

# 生体トラッキングのための多波長計測システムの実装と評価

田村 祐樹<sup>1,a)</sup> 間下 以大<sup>1,2</sup> 黒田 嘉宏<sup>1,2</sup> 清川 清<sup>1,2</sup> 竹村 治雄<sup>1,2</sup>

概要：拡張現実感 (Augmented Reality, AR) を利用した手術ナビゲーション技術は、実際の臓器画像に仮想の臓器モデルを重畳表示することにより、本来死角にある血管などの情報を提示できるため、医療の分野で注目されている。手術対象とする臓器などの変形を伴う非剛体柔軟物は、比較的一様な表面をしており、特徴となる点が少なく、AR のために必要な形状推定を難しくしている。本報告では、特徴点不足に注目し、解決策として光の波長別深達度を利用した多波長計測によるトラッキング手法を提案する。光は組織によって吸収される波長帯が異なり、また短波長では表層部近くの情報を、長波長ではさらに奥の情報を取得することができるという性質を持つ。提案手法ではこれらの波長のうち近傍の波長に比べて顕著な輝度変化の見られる波長を複数選択する。選択された複数の波長において生体を順次撮影することで、結果、身近な生体である人の手に対して、波長により異なる特徴点分布が得られることを確認した。また提案手法に基づいたトラッキングでは、通常画像よりも多くの特徴点を抽出し、一定以上の追跡率を示すことができた。さらに、複数波長を変更しながら繰り返し適用した場合には、表面近くの情報を取得する短波長帯では追跡率が低く、さらに奥の情報を取得する波長帯では追跡率が高いという結果が得られた。

キーワード：多波長計測、生体、特徴点トラッキング、拡張現実感

## 1. 序論

近年、拡張現実感 (Augmented Reality, AR) を用いた手術支援技術が注目されている [1], [2]。実際の手術現場において、切開を伴うような手術では、通常では奥にあって見えない血管や死角にある情報が必要な場合があり、そのような状況に対処するには術者には相応の経験が必要となる。そのような状況のもとで、実際の手術中の画像に臓器の 3D モデルを重ね合わせてみせることにより、臓器の内部情報などを可視化するといったものが AR 手術支援である。

AR 手術支援を実現するには、通常の AR システムとは異なるいくつかの技術的な課題が存在する。手術 AR システムの通常の AR システムとの違いを表 1 に示す。手術 AR システムでの対象は、臓器、つまり変形を伴う非剛体柔軟物であり、また内臓にマーカを貼ることもできないため、マーカによる位置推定も困難である。特徴となる点の数も、対象とする臓器の表面形状が比較的一様であるため、多くない傾向にある。これらの理由で、AR のために必要な形状推定が困難である。本研究ではこのような制約の下で、変形に対して強く、かつ特徴となる点の数も多いよう

なトラッキングの実現を目的とする。

## 2. 関連研究

本節では、既存の多波長・多層計測手法について述べ、次に特徴点トラッキング手法について述べる。

### 2.1 多波長・多層計測手法

#### 2.1.1 光の成分分解による方法

Nayar らは、カメラに入射する光は直接反射成分と大域成分からなるとし、シーンに高周波パターンを投影することにより、画像を直接成分と大域成分に分離する方法を提案している [3]。

Nayar らの手法の応用として、田中らは半透明物体内部の特定のスライスを可視化する手法を提案している [4]。投影パターンとして空間的周波数の異なるチェッカーボードパターンを複数用意し、それらにより得られた直接成分と大域成分に関する線形式を解くことで、内部にあるスライ

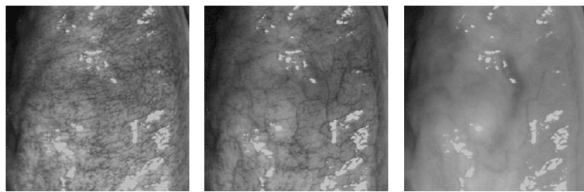
表 1 通常 AR システムとの違い

	通常 AR システム	手術 AR システム
対象	剛体	非剛体
推定パラメータ	位置・姿勢	位置・姿勢・変形
マーカ	可	不可
特徴点数	多い	少ない

<sup>1</sup> 大阪大学大学院情報科学研究科

<sup>2</sup> 大阪大学サイバーメディアセンター

<sup>a)</sup> tamura.yuuki@lab.ime.cmc.osaka-u.ac.jp



(a) 415 nm (b) 540 nm (c) 600 nm

図 1 Narrow Band Imaging での舌裏粘膜観察 [6]

ス可視化するといったものである。

これらの高周波投影は生体内を可視化できるため、生体表面の情報をより多く取得できる可能性がある。しかし、1つのシーンに対する撮影回数が多く、リアルタイムを求めるAR手術支援においては不向きである。

### 2.1.2 光の深達度を利用した方法

光の波長別深達度を利用した生体計測手法がある。一般に、光は波長が短いほど浅く、長いほど深く物体内に入り込む性質があり、短い光は表層ですぐに反射するため物体表面に近い情報を得やすい。一方で長い光は深くまで入り込むため、より深部の情報を得ることができるが、その反面内部で散乱する光が多くなり、明瞭な画像を得ることは難しい。また、光は組織により吸収される波長帯が異なるという性質を持つ。

オリンパスメディカルシステム株式会社が開発した Narrow Band Imaging (NBI) と呼ばれる技術は、これらの性質とヘモグロビンの吸光特性を利用した粘膜表層の微細構造を強調する技術である [5]。照射する光は数 10 nm 程度と、狭い帯域である。舌裏粘膜を観察した様子を図 1 に示す。(a) は中心 415 nm, (b) は中心 540 nm, (c) は中心 600 nm 付近の様子をそれぞれ取り出したものである。実際に NBI で用いられるのは (a), (b) であり, (a) は幅 55 nm, (b) は幅 30 nm となっている。ヘモグロビンの光吸収ピークは 415 nm, 次点で 540 nm 付近であり, (a) では表面の毛細血管が, (b) では奥の血管がそれぞれ強調されて表示されていることが分かる。(c) を見ると、波長が長いと全体的に画像が白く、前者 2 つの画像と比べると異なる画像が得られていることも分かる。他にも、Fujinon の Flexible Spectral Imaging Color Enhancement (FICE) [7] など、この特性を用いた技術がいくつかある。

以上より、観察対象の持つ組織が吸収しやすい適切な波長の狭帯域光を選択することにより、異なる特徴を持つ様々な画像を生成できると考えられる。本研究では、この狭帯域多波長イメージングに注目する。

## 2.2 特徴点トラッキング

特徴点トラッキングの臓器への適用例を挙げる。Elhawary ら [8] は、リアルタイムに鼓動する心臓のトラッキングを行うのにロバストな組み合わせとして、Speeded-Up Robust Features (SURF) [9] による特徴点を Lucas-Kanade

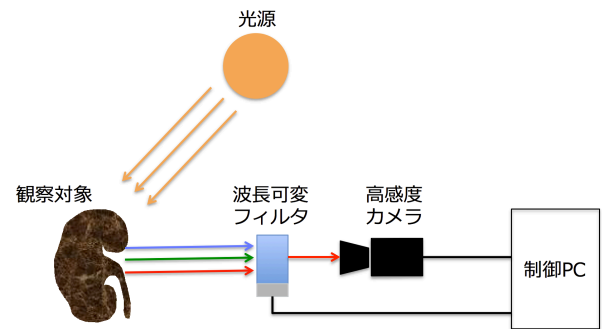


図 2 想定するシステム

法 [10] で追跡するのが最も良いものであると報告している。また、この組み合わせを腹腔鏡画像による肝臓トラッキングに用いた研究もある [11]。

## 3. 多波長計測システム

本節では、システムの要件と想定するシステム設計について述べる。続いて、効率的に計測を行うための手法について述べる。

### 3.1 システム要件

作成するシステムの要件は次の通りである。

- リアルタイム性 実際の手術現場に適用するに当たり、リアルタイムな画像取得、処理速度が必要である
- 狭帯域の波長をランダムに変更可能 決まった領域の波長を決まった順序で取り出すのではなく、狭帯域の波長をランダムにフィルタリングできる必要がある
- 観察対象に最適な波長制御 観察対象により吸光の特性は異なるため、対象に応じた最適な波長選択が必要である

以上の要件に基づいて、想定するシステム設計について述べる。

### 3.2 システム設計

必要となる機器は、光を特定の波長帯に絞り込むフィルタと、それを撮影するカメラである。フィルタは、観察対象の各組織に応じた多様な情報を取り出すためにも、より狭帯域に設定できることが望ましい。また、フィルタをかけた後の光は通常よりも少ない光量であるため、撮像素子の感度が高いカメラが必要である。

想定するシステムを図 2 に示す。まず、観察対象が光源から照射される光を反射する。この反射光を波長をフィルタリングする機器を使用して、指定した波長帯にフィルタリングすることで、必要な波長帯域のみの反射光を取り出す。フィルタリングされた反射光はカメラの撮像素子に写され、データとして制御 PC に送信し、画像データとして扱う。ここで必要となる処理は、フィルタの制御とカメラでの撮影、撮影データの処理と各機器の同期である。

使用機器について、カメラは QImaging 社の optiMOS (解像度:  $1,920 \times 1,080$ , 最大で 100 fps), フィルタは CRi 社の VariSpec 液晶チューナブルフィルタ(波長レンジ: 400 nm ~ 720 nm, 帯域幅: 10 nm, 口径: 20 mm) を用いた。またシステム制御に使用する計算機として PC (Windows7 Professional 64 bit, Intel Core i7-4790k @ 4 GHz 4 コア, 16 GB メモリ, NVIDIA Geforce GTX 760 ビデオカード) を用いた。

### 3.3 最適な波長制御

3.1 節のシステム要件 3 つ目において、観察対象に最適な波長制御が必要であると述べた。物体はそれぞれ異なる吸光特性を持っているため、例えばある物体で特徴が顕著に現れた波長でも、別の物体ではほとんど特徴が見られないということも起こりうる。しかし全波長を用いて順次計測するのでは、同じ特徴を強調する波長帯も存在するため無駄な処理が増えることになる。従って、他の波長では現れない顕著な特徴を上手く選択することが重要となる。

本研究では、各波長の評価基準として、波長間の差の絶対値を用いる。まず、観察対象に対して 10 nm 刻みでフィルタリングした画像列を生成する。 $n$  を波長とし、 $I_n(x, y)$  を波長  $n$  での画像のピクセル座標  $(x, y)$  における輝度値とする。このとき、2 波長  $n, m$  画像間の輝度値の変化率  $P_{nm}(x, y)$  を式 (1) で定める。

$$P_{nm}(x, y) = \left| \frac{I_n(x, y) - I_m(x, y)}{n - m} \right| \quad (1)$$

次に、画像の横幅を  $w$ , 縦幅を  $h$  として、2 波長  $n, m$  画像間における全画素の輝度値変化率の平均  $Q(n, m)$  は、

$$Q(n, m) = \frac{1}{w \times h} \left( \sum_{i \in w} \sum_{j \in h} P_{nm}(i, j) \right) \quad (2)$$

と求められる。これにより、2 波長間の変化率を 1 つの値として定量化する。

$Q(n, m)$  が大きいということは、つまり 2 波長  $n, m$  画像間にて、画像全体に見た目の変化が大きいと言える。また、本研究では、波長の組み合わせを隣り合う 10 nm 刻みのもののみとした。例えば、(400, 410), (550, 560), (620, 630) などである。

得られた  $Q(n, m)$  において、次の条件式 (3)(4)(5) を満たすもののうち、値の大きい 2 組を選択する。

$$Q(n - 10, n) < Q(n, n + 10) \quad (3)$$

$$Q(n + 10, n + 20) < Q(n, n + 10) \quad (4)$$

$$Q(n, n + 10) < t \quad (5)$$

ここで変数  $t$  は変化率判定における閾値であり、今回はヒューリスティックに 1 と定める。 $n_1 < n_2$  として、 $Q(n_1, n_1 + 10)$  と  $Q(n_2, n_2 + 10)$  が選択されたとすると、

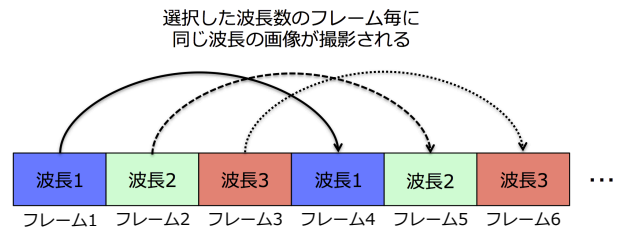


図 3 画像列取得・トラッキングの流れ

選択する波長として、 $n_1$  と  $n_2 + 20$ , 3 つ目の波長として  $\frac{n_1 + n_2 + 20}{2}$  を選択する。

### 3.4 トラッキング

3.3 節にて選択された 3 波長を、繰り返し変更しながら画像列を撮影する。図 3 に示すように、各波長の画像は  $f, f + 1, f + 2 (f = 1, 2, \dots)$  の各 3 フレームで順に取得される。つまり、選択波長を短いものから順に  $w_1, w_2, w_3$  とすると、フレーム  $f$  では  $w_1$  でフィルタリングされた画像、 $f + 1$  では  $w_2$ ,  $f + 2$  では  $w_3$  の各波長の画像が撮影されることになる。

得られた画像列において、同じ波長で撮影されたフレーム間で特徴点トラッキングを行う。別波長とのフレーム間の差が小さい場合に、別波長画像の特徴点を各波長画像に重ね合わせることで、特徴点数を増加させることができると考えられる。特徴点の検出には Scale-Invariant Feature Transform (SIFT) [12] を、トラッキング処理には Lucas-Kanade 法を用いる。

## 4. 評価実験

提案システムの有効性を確認するため、波長毎の特徴点の分布とトラッキング性能について評価実験を行った。まず、波長毎に異なる特徴点分布を持つことを示し、続いて 3.3 節で述べた波長選択方法が有効であるかどうかを、特徴点分布で比較することにより評価を行う。続いて、選択された波長に対してトラッキング性能を評価する。

### 4.1 実験環境

試作したシステムの撮影速度を測定したところ、約 20 fps であった。光源は白色 LED である FALCONEYES 社の LP-500U を用いた。観察対象として、非剛体で比較的柔軟に変形が可能である、人の手を用いた。

### 4.2 多波長計測の有効性の評価

3.3 節における波長選択方法を行った結果、450 nm と 530 nm, 610 nm が得られ、これら 3 波長を以降の処理に適用する。

#### 4.2.1 特徴点位置・個数

得られた選択波長の画像と SIFT により得られた特徴点

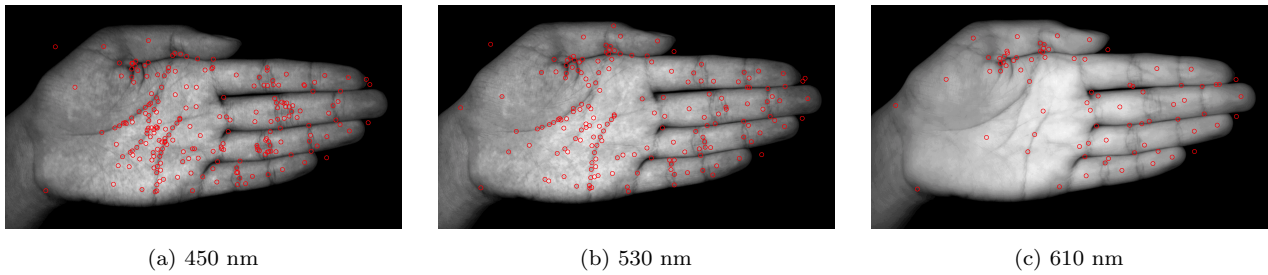


図 4 選択波長の狭帯域画像と特徴点検出結果

を図 4 に示す．図 4 (a) は短波長帯であり，表面上のシワやシミのような部分を特徴とみなしている傾向が見られる．この結果，特徴点数が他波長帯に比べて多くなっていると考えられる．波長が長くなるにつれて特徴点数の減少が見られるが，これは長い波長の光ほど物体内部へ到達し，散乱の影響を強く受けるため，明瞭な特徴を得にくいためであると考えられる．しかし，長波長帯では人が目視で判断できるような特徴をうまく検出できていない．これは画像全体を通して輝度変化が滑らかであることが原因であることが考えられる．よって，通常の特徴点検出器をそのまま適用するのでは，特に長波長帯においては必要な特徴抽出が困難であると考えられ，これらに対する適切な画像処理と特徴抽出方法が必要である．

#### 4.2.2 特徴点分布

これらの波長毎の特徴点数の分布の散らばり・違いを評価するために，各波長の特徴点座標の平均と偏差により階層的クラスタ分析を行う．階層的クラスタ分析とは，対象の類似度あるいは非類似度に基づいて，類似性の高いものを集合としてまとめ，デンドログラム(樹形図)を作成する手法である．これにより，波長帯の特徴点分布の類似性・非類似性を示すことで，波長毎に異なる特徴点を取っているかどうかを判断する．

クラスタの生成方法はいくつかあるが，本稿では階層的クラスタ分析で一般的に用いられるウォード法により分析を行う．ウォード法とは，クラスタ間の非類似度を評価する際に，その重心間のユークリッド距離に基づき評価する方法である [13]．クラスタ  $c_1, c_2$  に含まれる対象数を  $n_1, n_2$  とし，重心を  $m_1, m_2$  としたとき，オブジェクト間の非類似度  $d(c_1, c_2)$  を，

$$d(c_1, c_2) = \frac{n_1 n_2}{n_1 + n_2} |m_1 - m_2|^2 \quad (6)$$

で定義する．この値が大きいく程，2つのクラスタの類似性は低く，異なるクラスタとなる．

波長選択の際に用いた 10 nm 刻みの画像列に対して，SIFT により得られた特徴点座標の平均と偏差に階層的クラスタ分析を適用した結果を図 5 に示す．木の高さは集合の非類似度  $d$  を表している．最も大きなクラスタで分けた場合，つまり高さ 1,000 ほどの位置で分けた場合に，580 nm から 600 nm 程度にかけた辺りで波長帯が分かれてい

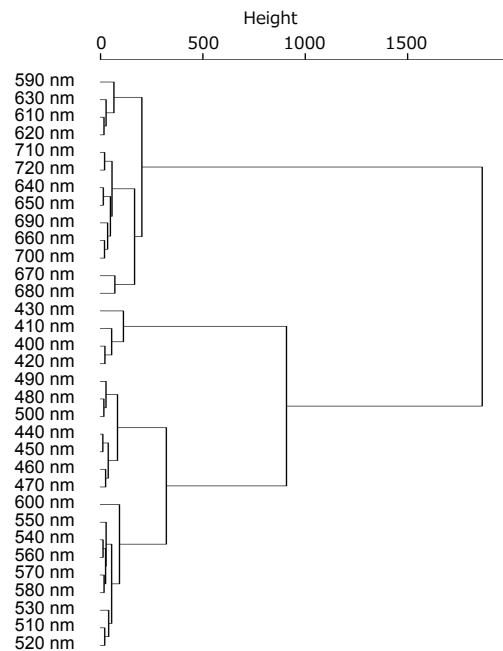


図 5 階層的クラスタ分析結果

ることが分かる．図 6 に示すように，波長が長くなるにつれて，段々と全体的に輝度値が高くなり，さらに血管が浮き出てくることが見て取れ，クラスタ分析の結果が正しいと判断できる．高さ 300 ほどのところでクラスタを分けたとき，クラスタは 4 つに分けられるが，我々の手法により選択された波長はそれぞれ別のクラスタに所属することが分かる．従って，我々の手法により選択された波長が，輝度変化という観点のみならず，特徴点の座標分布という観点からも，より適切であるという可能性を示すことができた．

#### 4.2.3 一般的なカメラによる画像との比較

通常の RGB カメラで取得した画像との比較を行い，狭い波長帯に光を絞ることによる計測の優位性を評価する．通常カメラには PointGrey FL2-08S2C-C (解像度:  $1,032 \times 776$ , 速度: 30 fps) を用いた．

図 7 に通常カメラ画像と特徴点分布を示す．B 画像を短波長帯の画像と比較すると，シワの違いはあまり見られないうが，表面のシミは明らかに狭帯域画像の方が強調されている．R 画像と長波長帯の画像の場合は特に顕著で，長波長帯に見られる血管部が R 画像ではほぼ見えない様子が

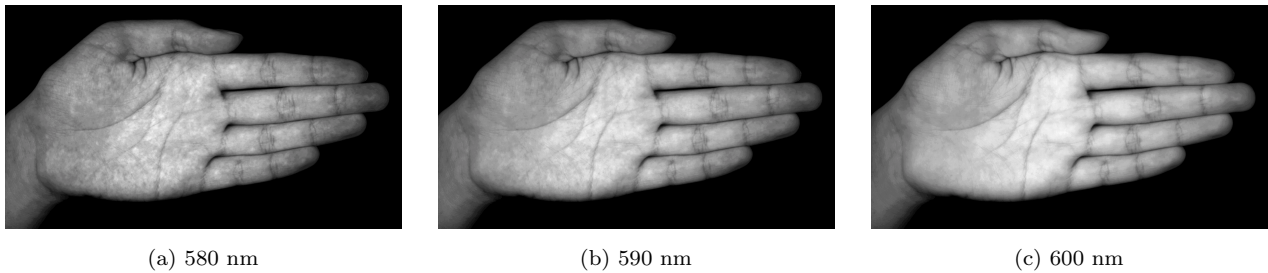


図 6 最も大きなクラスタで分けた場合での分岐点となる波長帯画像

見て取れる．よって，狭帯域に絞ることにより際立った特徴を用いることができ，生体観察においては通常画像の信号を分けるよりも，狭帯域画像の方が有用であると考えられる．

また，特徴点分布では，カメラの解像度が異なるためフィルタリング画像列との比較は難しい．しかしどの信号画像においても同じような座標に特徴点が分布しており，各信号毎の分布の差は大きくないと判断できる．

#### 4.3 トラッキング性能の評価

ここでは 4.1 節の実験環境下で，構築したシステムによるトラッキング性能を評価する．4.2 節において波長選択手法で得られた 3 波長 450 nm，530 nm，610 nm を適用する．

撮影パターンとして，平行移動，回転，指の開閉，傾き変化，指の伸曲の 5 つをそれぞれ 90 フレーム撮影する．各初期フレームにて SIFT により特徴点検出を行い，Lucas-Kanade 法を用いて，最終フレームまでのトラッキングを行い，この際の追跡率を導出し評価する． $N_{init}$  を初期フレームにおける特徴点数， $N_{last}$  を最終フレームまでトラッキングに成功した特徴点数として，評価値  $T$  を式 (7) で定める．

$$T = \frac{N_{last}}{N_{init}} \quad (7)$$

Lucas-Kanade 法によるトラッキングのウィンドウサイズは  $51 \times 51$ ，移動の閾値は 20 ピクセル以内とする ([8] による心臓トラッキングにおける最適設定数値)．また，通常カメラ画像との比較も行う．なお，高感度カメラの画像は  $1,920 \times 1,080$  であり，通常カメラの画像は  $1,032 \times 776$  である．解像度による影響を減らすために，高感度カメラの画像を，半分の  $960 \times 540$  にダウンサンプリングして評価を行う．

表 2 に 5 パターンのトラッキング結果を示す．セルの上側が評価値  $T$ ，下側が  $N_{last}/N_{init}$  を表している．選択した波長と動作パターンに関わらず，全てが常に 50% を超える結果となった．変形を伴うパターンでも  $T$  はあまり低くならず，全体的に安定している．従って，狭帯域画像に対しても検出した特徴点に対するトラッキングは有効であることが示された．また特徴点数を比較した場合，例えば傾き

変化を見ると，BGR の全てにおいて狭帯域画像での特徴点数が通常画像における特徴点数を上回る結果となった．他のパターンにおいても，ほとんどが通常画像を狭帯域画像が上回る結果となり，特徴点数を増やすことに成功していると判断できる．

続いて，3.4 節の手法について評価を行う．上記と同 5 パターンを，各波長 30 フレーム，つまり  $30 \times 3 = 90$  フレームの画像列を撮影し，トラッキングを行う．表 3 にこれらの撮影における評価結果を示す．短波長の画像においては性能が低く，それ以外では高い結果が得られた．450 nm の画像では，初期フレームを除いて全体的に暗い画像になりフレーム毎に画像の明るさが変化したため，トラッキングに失敗したと見られる．これらの解決策として，カメラとフィルタの同期方法の変更や，露光時間などのパラメータの設定を変更することにより改善できると考えられる．

表 2 波長毎の各変化に対する追跡率と追跡点数

	平行移動	回転	指の開閉	傾き変化	指の伸曲
450 nm	93.5%	90.1%	80.3%	99.7%	99.5%
(B)	232/248	283/314	314/391	291/292	208/209
530 nm	88.7%	90.7%	73.9%	100%	99.1%
(G)	181/204	215/237	181/245	238/238	223/225
610 nm	97.4%	90.7%	50.6%	98.9%	96.5%
(R)	76/78	68/75	43/85	86/87	82/85
通常画像	100%	96.4%	59.1%	100%	84.6%
(RGB)	140/140	106/110	75/127	101/101	99/117
通常画像	99.6%	98.1%	72.1%	100%	71.2%
(B)	269/270	263/268	150/208	173/173	172/241
通常画像	100%	97.0%	64.7%	100%	81.6%
(G)	166/166	131/135	90/139	132/132	120/147
通常画像	100%	94.7%	46.0%	100%	85.0%
(R)	118/118	72/76	40/87	69/69	68/80

表 3 3 波長の繰り返し適用による各変化に対する追跡率

	平行移動	回転	指の開閉	傾き変化	指の伸曲
450 nm	2.5%	6.8%	0.6%	4.4%	6.6%
	7/276	17/251	2/310	11/249	19/287
530 nm	99.1%	94.7%	65.5%	99.5%	82.5%
	223/225	160/169	192/293	192/193	212/257
610 nm	96.0%	95.1%	30.8%	100%	69.0%
	96/100	78/82	28/91	68/68	58/84
合計	54.2%	50.8%	32.0%	53.1%	46.0%
	326/601	255/502	222/694	271/510	289/628

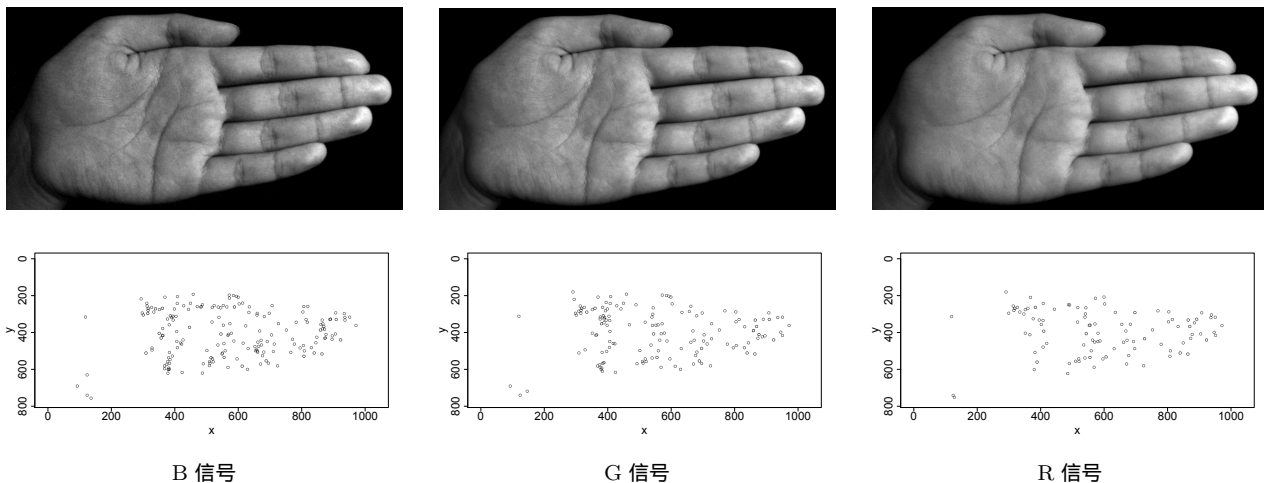


図 7 通常カメラでの各信号別画像（上）と特徴点分布（下）

## 5. 結論

本稿では、高感度カメラと制御可能な波長フィルタを組み合わせ、多波長で対象を多様に計測するシステムを構築し、性能評価を行った。また、効果的な計測を行うために、波長の選択手法を提案した。評価実験の結果、手法により選択された波長でフィルタリングされた画像において、我々の手法が輝度変化という観点のみならず特徴点の分布という観点からも適切であるという有効性が示された。特徴点追跡では、まず提案手法による選択波長毎の追跡性能を計測し、結果追跡率が常に 50% を超える結果となった。また、異なる特徴分布を持つ波長帯を連続して適用することで、観察対象を多様に計測してトラッキングする手法について述べた。しかし特に短波長帯においてトラッキングに失敗することが多く、これは機器のパラメータ設定を最適化することにより改善できると考えられる。

今後の課題として、臓器への適用が早々に検証すべき項目である。また、実際の手術現場で必要とされる性能を調査する必要がある。

## 謝辞

本研究の一部は JSPS 科研費 26282147 の助成を受けたものである。

## 参考文献

[1] M. Hashizume, T. Yasunaga, K. Tanoue, S. Ieiri, K. Konishi, K. Kishi, H. Nakamoto, D. Ikeda, I. Sakuma, M. Fujie, and T. Dohi, "New real-time MR image-guided surgical robotic system for minimally invasive precision surgery," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol. 2, pp. 317-325, 2008.

[2] D. Inoue, B. Cho, M. Mori, Y. Kikkawa, T. Amamo, A. Nakamizo, K. Yoshimoto, M. Mizoguchi, M. Tomikawa, J. Hong, M. Hashizume, and T. Sasaki, "Preliminary study on the clinical application of augmented reality neuronavigation," *Journal of Neurological Surgery. Part*

*A, Central European Neurosurgery.*, Vol. 74, No. 92, pp. 71-76, 2013.

[3] S.K. Nayar, G. Krishnan, M.D. Grossberg, and R. Raskar, "Fast separation of direct and global components of a scene using high frequency illumination," *In ACM SIGGRAPH 2006 Papers on-SIGGRAPH '06*, pp. 935-944, 2006.

[4] 田中 賢一郎, 向川 康博, 久保 尋之, 松下 康之, 八木 康史, "多重高周波照明による半透明物体内部のスライス可視化", *CVIM-195*, Vol. 2015, No. 24, pp. 1-8, 2015.

[5] Y. Sano, F. Emura, and H. Ikematsu, "Narrow-band Imaging," *Colonoscopy: Principles and Practice, Second Edition (2009)*, pp. 514-526, 2009.

[6] 五十嵐 誠, "内視鏡イメージング技術の現状と将来展望", 2007.

[7] H. Osawa, H. Yamamoto, N. Yamada, M. Yoshizawa, K. Sunada, H. Kita, H. Ajibe, K. Satoh, and K. Sugano, "Diagnosis of endoscopic Barrett's esophagus by transnasal flexible spectral imaging color enhancement," *Journal of Gastroenterology*, Vol. 44, No. 11, pp. 1125-1132, 2009.

[8] H. Elhawary and A. Popovic, "Robust feature tracking on the beating heart for a robotic-guided endoscope," *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 7, pp. 459-468, 2011.

[9] H. Bay, T. Tuytelaars, and L.V. Gool, "SURF: Speeded up robust features," *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 3951, pp. 404-417, 2006.

[10] C. Tomasi, "Detection and Tracking of Point Features Technical Report CMU-CS-91-132," *Image Rochester NY*, Vol. 91, pp. 1-22, 1991.

[11] N. Haouchine, J. Dequidt, I. Peterlik, E. Kerrien, and M. Berger, "Image-guided simulation of heterogeneous tissue deformation for augmented reality during hepatic surgery," *In 2013 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pp. 199-208, 2013.

[12] D.G. Lowe, "Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints," *International Journal of Computer Vision*, Vol. 60, No. 2, pp. 91-110, 2004.

[13] 石川 博, 新美 礼彦, 白石 陽, 横山 昌平, "未来へつなぐデジタルシリーズ 11 データマイニングと集合知 - 基礎から Web, ソーシャルメディアまで -", 第 4 章, 共立出版, 2012.