

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6603814号
(P6603814)

(45) 発行日 令和1年11月6日 (2019. 11. 6)

(24) 登録日 令和1年10月18日 (2019. 10. 18)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 3/14 (2006. 01)	A 6 1 B 3/14
G 0 6 T 7/00 (2017. 01)	G 0 6 T 7/00 6 1 2

請求項の数 24 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2018-554453 (P2018-554453)	(73) 特許権者	509012991
(86) (22) 出願日	平成29年4月24日 (2017. 4. 24)		オプトス ビーエルシー
(65) 公表番号	特表2019-514471 (P2019-514471A)		イギリス国 ファイフ ダンファームライ
(43) 公表日	令和1年6月6日 (2019. 6. 6)		ン クイーンズフェリー ロード カーネ
(86) 国際出願番号	PCT/EP2017/059647		ギー ビジネス キャンパス クイーンズ
(87) 国際公開番号	W02017/186634		フェリー ハウス
(87) 国際公開日	平成29年11月2日 (2017. 11. 2)	(74) 代理人	100079049
審査請求日	平成30年11月21日 (2018. 11. 21)		弁理士 中島 淳
(31) 優先権主張番号	15/139, 179	(74) 代理人	100084995
(32) 優先日	平成28年4月26日 (2016. 4. 26)		弁理士 加藤 和詳
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)	(72) 発明者	フレミング, アラン ダンカン
			イギリス, スコットランド イーエイチ
			1 3 9 ジェイアール, エディンバラ,
			オックスガングス ヒル 1 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 網膜画像処理

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コンピュータプログラム命令を格納する非一時的コンピュータ可読記憶媒体であって、前記コンピュータプログラム命令が、プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、網膜の外側血管アーケードの血管構造の画像を定義する画像データを処理して前記画像内の前記網膜の窩の位置を推定させ、前記推定が、

前記画像データを受信することと、

変換された画像データによって定義された前記画像内の前記血管構造が、前記受信された画像データによって定義された前記画像内の前記血管構造よりも円形になるように、前記受信された画像データを変換することと、

前記変換された画像データの複数のピクセルのうちのピクセルごとに、前記ピクセルでの前記画像又は前記ピクセルに隣接する前記画像に存在する血管の方向を示す各局所的方向ベクトルを計算することと、

前記ピクセルの各々での正規化された局所的方向ベクトルの大きさが共通の既定の値を取るように、前記複数のピクセルのピクセルごとに計算された前記局所的方向ベクトルを正規化することによって、前記複数のピクセルのピクセルごとに、前記正規化された局所的方向ベクトルを計算することと、

累算器配列に対して処理することであって、前記累算器配列内の各累算器が、前記変換された画像の各ピクセルに関連付けられ、前記処理が、

前記複数のピクセルのピクセルごとに、各値を、前記複数のピクセルのうちの前記ピ

クセルでの前記局所的方向ベクトルの方向を基準にした既定の方向に前記既定の値だけ、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルからオフセットしている前記変換された画像データのピクセルに関連付けられた累算器に加算することと、

前記累算器内の前記値を平滑化することと、によって行われる、処理することと、

累算器内の累積値の極値から既定の範囲内にある前記累積値を累積した前記累算器に関連付けられた、前記変換された画像データのピクセルの前記位置を使用して、前記網膜の前記画像内の前記窩の前記位置を推定することと、

によって実行される、非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 2】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記受信された画像データを変換する前に、

(i) 前記受信された画像データを処理して、前記網膜の前記外側血管アーケードの前記血管構造のより空間解像度の低い画像を定義するより空間解像度の低い画像データを生成することと、

(i i) 前記より空間解像度の低い画像データによって定義された前記画像内の線状構造を強調するように、生成された前記より空間解像度の低い画像データをフィルタリングすることによって、フィルタリングされた画像データを生成することと、の追加のプロセスを実行させ、

前記プロセッサが、前記変換された画像データによって定義された前記画像内の前記血管構造が、前記フィルタリングされた画像データによって定義された前記画像内の前記血管構造よりも円形になるように、前記フィルタリングされた画像データを変換する、請求項 1 に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 3】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記受信された画像データを変換する前に、

(i i i) 前記フィルタリングされた画像データを処理して、前記網膜の前記外側血管アーケードの前記血管構造の空間解像度の低い画像を定義するより空間解像度の低いフィルタリングされた画像データを生成することと、

(i v) 前記より空間解像度の低いフィルタリングされた画像データによって定義された前記画像内の線状構造を強調するように、生成された前記より空間解像度の低いフィルタリングされた画像データをフィルタリングすることと、のプロセスを少なくとも 1 回さらに実行させ、

前記プロセス (i i i) の任意の繰り返しにおいて処理される前記フィルタリングされた画像データが、前記プロセス (i v) の先行する実行において生成された前記フィルタリングされた画像データであり、

前記プロセッサによって変換される前記フィルタリングされた画像データが、前記プロセス (i v) の最後の実行において生成された前記フィルタリングされた画像データである、請求項 2 に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 4】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記プロセス (i) の実行において、前記受信された画像データを $1/1.4 \sim 1/4$ に縮小させ、プロセス (i i i) の各実行において、前記フィルタリングされた画像データを $1/1.4 \sim 1/4$ に縮小させる、請求項 3 に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 5】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、複数であり N 個の累算器配列に対して処理させ、N は少なくとも 2 に等しい整数であり、

前記累算器配列の各々が、前記局所的方向ベクトルの N 個の量子化された方向のうちの各 1 つに関連付けられており、

前記 N 個の各累算器配列内の前記累算器の各々が、前記変換された画像データ内の各ピクセルに関連付けられており、

10

20

30

40

50

前記プロセッサが、

前記複数のピクセルのピクセルごとに、

前記ピクセルでの前記計算された局所的方向ベクトルの方向を前記N個の量子化された方向のうちの1つに量子化することと、

各値を、前記ピクセルでの前記局所的方向ベクトルの前記量子化された方向と同じ前記量子化された方向に関連付けられた累算器配列の累算器に加算することであって、前記累算器が、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルでの前記局所的方向ベクトルの方向を基準にした前記既定の方向に前記既定の値だけ、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルからオフセットしている前記変換された画像データのピクセルに関連付けられている、ことと、

10

前記複数の累算器配列の前記累算器内の前記値を平滑化することと、によって、前記複数の累算器配列に対して処理し、

前記プロセッサが、異なる各累算器配列内に設けられ、前記変換された画像データの同じ前記ピクセルに関連付けられたN個の累算器のセットごとに、前記N個の累算器に累積された前記累積値の各々の積をさらに計算し、

前記プロセッサが、前記累積値の計算された積が前記累積値の計算された積の極値から既定の範囲内にある、N個の累算器のセットに関連付けられた、前記変換された画像データのピクセルの前記位置を使用して、前記網膜の前記画像内の前記窩の前記位置を推定する、請求項1～4のいずれか一項に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項6】

20

$2 \leq N \leq 32$ であり、 $4 \leq N \leq 16$ であることがさらに好ましい、請求項5に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項7】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記各ピクセルでの第2の正規化された局所的方向ベクトルの大きさが第2の共通の既定の値を取るように、前記複数のピクセルのピクセルごとに計算された前記局所的方向ベクトルを正規化することによって、前記複数のピクセルのピクセルごとに前記第2の正規化された局所的方向ベクトルを計算することと、

前記複数のピクセルのピクセルごとに、各値を、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルでの前記ピクセル値勾配ベクトルの方向を基準にした前記既定の方向に前記第2の共通の既定の値だけ、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルからオフセットしている前記変換された画像データ内のピクセルに関連付けられた累算器に加算することによって、前記累算器配列に対してさらに処理することと、をさらに実行させる、請求項1～6のいずれか一項に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

30

【請求項8】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記血管構造の前記画像を定義する前記画像データを処理して前記画像内の前記網膜の前記窩の位置を推定させ、前記推定が、

選択されたピクセルの各ピクセルでの前記計算された局所的方向ベクトルの大きさがしきい値を超えるように、前記複数のピクセルからピクセルを選択することであって、

40

前記選択されたピクセルの各ピクセルでの前記正規化された局所的方向ベクトルの大きさが共通の既定の値を取るように、前記選択されたピクセルのピクセルごとに計算された前記局所的方向ベクトルを正規化することによって、前記選択されたピクセルのピクセルごとに、前記正規化された局所的方向ベクトルを計算することによって選択する、ことと、

前記選択されたピクセルのピクセルごとに、各値を、前記選択されたピクセルでの前記局所的方向ベクトルの方向を基準にした前記既定の方向に前記既定の値だけ、前記画像内の前記選択されたピクセルからオフセットしている前記変換された画像データのピクセルに関連付けられた累算器に加算することによって、前記累算器配列に対して処理することとの追加のプロセスを実行することによって行われる、請求項1～7のいずれか一項に記

50

載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 9】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記選択されたピクセルの各ピクセルでの前記計算された局所的方向ベクトルの大きさが、前記変換された画像データ内の前記ピクセルの局所的方向ベクトルの大きさの 50 番目の百分位数を超え、さらに好ましくは 80 番目の百分位数を超えるように、前記複数のピクセルから前記ピクセルを選択させる、請求項 8 に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 10】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、
前記変換された画像データの前記複数のピクセルのピクセルごとに、前記各値として、
各重み付けを、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルでの前記局所的方向ベクトルの
方向を基準にした前記既定の方向に前記既定の値だけ、前記複数のピクセルのうちの前記
ピクセルからオフセットしている前記変換された画像データ内のピクセルに関連付けられ
た前記累算器に加算することによって、各累算器配列に対して処理させ、前記重み付けが
、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルでの前記局所的方向ベクトルの大きさを示す
、請求項 1 ～ 9 のいずれか一項に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

10

【請求項 11】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記複数の
のピクセルのうちの各ピクセルでの前記正規化された局所的方向ベクトルの大きさが 0 .
5 D F D ～ 1 . 3 D F D の範囲内になるように、前記複数のピクセルのピクセルごとに前
記正規化された局所的方向ベクトルを計算させ、D F D が前記受信された画像データによ
って定義された前記画像内の前記窩と視神経乳頭の中心の間の距離である、請求項 1 ～ 1
0 のいずれか一項に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

20

【請求項 12】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、0 . 0 2
D F D ～ 0 . 5 D F D の標準偏差を有し、さらに好ましくは 0 . 0 7 5 D F D ～ 0 . 2 5
D F D の標準偏差を有するカーネルを使用して、前記累算器内の前記値を平滑化させ、D
F D が前記受信された画像データによって定義された前記画像内の前記窩と視神経乳頭
の中心の間の距離である、請求項 1 ～ 11 のいずれか一項に記載の非一時的コンピュータ可
読記憶媒体。

30

【請求項 13】

プロセッサ及びメモリを備えている画像処理装置であって、前記メモリが、前記プロセ
ッサによって実行可能な命令を格納しており、前記プロセッサが、網膜の外側血管アーケ
ードの血管構造の画像を定義する画像データを処理して前記画像内の前記網膜の窩の位置
を推定するよう機能し、前記推定が、

前記画像データを受信することと、

変換された画像データによって定義された前記画像内の前記血管構造が、前記受信され
た画像データによって定義された前記画像内の前記血管構造よりも円形になるように、前
記受信された画像データを変換することと、

前記変換された画像データの複数のピクセルのうちのピクセルごとに、前記ピクセルで
の前記画像又は前記ピクセルに隣接する前記画像に存在する血管の方向を示す各局所的方向
ベクトルを計算することと、

40

前記ピクセルの各々での正規化された局所的方向ベクトルの大きさが共通の既定の値を
取るように、前記複数のピクセルのピクセルごとに計算された前記局所的方向ベクトルを
正規化することによって、前記複数のピクセルのピクセルごとに、前記正規化された局所
的方向ベクトルを計算することと、

累算器配列に対して処理することであって、前記累算器配列内の各累算器が、前記変換
された画像データの各ピクセルに関連付けられ、前記処理が、

前記複数のピクセルのピクセルごとに、各値を、前記複数のピクセルのうちの前記ピ
クセルでの前記局所的方向ベクトルの方向を基準にした既定の方向に前記既定の値だけ、

50

前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルからオフセットしている前記変換された画像データのピクセルに関連付けられた累算器に加算することと、

前記累算器内の前記値を平滑化することと、によって行われる、処理することと、

累算器内の累積値の極値から既定の範囲内にある前記累積値を累積した前記累算器に関連付けられた、前記変換された画像データのピクセルの前記位置を使用して、前記網膜の前記画像内の前記窩の前記位置を推定することとによって実行される、画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記受信された画像データを変換する前に、

(i) 前記受信された画像データを処理して、前記網膜の前記外側血管アーケードの前記血管構造のより空間解像度の低い画像を定義するより空間解像度の低い画像データを生成することと、

(i i) 前記より空間解像度の低い画像データによって定義された前記画像内の線状構造を強調するように、生成された前記より空間解像度の低い画像データをフィルタリングすることによって、フィルタリングされた画像データを生成することとの追加のプロセスを実行させ、

前記プロセッサが、前記変換された画像データによって定義された前記画像内の前記血管構造が、前記受信された画像データによって定義された前記画像内の前記血管構造よりも円形になるように、前記フィルタリングされた画像データを変換する、請求項 1 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記受信された画像データを変換する前に、

(i i i) 前記フィルタリングされた画像データを処理して、前記網膜の前記外側血管アーケードの前記血管構造の空間解像度の低い画像を定義するより空間解像度の低いフィルタリングされた画像データを生成することと、

(i v) 前記より空間解像度の低いフィルタリングされた画像データによって定義された前記画像内の線状構造を強調するように、生成された前記より空間解像度の低いフィルタリングされた画像データをフィルタリングすることとのプロセスを少なくとも 1 回さらに実行させ、

前記プロセス (i i i) の任意の繰り返しにおいて処理される前記フィルタリングされた画像データが、前記プロセス (i v) の先行する実行において生成された前記フィルタリングされた画像データであり、

前記プロセッサによって変換される前記フィルタリングされた画像データが、前記プロセス (i v) の最後の実行において生成された前記フィルタリングされた画像データである、請求項 1 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 6】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記プロセス (i) の実行において、前記受信された画像データを $1/1.4 \sim 1/4$ に縮小させ、プロセス (i i i) の各実行において、前記フィルタリングされた画像データを $1/1.4 \sim 1/4$ に縮小させる、請求項 1 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 7】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、複数であり N 個の累算器配列に対して処理させ、N は少なくとも 2 に等しい整数であり、

前記累算器配列の各々が、前記局所的方向ベクトルの N 個の量子化された方向のうちの各 1 つに関連付けられており、

前記 N 個の各累算器配列内の前記各累算器が、前記変換された画像データ内の前記ピクセルのうちの各 1 つに関連付けられており、

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、

前記複数のピクセルのピクセルごとに、

10

20

30

40

50

前記ピクセルでの前記計算された局所的方向ベクトルの方向を前記N個の量子化された方向のうちの1つに量子化することと、

各値を、前記ピクセルでの前記ピクセル値勾配ベクトルの前記量子化された方向と同じ前記量子化された方向に関連付けられた累算器配列の累算器に加算することであって、前記累算器が、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルでの前記局所的方向ベクトルの方向を基準にした前記既定の方向に前記既定の値だけ、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルからオフセットしている前記変換された画像データのピクセルに関連付けられている、ことと、

前記複数の累算器配列の前記累算器内の前記値を平滑化することと、によって、前記複数の累算器配列に対して処理することと、

10

異なる各累算器配列内に設けられているが、前記変換された画像データの同じ前記ピクセルに関連付けられたN個の累算器のセットごとに、前記N個の累算器に累積された前記累積値の各々の積をさらに計算することと、

前記累積値の計算された積が前記累積値の計算された積の極値から既定の範囲内にある、N個の累算器のセットのうちの1つに関連付けられた、前記変換された画像データのピクセルの前記位置を使用して、前記網膜の前記画像内の前記窩の前記位置を推定することとを実行させる、請求項13～16のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項18】

$2 \leq N \leq 32$ であり、 $4 \leq N \leq 16$ であることがさらに好ましい、請求項17に記載の画像処理装置。

20

【請求項19】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記各ピクセルでの第2の正規化された局所的方向ベクトルの大きさが第2の共通の既定の値を取るように、前記複数のピクセルのピクセルごとに計算された前記局所的方向ベクトルを正規化することによって、前記複数のピクセルのピクセルごとに前記第2の正規化された局所的方向ベクトルを計算することと、

前記複数のピクセルのピクセルごとに、各値を、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルでの前記局所的方向ベクトルの方向を基準にした前記既定の方向に前記第2の共通の既定の値だけ、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルからオフセットしている前記変換された画像データ内のピクセルに関連付けられた累算器に加算することによって、前記累算器配列に対してさらに処理することとをさらに実行させる、請求項13～18のいずれか一項に記載の画像処理装置。

30

【請求項20】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記網膜の前記画像を定義する前記画像データを処理して前記画像内の前記網膜の前記窩の前記位置を推定させ、前記推定が、

選択されたピクセルの各ピクセルでの前記計算された局所的方向ベクトルの大きさがしきい値を超えるように、前記変換された画像データの前記複数のピクセルからピクセルを選択することであって、

前記選択されたピクセルの各ピクセルでの前記正規化された局所的方向ベクトルの大きさが共通の既定の値を取るように、前記選択されたピクセルのピクセルごとに計算された前記局所的方向ベクトルを正規化することによって、前記選択されたピクセルのピクセルごとに、前記正規化された局所的方向ベクトルを計算することによって選択する、ことと、

40

前記選択されたピクセルのピクセルごとに、各値を、前記選択されたピクセルでの前記局所的方向ベクトルの方向を基準にした前記既定の方向に前記既定の値だけ、前記画像内の前記選択されたピクセルからオフセットしている前記変換された画像データのピクセルに関連付けられた累算器に加算することによって、前記累算器配列に対して処理することとの追加のプロセスを実行することによって行われる、請求項13～19のいずれか一項に記載の画像処理装置。

50

【請求項 2 1】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、選択されたピクセルの各ピクセルでの前記計算された局所的方向ベクトルの大きさが、前記画像内の前記ピクセルの局所的方向ベクトルの大きさの 50 番目の百分位数を超え、80 番目の百分位数を超えることがさらに好ましいように、前記複数のピクセルから前記ピクセルを選択させる、請求項 2 0 に記載の画像処理装置。

【請求項 2 2】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記複数のピクセルのピクセルごとに、前記各値として、各重み付けを、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルでの前記局所的方向ベクトルの方向を基準にした前記既定の方向に前記既定の値だけ、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルからオフセットしている前記変換された画像データ内のピクセルに関連付けられた前記累算器に加算することによって、各累算器配列に対して処理させ、前記重み付けが、前記複数のピクセルのうちの前記ピクセルでの前記局所的方向ベクトルの大きさを示す、請求項 1 3 ～ 2 1 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

10

【請求項 2 3】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、前記複数のピクセルのうちの各ピクセルでの前記正規化された局所的方向ベクトルの大きさが 0.5 D F D ～ 1.3 D F D の範囲内になるように、前記複数のピクセルのピクセルごとに前記正規化された局所的方向ベクトルを計算させ、D F D が前記受信された画像データによって定義された前記画像内の前記窩と視神経乳頭の中心の間の距離である、請求項 1 3 ～ 2 2 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

20

【請求項 2 4】

前記命令が、前記プロセッサによって実行された場合に、前記プロセッサに、0.02 D F D ～ 0.5 D F D の標準偏差を有し、さらに好ましくは 0.075 D F D ～ 0.25 D F D の標準偏差を有するカーネルを使用して、前記累算器内の前記値を平滑化させ、D F D が前記受信された画像データによって定義された前記画像内の前記窩と視神経乳頭の中心の間の距離である、請求項 1 3 ～ 2 3 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0 0 0 1】

本発明は、一般には、医用画像処理の分野に関連し、より詳細には、画像内の網膜の窩の位置を推定するための網膜画像の処理に関連する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

多くの眼疾患は、網膜を画像化することによって、検出及び診断され得る。多忙な外来診療所では、画像が左目又は右目のいずれの画像であるかなどの基本的な情報でさえ、常に記録できるとは限らない。網膜画像の自動解析及び操作は、成長分野である。コンピュータアルゴリズムによる自動解析は、疾患検出又は改善された表示モードの形態で、支援を臨床医に提供することができる。多くの自動化手法は、それらの動作を補助するために、基本的な解剖学的ランドマークの位置情報を必要とする。この位置情報は、ソフトウェアに入力されてもよく、このソフトウェアは、例えば、(i) 網膜画像を、網膜の正確な寸法測定を実行可能にする均一な形式に投影すること、(i i) 複数の網膜視野画像のセットを解析し、例えば、視野を識別して、必要なすべての視野が存在することを確認すること、(i i i) 1つのモダリティにおいて見える疾患の位置が別のモダリティにおいて識別され得るように、複数の網膜画像を登録すること、(i v) 複数の網膜画像をモンタージュして、1つの画像で網膜のより広い表示を臨床医に提示すること、(v) 網膜のフライスループレゼンテーションをユーザに提示すること、及び／又は(v i) 自動疾患決定を実行することを実行してもよく、この実行は、ソフトウェアが関連する領域(例えば、緑内障における視神経乳頭、加齢黄斑変性における黄斑)に対してのみ作用するように

40

50

、又はソフトウェアが無関係な領域（例えば、糖尿病性網膜症における視神経乳頭）を無視するように行われるものであり得る。

【0003】

眼底反射写真（主に、赤色又は緑色の光）において視神経乳頭及び窩などの、網膜の解剖学的特徴の位置を決定するための方法が開発されているが、他のモダリティの超広角表示用の網膜画像内の窩の位置を自動的に及び確実に推定することの技術的問題が、アーチファクト及び病理、並びに眼球位置における変動及び画像モダリティ間の変動のために、困難な課題を提起する。

【発明の概要】

【0004】

従来の網膜画像処理方法、及び上で要約されたデバイスの欠点を考慮して、本発明者は、コンピュータプログラム命令を格納する非一時的コンピュータ可読記憶媒体を考案した。このコンピュータプログラム命令は、プロセッサによって実行された場合に、プロセッサに、網膜の外側血管アーケード（temporal vascular arcades）の血管構造の画像を定義する画像データを処理して、画像内の網膜の窩の位置を推定させ、この推定は、画像データを受信することと、変換された画像データによって定義された画像内の血管構造が受信された画像データによって定義された画像内の血管構造よりも円形になるように、受信された画像データを変換することと、変換された画像データの複数のピクセルのピクセルごとに、ピクセルにおける又はピクセルに隣接する画像に存在する血管の方向を示す各局所的方向ベクトルを計算することと、各ピクセルでの正規化された局所的方向ベクトルの大きさが共通の既定の値を取るように、複数のピクセルのピクセルごとに計算された局所的方向ベクトルを正規化することによって、複数のピクセルのピクセルごとに、正規化された局所的方向ベクトルを計算することと、累算器配列に対して処理することであって、配列内の各累算器が、変換された画像の各ピクセルに関連付けられており、この処理が、（i）複数のピクセルのうちのピクセルごとに、各値を、複数のピクセルのうちのピクセルでの局所的方向ベクトルの方向を基準にした既定の方向に既定の値だけ、複数のピクセルのうちのピクセルからオフセットしている、変換された画像データのピクセルに関連付けられた累算器に加算することと、（i i）累算器内の値を平滑化することによって行われる、ことと、累算器内の累積値の極値から既定の範囲内にある累積値を累積した累算器に関連付けられた、変換された画像データのピクセルの位置を使用して、網膜の画像内の窩の位置を推定することによって実行される。

【0005】

本発明者は、プロセッサ及びメモリを備えている画像処理装置をさらに考案した。このメモリは、プロセッサによって実行可能な命令を格納しており、以て、プロセッサは、網膜の外側血管アーケードの血管構造の画像を定義する画像データを処理して、画像内の網膜の窩の位置を推定するよう機能し、この推定は、画像データを受信することと、変換された画像データによって定義された画像内の血管構造が受信された画像データによって定義された画像内の血管構造よりも円形になるように、受信された画像データを変換することと、変換された画像データの複数のピクセルのピクセルごとに、ピクセルにおける又はピクセルに隣接する画像に存在する血管の方向を示す各局所的方向ベクトルを計算することと、各ピクセルでの正規化された局所的方向ベクトルの大きさが共通の既定の値を取るように、複数のピクセルのピクセルごとに計算された局所的方向ベクトルを正規化することによって、複数のピクセルのピクセルごとに、正規化された局所的方向ベクトルを計算することと、累算器配列に対して処理することであって、配列内の各累算器が、変換された画像データの各ピクセルに関連付けられており、この処理が、（i）複数のピクセルのうちのピクセルごとに、各値を、複数のピクセルのうちのピクセルでの局所的方向ベクトルの方向を基準にした既定の方向に既定の値だけ、複数のピクセルのうちのピクセルからオフセットしている、変換された画像データのピクセルに関連付けられた累算器に加算することと、（i i）累算器内の値を平滑化することによって行われる、ことと、累算器内の累積値の極値から既定の範囲内にある累積値を累積した累算器に関連付けられた、変

換された画像データのピクセルの位置を使用して、網膜の画像内の窩の位置を推定することによって実行される。

【0006】

ここで、添付の図面を例として参照し、本発明の実施形態について詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の実施形態に従う画像処理装置の概略図である。

【図2】プロセスを示すフロー図の第1の部分であり、これによって、第1の実施形態の画像処理装置は、網膜の外側血管アーケードの血管構造の画像を定義する画像データを処理し、画像内の窩の位置を推定する。

【図3A】図2のステップS20で実行されるフィルタリング処理の結果を示す図である。

【図3B】図2のステップS20で実行されるフィルタリング処理の結果を示す図である。

【図3C】図2のステップS20で実行されるフィルタリング処理の結果を示す図である。

【図4】図2のフロー図の続きである。

【図5】図4のプロセスS70を示すフロー図である。

【図6】網膜画像のピクセル p^s_{ij} 及び p^o_{ij} と、本明細書に記載された累算器配列の累算器 a_{ij} の間の関係を示す概略図である。

【図7】プロセスを示す図2のフロー図の代替の続きであり、これによって、第2の実施形態に従う画像処理装置は、網膜の外側血管アーケードの血管構造の画像を定義する画像データを処理し、画像内の窩の位置を推定する。

【図8】プロセスを示す図2のフロー図の別の代替の続きであり、これによって、第1の実施形態の変形に従う画像処理装置は、網膜の外側血管アーケードの血管構造の画像を定義する画像データを処理し、画像内の窩の位置を推定する。

【発明を実施するための形態】

【0008】

(実施形態1)

図1は、第1の実施形態に従う画像処理装置を示しており、この画像処理装置は、網膜の外側血管アーケードの血管構造の画像を定義する画像データを処理して、画像内の網膜の窩の位置を推定するように構成されている。目の網膜に見られる2つの外側血管アーケード（つまり、上外側血管アーケード及び下外側血管アーケードであり、それぞれが静脈及び動脈を含んでいる）は血管構造を定義し、この血管構造は、血管が視神経乳頭から分岐するため、概して楕円形の経路に従い、目の黄斑がこの楕円形の経路に取り囲まれ、黄斑の中心（つまり、窩）が楕円のほぼ中心にある。本実施形態の画像処理装置は、網膜画像内のこの血管構造の形状を利用し、この形状を使用して、窩の位置を示すピクセルの位置を決定することによって、窩の位置を推定する。

【0009】

本実施形態の画像処理装置は、図1に概略的に示されているように、プログラム可能な信号処理装置の一部を形成する。図1に示されている信号処理装置100は、網膜の画像を定義する画像データを受信するため、及び窩の位置を示すピクセルの決定された位置又はその位置に基づくさらなる処理動作の結果を出力するための入出力（I/O：input/output）セクション110を備え、さらなる処理動作の例としては、（i）窩が存在する可能性が高い位置のより正確な推定（この位置は、前述のピクセルから既定の変位ベクトルだけ分離されたピクセルの位置に対応してもよい）、（ii）画像が右目の画像又は左目の画像のいずれであるかの決定、及び／又は（iii）画像内の黄斑がある位置の推定、が挙げられる。画像が右目の画像又は左目の画像のいずれであるかの決定は、当業者に知られた技術を使用して、窩の位置を示すピクセルの決定された位置を、例えば、画像の中心と、視神経乳頭の決定された位置と、又は画像内の顕著に暗くなっている

10

20

30

40

50

位置と比較することによって、決定されてもよい。

【0010】

信号処理装置100は、プロセッサ120と、作業メモリ130と、コンピュータ可読命令を格納する命令ストア140とをさらに備え、これらのコンピュータ可読命令は、プロセッサ120によって実行された場合に、プロセッサ120に、網膜画像内の窩の位置を決定するために、後述される処理動作を実行させる。I/Oセクション110、作業メモリ130、及び命令ストア140は、図1に示されているように、プロセッサ120に通信可能なように接続されている。命令ストア140は、コンピュータ可読命令が事前に読み込まれているROMを備えてもよい。代替として、命令ストア140は、RAM又は同様の種類のメモリを備えてもよく、コンピュータ可読命令は、コンピュータ可読記憶媒体150（CD-ROMなど）などのコンピュータプログラム製品、又はコンピュータ可読命令を運ぶコンピュータ可読信号160から、命令ストア140に入力され得る。信号処理装置100は、例えば、パーソナルコンピュータ（PC：personal computer）又はネットワークサーバの一部を形成してもよく、周知のその他の構成要素（例えば、ディスプレイ、入力デバイスなど）を備えてもよい。本実施形態では、図1に示された、プロセッサ120、作業メモリ130、及び命令ストア140を含んでいるハードウェア構成要素の組み合わせ170が、本実施形態の画像処理装置の機能を実装するように構成され、次に、図2～6を参照して、この機能について詳細に説明する。

10

【0011】

図2は、プロセスの第1の部分を示すフロー・チャートであり、これによって、第1の実施形態の画像処理装置170は、網膜の外側血管アーケードの血管構造の画像を定義する画像データを処理して、網膜の窩の位置を推定し、この窩の位置は、さまざまなアプリケーションにおいて役立つことがある。

20

【0012】

まず、ステップS10で、プロセッサ120が、I/Oセクション110を介して、網膜の外側血管アーケードの血管構造の画像を定義する画像データを受信する。取得された画像データは、当業者に知られている複数の異なる種類のうちの1つであってもよい網膜画像（例えば、赤色及び緑色（RG：red and green）反射画像、自己蛍光（AF：autofluorescence）画像、蛍光血管造影（FA：fluorescein angiogram）画像、網膜の反射走査レーザ検眼鏡（SLO：scanning laser ophthalmoscope）画像、又は網膜のカラー眼底写真）を定義することができ、網膜の超広角表示を提供することができる。

30

【0013】

次に、プロセッサ120は、オプションのステップS20で、フィルタリングされた画像データを生成することに進んでもよく、ステップS20で、プロセッサ120は、画像内の脈管構造を強調するために、当業者に知られた（例えば、書籍「Automated Image Detection of Retinal Pathology」（H. Jelinek及びM. J. Cree著、CRC Press、2009年1月1日）の8章に記載されている）技術を使用して、受信された網膜画像データを前処理してもよい。例えば、

40

畳み込み画像を生成するために、複素数値ガボールカーネル

【数1】

$$g(x,y;\lambda,\theta,\psi,\sigma,\gamma)=\exp\left(-\frac{x'^2+\gamma^2y'^2}{2\sigma^2}\right)\exp\left(i\left(2\pi\frac{x'}{\lambda}+\psi\right)\right)$$

が使用されてもよく、 θ の値は、 $a=0\ldots N-1$ の場合の各値 $2a\pi/N$ になり、 N は、評価において使用される方向の数であり、例えば8～12の範囲内である（ただし、RG画像の前処理において N を6に減らすことが悪影響をもたらすということは、判明していない）。ガボールカーネル g 内の他のパラメータに使用される値は、例えば、

50

【数 2】

$$\sigma = 2.75\sqrt{s}, \quad \gamma = 0.37, \quad \lambda = 7s, \quad \psi = 0.$$

である。

【0014】

パラメータ s は、スケールを設定する。 $s = 2$ の値が Optomap 画像の前処理によく適していることが、分かっている。ただし、 s の理想的な値は、画像の倍率（又は、1 ピクセル当たりのミクロン単位の実際の寸法）によって決まり、この値は、画像モダリティ間及び画像形式間で可変である。また、ある範囲の直径を持つ血管を考慮するために、ある範囲の s の値が使用されてもよい。この場合、 s の各値で得られる血管の強調は、例えばピクセルごとに加算することによって、結合されてもよい。

10

【0015】

この例では、各ガボールカーネルによる画像の畳み込みによって、複素数値画像の配列が生成される。この配列の各要素は、次のカーネルのうちの 1 つを使用して生成される。

【数 3】

$$U(a) = -I \circ g\left(\lambda, \frac{a\pi}{N}, \psi, \sigma, \gamma\right)$$

各ピクセルで、次の最大絶対反応を与える方向インデックスが求められる。

20

【数 4】

$$A(x, y) = \arg \max_{a=0 \dots N-1} |U(x, y; a)|$$

方向インデックスは、血管上のピクセルの局所的に支配的な（離散化された）角度（すなわち、血管の方向）である。

【0016】

血管が背景よりも明るく見える血管が強調された複素画像（ V ）は、配列 U 内の画像のうちの 1 つから選択された各ピクセルで、次の値を有する。

【数 5】

$$V(x, y) = U(x, y; A(x, y)), \quad \forall (x, y)$$

30

【0017】

前処理の段階で、線形フィルタリング、非線形フィルタリング、及び／又は正規化の別の形態が、代替的に適用されてもよい。例えば、ノイズを減らすために、ローパスフィルタが使用されてもよい。追加的又は代替的に、照明の変化などの緩やかな画像強度の変化を除去するために、ハイパスフィルタが使用されてもよい。ハイパスフィルタは、より一貫性のある画像の正規化を促進することもできる。正規化は、何かのパラメータ（明るさの全体平均、コントラストの全体平均、又は画像ヒストグラムなど）の、画像間での変動を抑えるか、又はパラメータ（局所的な画像の明るさ、局所的なコントラスト、又は局所的なヒストグラム）の、1 つの画像全体での変動を抑える働きをするいずれかの方法である。

40

【0018】

プロセッサ 120 は、ステップ S20 で、まず、受信された画像データを処理して、網膜の外側血管アーケードの血管構造のより空間解像度の低い画像を定義するより空間解像度の低い画像データを生成することによって、本実施形態におけるように、フィルタリングされた画像データを生成してもよい。この処理は、当業者に知られた技術を使用する任意の適切な方法で実行されてもよく、例えば、受信された画像データを適切にサンプリングし、（必要に応じて）任意の望ましい形態の内挿（例えば、共一次内挿法）、空間アンチエイリアスなどを適用することによって、実行されてもよい。プロセッサ 120 は、受

50

信された画像データの空間解像度を $1/1.4 \sim 1/4$ に減らしてもよく、（本実施形態におけるように、） $1/2$ に減らすのがより好ましい。次に、プロセッサ 120 は、例えば前述した技術を使用して、より空間解像度の低い画像データによって定義された画像内の線状構造を強調するように、生成されたより空間解像度の低い画像データをフィルタリングすることによって、フィルタリングされた画像データを生成してもよい。

【0019】

その後、プロセッサ 120 は、（i）フィルタリングされた画像データを処理して、網膜の外側血管アーケードの血管構造の空間解像度の低い画像を定義するより空間解像度の低いフィルタリングされた画像データを生成することと（この場合も、空間解像度は、 $1/1.4 \sim 1/4$ に減らされるのが好ましく、 $1/2$ に減らされるのがさらに好ましい）
、（ii）より空間解像度の低いフィルタリングされた画像データによって定義された画像内の線形構造を強調するように、プロセス（i）で生成されたより空間解像度の低いフィルタリングされた画像データをフィルタリングすることとの追加のプロセスを実行してもよく、プロセス（i）の任意の繰り返しにおいて処理されるフィルタリングされた画像データは、プロセス（ii）の先行する実行において生成されたフィルタリングされた画像データである。このようにして、プロセス（i）及び（ii）は、2回以上（2回が好ましい）反復して実行されてもよく、1回の反復におけるプロセス（ii）の出力は、次の反復におけるプロセス（i）への入力として機能する。初期画像の強調及びプロセス（i）及び（ii）の2回連続する繰り返しの例が、図3A、3B、及び3Cにそれぞれ示されており、結果として得られた平滑化された画像のサイズは、同じ寸法に設定されている。

【0020】

次に、プロセスはステップ S30 に進み、ステップ S30 で、プロセッサ 120 は、変換された画像データによって定義された画像内の血管構造が、フィルタリングされた画像データ（又は、場合によっては、受信された画像データ）によって定義された画像内の血管構造よりも円形になるように、ステップ S20 において前述したプロセスの最後に生成されたフィルタリングされた画像データ（又は、ステップ S20 が省略される実施形態では、受信された画像データ）を変換する。この変換は、当業者に知られた技術を使用して、画像内の血管構造がより円形になるのに必要な量だけ、画像の横方向又は縦方向のいずれかに、フィルタリングされた画像データの解像度を下げることによって実行されてもよい。画像内の血管構造をより円形にすることによって、血管構造が楕円形である画像内の窩の位置を推定するために必要になる、より複雑で計算コストが高い計算ではなく、本明細書において下で説明されている簡略化された処理動作を使用できるようになる。

【0021】

図2のステップ S40 で、プロセッサ 120 は、変換された画像の複数のピクセル p_{ij} （ i 及び j は、ピクセル配列の列及び行をそれぞれ表す）のピクセルごとに、ピクセルにおける又はピクセルに隣接する画像に存在する血管（言い換えると、ピクセルにおける又はピクセルに近接する（例えば、1つ又は複数のピクセルの既定の数の範囲内の）画像に存在することのある血管）の方向を示す各局所的方向ベクトルを計算する。そのような局所的方向ベクトルは、当業者に知られている技術を使用して、さまざまな方法で求められ得る。例えば画像強度の一階微分又は二階微分を使用して、局所的方向及びエッジ強度が評価され得る。一階微分は、ソーベルカーネル又は（前述したような）その他のカーネルを使用した畳み込みによって、計算され得る。その後、局所的方向は、勾配の y 成分と x 成分の比の逆正接になる。二階微分は、ソーベルカーネル又はその他のカーネルを使用した反復される畳み込みによって、計算され得る。その後、局所的方向は、ヘッシアン行列

【数 6】

$$\begin{bmatrix} \frac{d^2 z}{dx^2} & \frac{d^2 z}{dy dx} \\ \frac{d^2 z}{dx dy} & \frac{d^2 z}{dy^2} \end{bmatrix}$$

の最大の固有値を含む固有ベクトルの y 成分と x 成分の逆正接になり、ここで z は画像強度である。

【0022】

10

例えば、局所方向ベクトルは、各ピクセルで、最大の固有値を有するヘッシアン行列の固有ベクトルを求めることによって、計算されてもよい。代替として、局所方向ベクトルは、本実施形態におけるように、ピクセル値勾配ベクトルの形態を取ってもよく、ピクセル値勾配ベクトルは、血管セグメントの局所方向（すなわち、血管の流れの方向、又はその反対方向、言い換えると、画像内で血管が伸びる方向）と直角な方向で、1つのピクセルと次のピクセルの間でピクセル値が相対的に急激に変化する、網膜画像内の血管の境界領域で大きい大きさを持つ傾向があり、血管から離れた位置では概して小さくなる。したがって、血管の一部（特に、血管のエッジ部分）を示している網膜画像の領域内のピクセルでのピクセル値勾配ベクトルは、血管の方向を示す。

【0023】

20

したがって、本実施形態では、ステップ S40 で、プロセッサ 120 が、変換された画像データの複数のピクセル p_{ij} のピクセルごとに、ピクセルでの各ピクセル値勾配ベクトル $g(i, j)$ （言い換えると、画像強度の勾配）を計算する。ピクセルは、ピクセルの配列上の位置 (i, j) で変化する値を持つ離散関数 $f(i, j)$ の各値を保持していると考えられてもよく、任意のピクセルでのピクセル値勾配ベクトル g は、そのピクセルでのこの関数が最大に増加する方向を指し示し、ピクセル値勾配ベクトルの大きさ $(|g|)$ は、その方向での関数の傾きである。前述したように、網膜の画像内で、ピクセル値勾配ベクトルの大きさは、概して血管のエッジで最大になり、その領域では、血管が伸びる方向と直角な方向に、ピクセル値における急激な変化が存在する。

【0024】

30

ピクセル値勾配ベクトル g を計算するための任意の周知の技術が使用されてもよく、例えば、「Digital Image Processing」(R. C. Gonzalez 及び R. E. Woods 著、Pearson、2007 年 8 月 31 日) 又は「Digital Image Processing and Computer Vision」(R. J. Schalkoff 著、John Wiley & Sons、1992 年 9 月 2 日) に記載されている技術が挙げられる。標準的な方法では、ソーベル演算子、プルウィット演算子、又はロバーツ演算子を使用し、これらの演算子を使用して、勾配の x 成分及び y 成分、勾配の大きさ、並びに勾配の方向を決定するのに使用され得る。ステップ S40 でピクセル値勾配ベクトル $g(i, j)$ が計算される複数のピクセル p_{ij} は、変換された画像データのすべてのピクセルを包含してもよく、それらのピクセルのうち 40 の一部のみを包含してもよい。プロセッサ 120 は、例えば、変換された画像の 1 つ又は複数の領域（例えば、画像の周辺領域）を定義するマスクを使用してもよく、それらの領域内では、ピクセル値勾配ベクトル g の計算が実行されない。

【0025】

その後、本実施形態におけるようなプロセスは、オプションのステップ S50 に進んでもよく、ステップ S50 で、プロセッサ 120 が、選択されたピクセル p^s_{ij} の各ピクセルでの局所方向ベクトル（本実施形態では、計算されたピクセル値勾配ベクトル $g(i, j)$ ）の大きさがしきい値を超えるように、複数のピクセル p_{ij} からピクセル p^s_{ij} を選択する。このオプションのステップは、局所方向ベクトル（すなわち、 $|g|$ ）が小さいピクセル（すなわち、血管内又は血管のエッジにある可能性が低いピクセル） 50

を、下で説明されているさらなる処理動作の資格がないと判定し、以て、計算リソースを節約し、さらに、窩の位置をより高い精度で推定できるようにする。プロセッサ120は、例えば、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ の各ピクセルで計算されたピクセル値勾配ベクトル $g(i, j)$ の大きさが、ピクセル p_{ij} のピクセル値勾配ベクトルの大きさの既定の百分位数を超えるように、複数のピクセル p_{ij} からピクセル $p^{s_{ij}}$ を選択してもよい。この既定の百分位数は、50番目の百分位数であってもよく、又は本実施形態におけるように、80番目の百分位数であるのが、より好ましい。

【0026】

プロセッサ120は、図4のステップS60に進み、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ の各ピクセルでの正規化された局所的方向ベクトルの大きさが、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のすべてについて同じ既定の値を取るように、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のピクセルごとに計算された局所的方向ベクトルを正規化することによって、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のピクセルごとに正規化された局所的方向ベクトルを計算する。ステップS50が省略された場合、ステップS60で、プロセッサ120は、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ の各ピクセルでの正規化された局所的方向ベクトルの大きさが、すべてのピクセルについて同じ既定の値を取るように、ピクセル p_{ij} のピクセルごとに計算された局所的方向ベクトルを正規化することによって、複数のピクセル p_{ij} のピクセルごとに正規化された局所的方向ベクトルを計算する。

【0027】

局所的方向ベクトルは、本実施形態では、例として、ピクセル値勾配ベクトルであるため、ステップS60で、プロセッサは、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ の各ピクセルでの正規化されたピクセル値勾配ベクトルの大きさ $(|g^n(i, j)|)$ が、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のすべてについて同じ既定の値を取るように、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のピクセルごとに計算されたピクセル値勾配ベクトル $g(i, j)$ を正規化することによって、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のピクセルごとに、正規化されたピクセル値勾配ベクトル $g^n(i, j)$ を計算する。このようにして、 $|g^n(i, j)|$ は、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のすべてについて同じになるが、 g^n の方向は、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ それぞれでの局所的なピクセル値の勾配によって決まり、したがって、選択されたピクセル間で通常は異なる。プロセッサ120は、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ の各ピクセルでの前述のベクトルの大きさ（すなわち、 R ）が $0.5DFD \sim 1.3DFD$ の範囲内になるように、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のピクセルごとに正規化されたピクセル値勾配ベクトル g_n （又は、前述したように、局所的方向ベクトルのその他の形態）を計算するのが好ましく、 DFD は、網膜の受信された画像内の窩と視神経乳頭との中心の間の距離である（例えば、ピクセルの数を単位として表される）。 DFD の値は、（例えば網膜の画像を調査することによって）容易に決定され、その後、本明細書に記載された技術を使用して、同様の条件下で取得された同じ画像又はその他の画像の自動処理において使用されてもよい。言い換えると、網膜画像のバッチの自動処理に使用される単位 DFD の適切な値は、バッチ内の画像を代表するトレーニング画像のセットを手動で調べて DFD の適切な測定値を取得することによって決定されてもよく、その後、決定された DFD の値は、画像のバッチの処理に使用され得る。

【0028】

プロセスS70で、プロセッサ120は、累算器配列を使用して、後述される動作を実行する。配列の各累算器 (a_{ij}) は、実数値（整数であってもなくてもよく、正又は負であってもよい）を受信し、受信された値の累積を示す累積値を計算するように構成される。例えば、各累算器 a_{ij} は、本実施形態におけるように、累積値が受信された値の合計になるように、受信した正の整数値（以下では、「投票」とも呼ばれる）を合計してもよい。各累算器 a_{ij} は、受信された各値を、以前に受信され、以て計算された値の合計に追加してもよく（言い換えると、各累算器 a_{ij} は、新しい各値の受信時に、その累積値を更新してもよく）、又は各累算器 a_{ij} は、受信された値を一時的に格納してから、ステップS70での動作の終了時に、それらの値の合計を計算してもよい。しかし、他の

実施形態では、各累算器 a_{ij} は、代替的に、十分に大きい正数である初期値を格納するように初期化され、その後、受信された負の整数値を格納された値に加算してもよく（又は、受信された正の値を格納された値から差し引いてもよく）、以て、受信した各値で、格納された値を事実上デクリメントする。その場合、ステップ S 7 0 での動作の終了時に、この累積値も、受信された値の累積を示す。

【0029】

本実施形態では、累算器配列は、作業メモリ 130 内の記憶素子を適切にアドレス指定して（格納された情報に対して、書き込み、読み取り、及びその他の処理を行うことを含めて）管理するように、命令ストア 140 内の前述の命令を実行するプロセッサ 120 によって実装される。各累算器 a_{ij} は、受信された画像データの各ピクセル p_{ij} に関連付けられ、例えばプロセッサ 120 によって、作業メモリ 130 内で、関連付け、リンク、又はポインタが、各累算器 a_{ij} を画像データ内の対応するピクセル p_{ij} に関連付ける。

10

【0030】

ステップ S 7 0 で、プロセッサ 120 が、複数のピクセルのピクセルごとに、各値を、複数のピクセルのうちのピクセルでの局所的方向ベクトルの方向を基準にした既定の方向に既定の値だけ複数のピクセルのうちのピクセルからオフセットしている（すなわち、変位ベクトルだけ分離されている）変換された画像データのピクセル p^o_{ij} に関連付けられた累算器 a_{ij} に加算することによって、及び累算器 a_{ij} 内の値を平滑化することによって、累算器配列に対して処理する。ここで、図 5 及び 6 を参照して、プロセス S 7 0 についてさらに詳細に説明する。

20

【0031】

まず、図 5 を参照すると、ステップ S 7 1 で、各累算器 a_{ij} に格納された累積値が共通の定数値（この実施形態では、ゼロ）になるように、プロセッサが、累算器配列を初期化する。累算器が、受信された正の値を初期（開始）値から減算する（又は等価的に、受信された負の値を初期値に加算する）前述の代替の実施形態では、各累算器 a_{ij} は、ステップ S 7 1 で初期値を格納するように設定される。

【0032】

ステップ S 7 2 で、選択されたピクセル p^s_{ij} の各ピクセルを順番に参照するために使用されるインデックス l が、1 の初期値に設定される。

30

【0033】

次に、ステップ S 7 3 で、プロセッサ 120 が、選択されたピクセル p^s_{ij} のうちの第 1 のピクセルを（この段階では $l = 1$ として）、値（本実施形態では、例として 1 である）を、選択されたピクセルでの局所的方向ベクトルの方向を基準にした既定の方向に、既定の値 R だけ、画像データ内の選択されたピクセル p^s_{ij} からオフセットしている（すなわち、間隔を空けて離れている）受信された画像データのピクセル p^o_{ij} に関連付けられた累算器配列の累算器 a_{ij} に加算することによって、処理する。この実施形態では、局所的方向ベクトルがピクセル値勾配ベクトル $g(i, j)$ であるため、既定の方向は、選択されたピクセル p^s_{ij} でのピクセル値勾配ベクトル $g(i, j)$ の方向と平行である。他の実施形態では、既定の方向は、局所的方向ベクトルがどのように計算されるかに応じて、局所的方向ベクトルの方向と直角であるか、又は局所的方向ベクトルの方向を基準にした別の既定の角度であってもよい。ステップ S 7 3 で考慮されるオフセットは、概して、図 6 に示されているように、選択されたピクセルで選択されたピクセルによって示された血管が伸びる方向と直角な方向にある。

40

【0034】

さらに詳細には、図 6 は、網膜画像データのピクセル p^s_{ij} 及び p^o_{ij} と、本明細書に記載された累算器配列 A の累算器 a_{ij} の間の関係を示している。図 6 で、変換された画像データが、図の上部に示されて、視神経乳頭 OD 並びに外側血管アーケード TAV-1 及び TAV-2 を含んでいる網膜の画像を定義しており、これらの外側血管アーケードは、図 6 に示されている網膜の変換された画像内の窩（図 6 には示されていない）を中

50

心とする円の実質的に円弧である各経路を介して視神経乳頭上で合流している。図6の下側部分は、前述の累算器 a_{ij} を含んでいる累算器配列Aの一部を示している。図6に示されているように、ピクセル p^o_{ij} は、 p^s_{ij} で $g(i, j)$ の方向と平行な線上にある、この線に沿った p^s_{ij} からの距離が R に最も近いピクセルであると考えられる（言い換えると、ベクトル R が指し示すピクセルであり、 R は、 $|R| = |g^n(i, j)| = R$ 及び $R \times g(i, j) = 0$ となるように計算された、 p^s_{ij} からの画像平面内のベクトル変位である）。プロセッサ120は、ステップS60で第1の選択されたピクセル p^s_{ij} に対して計算された正規化されたピクセル値勾配ベクトル $g^n(i, j)$ に基づいて、第1の選択されたピクセル p^s_{ij} に関して、変換された画像データ内のどのピクセルが、計算されたオフセット R を持つかを決定する（最も近いピクセルに丸められる）。プロセッサ120がピクセル p^o_{ij} の候補位置を除外するためにマスクを使用しない限り、プロセッサ120は、本実施形態におけるように、やはりステップS60で第1の選択されたピクセル p^s_{ij} に対して計算された正規化されたピクセル値勾配ベクトル $g^n(i, j)$ に基づいて、第1の選択されたピクセル p^s_{ij} に関して、網膜画像内のどのピクセルが、計算された $-R$ のオフセットを持つかをさらに決定してもよい（最も近いピクセルに丸められる）。

10

【0035】

ステップS73でのプロセスによって、プロセッサ120は、「投票」を、窩の位置の候補になると考えられる各ピクセルに対応する (p^o_{ij} を基準にした R 及び $-R$ での) 累算器配列Aの2つの各累算器に、事実上登録する。

20

【0036】

次に、プロセスはステップS74に進み、ステップS74で、プロセッサ120は、インデックス l が制限 L に達したかどうかを判定し、 L は、ステップS50で選択されているピクセル p^s_{ij} の数である。カウンタ l がまだ制限 L に達していない場合、ステップS75でカウンタ l が1だけインクリメントされ、プロセスがステップS73に戻り、次に選択されたピクセル p^s_{ij} が、前述したように処理される。このようにして、ピクセル値の勾配の大きさがしきい値を越えている画像データ内の各ピクセルが、局所勾配に平行な方向（したがって、血管構造の局所的方向と直角な方向）に距離 R だけ前述のピクセルからオフセットしているピクセルに対応する累算器内の投票に寄与する。

30

【0037】

選択されたピクセル p^s_{ij} がすべて処理された後に（ステップS74で、 $l = L$ ）、プロセスがステップS76に進み、ステップS76で、プロセッサ120が、累算器内の累積値を平滑化して、反応マップを生成する。多数の選択されたピクセルが処理された後に、より多くの投票が、前述の円（この円の円弧に沿って、外側血管アーケードが伸びる）の中心の近くにある変換された画像内のピクセルに関連付けられた累算器内で登録されており、これが反応マップに反映されることになる。任意の画像平滑化（又はローパスフィルタリング）処理を配列に適用することによって、累積値の配列が平滑化されてもよい。適切な画像平滑化方法の例は、「Digital Image Processing」（R. C. Gonzalez 及び R. E. Woods 著、Pearson、2007年8月31日）及び「Digital Image Processing and Computer Vision」（R. J. Schalkoff 著、John Wiley & Sons、1992年9月2日）に記載されている。平滑化処理は、例えば、（移動平均フィルタを作成するために）ガウス形状又は同様の値の配列を有することがあるカーネルによる畳み込みなどの、線形処理であることができる。平滑化又はローパスフィルタリングは、周波数領域においても実行され得る。平滑化処理は、メジアンフィルタ又は形態学的フィルタなどの非線形処理であることもできる。プロセッサ120は、本実施形態におけるように、 $0.02 DFD \sim 0.5 DFD$ の標準偏差を有することが好ましく、 $0.075 DFD \sim 0.25 DFD$ の標準偏差を有することがさらに好ましく、 $0.15 DD$ の標準偏差を有することがさらにいっそう好ましいガウスカーネルを使用して、累算器内の値を平滑化してもよい。いずれの場合でも、反応マップは、網膜の画像内の窩の位

40

50

置の確率分布を示す。

【0038】

再び図4を参照すると、S70の完了後に、プロセスはステップS80に進み、ステップS80で、プロセッサ120が、累算器配列内の累積値のうちの極大値又は全体的最大値である累積値を累積した配列の累算器に関連付けられた、変換された画像データのピクセルの位置を使用して、網膜の画像内の窩の位置を推定する（全体的最大値は、すべての累算器のうちで最大の累積値である）。窩の位置は、変換された画像の前述のピクセル、又は受信された画像（すなわち、変換前の画像）内の対応する位置でのピクセルの位置として、或いはこれらのピクセルのいずれかから（例えば、経験又はトレーニングから決定された）既定の変位ベクトルだけ分離されたピクセルの位置として推定されてもよい。さらに一般的には、プロセッサ120は、累算器配列内の累積値のうちの極大値又は全体的最大値を下回る値の既定の範囲（範囲がゼロ以外の場合、例えば、最大値から5%又は10%に及ぶ範囲）内にある累積値を累積した累算器に関連付けられた、受信された画像データ内のピクセルの位置を使用して、窩の位置を推定してもよい。反応マップから決定された2つ以上の極大値の位置が、窩の位置の推定に使用されてもよい。例えば、特定のしきい値を超えるすべての極大値を選択することによって、複数の極大値が選択されてもよい。複数の極大値が検出されてもよく、それらのうちのどれが窩の位置に対応するピクセルに関連付けられるかの選択は、その後のデータ処理段階に延期されてもよい。反応マップ内の既定の対象領域が、極大値の選択を制限するために使用されてもよい。例えば、対象領域は、窩が発生する可能性が非常に高いことが経験から知られている領域であることができる。

【0039】

一部の実施形態（例えば、累積値が負であるか、又は累算器が、受信された「投票」と共に初期設定された数をデクリメントする実施形態）では、プロセッサ120は、累算器配列内の累積値のうちの極小値又は全体的最小値である累積値を累積した配列の累算器に関連付けられた、変換された画像データのピクセルの位置として（又は、この位置に基づいて）、網膜画像内の窩の位置を推定してもよい。したがって、プロセッサ120は、さらに一般的には、累算器配列内の累積値の（局所的又は全体的）極値である累積値を累積した配列の累算器に関連付けられた、変換された画像データのピクセルの位置を使用して、網膜の画像内の窩の位置を決定してもよい。

（実施形態2）

【0040】

本実施形態では、プロセッサ120は、1つではなくN個の累算器配列に対して処理し、Nは2以上である。これらの累算器配列はそれぞれ、ピクセル値勾配ベクトル g が向けられることがあるN個の異なる量子化された方向のうちの各1つに関連付けられ、対応するインデックス n （ $n = 1, \dots, N$ ）でラベル付けされる。 g が向けられる可能性がある方向は、角度の範囲 $[0, \pi]$ 内に収まるように選択され、この範囲が、N個の部分範囲又は「量子化された方向」に量子化される。例えば、 $N = 4$ である場合、すべてのベクトル $g(i, j)$ が、角度範囲 $[0, \pi/4]$ に対応する第1の量子化された方向、角度範囲 $[\pi/4, \pi/2]$ に対応する第2の量子化された方向、角度範囲 $[\pi/2, 3\pi/4]$ に対応する第3の量子化された方向、又は角度範囲 $[3\pi/4, \pi]$ に対応する第4の量子化された方向に向けられているとして分類されてもよい。関数 $\text{round}[N \bmod(\theta, \pi) / \pi - 0.5]$ （ $\theta = \arctan(g_y / g_x)$ 、 g_y は g の y 成分、 g_x は g の x 成分）が、 g の方向を量子化するために使用されてもよい。第1の量子化された方向に関連付けられた累算器配列には $n = 1$ が割り当てられ、第2の量子化された方向に関連付けられた累算器配列には $n = 2$ が割り当てられ、第3の量子化された方向に関連付けられた累算器配列には $n = 3$ が割り当てられ、第4の量子化された方向に関連付けられた累算器配列には $n = 4$ が割り当てられる。本実施形態では、 n 番目の累算器配列（ n 番目の量子化された方向に関連付けられている）の i 番目の列及び j 番目の行にある累算器は、 a_{ij_n} と示される。各累算器配列内の各累算器 a_{ij_n} は、網膜画像データ内の

各ピクセルに関連付けられ、そのためN個の累算器（N個の累算器配列の累算器配列ごとに1つの累算器）が、変換された画像データ内の各ピクセルに関連付けられている。

【0041】

図7は、プロセスを示すフロー図であり、このプロセスによって、本実施形態の画像処理装置170が、網膜の画像を定義する画像データを処理して窩の位置を決定し、このプロセスは、前述した第1の実施形態のステップS10～S50及びステップS60の例示的な形態（図7では、S60'のラベルが付けられている）（これらのステップの説明については、ここでは繰り返されない）、並びに、以下で説明される、N個の累算器配列に対して実行される一連の動作を含んでいる。本実施形態の構造及び動作は、以下で説明される違いを別にして、第1の実施形態と同じであるということに注意すべきである。さらに、前述した第1の実施形態に対する可能性能のある変更は、本実施形態に対して行われてもよい。

【0042】

ステップS91で、N個の累算器配列の各累算器が、図5のステップS71と同じ方法で初期化されるため、各累算器 a_{ij} に格納される累積値はゼロである。

【0043】

ステップS92で、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ の各ピクセルを順番に参照するために使用されるインデックス l が、1の初期値に設定される。

【0044】

次に、ステップS93で、プロセッサ120が、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のうちの第1のピクセルを（この段階では $l=1$ として）、第1の選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ での $g(i, j)$ 又は $g^n(i, j)$ のいずれかの方向をN個の量子化された方向のうちの1つに量子化することによって、処理する。したがって、 n の値（1～N）のうちの1つが、第1の選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ での g の方向に応じて、このピクセルに関連付けられてもよく、これによって、対応する（同じ n の値を持っている）累算器配列を識別して、アクセスできるようになる。

【0045】

ステップS94で、プロセッサ120は、定数値（例えば、第1の実施形態におけるように、1）を、第1の選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ での $g(i, j)$ の量子化された方向と同じ量子化された方向に関連付けられた累算器配列の累算器 a_{ijn} に加算し、値が加算される累算器は、（第1の実施形態におけるように）第1の選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ から、第1の選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ での $g(i, j)$ の方向と平行な方向に既定の値 R だけオフセットしている変換された画像データのピクセル p^o_{ij} に関連付けられる。したがって、本実施形態では、どの累算器が、選択されたピクセルの「投票」を受信するかは、やはり選択されたピクセルでの $g(i, j)$ の方向によって決まり、この累算器は、 $g(i, j)$ の量子化された方向と同じ量子化された方向に関連付けられ、選択されたピクセルでの $g(i, j)$ の方向と平行な方向に既定の値 R だけ選択されたピクセルからオフセットしている受信された画像データのピクセル p^o_{ij} に関連付けられて、投票を受信する。

【0046】

次に、プロセスはステップS95に進み、ステップS95で、プロセッサ120は、インデックス l が制限 L に達したかどうかを判定しており、 L は、ステップS50で選択されているピクセル $p^{s_{ij}}$ の数である。カウンタ l がまだ制限 L に達していない場合、ステップS96でカウンタ l が1だけインクリメントされ、プロセスがステップS93に戻り、次に選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ が、前述したように処理される。このようにして、 $|g|$ がしきい値を超える変換された画像データ内の選択された各ピクセルは、選択されたピクセルでの g の量子化された方向と同じ量子化された方向 n に関連付けられ、選択されたピクセルでの局所勾配に平行な方向（したがって、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ での血管の局所方向と垂直な方向）に距離 R だけ選択されたピクセルからオフセットしているピクセルに対応する、累算器 a_{ijn} 内の投票に寄与する。

【0047】

選択されたピクセル p^s_{ij} がすべて処理された後に（ステップ S95 で、 $l = L$ ）、プロセスがステップ S97 に進み、ステップ S97 で、プロセッサ 120 が、複数の累算器配列内の累積値を平滑化する。平滑化処理は、第 1 の実施形態に関連して説明された技術を使用して、複数の配列のうちの 1 つ又は複数に含まれる累積値に対して実行されてもよい。したがって、1 つ又は複数の累算器配列のガウスぼかしが実行されてもよい。追加的又は代替的に、平滑化処理は、同じ技術を使用して、同じインデックス i 及び j を有するがインデックス n ($1 \sim N$) が異なる N 個の累算器 a_{ijn} に累積された値に対して実行されてもよい。

【0048】

10

ステップ S100 で、プロセッサ 120 は、異なる各累算器配列内に設けられ、変換された画像データの同じピクセル p^o_{ij} に関連付けられた N 個の累算器 a_{ijn} のセットごとに、 N 個の累算器 a_{ijn} に累積された各累積値の積を計算する。この積は、事実上、異なる勾配方向全体の「ソフト AND」演算であり、そのため、この積の大きい値に関連付けられた画像内のピクセルは、網膜の変換された画像内で血管が周囲を回っている位置にある傾向がある。言い換えると、この積がゼロ以外である位置には、必ず、 N 個の累算器配列に関連付けられた N 個の方向それぞれからの寄与が存在するはずである。

【0049】

累算器配列の数 (N) は、 $2 \leq N \leq 32$ であることが好ましく、 $4 \leq N \leq 16$ であることがさらに好ましい。 $N = 1$ （第 1 の実施形態と同じ）である場合、この方法は、勾配の方向を量子化する必要がなく、複数の累算器配列を「ソフト AND」によって結合する必要があるというように、簡略化される。ただし、この簡略化は、「信号対ノイズ比」が、例えば $N = 8$ の場合と比較して $1/2$ に低下するという代償を払ってもたらされる。一方、大きすぎる N の値を使用すると、計算コストが増加し、すべてのピクセル位置でステップ S100 で計算された積がゼロになることがあるため、視神経乳頭又はその他の解剖学的特徴の位置を確実に決定できなくなる場合がある。視神経乳頭の検出の場合は、 $N = 8$ が好ましい。血管接合部の検出の場合は、より小さい N の値（例えば、3 又は 4）が使用されてもよい。

20

【0050】

プロセスはステップ S100 からステップ S110 に進み、ステップ S110 で、プロセッサ 120 は、累積値の計算された積が累積値の計算された積のうちの極大値又は全体的最大値になる、 N 個の累算器のセットに関連付けられた、変換された画像のピクセルの位置を使用して、 N 個の累算器のセットに関連付けられた網膜の画像内の窩の位置を推定する。窩の位置は、変換された画像の前述のピクセル、又は受信された画像（すなわち、変換前の画像）内の対応する位置でのピクセルの位置として、或いはこれらのピクセルのいずれかに関して（例えば、経験又はトレーニングから決定された）既定の量だけオフセットしているピクセルの位置として推定されてもよい。さらに一般的には、プロセッサ 120 は、累積値の計算された積が累積値の計算された積のうちの（局所的又は全体的）最大値を下回る値の既定の範囲内にある、 N 個の累算器のセットに関連付けられた、変換された画像データのピクセルの位置を使用して、 N 個の累算器のセットに関連付けられた網膜の画像内の窩の位置を推定してもよい。反応マップから決定された 2 つ以上の極大値の位置が、窩の位置の推定に使用されてもよい。例えば、特定のしきい値を超えるすべての極大値を選択することによって、複数の極大値が選択されてもよい。複数の極大値が検出されてもよく、それらのうちのどれが窩の位置に対応するピクセルに関連付けられるかの選択は、延期されてもよい。反応マップ内の既定の対象領域が、極大値の選択を制限するために使用されてもよい。例えば、対象領域は、窩が発生する可能性が非常に高いことが経験から知られている領域であることができる。

30

40

（変更及び変形）

【0051】

前述の実施形態に対して、多くのさらなる変更及び変形が行われ得る。

50

【0052】

例えば、図2～6を参照して上で説明された第1の実施形態は、図8に示されているように、ステップS60'の後、及びステップS72の前に、追加ステップ（つまり、追加ステップS120）を含むように変更されてもよく、ステップS120で、プロセッサ120は、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ の各ピクセルでの $|g^n_2(i, j)|$ が第2の共通の既定の値 R_2 を取るように、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のピクセルごとに計算されたピクセル値勾配ベクトル g を正規化することによって、選択されたピクセル $p^{s_{ij}}$ のピクセルごとに第2の正規化されたピクセル値勾配ベクトル $g^n_2(i, j)$ を計算する。第1の実施形態は、やはり図8に示されているように、インデックス1の値ごとに実行される追加ステップS130を含むようにさらに変更されてもよく、ステップS130で、プロセッサ120は、1番目の選択されたピクセルに関して、各値を、1番目の選択されたピクセルでのピクセル値勾配ベクトル g の方向と平行の方向に第2の既定の値 R_2 だけ1番目の選択されたピクセルからオフセットしている変換された画像データ内のピクセルに関連付けられた累算器に加算する。その他の点では、この変形は第1の実施形態と同じである。ステップS130での追加は、代替的に、第2の既定の値 R_2 に関連付けられた第2の累算器層に対して行われてもよく、その場合、2つの累算器配列内の対応する要素が、要素ごとの加算などの何らかのハード又はソフトOR演算によって、ステップS74の後に結合される。

10

【0053】

さらに一般的には、ステップS72の前に、3つ以上の正規化されたピクセル値勾配ベクトルが計算されてもよく、各ピクセル値勾配ベクトルは、前述した好ましい $|g^n(i, j)|$ の範囲内の大きさを有することが好ましい。これらの場合、値は、1つの累算器配列に累積されても、又は対応する数の累算器配列に累積された後、前述した方法で結合されてもよい。プロセスにおいて2つ以上の計算されて正規化されたピクセル値勾配ベクトルを使用することによって、窩の位置を、より確実に決定できるようにしてもよい。

20

【0054】

前述の変更は、前述の第2の実施形態に対して行われてもよい。

【0055】

前述の実施形態のいずれかに対して行われるか、又はこれらの実施形態に対する前述の変更のいずれかと組み合わせられてもよいその他の変更として、プロセッサ120が、変換され（及び、光学的に前処理され）た画像データの複数のピクセル p_{ij} の各ピクセルでの各ピクセル値勾配ベクトル $g(i, j)$ を計算するように、ステップS50でのピクセルの選択が省略されてもよい。この変形では、その後、プロセッサ120は、各ピクセルでの $|g^n(i, j)|$ が共通の既定の値 R を取るように、ピクセル p_{ij} ごとに計算されたピクセル値勾配ベクトルを正規化することによって、複数のピクセル p_{ij} のピクセルごとに $g^n(i, j)$ を計算する。プロセッサ120は、複数のピクセル p_{ij} のピクセルごとに、各値を、複数のピクセルのうちのピクセルでの $g(i, j)$ の方向と平行の方向に既定の値 R だけ複数のピクセル p_{ij} のピクセルからオフセットしている変換された画像データのピクセル p^o_{ij} に関連付けられた累算器に加算し、累算器内の値を平滑化することによって、累算器配列に対して処理する。この変形では、プロセッサは、各値として、各重み付けを、ピクセル p^o_{ij} に関連付けられた累算器に加算してもよく、この重み付けは、複数のピクセルのうちのピクセルでの $g(i, j)$ の大きさを示す。その後、プロセッサは、上で詳細に説明されたように、累算器内の累積値の極値から既定の範囲内にある累積値を累積した累算器に関連付けられた、変換された画像データのピクセルの位置を使用して、網膜の画像内の窩の位置を推定する。この変形では、複数のピクセルの各ピクセルから累算器への寄与が存在するが、各ピクセルからのこの寄与のサイズは、このピクセルでの $g(i, j)$ の大きさによって決まる。

30

40

【0056】

さらに、前述した実施形態及び実施形態の変更における方法のステップの一部の順序は、変更されてもよい。例えば、図8のステップS60'及びS120の順序、並びに同様

50

に S 7 3 及び S 1 3 0 の順序は、逆転されてもよく、又はこれらのステップは、並列に実行されてもよい。さらに、累算器配列 A の初期化は、図 5 に示されたプロセス内のステップ S 7 3 の前のプロセス内の任意の時点で、図 7 に示されたプロセス内のステップ S 9 3 の前のプロセス内の任意の時点で、及び図 8 に示されたプロセス内のステップ S 7 3 (S 7 3 及び S 1 3 0 の順序が逆転されている場合は、ステップ S 1 3 0) の前の任意の時点で、実行されてもよい (当然、初期化はインデックス 1 についてのループの外側にある)。

【図 1】

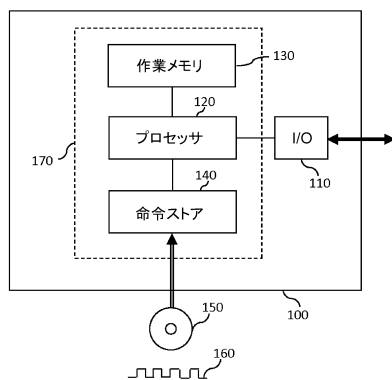


Fig. 1

【図 2】

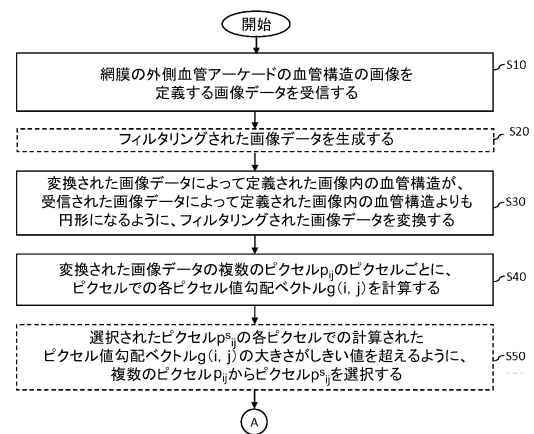


Fig. 2

【図 3 A】



Fig. 3A

【図 3 B】

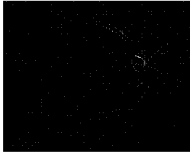


Fig. 3B

【図 3 C】

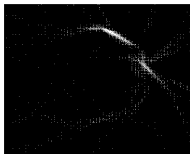


Fig. 3C

【図 4】

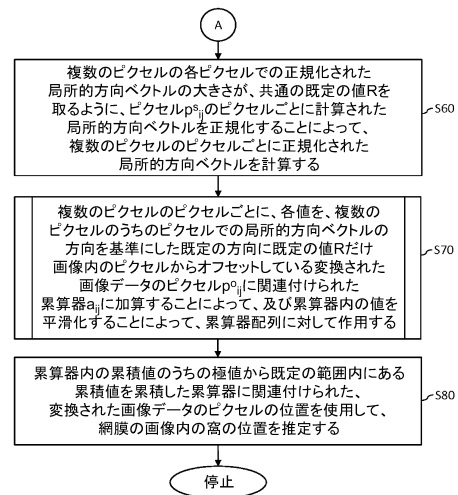


Fig. 4

【図 5】

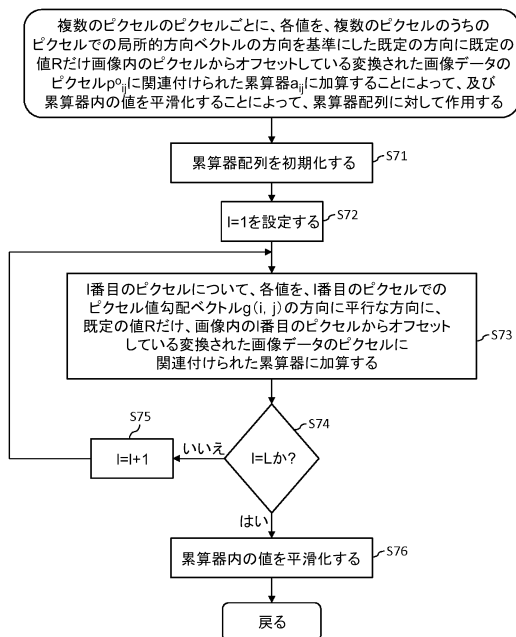


Fig. 5

【図 6】

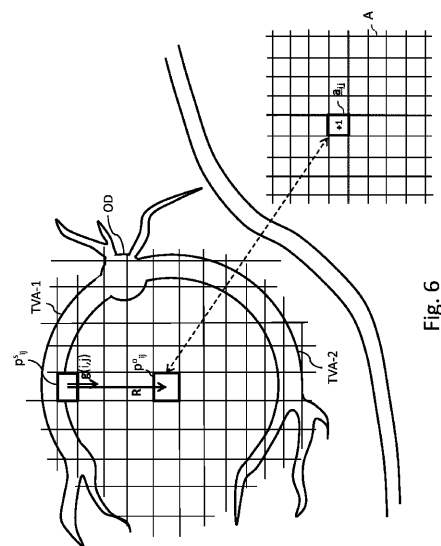
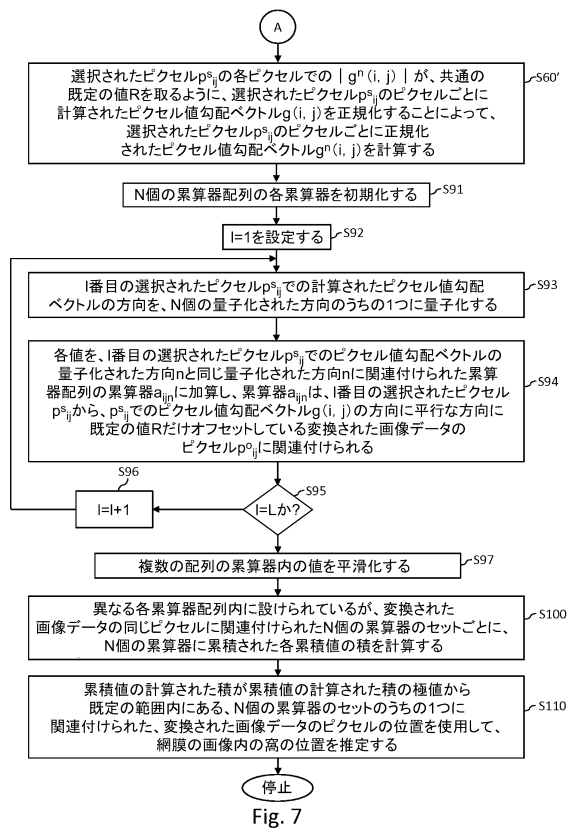
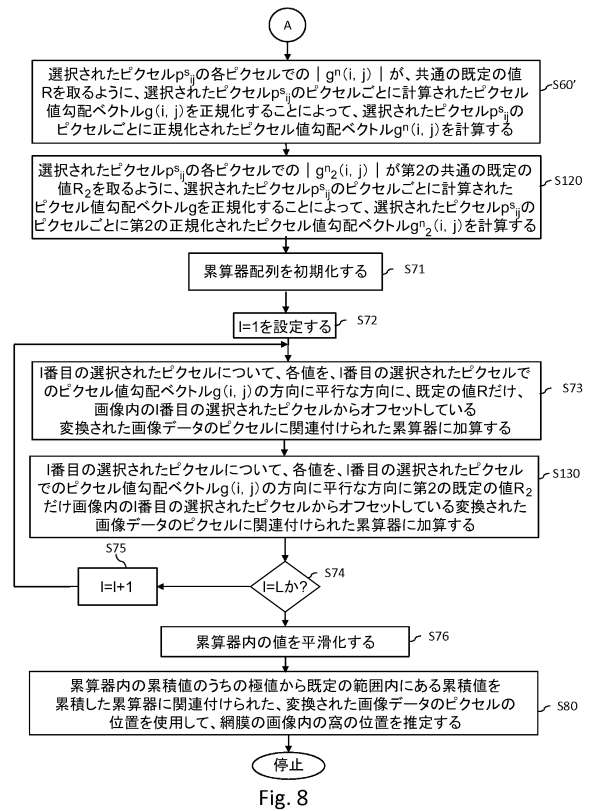


Fig. 6

【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

審査官 牧尾 尚能

- (56)参考文献 特表2002-542863 (JP, A)
特開2014-128366 (JP, A)
特開2013-153879 (JP, A)
特開2014-166270 (JP, A)
特開2013-031527 (JP, A)
特開平06-054810 (JP, A)
米国特許出願公開第2010/0142766 (US, A1)
特表2015-515894 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 3/00 - 3/18