［論文］

血管モデルのテンプレートマッチングによる眼底画像上の主幹動静脈認識精度の改善

村松　千左子[†]，水上　篤貴[†]，畑中　裕司[††]，
澤田　明[†††]，原　武史[†]，山本　哲也[†††]，藤田　広志[†]

[†]岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野　〒501-1194　岐阜市柳戸 1-1
[††]滋賀県立大学工学部電気システム工学科　〒522-8533　滋賀県彦根市八坂町 2500
[†††]岐阜大学大学院医学系研究科眼科分野　〒501-1194　岐阜市柳戸 1-1
（2013 年 6 月 3 日受付，2013 年 6 月 14 日最終受付）

Improvement on recognition of major arteries and veins on retinal fundus images by template matching with vessel models

Chisako MURAMATSU[†], Atsuki MIZUKAMI[†], Yuji HATANAKA[††],
Akira SAWADA[†††], Takeshi HARA[†], Tetsuya YAMAMOTO[†††], Hiroshi FUJITA[†]

[†]Department of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University
1-1 Yanagido, Gifu 501-1194
[††]Department of Electronic Systems, School of Engineering, the University of Shiga Prefecture
2500 Hassakacho, Hikone, Shiga 522-8533
[†††]Department of Ophthalmology, Graduate School of Medicine, Gifu University
1-1 Yanagido, Gifu 501-1194
（Received on June 3, 2013. In final form on June 14, 2013）

Abstract : Studies suggest association of retinal microvascular abnormalities with cardiovascular and cerebrovascular diseases. Arteriolar narrowing, which can be assessed by arteriolar-to-venular diameter ratio（AVR）on retinal fundus images, is one of the findings for hypertensive retinopathy. We have been studying an automated method for measuring AVR in hope of improving diagnostic efficiency and consistency of ophthalmologists. One of the problems in our previous method was that the suboptimal segmentation accuracy of the major arteries, especially those with low contrast and central reflex. In order to improve the recognition rate of major vessel pairs, synthetic vessel models were created, and the missed or broken arteries were identified by template matching. The method was applied to 22 retinal fundus images, including cases with arteriolar narrowing. By use of the models with 2 different shape profiles and various sizes, the major vessel recognition rate was improved from 72.7% to 90.9%. The proposed method may be useful in automated measurement of AVR.
Keywords : arteriolar-to-venular ratio, arteriolar narrowing, vessel model, template matching, vessel recognition

1．はじめに

生活習慣病は日本でも重大な病気の一つであり，国民の関心も高い．眼底画像検査は，非侵襲的に網膜血管の状態を観察することを可能とし，これらの状態は糖尿病や高血圧症などの全身疾患を反映している．また，網膜血管病変は脳血管疾患や心血管疾患と関係するとの報告がある[1, 2]．眼底画像検査は身体への負担が少なく，安全面に優れており，かつ容易に行うことが可能な検査であるため，眼科で頻繁に用いられるのみでなく，人間ドックなどにおいても撮影される．しかしながら，検診などにおいては読影医の数が十分とは言えず，多数の眼底画像を読影することは大きな負担となる．このためコンピュータを用いた画像解析により，医師の負担が軽減され診断効率が高まることが期待されている[3]．

高血圧性眼病変の一つに高血圧性網膜症があるが，多くの場合自覚症状を伴わず進行するため早期発見が重要である．初期の高血圧性変化の所見の一つに細動脈狭窄があげられ，動脈と静脈の口径比（AV 比）が指標として用いられる．しかし，医師が実際に口径を計測することは極めて稀で，通常目視で判断が行われる．このため，医師間による判断のばらつきを抑え，経過観察を容易にするために計算機による定量的な解析が有用であると考えられる．

米国などでは AV 比の算出法として，Knudtson らにより提唱された主要動静脈 6 本ずつの平均口径比が広く採用されている[4]．これは，血管評価のために視神経乳頭を中心に狭い画角を用いて撮影された画像を用いて，乳頭周辺の最も太い血管 6 本を選択して，それらの平均値を計算する．これまでにいくつかの半自動血管解析法が提案されており，これらはユーザが指定した血管を対象として口径計測を行うものなどである[5-8]．Tranmontan らは手動による修正機能を付加した自動 AV 比推定手法を提案している[9]．彼らの手法では，まずシード点をもとに血管検出を行い，マッチドフィルタにより血管径を推定する．この時点でユーザは血管の追跡エラーの修正，血管壁の修正，枝分かれによる短い血管の確認などを行うことができる．次に，動脈は血中反射がより顕著であるという特徴をもとに動脈と静脈の分類を行い，AV 比を算出する．Niemeijer

らは全自動の AV 比計測手法を提案している[10]．まず初めに画素分類法により血管を検出し，中心線ピクセルの特徴量を用いて動脈と静脈に一次分類する．次に，血管セグメントごとに動静脈の最終分類を行ったのち，AV 比を算出している．

一方，我々も検診や眼科診療などで一般的に撮影される，黄斑中心の広画角画像を対象とした AV 比自動計測法を提案している[11]．日本では一般的に，視神経乳頭縁より外側 1/4 から 1 乳頭径までの範囲で並走する主要な動静脈を用いて計測する[12]．そこで本手法では，血管検出を行い動静脈に分類したのち，視神経乳頭縁より 1 乳頭径内で耳側方向に上下に併走する 2 対の主幹動静脈を選択し，AV 比の計測を行っている．

どちらの算出法でも AV 比の計測には血管の抽出精度が影響する．一般的に動脈は血中反射が強く，静脈に比べコントラストが低いため，抽出が難しい．我々の手法も比較的高解像度の眼底画像に適用したところ，細動脈狭窄が疑われるコントラストの非常に小さい動脈や血中反射の強い動脈などが一部検出されず，測定対象の血管対が正しく認識されないという問題点があった．そこで，本研究では測定対象血管の認識精度向上を目指し，血管追跡処理と血管モデルを用いたテンプレートマッチング処理による，動脈領域の修正法について検討した．

2. 手　法

2.1　使用画像

本研究では，岐阜大学医学部附属病院で撮影された眼底画像 22 症例を用いた．本研究は岐阜大学の倫理審査委員会の承認を得ている．なお本研究では独立性を維持するために各症例につき，より画質の優れた 1 画像（片眼）を用いた．使用画像は原則的に黄斑を中心として画角 45 度で撮影された JPEG 形式の画像で，画像サイズは 3008 × 2000 画素である．これらの画像に対し，眼科医 3 名がそれぞれ独立に，耳側の主幹動静脈 4 本と細動脈狭窄が存在する場合はその位置を画像上に記録した．また，血管抽出の評価のため，医用画像処理の研究に携わる 3 名の学生が手動で主幹動静脈領域の描画を行った．事前に練習として，動脈と静脈の一部を描画する練習を行い，正しく描画できているかを確認した．3 名が血管と判断した領域の一致率を調べたところ，3 名が描出したピクセルの総領域（論理和 OR）に対して 2 名以上が抽出したピクセルの割合は 0.79 で，3 名が共通して抽出した（論理積 AND）割合は 0.61 であった．本研究では 2 名以上が一致した領域を主幹動静脈領域のゴールドスタンダードとして使用した．Fig.1 に眼科医による所見と 3 名が描出した主幹動静脈，ゴールドスタンダードの例を示す．

2.2　手法の概要

提案手法の流れを Fig.2 に示す．太字で示した処理が，従来手法に加え本手法で新しく提案する処理である．はじめに計測の対象となりうる，ある程度の太さを持った血管の抽出を行い，その中からマスクを用いて測定範囲外（視神経乳頭縁より 1 乳頭径の範囲外）の血管を除外する．抽出された血管領域は，部分的に欠損している個所や途切れている個所が存在する場合があるため，同一の血管に属すると考えられる領域を同一血管として認識させた．次に血管モデルを用いたテンプレートマッチングにより，血管領域の補正を行った．その後，血管領域をセグメントごとに分割し，動脈と静脈に分類した．最後に計測対象となる主幹動静脈の選択を行い，AV 比を算出した．各処理の詳細は，以下に説明する．

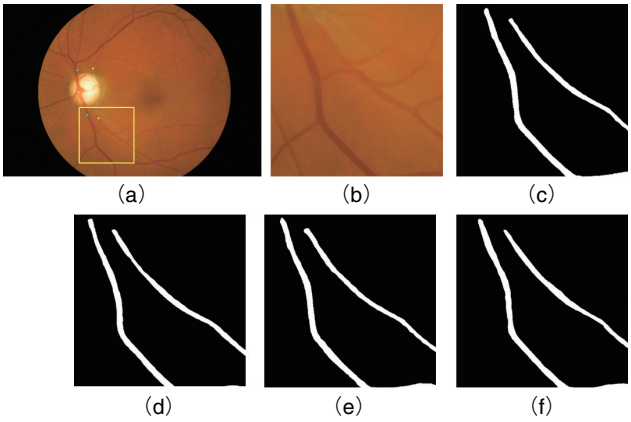


Fig.1　Gold standard vessel regions. (a) Original image with marks on major arteries and veins by ophthalmologist, (b) enlarged view of the box in (a), (c) the gold standard vessel regions, and (d) - (f) vessel regions identified by three readers.

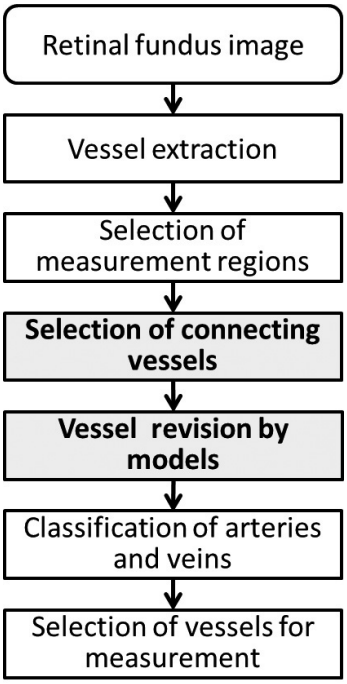


Fig.2　Flowchart of the proposed method.

2.3　血管抽出処理

一般的に眼底画像における網膜血管は，RGB カラー画像において G 成分画像で最もコントラストが高く，暗い領域として描出される．このため，本研究グループでは，G 成分画像を用いた black top-hat 変換と 2 重リングフィルタによる組み合わせ手法を過去に開発している[13]．はじめに，輝度値補正のためガンマ補正とコントラスト強調処理を行った G 成分画像に対して，black top-hat 変換と 2 重リングフィルタをそれぞれ適用する．この時，フィルタ要素は top-hat 変換では直径 41 ピクセルの円，2 重リングフィルタでは直径が 51 ピクセルの円と一辺が 3 ピクセルの正方形を用いた．それぞれの出力画素値の平均値に対して，p-tile 閾値処理[14]を施し，血管領域とした．なお閾値は 15% とした．

AV 比計測の対象となる血管は，視神経乳頭を基準とし

てある一定の範囲に存在する．そこで，従来研究で使用したDRIVEデータベース[15]のトレーニング画像20枚[11, 15]の主幹動静脈の正解画像を，乳頭中心を基準に重ね合わせ，主幹血管包括領域としてマスク画像を作成した．また，本研究ではAV比計測の対象領域を乳頭辺縁より1乳頭径の範囲としているため，計測領域のマスク内領域以外の血管領域はあとの処理の対象外とした．Fig.3に原画像(a)，血管抽出結果(b)，主幹血管包括領域マスク(c)，AV比計測領域(d)，本処理により残った血管領域(e)の例を示す．

2.4 同一血管の選択

Fig.3(e)にみられるように，従来手法で問題となったのは血管抽出が不十分な点である．抽出された血管領域から，ノイズまたは不必要な領域を除外するために，面積の小さい領域を削除する．この時，主幹動脈の領域が欠損したり途切れると，これらの領域を誤って計測対象より除外する可能性がある．そのため，本手法では同一血管に属すると考えられる領域を認識する処理を追加した．

処理は以下の手順で行った．(1)血管の細線化，(2)同一血管の探索開始セグメントと探索開始点の設定，(3)血管の走行方向による同一血管候補セグメントの選択，(4)距離の制限による結合候補点の選択，そして(5)結合方向，並走関係による結合点の決定．処理の例をFig.4に示す．はじめに血管領域を細線化し，各領域(血管セグメント)の端点eを求めた．次に，乳頭縁より1/2乳頭径内に存在する端点eを，探索開始点s，その点を含む領域を探索開始セグメントに設定した[Fig.4(a)]．この時，セグメントの乳頭，末端側に関わらず1/2乳頭径内に存在した全ての端点を探索開始点とし，乳頭に近い点より1点ずつ処理を行った．これは，短いセグメントからの探索による結合ミスを防ぐため，結合点の探索を双方から行うためである．探索開始点が先に結合点として選択された場合，探索を解除した．そして，探索開始セグメントと走行方向が近い領域を同一血管候補セグメントとした[Fig.4(b)]．血管の走行方向は，画像の水平方向に対する各セグメントの端

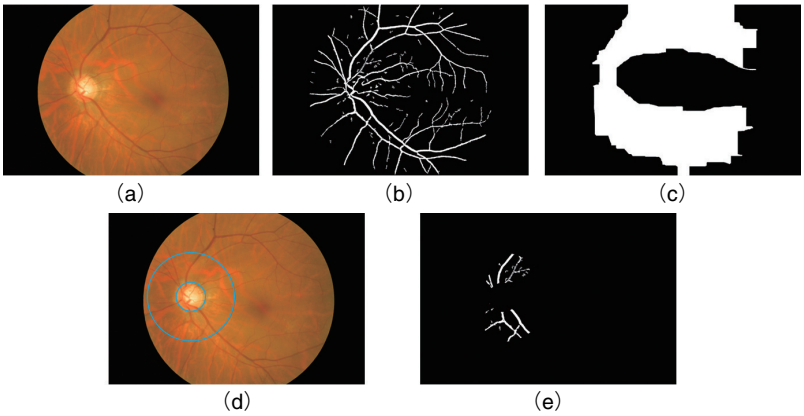


Fig.3 Extraction of vessels and selection of measurement region. (a) Original image, (b) vessel extraction result, (c) mask image for temporal major vessel region, (d) AVR measurement region (between 2 circles), and (e) remained vessels after masking by (c) and (d).

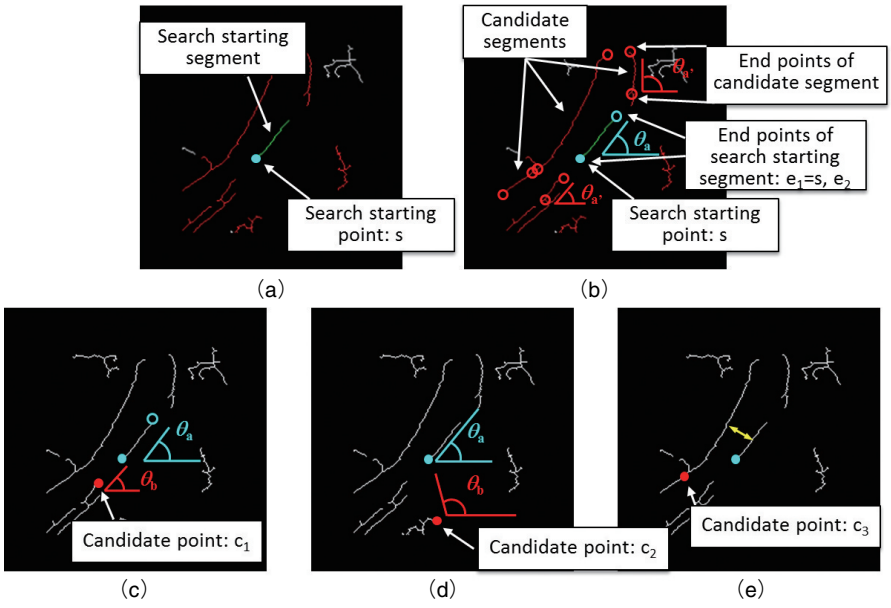


Fig.4 Selection of connecting vessels. (a) Search starting segment and starting points, (b) candidate connecting segments based on direction of the vessels (open circles specify the end points of each segment), (c) accepted candidate point of connection, (d) rejected candidate point by angle requirement, and (e) rejected point by position requirement.

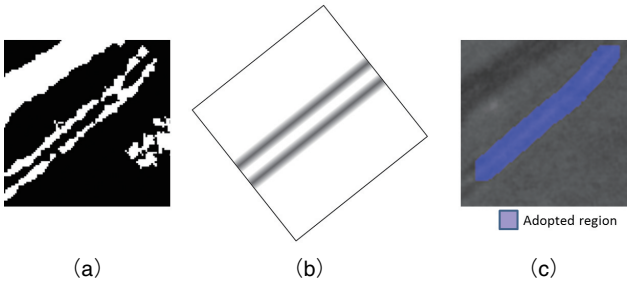
点 e_1，e_2 を結ぶ線分の角度とした．Fig.4（b）に示す赤線が走行方向により選択された候補セグメント，オープンサークル“○”は各セグメントの端点で，探索開始点 s はこのセグメントの端点でもある．この時，血管が交差，または分岐していた場合，交差点や分岐点で分割したのち走行方向を推定した．走行方向の条件は探索開始セグメントの走行方向 θ_a と候補セグメントの走行方向 $\theta_{a'}$ の差が 60 度以内とした．

次に，候補セグメントより結合候補点 c を選択する．結合候補点 c は，探索開始セグメントが 30 ピクセルより長い場合は，開始点 s より半径 2 ピクセル以上 50 ピクセル以内に存在する点とし，それより短い場合は，探索開始セグメントがノイズである可能性が高くなるため 10 ピクセル以内に存在する点とした．見つかった候補点 c に対し，さらに角度と並走関係の条件により最終判定を行った．角度条件は，探索開始セグメントの走行方向 θ_a と，探索開始点 s と候補点 c を結ぶ線分の角度 θ_b の差が 30 度以内とした．また，それぞれの点が存在する血管セグメントが並走関係にある場合，その候補点は除外した．Fig.4 に条件を満たした場合（c）と満たさなかった場合（d），（e）の例を示す．図の白線は血管領域の中心線である．結合点が見つかった場合は，結合された領域に対してはさらに 1 乳頭径内で探索を繰り返し，見つからなかった場合は次の探索開始点を対象に同様の処理を行った．

2.5 血管モデルを用いたテンプレートマッチングによる補正

次に，血管が欠けた状態や，血中反射のため血管壁の一部しか抽出できなかった箇所を，血管モデルを用いたテンプレートマッチングにより補正した．血管は円柱状であるため，そのプロファイルは通常下に凸の正規分布のような形をとる．しかし，血中反射の強い動脈は中心線状の画素値が高くなるため，2 つの谷を持った形となる．そこで，本研究では血管モデルとして，V 型と W 型のプロファイルを持つ 2 種類のテンプレートを用意した．またそれぞれの型につき，経験的にプロファイルの幅 9，13，17 ピクセル，深さ 5，9，13 ピクセルの全ての組み合わせからなる 9 種類のテンプレートを作成し，画像サイズは 30 × 30 ピクセルとした．V 型モデルは，幅 9，13，17 ピクセルに対応する分散値 5.5，8.5，18 の正規分布を利用して作成した．W 型モデルは，血中反射の見られた複数の血管をもとに，左右対称のモデルを作成した．それぞれの幅 9 ピクセル，深さ 13 ピクセルに対応するモデルのプロファイルを Fig.5 に示す．

テンプレートマッチングを行う箇所は，前述の同一血管の選択処理の対象となったセグメントの中心線ピクセルから決定した．各中心線ピクセルに対し，その位置での血管径を，注目ピクセルを通り血管壁と交わる 2 点間の距離が最小となる線分の長さと定義した．そして，血管径が 4 ピクセル以下のピクセル，また隣の中心線ピクセルでの血管径との差が 3 ピクセル以上あるピクセルを候補位置とした．これは，極端に血管が細くなる領域を正しく血管抽出が行われなかった場所と判定し，この後の補正処理を適用する領域を限定するためである．乳頭側より中心線上を検索していき，候補ピクセルが 10 ピクセル中 4 点以上見つかった場合，テンプレートマッチングを適用した．18 種類のテンプレートを血管の走行方向に対し±20 度の範囲で，5 度間隔で回転させ，相互相関係数が 0.55 以上でかつ最大となったテンプレートを採用した．Fig.6 にテンプレートマッチングが適用された例の血管抽出画像（a），血管の走行方向に回転させた W 型テンプレート（b），モデルが適用された血管を表した図（c）を示す．



（a）　（b）　（c）

Fig.6 Vessel revision by template matching with models. (a) vessel extraction result, (b) rotated W-shaped model, and (c) regions of model adoption.

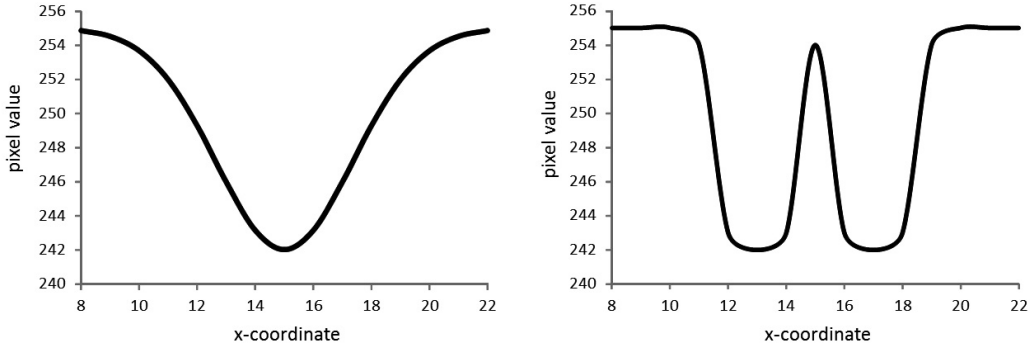
2.7 動静脈の分類

以降の処理は既に従来研究で述べられているため[11, 13]，簡単に説明する．本手法では線形判別分析を用いて動静脈の分類を行った．血管領域の各中心線ピクセルを分類の対象とし，RGB 成分それぞれのピクセル値とコントラスト，Black top-hat 変換と 2 重リングフィルタそれぞれの出力値の 8 特徴量を利用した．この時，コントラストは注目ピクセルを中心とし，10 × 10 ピクセル以内の血管領域内の平均画素値と，41 × 41 ピクセル以内の背景領域の平均画素値の差と定義した．判別式の係数は従来研究で用いた学習用画像 20 枚を用いて決定した．

中心線ピクセルごとの分類結果を用いて，最終的に多数決制によりセグメントの分類結果とした．

2.8 主幹動静脈の選択

本研究では，黄斑を中心に撮影された広画角の眼底画像を対象としているため，AV 比の計測には視神経乳頭より



（a）　（b）

Fig.5 Profiles of the V-shaped and W-shaped models with 9-pixel width and 13-pixel depth.

耳側方向に上下に走行する 2 対の動静脈を自動選択した．乳頭より黄斑方向を 0 度，上方向を正としたとき，血管の走行方向により，耳側上部では 0 から 90 度，下部では 0 から−90 度までの候補に絞った．残った候補血管より，平均口径が最も大きい動脈と静脈をそれぞれ選択し，AV 比を測定した．

3．結　果

3.1　同一血管の選択処理の評価

Black top-hat 変換と 2 重リングフィルタの組み合わせ手法により抽出された主幹動静脈において，血管が途切れていた箇所は 22 症例中 15 箇所存在した．提案した同一血管選択処理により，14 箇所（93.3%）で同一血管に属する領域を正しく選択することに成功した．Fig.7 に正しく選択できた例の原画像（a），主幹動静脈の正解画像（b），血管抽出結果（c），中心線の結合箇所（d）を示す．本処理により，主幹動脈の一部である小領域を最終候補として残すことが可能となった．Fig.8 に正しく選択できなかった箇所の原画像（a），主幹動静脈の正解画像（b），血管抽出結果（c），血管の中心線と結合されるべき点（d）を示す．この症例では，途切れた箇所の前後で血管が湾曲しているため，血管の走行方向 θ_a と接続方向 θ_b の条件が満たされず，結合点は存在しないと判断された．しかしながら，この症例に関しては AV 比計測に十分な血管領域が残ったため，後の主幹動静脈の認識には成功した．

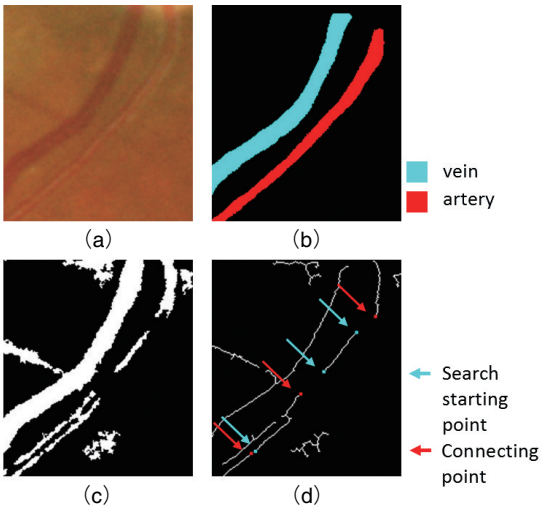


Fig.7　Example of correctly selected connecting vessels. (a) Original region of interest, (b) gold standard vessels, (c) vessel extraction result, and (d) vessel centerlines and points of connection.

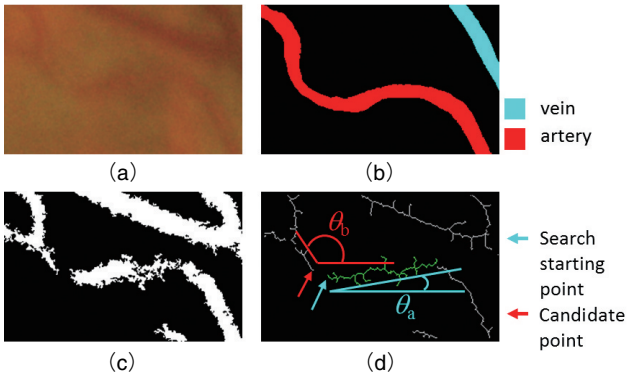


Fig.8　Example of missed connecting vessel. (a) Original region of interest, (b) gold standard vessels, (c) vessel extraction result, and (d) incorrectly rejected point of connection.

3.2　テンプレートマッチングによる血管補正処理の評価

本処理の結果について，血管モデルの採用率 A と適合率 P により評価した．

$$A = \frac{\text{モデル採用箇所数}}{\text{テンプレートマッチング箇所数}} \tag{1}$$

$$P = \frac{\text{モデルの適合数}}{\text{モデル採用箇所数}} \tag{2}$$

採用率は，テンプレートマッチングが行われた箇所数に対して，相互相関係数が閾値より高く実際にモデルが採用された箇所数と定義した．また適合率は，モデルが採用された箇所のうち，適切なサイズと角度のモデルが選択された割合とした．適切なモデルであるかの判断は著者の一人が血管のゴールドスタンダードを参考に目視で行った．

22 症例を用いた結果，主幹動静脈に対する採用率は 65.3%（380/594箇所）で，モデルの適合率は78.1%（297/380 箇所）であった．血管の補正が正しく行われた 2 つの例をFig.9 に示す．左からそれぞれ従来法による血管抽出結果（a），（d），モデルにより補正された血管抽出結果（b），（e），G成分画像にモデルが適用された箇所を示した図（c），（f）である．上の例では本手法により上方側の主幹動脈の一部を残すことに成功し，下方側の血中反射により細かく分離されていた血管を補正することに成功した．下の例の上方側の動脈についても同様に，大部分の領域の補正に成功した．

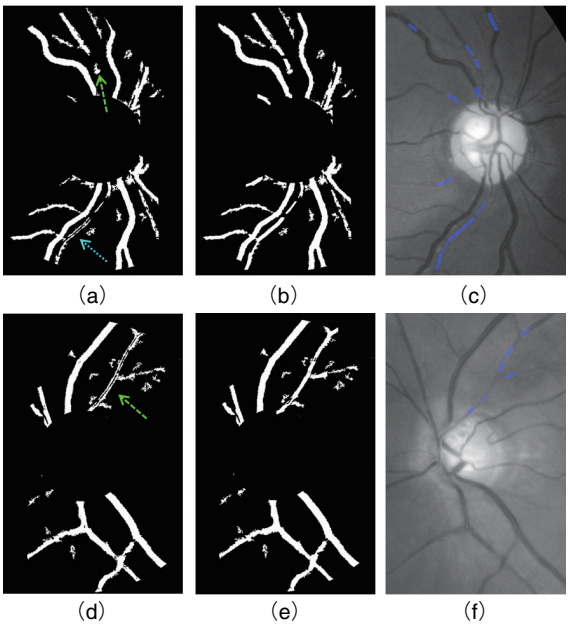


Fig.9　Vessel revisions by matched model templates. (a), (d) Vessel extraction results by previous method, (b), (e) vessel extraction results after revision by template matching, and (c), (f) places of model adoption.

また，AV 比計測範囲内での主幹動静脈の抽出率 TP と過抽出率 FP

$$TP = \frac{\text{正しく抽出された主幹動静脈のピクセル数}}{\text{主幹動静脈のゴールドスタンダードのピクセル数}} \tag{3}$$

$$FP = \frac{\text{主幹動静脈以外で誤って抽出されたピクセル数}}{\text{対象血管以外の総ピクセル数}} \quad (4)$$

は血管の補正前では，抽出率 73.9%，過抽出率 0.23% であったのに対し，補正後は抽出率 82.7%，過抽出率 0.25% となった．

3.3 主幹動静脈の認識精度の評価

最後に，AV 比の計測対象である主幹動静脈の認識精度について評価した．結果は目視により Good，Fair，Poor の 3 段階で行い，選択された血管が正しく動静脈に分類されており，全て主幹動静脈の一部であった場合 Good とした．選択された血管に主幹動静脈が含まれるが，一部異なる血管を選択していた場合 Fair，主幹動静脈が全く認識されなかった場合を Poor とした．それぞれの評価結果の例を Fig.10 に示す．最終的に AV 比の計測が可能である Good, Fair を主幹動静脈の認識に成功したと評価した結果，認識精度は 90.9%（40/44 対）であった．従来手法では認識精度は 72.7%（32/44 対）であり，本手法により新たに 8 対の主幹動静脈の認識に成功した．

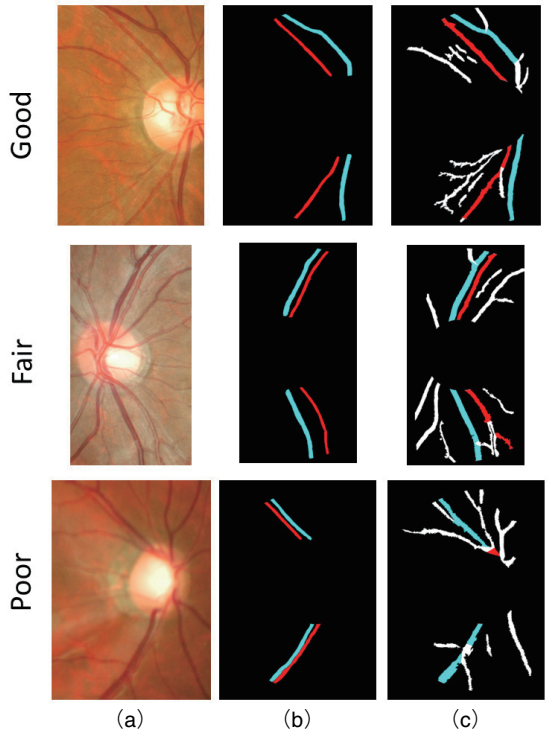


Fig.10 Assessment of paired vessel selection for AVR measurement. (a) Original images, (b) gold standard major arteries and veins, and (c) paired vessel selection results.

4. 考　察

本研究では AV 比計測に用いる主幹動静脈の認識精度向上のために，血管の追跡と領域補正の手法について検討した．従来手法では，一部の血管領域の未抽出により小領域がノイズと判断され計測対象から除外されていたが，本手法による途切れた血管の追跡により主観動脈を最終候補として残すことが可能となった．主幹動静脈以外の血管において，本処理により同一血管が選択されたのは 22 症例中 51 箇所であった．このうち途切れた血管を正しく選択できたのは 22 箇所で，誤った選択がされたのは 29 箇所であった．誤った選択の多くは，他の血管を選択したものではなく，線状ノイズを拾ったものであった．これらは繋げた領域同士が短かった，または口径が小さかったため，後の処理で除外され最終結果には悪影響を及ぼさなかった．

血管モデルを用いたテンプレートマッチングにより，一部の主幹動脈領域の補正に成功した．本処理はコントラストが小さく，抽出が非常に困難であった血管を対象としているため，65.3% の採用率は比較的良好な結果と言える．また，補正が行われた箇所のうち 78.1% と比較的高い割合で血中反射の有無に対して適切な形，また適切なサイズのモデルが選択できた．これにより，対象となる AV 比計測範囲内での主幹動静脈の抽出精度が，従来法の 73.9% から 82.7% に向上した．モデルを用いることにより，狭窄部分を太く補正してしまう心配があるが，本研究で対象としているのは局所的な狭窄ではなく，一定範囲（概ね 1 乳頭径以上）で動脈が細くなっている所見であるため，その可能性は低いと考えられる．対象血管の過抽出率は従来法と比較してわずかな増加であった．本処理により，従来手法では対となる動脈の未検出により AV 比の計測ができなかった箇所で計測が可能となった．しかし，血中反射が見られる血管において W 型のモデルが選択されず，片側の血管壁に対して V 型のモデルが採用された失敗箇所があった．本手法ではプロファイルの谷部が左右対称の W 型モデルを用いたが，血中反射の現れ方により左右の血管壁の輝度値やコントラストに差異がある場合，実際の血管径より小さい V 型テンプレートとの相関係数が高くなり，適切なモデルの選択に失敗した．今後さらなるモデルの検討が必要である．

その他に，中心線が血管領域の端点で急激に折れている場合，血管の走行方向が正しく検出されず，適切な角度のテンプレートが採用されなかった箇所があった．また，適切なモデルとのテンプレートマッチングが行われたが，原画像のコントラストが非常に小さく，相関係数が閾値より低くなり不採用となった箇所もあった．本研究で採用した閾値は経験的に定めた値であるが，今後適切な閾値の設定が必要である．

主幹動静脈の認識精度の改善は，新たに提案した同一血管の選択処理により，主幹動脈の一部が小面積により除外されるのを防げたこと，モデルを用いたテンプレートマッチングにより，抽出が不十分であった細い血管を最終候補として残せたことが寄与しており，追加処理の有用性が示唆された．認識に失敗した 4 対のうち 1 対は血管が隣接，一部重なって走行していたため，1 本の血管として抽出されたことが原因であった．残りの 3 対は，血管の補正が行われず動脈の抽出が不十分であったこと，またはほぼ同等の口径である別の血管が選択されたことが原因であった．今後これらへの対応策が必要であるが，重なっている血管では AV 比の計測は非常に困難と言える．

5. 結　論

本研究では，眼底画像より AV 比を自動計測するために，計測対象となる主幹動静脈の認識精度の改善について検討を行った．本手法で提案した同一血管の選択処理と血管モデルを用いたテンプレートマッチングによる血管補正処理を追加したことにより，主幹動静脈の認識精度が 72.7% から 90.9% に改善された．しかしながら，本手法で用いた症例数は十分でなく，追加処理に関するパラメータは経験的に定めたため，今後新たな症例を用いた検証が必要である．本手法により AV 比の自動計測が可能となれば，眼底画像における細動脈狭窄の診断支援ツールとして医師の診断に有用となることが期待される．

謝　辞

本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金新学術領域（21103001）及び若手研究（B）（22791675）と立石科学技術振興財団研究助成（2021022）の支援により行われました．研究にご協力いただきました青山陽先生，坂隆裕先生に感謝します．

参考文献

[1] Wong TY, Klein R, Couper DJ, et al.: Retinal microvascular abnormalities and incident stroke: the Atherosclerosis Risk in Communities Study, Lancet, 358, 1134-1140, 2001.

[2] McClintic BR, McClintic JI, Bisognano JD, et al.: The relationship between retinal microvascular abnormalities and coronary heart disease: a review, Am. J. Med., 123, 374.e1-7, 2010.

[3] Fujita H, Uchiyama Y, Nakagawa T, et al.: Computer-aided diagnosis: the emerging of three CAD systems induced by Japanese health care needs, Comput. Methods Prog. Biomed., 92, 238-248, 2008.

[4] Knudtson MD, Lee KE, Hubbard LD, et al.: Revised formulas for summarizing retinal vessel diameters, Cur. Eye Res., 27, 143-149, 2003.

[5] Gao XW, Bharath A, Stanton A, et al.: Quantification and characterization of arteries in retinal images, Comput. Methods Programs Biomed. 63, 133-146, 2000.

[6] Pedersen L, Grunkin M, Ersboll B, et al.: Quantitative measurement of changes in retinal vessel diameter in ocular fundus images, Pattern Recognit. Lett. 21, 1215-1223, 2000.

[7] Wong TY, Knudtson MD, Klein R, et al.: Computer-assisted measurement of retinal vessel diameters in the Beaver Dam Eye Study: Methodology, correlation between eyes, and effect of refractive errors, Ophthalmol., 111, 1183-1190, 2004.

[8] Pakter HM, Ferlin E, Fuchs SC, et al.: Measuring arteriolar-to-venous ratio in retinal photography of patients with hypertension: development and application of a new semi-automated method, Am. J. Hypertens., 18, 417-421, 2005.

[9] Tramontan L, Poletti E, Fiorin D, et al.: A web-based system for the quantitative and reproducible assessment of clinical indexes from the retinal vasculature, IEEE Trans. Biomed. Eng., 58(3), 818-821, 2011.

[10] Niemeijer M, Xu Xiayu, Dumitrescu AV, et al.: Automated measurement of the arteriolar-to-venular width ratio in digital color fundus photographs, IEEE Trans. Med. Imaging, 30(11), 1941-1950, 2011.

[11] Muramatsu C, Hatanaka Y, Iwase T, et al.: Automated selection of major arteries and veins for measurement of arteriolar-to-venular diameter ratio on retinal fundus images, Comput. Med. Imaging Graph., 35, 472-480, 2011.

[12] 大阪府立健康科学センター編：検診のための眼底検査，68-73，ベクトルコア，東京，2007．

[13] 岩瀬達彦，村松千左子，畑中裕司，他：眼底画像における細動脈狭窄評価のための主幹動静脈の自動検出および分類法，電子情報通信学会技術報告，109(407)，189-193，2010．

[14] Parker JR: Basics of grey-level segmentation, in: Algorithms for Image Processing and Computer Vision, Wiley Computer Publishing, New York, 116-127, 1997.

[15] DRIVE: Digital Retinal Images for Vessel Extraction, http://www.isi.uu.nl/Research/Databases/DRIVE/, (accessed on May 7, 2013)