

循環器 OCT 画像上におけるステント検出と三次元再構築

和田 晃生^{1,a)} 呉 海元^{1,b)} 鈴木 一正¹ 赤坂 隆史² 久保 隆史²

概要：近年，医療分野において OCT（Optical Coherence Tomography）[1] を用いた冠動脈内の診断が行われている．しかし現状では，この診断結果は専門医の目視によるものなので，専門医の作業負担が大きだけでなく，小さな異常箇所を見逃す可能性がある．本論文では，血管の狭窄部を拡張するために用いる，筒状の治療用金属であるステントを OCT 画像上から自動検出を行う．画像上からステントの検出を正確に行うことで，患者ごとの冠動脈の三次元再構築を行う際，ステントの留置状況を容易に把握できることに繋がる．

Stent Detection in the Circulatory Organ OCT Image and Three-Dimensional Re-Construction

KOKI WADA^{1,a)} HAIYUAN WU^{1,b)} KAZUMASA SUZUKI¹ TAKASHI AKASAKA² TAKASHI KUBO²

1. はじめに

本論文では，循環器 OCT 画像上に映る，冠動脈内で狭窄した部分を拡張するために用いられる，筒状の治療用金属であるステント（図 1）の自動検出の精度向上を目標としている．実画像上のステントを正確に検出することで，ステント留置後に生成される新生内膜の被覆計測の一助になる．また，患者ごとの冠動脈の三次元自動再構築を行う際，ステントの留置状況を容易に把握できることに繋がる．

冠動脈内のステント留置箇所を撮影した画像例を図 2 に示す．図 2 の緑楕円で示す高輝度箇所はステントを表している．ステントは筒状の形をしているため，画像上でも輝度値が高い箇所は楕円状に並んでいることが確認できる．また，黄色の四辺形領域はステントによって近赤外線光が減衰したことで生成された影の領域である．ステントが映り込む場合，緑楕円内に示す輝度値が高くなる箇所と，その外側の影の領域がセットで映る傾向がある．ただし，赤色矩形の領域のようなステントの外側にも関わらず，輝度

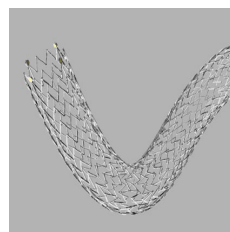


図 1 ステントの一例

Fig. 1 Example of stent

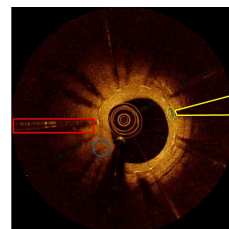


図 2 ステント留置箇所撮影結果例

Fig. 2 Image example which a stent is reflected in

値が高い箇所もある．これは，光の干渉時にノイズが混入しているためである．さらに青丸の箇所は，本来であれば高輝度で映るべきステントの箇所であるが，周辺と同程度の輝度値になっている．OCT 画像は近赤外線を被検対象に照射し，そこからの反射光を利用して撮影するため，近赤外線の照射角度によっては光の反射度合いや干渉度合いが変わり，通常と異なる映り方となる場合もある．このような状況も考慮した自動検出を行う必要がある．

2. 先行研究

2.1 角度付扇形分離度フィルタによる候補区間の検出 [2]
津田らの研究では，ステント後方の影の領域の境界線を

¹ 和歌山大学
Sakaedani 930, Wakayama-Shi, Wakayama, 640-8510 Japan

² 和歌山県立医科大学
Kimidera 811-1, Wakayama-Shi, Wakayama 641-8509 Japan

a) wada.kouki@g.wakayama-u.jp

b) wuh@center.wakayama-u.ac.jp

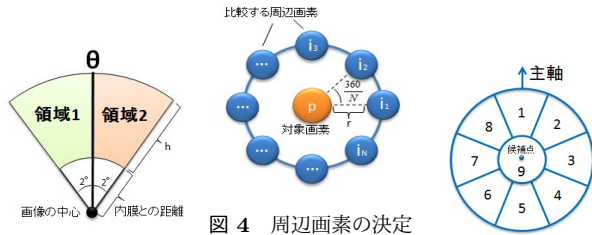


図 3 角度付分離度
フィルタ

Fig. 3 Angle selec-
tivity filter

図 4 周辺画素の決定
方法

Fig. 4 Decision
of neigh-
boring
pixels

図 5 DIBB 局所特
徴量

Fig. 5 The DIBB

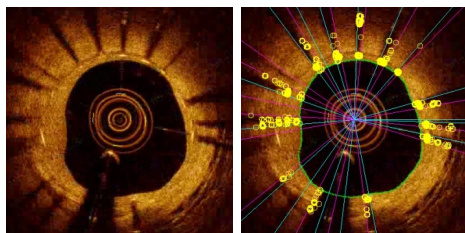


図 6 スtent候補点の検出結果

Fig. 6 Detection result of stent candidate points

検出する方法として角度付扇形分離度フィルタを提案している。角度付扇形分離度フィルタは図 3 のようなモデルであり、ある角度 θ における ± 2 度の扇形領域から内膜部分の領域を差し引いた領域内の輝度値の統計的な差を求め、それが一定の閾値以上の場合、その角度の両側の明度差が大きいことを意味し、その角度の所に直線を描画する。これを全角度で適応させ、検出されたステント後方の影の領域をステント候補区間と定める。

2.2 局所山探索による候補点検出 [2]

局所山探索は対象画素 p の輝度値とその周辺の任意個数 N 個の画素の輝度値を比較し、周辺画素の輝度値より p の輝度値が高い場合が一定個数以上存在した画素をステント候補点とする探索法である。比較する周辺画素までの距離を r とすると周辺画素は図 4 の通りに決定する。

ここまでの手法を用いた結果を図 6 の右側に示す。左が元画像である。紫と水色の直線はステント後方の影を検出した候補区間とし、この区間内で検出したステント候補点を黄点で示す。局所山探索は注目画素と周辺画素の輝度値を比較することで候補点を検出するため、ステントの位置に黄点が集中している一方で、新生内膜やノイズ箇所にも候補点が誤検出されている。検出した候補点を非ステント、ステントのどちらかに識別を行う必要がある。

2.3 DIBB 局所特徴量による特徴記述 [2]

ステントを識別するために、ステントの周辺特徴を有効に表現できる DIBB 局所特徴量記述法 (Direction-Invariant Brightness Based : DIBB) を提案している。図 5 のように

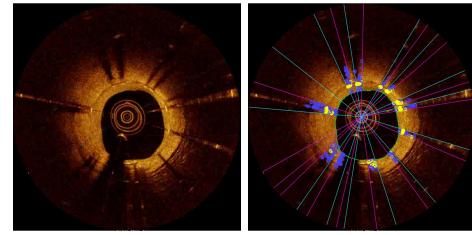


図 7 スtent候補点の識別結果

Fig. 7 Identification result of stent candidate points

候補点の周辺領域を 9 つのパッチに分割する。その後パッチ毎に輝度値の平均値を計算し、それを特徴量とする。そのため、1 つの候補点の特徴量は 9 次元である。また主軸を定めることでパッチの順番を決めているため、ステント周辺の画素の傾向を特徴量に反映させることができる。

2.4 SVM を用いたステント候補点の識別 [3]

Support Vector Machine (SVM) [4] は、マージンを最大にするように最適な分離超平面を決定する 2 クラス分類器である。マージンとは識別面に近いサンプルまでの距離のことを指し、それを最大化することで未学習データに対して高い汎化性能を得るようにしている。SVM で作成された学習モデルの特徴空間に、DIBB 局所特徴量記述を行ったステント候補点を未知の入力データとして投影し、その候補点をステントと非ステントのどちらかに識別を行う。

循環器 OCT 画像上から検出したステント候補点を SVM を用いて識別した結果の成功例を図 7 に示す。黄点がステント、青点が非ステントを表している。左の元画像と右の結果画像を比較すると、ステントが映る箇所に黄点が密集していることを確認できる。5 時方向や 7 時方向の周辺と同程度の輝度値で表現されているステント箇所においても、黄点が表れていることを確認できる。このように、循環器 OCT 画像上から検出したステント候補点に対して SVM は高い識別精度を得ている。

2.5 先行研究の課題

SVM の学習データには用いていない、別の患者の循環器 OCT 画像から検出したステント候補点を SVM で識別した結果例を図 8 に示す。図 8 のステント識別結果は、ステントの識別結果である黄点が非常に少ないため、黄点のみの表示にしている。識別結果を見ると、画像上に映るステント箇所には黄点がほとんど表れず、実際の位置よりも外側に黄点が多く表示されていることが確認できる。

このステント識別の失敗の原因として、図 8 の患者はステント留置箇所へ新生内膜が生成されていない状態である。先行研究の段階では新生内膜が生成されている状態を前提として学習モデルが構築されているので、新生内膜が生成されていない状態のステント周辺の特徴を認識できなかったからだと考えられる。このような場合でも正しくス

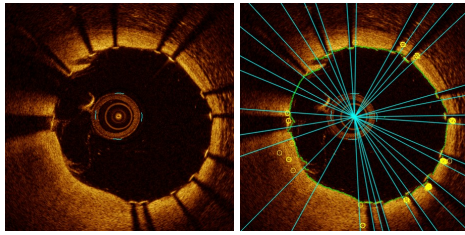


図 8 別患者の OCT 画像に映るステントの識別結果例 1

Fig. 8 Example 1 of identification result of a stent of the other patient

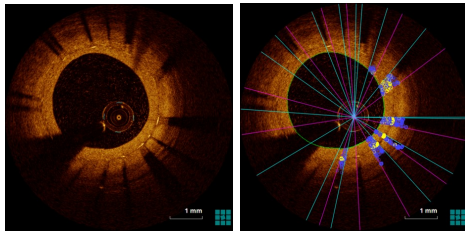


図 9 別患者の OCT 画像に映るステントの識別結果例 2

Fig. 9 Example 2 of identification result of a stent of the other patient

レント検出を行うには、新生内膜の有無に関わらず、候補点の識別に対応できる学習モデルの構築が必要である。

また、もう 1 人の別の患者の循環器 OCT 画像から検出したステント候補点を識別した結果を図 9 に示す。この識別結果を見ると、画像の 9 時から 12 時方向にかけて、ステント候補領域となる影の検出は正しくできているが、SVM で識別を行う前のステント候補点が検出されていないことが確認できる。先行研究では、影の領域内における画像中心から外側にかけて一定の距離の間でステント候補点を検出している。そのため、ステントが画像中心から一定以上離れて撮影された場合、ステント候補点は検出されない。患者間では血管の大きさに個人差があり、また同一患者でも冠動脈の撮影箇所によっても血管の大きさに差が生じる。その場合、血管の大きさによってはステントがカメラから遠く離れ、ステント候補点の検出に失敗する。このようなカメラの撮影状況や血管の個人差を考慮したステント検出が必要である。

課題をまとめると、複数の患者の循環器 OCT 画像に映るステントの自動検出を行う想定がされていない問題がある。診断システムとして医療現場で運用する場合、血管の大きさや新生内膜の有無といった患者ごとの血管の個人差や撮影されたときのカメラの性能や位置、ノイズといった撮影状況を考慮したステント検出が必要である。

本論文では、このような状況を考慮し、複数の患者の循環器 OCT 画像上に映るステント検出の精度向上を行う。実画像上のステント検出が正確になることで、ステント留置後に生成される新生内膜の被覆計測の一助になる。また、患者ごとの冠動脈の三次元再構築を行う際、ステント

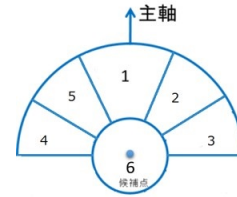


図 10 扇形 DIBB 局所特徴モデル

Fig. 10 Fan-Shaped DIBB model

の留置状況を容易に把握できることに繋がる。

3. 提案手法

3.1 扇形 DIBB 局所特徴記述モデルの提案

新生内膜の有無の両方に対応できる特徴量の記述方法と新しい学習モデルを構築するため、図 10 のような、扇型 DIBB 局所特徴記述モデルを用いた特徴記述法を新たに提案する。先行研究での DIBB 局所特徴記述モデル (図 5) を画像上のステント箇所に配置すると、新生内膜の有無で下半分 (4,5,6 部分) で輝度値に大きな差があると考えられるため、本論文ではその下半分を削除し、特徴次元数を 6 次元に削減した新たなモデルを定義することで、新生内膜の有無に関わらず、ステントの識別を行えると考えられる。

3.2 ステント候補点検出区間の自動調節

先行研究では、図 9 のようなカメラから遠く離れた位置に存在するステントの検出に失敗している。これは、画像中心からの固定長 h の範囲内でステント検出を行っているためである。同一画像でも角度ごとに適したステント候補点検出区間を自動で決定する必要がある。

血管壁部の高輝度と低輝度の境界よりも内側にステントは映る傾向があることに着目し、本論文では大津の判別分析法 [5] を用いて血管壁部の高輝度と低輝度の境界を検出することで、ステント候補点検出区間の自動調節を行うことを提案する。大津の判別分析法は、輝度値ヒストグラムにおける高輝度クラスと低輝度クラスの分離度が最大となる輝度値の閾値 t を自動で計算する二値化法である。関連研究として、小南ら [6] は血管内 OCT 画像に映る脂質性プラークの自動検出を行うための血管壁部の特徴領域分割にこの手法を用いている。

大津の判別分析法を用いて血管内 OCT 画像に映る血管壁部の高輝度クラスと低輝度クラスの境界検出を行う方法について説明する。まず、血管内 OCT 画像の 360 度で血管壁部の座標の輝度値を取得し、ヒストグラムに投票する。血管壁部の全ての投票の結果、得たヒストグラムから大津の判別分析法により閾値 t を決定する。そして、各角度での血管壁部において、動径 r の動径座標を (x, y) とすると、動径 $(r-5)$ から輝度値が閾値 t 以上を連続で満たす、血管内壁からの最大距離の動径 r の動径座標 (x, y) を閾値点と

する．閾値点を全角度で求めることで血管壁部の高輝度と低輝度の境界となり，この境界よりも内側でステント候補点の検出を行う．

3.3 ステント自動検出の精度評価方法

提案手法の精度を評価するための実験を行う前段階として，目視による確認で画像上のステント箇所を手動で目印を付け，そこをステントの真値座標とする．次に，角度付分離度フィルタを用いてステント候補領域を検出する．このとき，画像上から取得した真値の数を k 個，画像から検出したステント候補領域内にステントの真値座標が計 t 個 ($t \leq k$) 存在する場合，分離度フィルタの検出成功率 SS は Eq.(1) で表す．

$$SS = \frac{t}{k} \quad (t \leq k) \quad (1)$$

ステント候補領域内で検出されたステント候補点を SVM で識別を行い，ステントと識別された候補点をステント検出点と定める．ステント候補領域ごとにステント検出点とステントの真値のグループ化を行い，ステント候補領域内の全てのステント検出点からその重心を求める．求めた重心と画像中心とのユークリッド距離を r_i ，真値座標と画像中心とのユークリッド距離を r_{ti} とすると， i 番目のステント候補領域グループのステントの真値と検出点の重心との誤差 SE_i を Eq.(2) で表す．

$$SE_i = r_{ti} - r_i \quad (2)$$

ステント検出結果が真値と近傍と判定する閾値を η とすると， $|SE_i| < \eta$ を満たすステント候補領域グループはステント検出成功であると判定する．本研究の実験では，閾値 η は扇形 DIBB 局所特徴記述モデルの外円半径である 6 画素分と定める．画像内の全てのステント候補領域グループで Eq.(2) を求め， $|SE_i| < \eta$ を満たすグループ数を計 s 個 ($s \leq k$) とすると，画像内のステント検出成功率 DS は Eq.(3) で表す．

$$DS = \frac{s}{k} \quad (s \leq k) \quad (3)$$

また，画像内の全てのステント候補領域グループで Eq.(2) を求めた結果を用いて，ステントの真値と検出点の重心との誤差平均を求めると Eq.(4) で表す．

$$\overline{SE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n SE_i \quad (4)$$

そして，同一患者の全てのステントが映る循環器 OCT 画像を用いて，Eq.(1)，Eq.(3)，Eq.(4) を求め，患者の画像データセット全体の平均を求めることで，最終的な患者の検出精度評価である分離度フィルタ検出成功率 SS_D ，ステント検出成功率 DS_D ，ステントの真値と検出点の重心との誤差平均 $\overline{SE_D}$ となる．また，ステント検出点と真値の

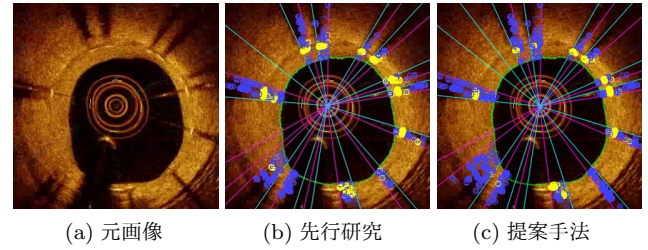


図 11 新生内膜有りの状態でのステント識別結果例

Fig. 11 Example of identification result of a stent with the neointima

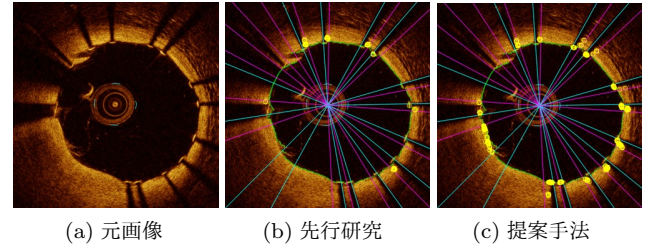


図 12 新生内膜無し状態でのステント識別結果例

Fig. 12 Example of identification result of a stent without the neointima

グループ化の際，分離度フィルタ内にステントの真値は検出されたが，ステント検出点が 1 つも検出できない場合のグループ化もされている．この検出失敗のグループの総数 NS も画像からのステント自動検出精度評価として求める．

4. 実験と考察

4.1 局所特徴記述モデル変更による比較実験

提案する扇形 DIBB 局所特徴記述モデルの変更による循環器 OCT 画像から検出したステント候補点の識別実験の比較について記述する．まず，新生内膜有りの状態の循環器 OCT 画像から検出したステント候補点を識別した結果を図 11 に示す．結果を比べると，どちらも多少の誤識別は存在するが，ステント箇所に黄点が密集していることが確認できるため，正しく識別できていることがわかる．特徴記述モデルの特徴次元数を下げると識別精度も下がると一般には言われているが，特徴次元数が 9 次元から 6 次元へと減少しても識別精度が減少しているようには見受けられない．よって，特徴次元数を減少させても新生内膜有りの状態の循環器 OCT 画像上のステント検出においてこの特徴モデルは有効であると考えられる．

次に，新生内膜無し状態の循環器 OCT 画像から検出したステント候補点を識別した結果を図 12 に示す．こちらの識別結果は比較を行いやすいよう，黄点と識別されたステントのみを表示している．結果を比較すると，先行研究のモデルを用いた場合の識別結果ではステントが映る箇所にほとんどステントと識別できていない状況である一方で，提案手法のモデルを用いるとステント箇所に黄点が表示されるようになったことが確認できる．

表 1 局所特徴モデル変更による識別率評価の比較

Table 1 Comparison of identification rate evaluation

	非ステント	ステント	総識別率
先行研究	0.960	0.968	0.964
提案手法	0.947	0.939	0.943

表 2 局所特徴モデル変更による学習時間とテスト時間の比較

Table 2 Comparison of learning time and test time

	学習時間	テスト時間
先行研究	5.221	0.294
提案手法	0.031	0.232

先行研究の特徴記述モデルと提案する特徴記述モデルの識別精度検証についての比較実験について記述する。先行研究の学習データと提案手法の学習データを用いた場合の5分割交差検定により識別率評価を求めた結果を表1に示す。結果を比較すると、ステント、非ステントともに識別率がやや下がる結果となっており、総識別率も0.021下がる結果となっている。これは特徴次元数を下げたためであり、この結果、識別精度も僅かに減少している。

また、それぞれの学習データを用いたときの学習時間と識別率評価に要したテスト時間をまとめた結果を表2に示す。特徴記述モデルの特徴次元数を下げると識別精度も下がると言われているが、計算コストも下がるため、計算処理時間が早くなる利点もある。表2の結果を比較しても、提案手法のモデルを用いることで、学習時間、テスト時間の両方とも計算処理速度が早くなることを確認できる。とくに、学習時間は大幅に早くなる結果が得られた。

これらの実験結果から、先行研究と比べて計算処理速度が早くなり、そして、新生内膜の有無に関わらず、循環器OCT画像上に映るステントの識別が可能になる。そのうえで識別率評価で0.021の減少に抑えるという見方ができるので、提案手法は有効であると結論付ける。

4.2 血管壁部の輝度境界検出によるステント候補点検出の比較

提案する大津の判別分析法を用いた血管壁部の輝度境界検出によるステント候補点検出区間の自動調節に適用し、ステント候補点検出を行った結果を図13(b)に示す。図13(b)の白点で示す箇所が血管壁部の輝度境界検出結果である。(a)の境界検出適用前と比べても、9時から12時方向にかけてステント候補点が検出されるようになっていくことが確認できる。

4.3 複数患者の画像上におけるステント検出実験

学習データに用いた患者の人数は8人（新生内膜有り：2人，新生内膜無し：6人）である。この8人の患者の計94枚の画像からステント候補点を検出し、それをサンブ

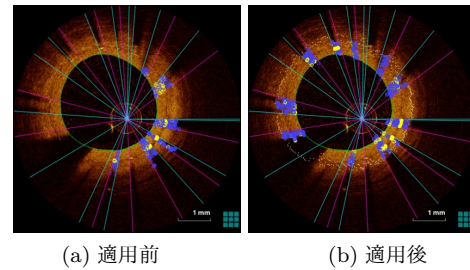


図 13 境界検出（白点）適用前後によるステント候補点検出の比較
Fig. 13 Comparison of detection result of stent candidate points after the brightness border is detected

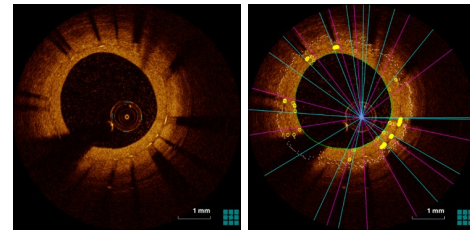


図 14 循環器 OCT 画像上におけるステント自動検出結果例
Fig. 14 Example of detection result of a stent in the image

ルデータとする。サンプルデータ数は4064点（ステント：1636点，非ステント：2428点）である。テストデータとなる患者の人数は4人（新生内膜有り：3人，新生内膜無し：1人）である。この4人の患者のステントが映る循環器OCT画像から検出されたステント候補点をSVMで識別を行い、ステントと識別された黄点のみを表示する。ただしページの都合上、本論文でのステント自動検出実験の成功例と失敗例は、1人の患者のみ説明する。

ステント自動検出結果画像の成功例を図14に示す。血管内壁付近で誤検出されることが多少あるが、ステント箇所には黄点が密集していることを確認できる。このように、SVMを用いた循環器OCT画像上におけるステントの自動検出は複数の未学習な患者にも有効であると考えられる。

次に、図14と同一患者のステント自動検出の失敗例を図15に示す。図15左の元画像では、2時方向から6時方向にかけて、ステントが高輝度で連なっていることを明確に確認できるが、右の結果画像では、その箇所にステント検出点が1つも表示されていない結果となっている。これは、画像に映るステントが血管壁部の低輝度領域部で映り込む形となっており、ステント後方の影の領域が血管壁部の低輝度領域部と同等の輝度値で表現されることで、影の検出に失敗したことが原因であると考えられる。この影の検出に失敗したためにステント候補領域の確保ができず、ステントの自動検出も失敗する結果となっている。このようなパターンのステント後方の影の領域の検出は角度付扇形分離度フィルタを用いた場合では難しく、より精度が高いステント候補領域を検出する方法を新たに考案する必要がある。

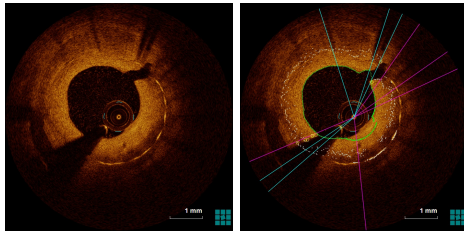


図 15 循環器 OCT 画像上におけるステント自動検出失敗例
Fig. 15 Example of detection failure of a stent in the image

表 3 図 14 の患者のステント自動検出精度評価

Table 3 Stent automatic detection precision evaluation

	SS_D	DS_D	$\overline{SE_D}$	NS
先行研究	0.478	0.118	18.266	132
提案手法	0.475	0.241	9.093	22

4.4 画像上におけるステント自動検出の精度評価

図 14 の患者のステントが映る画像 77 枚を対象とした精度評価の結果を表 3 に示す。先行研究の精度評価と比べると、ステント検出無しのグループ総数 NS が 132 から 22 と少なくなっている。この理由として、図 14 の患者は図 9 のようなステントがカメラから遠く離れた箇所では映るパターンが多い状況である。3.2 節で提案したステント候補点検出区間の自動調節を実装したことで、ステント検出点が表示されることが多くなり、 NS を減少させることに成功した。よって、3.2 節の提案手法は有効であると NS から評価できる。

ステントの真値と検出点の誤差平均 $\overline{SE_D}$ やステント検出成功率 DS_D も先行研究と比べて良くなっていることが確認できる。しかし、 DS_D の数値からは十分な検出結果とは言えない。これは図 15 で示したような、血管壁部の低輝度領域部にステントが映り込む画像が連続で起こっているためである。分離度フィルタ検出成功率 SS_D も 0.475 と高い結果であるため、4.3 節の失敗例の考察とも交えて、より精度が高いステント候補領域を検出する方法を新たに考案することが、ステント検出成功率も上がる要因になると考える。

4.5 検出したステントの三次元自動再構築

鈴木ら [7] が行った血管の三次元再構築にステント検出点を表示することで、ステントの三次元再構築の実装を行った。図 14 の患者の画像上のステント検出点を用いてステントの三次元再構築を行った結果を図 16 に示す。2 枚の画像は角度を変えて結果例を表示している。このように、ステントの三次元再構築を行うことで、ステントの留置箇所を容易に把握できるようになる。しかし、ステントは図 1 に示すような網目状のものが多いが、図 16 は網目状に並んでいるとは視認できない結果である。これは、ステント検出点が完全には検出できていない状況によるもの

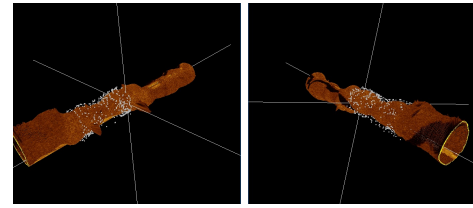


図 16 ステント検出点を用いたステント三次元再構築結果例
Fig. 16 example of three-dimensional automatic reconstruction

で、図 14 の患者のステント検出精度が十分に高くないことを直感的に理解できる。ステントの留置状況の理解を深めるためにも、今後さらに、画像上のステントの自動検出精度を向上させることは重要である。

5. まとめ

複数の患者の循環器 OCT 画像上に映るステント検出の精度向上を目的に研究を行った。先行研究の課題として挙げた 2 つの例を改善することで、画像上のステント検出の精度向上の一因に繋がった。複数の患者のステント自動検出実験を行った結果、SVM を用いた画像上のステントの自動検出は、複数の未学習な患者にも有効であると考察した。精度評価においても、先行研究と比べて高い精度を持つことを確認できた。しかし、画像上のステント自動検出の失敗例も多くあり、ステント検出成功率 DS_D は十分な結果を得られなかった。より精度が高いステント候補領域を検出する方法を新たに考案する必要がある、今後の課題として検討する。

謝辞

本研究は、JSPS 科研費 15K01331 の助成を受けている。

参考文献

- [1] Fujimoto, James G: Optical coherence tomography, Comptes Rendus de l'Académie des Sciences-Series IV-Physics (2001).
- [2] 津田嶺雪, 呉海元: OCT 画像からのステントの自動検出, 電子情報通信学会技術研究報告= IEICE technical report: 信学技報 (2015).
- [3] 和田晃生, 呉海元, 鈴木一正, 赤坂隆史, 久保隆史: 循環器 OCT 画像のステント識別, 電子情報通信学会技術研究報告= IEICE technical report: 信学技報 (2016).
- [4] Cortes, Corinna and Vapnik, Vladimir: Support-vector networks, Machine learning (1995).
- [5] 大津展之: 判別および最小 2 乗基準に基づく自動しきい値選定法, 電子通信学会論文誌 (1980).
- [6] 小南貴也, 呉海元, 久保隆史: 循環器 OCT 画像における血管内の脂質性プラークの検出, 情報処理学会関西支部支部大会講演論文集 (2017).
- [7] 鈴木一正, 粉川豊, 津田嶺雪, 呉海元, 久保隆史, 赤坂隆史: 循環器 OCT 画像の解析と 3 次元再構築, 第 77 回全国大会講演論文集 (2015).