、キヤノン株式会社に勤務。修士 (工学)。(日本ロボット学会学生会員)

石井 抱 (Idaku Ishii)

1992 年東京大学工学部卒業。1994 年東京大学工学系研究科修士課程修了。1996 年同大学工学系研究科助手。2000 年東京農工大学工学部講師。2002 年同助教授。2003 年広島大学工学研究院助教授。2007 年同教授、現在に至る。高速ビジョン、センサ情報処理、ロボット制御等の研究に従事。IEEE などの会員。博士 (工学)。(日本ロボット学会正会員)