

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6538613号
(P6538613)

(45) 発行日 令和1年7月3日(2019.7.3)

(24) 登録日 令和1年6月14日(2019.6.14)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 3/10 (2006.01)
 A 6 1 B 3/10 1 0 0
 A 6 1 B 3/10 Z D M

請求項の数 11 (全 20 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2016-102627 (P2016-102627) (22) 出願日 平成28年5月23日 (2016.5.23) (65) 公開番号 特開2017-733 (P2017-733A) (43) 公開日 平成29年1月5日 (2017.1.5) 審査請求日 平成30年11月2日 (2018.11.2) (31) 優先権主張番号 特願2015-115881 (P2015-115881) (32) 優先日 平成27年6月8日 (2015.6.8) (33) 優先権主張国 日本国(JP) 早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 501299406 株式会社トーマコーポレーション 愛知県名古屋市西区則武新町二丁目11番 33号 (74) 代理人 110000578 名古屋国際特許業務法人 (72) 発明者 ジェイロン イー. エム. フランク 愛知県名古屋市西区則武新町二丁目11番 33号 株式会社トーマコーポレーショ ン内 (72) 発明者 原 直子 愛知県名古屋市西区則武新町二丁目11番 33号 株式会社トーマコーポレーショ ン内</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 速度測定装置、速度測定プログラムおよび速度測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光源から照射された光を参照光と測定光とに分割し、血管を内包する試料の表面上における互いに異なる複数の照射地点へ前記測定光を照射し、前記測定光が試料で反射した反射光と、前記参照光とが干渉した干渉信号に基づいて、前記試料の断層画像を取得する光干渉断層撮影装置と、

複数の前記照射地点のうち、前記血管上に位置する1つの前記照射地点を第1照射地点とし、前記第1照射地点を通る前記血管上に位置して前記第1照射地点とは異なる1つの前記照射地点を第2照射地点とし、前記第1照射地点における前記干渉信号の時間変化量に基づいて算出されるモーションコントラストを第1モーションコントラストとし、前記第2照射地点における前記干渉信号の時間変化量に基づいて算出されるモーションコントラストを第2モーションコントラストとし、前記第1モーションコントラストと前記第2モーションコントラストを継続して算出するモーションコントラスト算出手段と、

前記モーションコントラスト算出手段による算出結果に基づいて、前記第1モーションコントラストの時間変化を示す第1モーションコントラスト波形と、前記第2モーションコントラストの時間変化を示す第2モーションコントラスト波形とを作成する波形作成手段と、

前記波形作成手段により作成された前記第1モーションコントラスト波形と前記第2モーションコントラスト波形との間の時間的なずれである時間ずれを算出する時間ずれ算出手段と、

前記血管に沿って前記第 1 照射地点から前記第 2 照射地点に到るまでの血管距離を算出する距離算出手段と、

前記時間ずれ算出手段により算出された前記時間ずれと、前記距離算出手段により算出された前記血管距離とに基づいて、前記血管の内部を伝搬するパルス波の速度であるパルス波速度を算出する速度算出手段とを備える

ことを特徴とする速度測定装置。

【請求項 2】

前記モーションコントラストは、血流を測定するために予め設定された測定間隔となる互いに異なる時刻で算出された 2 つの前記干渉信号の位相差を示す情報を含む

ことを特徴とする請求項 1 に記載の速度測定装置。

10

【請求項 3】

前記モーションコントラストは、血流を測定するために予め設定された測定間隔となる互いに異なる時刻で算出された 2 つの前記干渉信号の振幅差を示す情報を含む

ことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の速度測定装置。

【請求項 4】

前記光干渉断層撮影装置は、前記試料の表面上において、前記第 1 照射地点および前記第 2 照射地点を通る前記血管に沿って前記測定光を走査する

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 3 の何れか 1 項に記載の速度測定装置。

【請求項 5】

前記光干渉断層撮影装置は、前記試料の表面上において、前記第 1 照射地点と交差する円形状に前記測定光を走査する第 1 走査を実行するとともに、前記第 2 照射地点と交差し且つ前記第 1 走査の走査領域を包含する円形状に前記測定光を走査する第 2 走査を実行する

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 4 の何れか 1 項に記載の速度測定装置。

20

【請求項 6】

前記モーションコントラスト算出手段は、前記第 1 走査による前記照射地点を前記第 1 照射地点とし、前記第 2 走査による前記照射地点を前記第 2 照射地点として、前記第 1 モーションコントラストと前記第 2 モーションコントラストを算出し、

前記時間ずれ算出手段は、脈拍または脈波が検出された時点から前記第 1 モーションコントラスト波形の予め設定された対比箇所が検出された時点までの時間と、脈拍または脈波が検出された時点から前記第 2 モーションコントラスト波形の前記対比箇所が検出された時点までの時間との差に基づいて、前記時間ずれを算出する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の速度測定装置。

30

【請求項 7】

前記光干渉断層撮影装置が取得した前記干渉信号に基づいて、前記血管の内半径を算出する第 1 血管径算出手段と、

前記第 1 血管径算出手段により算出された前記内半径と、前記速度算出手段により算出された前記パルス波速度とに基づいて、前記血管の血流量を算出する血流量算出手段とを備える

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 6 の何れか 1 項に記載の速度測定装置。

40

【請求項 8】

前記光干渉断層撮影装置が取得した前記干渉信号に基づいて、前記血管の外半径および内半径を算出する第 2 血管径算出手段と、

前記第 2 血管径算出手段により算出された前記外半径および前記内半径と、前記速度算出手段により算出された前記パルス波速度とに基づいて、前記血管の血管弾性特性を算出する血管弾性特性算出手段とを備える

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 7 の何れか 1 項に記載の速度測定装置。

【請求項 9】

前記試料が眼底である場合には、前記血管距離が 0 . 1 5 m m より長くなるように、前記第 1 照射地点と前記第 2 照射地点の位置が設定される

50

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 8 の何れか 1 項に記載の速度測定装置。

【請求項 1 0】

コンピュータを、請求項 1 ~ 請求項 9 の何れか 1 項に記載の速度測定装置の各手段として機能させる速度測定プログラム。

【請求項 1 1】

光源から照射された光を参照光と測定光とに分割し、血管を内包する試料の表面上における互いに異なる複数の照射地点へ前記測定光を照射し、前記測定光が試料で反射した反射光と、前記参照光とが干渉した干渉信号に基づいて、前記試料の断層画像を取得する光干渉断層撮影装置を用いる速度測定方法であって、

複数の前記照射地点のうち、前記血管上に位置する 1 つの前記照射地点を第 1 照射地点とし、前記第 1 照射地点を通る前記血管上に位置して前記第 1 照射地点とは異なる 1 つの前記照射地点を第 2 照射地点とし、前記第 1 照射地点における前記干渉信号の時間変化量に基づいて算出されるモーションコントラストを第 1 モーションコントラストとし、前記第 2 照射地点における前記干渉信号の時間変化量に基づいて算出されるモーションコントラストを第 2 モーションコントラストとし、前記第 1 モーションコントラストと前記第 2 モーションコントラストを継続して算出するモーションコントラスト算出手順と、

前記モーションコントラスト算出手順による算出結果に基づいて、前記第 1 モーションコントラストの時間変化を示す第 1 モーションコントラスト波形と、前記第 2 モーションコントラストの時間変化を示す第 2 モーションコントラスト波形とを作成する波形作成手順と、

前記波形作成手順により作成された前記第 1 モーションコントラスト波形と前記第 2 モーションコントラスト波形との間の時間的なずれである時間ずれを算出する時間ずれ算出手順と、

前記血管に沿って前記第 1 照射地点から前記第 2 照射地点に到るまでの血管距離を算出する距離算出手順と、

前記時間ずれ算出手順により算出された前記時間ずれと、前記距離算出手順により算出された前記血管距離とに基づいて、前記血管の内部を伝搬するパルス波の速度であるパルス波速度を算出する速度算出手順とを備える

ことを特徴とする速度測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光干渉断層撮影装置を用いる速度測定装置、速度測定プログラムおよび速度測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、光干渉断層撮影装置において、干渉信号の位相の時間変化量に基づいて、被検査物の移動速度を測定する技術が知られている（例えば、特許文献 1 を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2010 - 259698 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、特許文献 1 に記載の技術では、被検査物に入射する光の入射方向と被検査物の移動方向とでなす角度が 90 度に近くなるほど、移動速度の測定精度が低下してしまうという問題があった。

【0005】

本発明は、こうした問題に鑑みてなされたものであり、光干渉断層撮影装置を用いた速

10

20

30

40

50

度測定の精度を向上させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記目的を達成するためになされた第1発明の速度測定装置は、光干渉断層撮影装置と、モーションコントラスト算出手段と、波形作成手段と、時間ずれ算出手段と、距離算出手段と、速度算出手段とを備える。

【0007】

光干渉断層撮影装置は、光源から照射された光を参照光と測定光とに分割し、血管を内包する試料の表面上における互いに異なる複数の照射地点へ測定光を照射し、測定光が試料で反射した反射光と、参照光とが干渉した干渉信号に基づいて、試料の断層画像を取得する。

10

【0008】

モーションコントラスト算出手段は、第1モーションコントラストと第2モーションコントラストを継続して算出する。なお、複数の照射地点のうち、血管上に位置する1つの照射地点を第1照射地点とし、第1照射地点を通る血管上に位置して第1照射地点とは異なる1つの照射地点を第2照射地点とする。さらに、第1照射地点における干渉信号に基づいて算出されるモーションコントラストを第1モーションコントラストとし、第2照射地点における干渉信号に基づいて算出されるモーションコントラストを第2モーションコントラストとする。

【0009】

20

波形作成手段は、モーションコントラスト算出手段による算出結果に基づいて、第1モーションコントラストの時間変化を示す第1モーションコントラスト波形と、第2モーションコントラストの時間変化を示す第2モーションコントラスト波形とを作成する。

【0010】

時間ずれ算出手段は、波形作成手段により作成された第1モーションコントラスト波形と第2モーションコントラスト波形との間の時間的なずれである時間ずれを算出する。

距離算出手段は、血管に沿って第1照射地点から第2照射地点に到るまでの血管距離を算出する。

【0011】

速度算出手段は、時間ずれ算出手段により算出された時間ずれと、距離算出手段により算出された血管距離とに基づいて、血管の内部を伝搬するパルス波の速度であるパルス波速度を算出する。

30

【0012】

このように構成された第1発明の速度測定装置は、血管上に位置する第1, 2照射地点の第1, 2モーションコントラストを継続して算出して、第1, 2モーションコントラスト波形を作成する。このため、第1発明の速度測定装置は、血管上に位置する第1照射地点と第2照射地点における脈波の動きを取得することができる。

【0013】

そして、第1発明の速度測定装置は、第1, 2モーションコントラスト波形の時間ずれと、上記の血管距離とに基づいて、血管の内部を伝搬するパルス波の速度であるパルス波速度を算出する。このため、第1発明の速度測定装置は、パルス波速度を測定するために、測定光の入射方向と、血管内を血液が移動する方向とでなす角度を用いる必要がない。これにより、第1発明の速度測定装置は、測定光の入射方向と血液の移動する方向とでなす角度が90度に近くになったとしても、移動速度の測定精度が低下することがなくなり、速度測定の精度を向上させることができる。また、第1発明の速度測定装置は、脈波の動きそのものを捉えることができるため、局所的な乱流などによる影響を受け難い。

40

【0014】

また第1発明の速度測定装置では、モーションコントラストは、具体的には、互いに異なる時刻で算出された2つの干渉信号の位相差を示す情報を含むものであってもよいし、互いに異なる時刻で算出された2つの干渉信号の振幅差を示す情報を含むものであっても

50

よい。

【0015】

また第1発明の速度測定装置では、光干渉断層撮影装置は、試料の表面上において、第1照射地点および第2照射地点を通る血管に沿って測定光を走査するようにしてもよい。

これにより、第1発明の速度測定装置は、血管に沿って試料の表面上に照射される照射位置を増やすことができる。そして、血管上に照射される照射位置が増えるほど、血管に沿った狭い間隔毎にモーションコントラスト波形を算出することができるため、第1発明の速度測定装置は、局所的なパルス波速度を正確に算出することができる。

【0016】

また第1発明の速度測定装置では、光干渉断層撮影装置は、試料の表面上において、第1照射地点と交差する円形状に測定光を走査する第1走査を実行するとともに、第2照射地点と交差し且つ第1走査の走査領域を包含する円形状に測定光を走査する第2走査を実行するようにしてもよい。

【0017】

これにより、第1発明の速度測定装置は、第1走査の円形と第1照射地点で交差するとともに第2走査の円形と第2照射地点で交差する血管のパルス波速度を測定することができる。そして、第1発明の速度測定装置は、第1走査の円形において第1照射地点以外の照射地点と、第2走査の円形において第2照射地点以外の照射地点とで、モーションコントラストを算出することができる。従って、第1発明の速度測定装置は、第1走査の円形と第2走査の円形との両方に交差する複数の血管のパルス波速度を測定することができる。

【0018】

また、上記の第1走査と第2走査を実行する場合には、第1発明の速度測定装置では、モーションコントラスト算出手段は、第1走査による照射地点を第1照射地点とし、第2走査による照射地点を第2照射地点として、第1モーションコントラストと第2モーションコントラストを算出する。そして、第1発明の速度測定装置では、時間ずれ算出手段は、脈拍または脈波が検出された時点から第1モーションコントラスト波形の予め設定された対比箇所が検出された時点までの時間（以下、第1検出時間という）と、脈拍または脈波が検出された時点から第2モーションコントラスト波形の対比箇所が検出された時点までの時間（以下、第2検出時間という）との差に基づいて、時間ずれを算出するようにしてもよい。

【0019】

なお、第1モーションコントラスト波形と、第2モーションコントラスト波形は、互いに異なる脈波を捉えたものである可能性がある。しかし、脈拍毎にパルス波速度が大きく変化しないという条件の下では、異なる脈波を捉えた場合において、第1検出時間と第2検出時間との差は、第1モーションコントラスト波形と第2モーションコントラスト波形とで同一の脈波を捉えた場合と略等しい。

【0020】

また第1発明の速度測定装置は、第1血管径算出手段と、血流量算出手段とを備える。

第1血管径算出手段は、光干渉断層撮影装置が取得した干渉信号に基づいて、血管の内半径を算出する。血流量算出手段は、第1血管径算出手段により算出された内半径と、速度算出手段により算出されたパルス波速度とに基づいて、血管の血流量を算出する。

【0021】

これにより、第1発明の速度測定装置は、血管のパルス波速度だけではなく、血管の血流量も算出することができる。

また第1発明の速度測定装置は、第2血管径算出手段と、血管弾性特性算出手段とを備える。

【0022】

第2血管径算出手段は、光干渉断層撮影装置が取得した干渉信号に基づいて、血管の外半径および内半径を算出する。血管弾性特性算出手段は、第2血管径算出手段により算出

10

20

30

40

50

された外半径および内半径と、速度算出手段により算出されたパルス波速度とに基づいて、血管の血管弾性特性を算出する。

【0023】

これにより、第1発明の速度測定装置は、血管のパルス波速度だけではなく、血管の血管弾性特性も算出することができる。

また第1発明の速度測定装置において、試料が眼底である場合には、血管距離が0.15mmより長くなるように、第1照射地点と第2照射地点の位置が設定されるようにするとよい。これにより、第1発明の速度測定装置は、試料が眼底である場合において、時間ずれの算出誤差の増大を抑制し、パルス波速度の検出精度の低下を抑制することができる。

10

【0024】

上記目的を達成するためになされた第2発明の速度測定プログラムは、コンピュータを第1発明の速度測定装置の各手段として機能させる。

第2発明の速度測定プログラムによって制御されるコンピュータは、第1発明の速度測定装置の一部を構成することができ、第1発明の速度測定装置と同様の効果を得ることができる。

【0025】

上記目的を達成するためになされた第3発明の速度測定方法は、光源から照射された光を参照光と測定光とに分割し、血管を内包する試料の表面上における互いに異なる複数の照射地点へ測定光を照射し、測定光が試料で反射した反射光と、参照光とが干渉した干渉信号に基づいて、試料の断層画像を取得する光干渉断層撮影装置を用いる。

20

【0026】

そして、第3発明の速度測定方法は、モーションコントラスト算出手順と、波形作成手順と、時間ずれ算出手順と、距離算出手順と、速度算出手順とを備える。

モーションコントラスト算出手順は、第1モーションコントラストと第2モーションコントラストを継続して算出する。なお、複数の照射地点のうち、血管上に位置する1つの照射地点を第1照射地点とし、第1照射地点を通る血管上に位置して第1照射地点とは異なる1つの照射地点を第2照射地点とする。さらに、第1照射地点における干渉信号に基づいて算出されるモーションコントラストを第1モーションコントラストとし、第2照射地点における干渉信号に基づいて算出されるモーションコントラストを第2モーションコントラストとする。

30

【0027】

波形作成手順は、モーションコントラスト算出手順による算出結果に基づいて、第1モーションコントラストの時間変化を示す第1モーションコントラスト波形と、第2モーションコントラストの時間変化を示す第2モーションコントラスト波形とを作成する。

【0028】

時間ずれ算出手順は、波形作成手順により作成された第1モーションコントラスト波形と第2モーションコントラスト波形との間の時間的なずれである時間ずれを算出する。

距離算出手順は、血管に沿って第1照射地点から第2照射地点に到るまでの血管距離を算出する。

40

【0029】

速度算出手順は、時間ずれ算出手順により算出された時間ずれと、距離算出手順により算出された血管距離とに基づいて、血管のパルス波速度を算出する。

第3発明の速度測定方法は、第1発明の速度測定装置にて実行される方法であり、当該方法を実行することで、第1発明の速度測定装置と同様の効果を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】血流測定装置1の構成を示すブロック図である。

【図2】血流測定処理を示すフローチャートである。

【図3】測定領域を示す眼底像と、血管軸と軸平行線を示す図である。

50

【図4】血管BV1の斜視図と、パルス波マップPW1, PW2を示すグラフである。

【図5】パルス波マップPW(s, z0, t)のグラフである。

【図6】流量Fと血管弾性特性Eの算出方法を説明するための図である。

【図7】デュアルビームOCT装置での直線走査と円形走査を示す図である。

【図8】円形走査の測定方法を示す図である。

【図9】脈拍に同期して測定する方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

以下に本発明の実施形態を図面とともに説明する。

本実施形態の血流測定装置1は、図1に示すように、光干渉断層撮影(OCT: Optical Coherence Tomography)装置2(以下、OCT装置2という)と、撮影装置3と、制御装置4とを備える。

【0032】

OCT装置2は、光の干渉を利用して試料の2次元断層画像を撮影する装置であり、本実施形態では、波長掃引型OCT(SS-OCT: Swept Source OCT)である。

OCT装置2は、光源11、光ファイバ12、ファイバカプラ13、測定アーム14、参照アーム15、走査部16、光ファイバ17、ファイバカプラ18、光ファイバ19および検出器20を備える。

【0033】

光源11は、波長掃引光源であり、広帯域光を発生させる。

光ファイバ12は、光源11とファイバカプラ13との間を接続する光伝送路であり、光源11から出力された光をファイバカプラ13へ伝送する。

【0034】

ファイバカプラ13は、光ファイバ12を介して光源11から入力された光を参照光と測定光とに分割する。

測定アーム14は、ファイバカプラ13と走査部16との間を接続する光伝送路である。測定アーム14は、ファイバカプラ13から出力された測定光を走査部16へ伝送するとともに、走査部16から出力された反射光をファイバカプラ13へ伝送する。

【0035】

参照アーム15は、ファイバカプラ13とファイバカプラ18との間を接続する光伝送路であり、ファイバカプラ13から出力された参照光をファイバカプラ18へ伝送する。

走査部16は、測定アーム14を介して入力された光を試料SP(本実施形態では、被検者の眼球)上に向けて2次元走査するとともに、試料SPで反射した反射光を測定アーム14へ出力する。走査部16は、測定アーム14の長さ、光学倍率および焦点を調節する機能を有する。

【0036】

またファイバカプラ13は、測定アーム14を介して走査部16から入力された光を光ファイバ17へ出力する。

光ファイバ17は、ファイバカプラ13とファイバカプラ18との間を接続する光伝送路であり、ファイバカプラ13から出力された光をファイバカプラ18へ伝送する。

【0037】

ファイバカプラ18は、参照アーム15を介して入力された参照光と、光ファイバ17を介して入力された反射光とを合成した光(以下、干渉信号という)を出力する。干渉信号は、振幅と位相とで構成される信号である。

【0038】

光ファイバ19は、ファイバカプラ18と検出器20との間を接続する光伝送路であり、ファイバカプラ18から出力される干渉信号を検出器20へ伝送する。

検出器20は、光ファイバ19を介してファイバカプラ18から入力される干渉信号を検出する。

【0039】

10

20

30

40

50

撮影装置 3 は、試料 S P (本実施形態では、被検者の眼球の正面) を撮影し、その撮影画像を示す撮影データを制御装置 4 へ出力する。

制御装置 4 は、表示部 3 1 と、操作入力部 3 2 と、データ記憶部 3 3 と、制御部 3 4 とを備える。

【 0 0 4 0 】

表示部 3 1 は、表示装置 (不図示) を備え、表示装置の表示画面に各種画像を表示する。

操作入力部 3 2 は、使用者がキーボード (不図示) とマウス (不図示) を介して行った入力操作を特定するための入力操作情報を出力する。

【 0 0 4 1 】

データ記憶部 3 3 は、各種データを記憶するための記憶装置である。

制御部 3 4 は、OCT 装置 2、撮影装置 3 および操作入力部 3 2 からの入力に基づいて各種処理を実行し、OCT 装置 2、撮影装置 3、表示部 3 1 およびデータ記憶部 3 3 を制御する。

【 0 0 4 2 】

このように構成された血流測定装置 1 において、制御部 3 4 は、血流測定処理を実行する。

ここで、制御部 3 4 が実行する血流測定処理の手順を説明する。血流測定処理は、撮影装置 3 が撮影した試料 S P の眼底像が表示部 3 1 の表示画面 (図 3 (a) を参照) に表示されており、且つ、2次元断層画像を撮影するための光走査 (以下、断層画像用走査という) が OCT 装置 2 により実行されているときに、血流測定処理を実行するために制御部 3 4 に記憶された血流測定プログラム 4 0 を使用者の入力操作により起動することで実行される。なお血流測定プログラム 4 0 は、血流測定装置 1 に予めインストールされていてもよいし、記録媒体またはネットワークを介してインストールされるようにしてもよい。記録媒体としては、例えば光ディスク、磁気ディスクおよび半導体メモリなどが挙げられる。

【 0 0 4 3 】

この血流測定処理が実行されると、制御部 3 4 は、図 2 に示すように、まず、S 1 0 にて、表示部 3 1 に表示されている試料 S P の眼底像において、使用者により選択された測定領域を特定する測定領域特定情報が操作入力部 3 2 から入力されたか否かを判断する。なお S 1 0 では、例えば図 3 (a) に示すように、視神経乳頭 O N H 1 付近の血管 B V 1 に沿った一部分 R m 1 が測定領域として設定される。

【 0 0 4 4 】

ここで、測定領域特定情報が入力されていない場合には (S 1 0 : N O)、S 1 0 の処理を繰り返すことにより、測定領域特定情報が入力するまで待機する。そして、測定領域特定情報が入力されると (S 1 0 : Y E S)、S 2 0 にて、OCT 装置 2 に血流測定用走査を開始させる。これにより、OCT 装置 2 は、走査部 1 6 による測定光の走査を、断層画像用走査から血流測定用走査へと切り替える。血流測定用走査は、具体的には、測定領域特定情報により特定された測定領域の一端 (図 3 (a) の一端 E 1 を参照) から血管に沿って他端 (図 3 (a) の他端 E 2 を参照) に向かって光を順次照射し (図 3 の測定点 P r を参照)、各測定点に対応する干渉信号を検出する。なお、血流測定用走査の実行中には、モーションアーチファクトを回避するためにアイトラッキングが行われる。また、血管に沿った距離の測定は、眼軸長に依存する。

【 0 0 4 5 】

血流測定用走査は、測定領域の一端から他端まで光を走査する 2次元走査を、予め設定された測定間隔 t 毎に実行し、2次元走査を、予め設定された測定終了回数分を行った後に、血流測定用走査を終了する。なお、血流測定用走査が終了すると、OCT 装置 2 は、走査部 1 6 による測定光の走査を、血流測定用走査から断層画像用走査へと自動的に切り替える。

【 0 0 4 6 】

10

20

30

40

50

S 2 0 にて、血流測定用走査を開始させると、図 2 に示すように、次に S 3 0 にて、制御部 3 4 に設けられた測定回数カウンタを初期化 (0 に設定) する。そして S 4 0 にて、最新の 1 回分の 2 次元走査について各測定点で検出した干渉信号を OCT 信号 $OCT(s, z, t_i)$ として、OCT 装置 2 から取得する ($i = 1, 2, 3, \dots$)。

【 0 0 4 7 】

OCT (s, z, t_i) の変数 s は、測定領域内の血管に沿った曲線座標における測定点の位置を示す。

変数 z は、測定領域内の血管の血管軸 AX に平行な複数の線 (図 3 (b) の軸平行線 z を参照) を特定するための変数である。すなわち変数 z は、血管内において血管軸 AX に対して垂直な線に沿った位置を示す。

【 0 0 4 8 】

変数 t_i は、2 次元走査を行ったタイミングを示す。

なお、例えば振幅非相関 (amplitude decorrelation) またはスペックル非相関 (speckle decorrelation) のように動きに対して精度が高い OCT 法が存在する。さらに、時間に沿った血管の直径を監視することでパルス波に関する情報を取得することも可能である。

【 0 0 4 9 】

その後 S 5 0 にて、測定回数カウンタをインクリメント (1 加算) する。次に S 5 5 にて、S 4 0 で取得した OCT 信号に基づいて、一端 E 1 における血管の内半径 $r_1(t_i)$ と、他端 E 2 における血管の内半径 $r_2(t_i)$ を算出する。そして S 6 0 にて、測定回数カウンタの値 (以下、測定回数ともいう) が 2 以上であるか否かを判断する。

【 0 0 5 0 】

ここで、測定回数が 2 未満である場合には (S 6 0 : N O)、S 4 0 に移行する。一方、測定回数が 2 以上である場合には (S 6 0 : Y E S)、S 7 0 にて、モーションコントラスト信号 $M(s, z, t_i)$ を算出する。

【 0 0 5 1 】

モーションコントラスト信号 $M(s, z, t_i)$ は、下式 (1) により算出される。

なお、 (s, z, t_i) は、OCT 信号 $OCT(s, z, t_i)$ の位相である。

$$M(s, z, t_i) = (s, z, t_{i+1}) - (s, z, t_i) \cdot \dots (1)$$

なお、測定間隔 t の間での動きによって生じる OCT 信号の位相差は、試料に照射される入射光の方向と、試料内の動きの方向とに依存する。入射光が z 軸方向に沿って照射されるとすると、検出される位相差は、試料内の動きの z 軸方向成分に応じて変化する。

【 0 0 5 2 】

試料内で移動する粒子の速度の z 軸方向成分を v_z と表記すると、位相差は下式 (2) で表される。なお、 λ は、試料内における入射光の波長である。

$$= 4 \times v_z \times t / \lambda \cdot \dots (2)$$

そして S 8 0 にて、測定回数カウンタの値 (測定回数) が上記の測定終了回数以上であるか否かを判断する。ここで、測定回数が測定終了回数未満である場合には (S 8 0 : N O)、S 4 0 に移行する。一方、測定回数が測定終了回数以上である場合には (S 8 0 : Y E S)、S 9 0 にて、各測定点で算出された (測定終了回数 - 1) 個のモーションコントラスト信号 $M(s, z, t_i)$ を用いて、複数の測定点のそれぞれについて、モーションコントラスト信号 $M(s, z, t_i)$ の時間変化を示すパルス波マップ $PW(s, z, t)$ を作成する。例えば図 4 (a) に示すように、血管 BV 1 内を一端 E 1 から他端 E 2 に向けて血液が流れている場合における一端 E 1 のパルス波マップ PW_1 と他端 E 2 のパルス波マップ PW_2 を図 4 (b) に示す。

【 0 0 5 3 】

図 5 は、複数の軸平行線 z の中の 1 つの軸平行線 z_0 上における複数の測定点について作成されたパルス波マップ $PW(s, z_0, t)$ のグラフである。

図 5 は、軸平行線 z_0 に沿って一端 E 1 から他端 E 2 へ向けてパルス波が伝搬し、一端

10

20

30

40

50

E 1 から他端 E 2 に到るまでに伝搬時間 T を要することを示している。

【 0 0 5 4 】

S 9 0 におけるパルス波マップの作成が終了すると、図 2 に示すように、S 1 0 0 にて、測定領域内の各測定点で作成されたパルス波マップを互いに対比して、同じ形状を有する対比箇所を特定する。対比の手法としては、例えば、パルス波形の微分、積分または相関が挙げられる。また、同じ形状を有する対比箇所として、例えば、最大となる箇所、または、最小となる箇所（図 4 (b) の最小点 P_{min} を参照）が挙げられる。

【 0 0 5 5 】

そして S 1 1 0 にて、S 1 0 0 における対比結果に基づいて、伝搬時間を算出する。具体的には、2 箇所の測定点におけるパルス波マップ $PW(s, z, t)$ のそれぞれについて、S 1 0 0 で特定された対比箇所における時間 t を決定する。例えば、図 4 (b) に示すように、一端 E 1 のパルス波マップ $PW(0, z, t)$ を示すパルス波マップ PW_1 では、対比箇所として特定された最小点 P_{min} での時間 t は 0 である。また、他端 E 2 のパルス波マップ $PW(d, z, t)$ を示すパルス波マップ PW_2 では、対比箇所として特定された最小点 P_{min} での時間 t は T である。

10

【 0 0 5 6 】

そして、2 箇所の測定点のパルス波マップ $PW(s, z, t)$ における対比箇所での時間の差を伝播時間として算出する。例えば、図 4 (b) では、 $T (= T - 0)$ が伝播時間 T_p として算出される。但し、互いに隣接する測定点の間には、有限な光走査速度に依存した時間ずれが存在する。このため、伝播時間 T_p の算出では、この時間ずれを考慮した補正を行う。

20

【 0 0 5 7 】

なお S 1 1 0 では、複数の軸平行線 z について、伝播時間 T_p を算出する。以下、軸平行線 z に対応する伝播時間 T_p を $T_p(z)$ と表記する。また S 1 1 0 では、複数の軸平行線 z について算出された伝播時間 $T_p(z)$ の加算平均を伝播時間 T_p として算出する。

【 0 0 5 8 】

さらに S 1 2 0 にて、複数の軸平行線 z のそれぞれについて、2 箇所の測定点間の軸平行線 z に沿った伝搬距離 D_p を算出する。以下、軸平行線 z に対応する伝搬距離 D_p を $D_p(z)$ と表記する。また S 1 2 0 では、複数の軸平行線 z について算出された伝搬距離 $D_p(z)$ の加算平均を伝搬距離 D_p として算出する。

30

【 0 0 5 9 】

そして S 1 3 0 にて、パルス波速度を算出する。具体的には、まず、複数の軸平行線 z のそれぞれについて、 $D_p(z) / T_p(z)$ をパルス波速度 $PWV(z)$ として算出する。そして、複数の軸平行線 z について算出されたパルス波速度 $PWV(z)$ の加算平均をパルス波速度 PWV として算出する。

【 0 0 6 0 】

標準的な動脈のパルス波速度は、約 $10 \sim 600 \text{ mm/s}$ である。例えば、一端 E 1 と他端 E 2 との間の距離が 1 mm であり、動脈のパルス波速度が 100 mm/s である場合には、伝播時間 T_p は 0.01 s である。

40

【 0 0 6 1 】

厳密には、パルス波速度 $PWV(z)$ は変数 z (深さ z) に依存する。しかし、例えば網膜血管の場合には、視神経乳頭から離れる血管の方向は一般的に入射光に対して垂直であり、パルス波速度における深さ z の依存性は小さい。

【 0 0 6 2 】

次に S 1 4 0 にて、S 4 0 で取得した OCT 信号の強度に基づいて、測定領域内の血管の外半径 R_{out} と内半径 R_{in} (図 6 (a) と図 6 (b) を参照) を算出する。なお、モーションコントラスト像を用いて内半径 R_{in} を算出するようにしてもよい。

【 0 0 6 3 】

そして S 1 5 0 にて、流量 F を算出する。具体的には、まず、一端 E 1 における圧力変

50

化 $p_1(t_i)$ を下式 (3) により算出し、他端 E 2 における圧力変化 $p_2(t_i)$ を下式 (4) により算出する。下式 (3), (4) は、パルス波速度を圧力変化に関連付ける Bramwell-Hill の式を通じて決定される。

【0064】

【数1】

$$\Delta p_1(t_i) = \frac{\rho \{r_1(t_i)^2 - r_1(t_{i-1})^2\} \times (PWV)^2}{r_1(t_{i-1})^2} \quad \dots(3)$$

$$\Delta p_2(t_i) = \frac{\rho \{r_2(t_i)^2 - r_2(t_{i-1})^2\} \times (PWV)^2}{r_2(t_{i-1})^2} \quad \dots(4)$$

10

次に、一端 E 1 における圧力 p_1 を下式 (5) により算出し、他端 E 2 における圧力 p_2 を下式 (6) により算出する。なお、下式 (5), (6) における圧力 p_0 は、拡張期血圧を示す定数である。また、下式 (5) では、脈拍の 1 周期分のパルス波を取得した後に、一端 E 1 でパルス波が最も小さくなる時刻を t_0 として、測定間隔 t が経過する毎に、時刻 t_1 、時刻 t_2 、 \dots 時刻 t_i となるように設定している。下式 (6) では、他端 E 2 において同様に、時刻 t_1 、時刻 t_2 、 \dots 時刻 t_i を設定している。

20

一端 E 1 と他端 E 2 との間におけるパルス波の減衰係数は、パルス波振幅 (pressure cycle amplitude) の比を計算することによって取得することが可能である。一端 E 1 における圧力 p_0 と他端 E 2 における圧力 p_0 は、伝搬距離 Dp が短いため、互いに同じであると仮定している。一端 E 1 における圧力 p_0 と他端 E 2 における圧力 p_0 が互いに同じであると仮定すると、下式 (7) において相殺される。

【0065】

【数2】

$$p_1(t_i) = p_0 + \sum_{n=1}^i \Delta p_1(t_n) \quad \dots(5)$$

$$p_2(t_i) = p_0 + \sum_{n=1}^i \Delta p_2(t_n) \quad \dots(6)$$

30

そして、流量 F を下式 (7) により算出する。なお、 $\text{Real}[z]$ は、複素数 z の実部である。また、 $n = 2 / Tp$ である。 ρ は血液の密度である。 i は虚数単位である。 J_0 および J_1 はそれぞれ 0 次および 1 次のベッセル関数である。また、 $\alpha = R_{in} (\cdot n / \mu)^{1/2}$ である。ここで、 μ は流体粘性である。また、血液の密度 ρ および流体粘性 μ は文献値から取得可能である。

【0066】

【数3】

$$F(t_i) = \text{Real} \left[\frac{\pi R_m^2}{in\rho} \frac{p_2(t_i) - p_1(t_i)}{Dp} \left\{ 1 - \frac{2\alpha i^{\frac{3}{2}} J_1(\alpha i^{\frac{3}{2}})}{i^3 \alpha^2 J_0(\alpha i^{\frac{3}{2}})} \right\} \right] \quad \dots(7)$$

40

50

さらにS160にて、メーンズ・コルテベークの式に基づき、下式(8)により、血管弾性特性(ヤング率)Eを算出する。

【0067】

$$E = 2 \times \times R_{in} \times (PWV)^2 / (R_{out} - R_{in}) \dots (8)$$

そして、S160の処理が終了すると、血流測定処理を終了させる。

このように構成された血流測定装置1は、OCT装置2を備える。OCT装置2は、光源11から照射された光を参照光と測定光とに分割し、血管を内包する試料SPの表面上における互いに異なる複数の照射地点へ測定光を照射し、測定光が試料SPで反射した反射光と、参照光とが干渉した干渉信号に基づいて、試料SPの2次元断層画像を取得する。

10

【0068】

そして血流測定装置1は、測定領域の一端E1および他端E2におけるOCT信号OCT(s, z, t_i)に基づいてモーションコントラスト信号M(s, z, t_i)を継続して算出する(S50, S80)。なお、モーションコントラスト信号M(s, z, t_i)は、測定間隔 t の間で算出された2つのOCT信号を示す情報を含む。以下、一端E1におけるモーションコントラスト信号M(s, z, t_i)を第1モーションコントラスト信号、他端E2におけるモーションコントラスト信号M(s, z, t_i)を第2モーションコントラスト信号という。

【0069】

また血流測定装置1は、第1, 2モーションコントラスト信号の時間変化を示すパルス波マップPW(s, z, t)を作成する(S90)。以下、第1, 2モーションコントラスト信号に基づくパルス波マップPW(s, z, t)をそれぞれ、第1, 2パルス波マップという。

20

【0070】

また血流測定装置1は、第1パルス波マップと第2パルス波マップとの間の伝播時間Tp(時間ずれ)を算出する(S100, S110)。

また血流測定装置1は、血管BV1に沿って一端E1から他端E2に到るまでの伝搬距離Dpを算出する(S120)。

【0071】

そして血流測定装置1は、伝播時間Tpと、伝搬距離Dpとに基づいて、血管BV1のパルス波速度PWVを算出する(S130)。

30

このように血流測定装置1は、血管BV1上に位置する一端E1および他端E2の第1, 2モーションコントラスト信号を継続して算出して、第1, 2パルス波マップを作成する。このため、血流測定装置1は、血管BV1上に位置する一端E1と他端E2における脈波の動きを取得することができる。

【0072】

そして血流測定装置1は、第1, 2パルス波マップの伝播時間Tpと、伝搬距離Dpとに基づいて、血管BV1のパルス波速度PWVを算出する。このため、血流測定装置1は、血管BV1のパルス波速度PWVを測定するために、測定光の入射方向と、血管BV1内を血液が移動する方向とでなす角度を用いる必要がない。これにより、血流測定装置1は、測定光の入射方向と血液の移動する方向とでなす角度が90度に近くになったとしても、移動速度の測定精度が低下することがなくなり、速度測定の精度を向上させることができる。また血流測定装置1は、脈波の動きそのものを捉えることができるため、局所的な乱流などによる影響を受け難い。

40

【0073】

また血流測定装置1では、OCT装置2は、試料SPの表面上において、一端E1および他端E2を通る血管BV1に沿って測定光を走査する。

これにより、血流測定装置1は、血管BV1に沿って試料SPの表面上に照射される照射位置を増やすことができる。そして、血管BV1上に照射される照射位置が増えるほど、血管BV1に沿った狭い間隔毎にモーションコントラスト波形を算出することができる

50

ため、OCT装置2は、血管BV1における局所的なパルス波速度を正確に算出することができる。測定範囲の平均パルス波速度がわかるだけでなく、例えば、血管BV1が途中で枝分かれしていたとすると、その枝分かれ前後の局所的なパルス波速度の変化も捉えることができる。

【0074】

また血流測定装置1は、OCT装置2が取得した干渉信号に基づいて、血管の内半径 R_{in} を算出する(S140)。そして血流測定装置1は、算出された内半径 R_{in} とパルス波速度PWVとに基づいて、血管の流量Fを算出する(S150)。これにより血流測定装置1は、血管のパルス波速度だけではなく、血管の血流量も算出することができる。

【0075】

また血流測定装置1は、OCT装置2が取得した干渉信号に基づいて、血管の外半径 R_{out} と内半径 R_{in} を算出する(S140)。そして血流測定装置1は、算出された外半径 R_{out} および内半径 R_{in} とパルス波速度PWVとに基づいて、血管弾性特性Eを算出する(S160)。これにより血流測定装置1は、血管のパルス波速度だけではなく、血管の血管弾性特性も算出することができる。

【0076】

以上説明した実施形態において、血流測定装置1は本発明における速度測定装置、OCT装置2は本発明における光干渉断層撮影装置、モーションコントラスト信号は本発明におけるモーションコントラスト、血流測定プログラム40は本発明における速度測定プログラムである。

【0077】

また、S40、S70の処理は本発明におけるモーションコントラスト算出手段およびモーションコントラスト算出手順、S90の処理は本発明における波形作成手段および波形作成手順、S100、S110の処理は本発明における時間ずれ算出手段および時間ずれ算出手順、S120の処理は本発明における距離算出手段および距離算出手順、S130の処理は本発明における速度算出手段および速度算出手順である。

【0078】

また、S140の処理は本発明における第1血管径算出手段、S150の処理は本発明における血流量算出手段、S140の処理は本発明における第2血管径算出手段、S160の処理は本発明における血管弾性特性算出手段である。

【0079】

以上、本発明の一実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術的範囲に属する限り種々の形態を採ることができる。

例えば上記実施形態では、波長掃引型OCT(SS-OCT)を用いたものを示したが、スペクトルドメインOCT(SD-OCT)またはタイムドメインOCT(TD-OCT)を用いるようにしてもよい。

【0080】

また上記実施形態では、OCT装置2が2次元断層画像を撮影するものを示したが、3次元断層画像を撮影するようにしてもよい。

また上記実施形態では、血流測定用走査が終了すると、断層画像用走査へと自動的に切り替えるものを示した。しかし、血流測定用走査が終了すると、走査部16による走査自体を停止するようにしてもよい。この場合には、例えば、OCT装置2に設置される走査開始ボタンを使用者が操作することにより、断層画像用走査を再開するようにしてもよい。

【0081】

また上記実施形態では、1つの光で走査するものを示したが、複数の光を走査するようにしてもよい。

例えば、第1走査ビームと第2走査ビームを同時に走査することができるように構成されたデュアルビームOCT装置では、図7(a)に示すように、第1走査ビームSB1と第2走査ビームSB2とがそれぞれ異なる線上を同時に走査するようにしてもよいし、図

10

20

30

40

50

7 (b) に示すように、それぞれ異なる円上を同時に走査するようにしてもよい。これにより、2 箇所における同時刻のモーションコントラスト信号を取得することができる。

【 0 0 8 2 】

また上記実施形態では、モーションコントラストとして、OCT 信号の位相差を用いたものを示した。しかし、モーションコントラストは、これに限定されるものではなく、血液の動きに対して感度が高い二次元像を形成することができる方法（例えば、位相情報を利用するドップラー、または、スペックル非相関 (speckle decorrelation)) を用いたものであればよい。

【 0 0 8 3 】

また上記実施形態では、OCT 信号の位相差をモーションコントラスト信号としたものを示したが、OCT 信号の振幅 (強度) 差をモーションコントラスト信号としてもよい。

また上記実施形態では、対比箇所として、最大となる箇所、または、最小となる箇所を示したが、これに限定されるものではなく、対比することができる特徴を有した箇所であればよい。

【 0 0 8 4 】

また上記実施形態では、血管に沿って測定光を走査するものを示したが、測定光の走査方法はこれに限定されるものではなく、例えば図 8 (a) に示すように、直径が互いに異なる複数の円形状で光ビームを走査するようにしてもよい。図 8 (a) では、試料の表面上において、視神経乳頭 ONH 2 を含む円形走査 CS 1 と、視神経乳頭 ONH 2 と円形走査 CS 1 の走査領域とを含む円形走査 CS 2 とを実行するようにしてもよい。

【 0 0 8 5 】

円形走査 CS 1 では、測定点 Pr 1 と交差する円形状に測定光を走査する。円形走査 CS 2 では、測定点 Pr 2 と交差し且つ円形走査 CS 1 の走査領域を包含する円形状に測定光を走査する。

【 0 0 8 6 】

これにより、円形走査 CS 1 の測定点と円形走査 CS 2 の測定点との両方を通過する血管 BV 2 のパルス波速度を算出することができる。

具体的には、血管 BV 2 は、円形走査 CS 1 の測定点 Pr 1 と、円形走査 CS 2 の測定点 Pr 2 との両方を通過する。そして、図 8 (b) に示すように、測定点 Pr 1 のパルス波マップ PW 1 1 と測定点 Pr 2 のパルス波マップ PW 1 2 とを対比することにより、伝播時間 Tp を算出する。これにより、血管 BV 2 のパルス波速度を算出する。

【 0 0 8 7 】

このように円形走査 CS 1 と円形走査 CS 2 とを行うことで、円形走査 CS 1 の円形において測定点 Pr 1 以外の測定点と、円形走査 CS 2 の円形において測定点 Pr 2 以外の測定点とで、モーションコントラストを算出することができる。

【 0 0 8 8 】

具体的には、血管 BV 3 , BV 4 , BV 5 はそれぞれ、円形走査 CS 1 の測定点 Pr 3 , Pr 5 , Pr 7 と、円形走査 CS 2 の測定点 Pr 4 , Pr 6 , Pr 8 との両方を通過する。これにより、円形走査 CS 1 と円形走査 CS 2 とを行うことで、血管 BV 3 , BV 4 , BV 5 のパルス波速度も算出することができる。

【 0 0 8 9 】

また、例えば、測定点 Pr 1 と測定点 Pr 2 とを交互に走査する場合において、パルス波速度が速いものにも関わらず測定点 Pr 1 と測定点 Pr 2 との間の距離が短いと、伝播時間 Tp の誤差が大きくなり、パルス波速度の検出精度が低下するおそれがある。このため、パルス波速度を算出するためには、2 つの測定点間の距離を適切に設定する必要がある。

【 0 0 9 0 】

人間の脈拍数は 6 0 回 / 分程度であるため、人間の脈拍の周期 To は約 1 秒である。そして、測定点 Pr 1 と測定点 Pr 2 とで同一の脈波における同一の対比箇所を検出するために、測定点 Pr 1 と測定点 Pr 2 との間の伝播時間 Tp は周期 To 未満である必要があ

10

20

30

40

50

る。但し、この条件は、血流の向きが判明している場合に適用される。例えば、測定点 P_{r1} から測定点 P_{r2} へ向かって血液が流れている場合には、測定点 P_{r1} において対比箇所を検出した時点から周期 T_o が経過するまでに測定点 P_{r2} において検出された対比箇所は、同一の脈波によるものであると判断することができる。

【0091】

一方、血流の向きが判明していない場合には、 $-T_o/2 < T_p < +T_o/2$ である必要がある。例えば、測定点 P_{r1} において対比箇所を検出した時点から $(T_o/2)$ 前までの間に測定点 P_{r2} において検出された対比箇所は、同一の脈波によるものであると判断することができる。そして、この場合には、測定点 P_{r2} から測定点 P_{r1} へ向かって血液が流れていると判断することができる。また、測定点 P_{r1} において対比箇所を検出した時点から $(T_o/2)$ 後までの間に測定点 P_{r2} において検出された対比箇所は、同一の脈波によるものであると判断することができる。そして、この場合には、測定点 P_{r1} から測定点 P_{r2} へ向かって血液が流れていると判断することができる。

10

【0092】

このため、血流の向きが判明していない場合において伝播時間 T_p の誤差をできる限り小さくするには、伝播時間 T_p が $(T_o/2) = 0.5$ [秒] となるように測定点 P_{r1} と測定点 P_{r2} との間の距離を設定するとよい。

【0093】

眼底において最も血流速度が遅いと思われる毛細血管について考えると、この毛細血管の血流速度は 0.3 mm/s 程度である。このため、眼底の毛細血管のパルス波速度を測定する場合には、測定点 P_{r1} と測定点 P_{r2} との間の距離は、 0.5 [s] \times 0.3 [mm/s] = 0.15 [mm] とするとよい。

20

【0094】

この毛細血管の血流速度よりも速い血流速度（網膜中心動（静）脈および毛様体動（静）脈など）が想定されるときには、測定点 P_{r1} と測定点 P_{r2} との間の距離を長くすればよい。このため、測定点 P_{r1} と測定点 P_{r2} との間の距離は、想定される血流速度に応じて、 0.15 mm より長くなるように設定するとよい。これにより、試料が眼底である場合において、伝播時間 T_p の算出誤差の増大を抑制し、パルス波速度の検出精度の低下を抑制することができる。

【0095】

30

また上記実施形態では、2箇所の測定点におけるパルス波マップ $PW(s, z, t)$ のそれぞれについて、特定された対比箇所における時間 t を決定することにより伝播時間 T_p を算出するものを示した。しかし、上記のように直径が互いに異なる複数の円形状で光ビームを走査する場合には、図9に示すように、脈拍または脈波を検出する毎に、円形走査 $CS1$ と円形走査 $CS2$ とを切り替えるようにしてもよい。

【0096】

具体的には、脈拍 $PL1$ を検出すると、次の脈拍 $PL2$ を検出するまで円形走査 $CS1$ を繰り返すことにより、脈拍 $PL1$ の検出時点から脈拍 $PL2$ の検出時点までにおける測定点 P_{r1} のパルス波マップ PW_{21} を作成する。次に、脈拍 $PL2$ を検出すると、次の脈拍（不図示）を検出するまで円形走査 $CS2$ を繰り返すことにより、脈拍 $PL2$ の検出時点から次の脈拍の検出時点までにおける測定点 P_{r2} のパルス波マップ PW_{22} を作成する。

40

【0097】

そして、脈拍 $PL1$ を検出した時点（時刻 t_{01} を参照）からパルス波マップ PW_{21} の対比箇所を検出した時点（時刻 t_{02} を参照）までの時間 T_{d1} と、脈拍 $PL2$ を検出した時点（時刻 t_{03} を参照）からパルス波マップ PW_{22} の対比箇所を検出した時点（時刻 t_{04} を参照）までの時間 T_{d2} との差に基づいて、伝播時間 T_p を算出する。

【0098】

これにより、脈拍 $PL1$ の検出時から脈拍 $PL2$ の検出時までは、パルス波マップ PW_{21} の作成のためのみに走査が行われるため、詳細なパルス波マップ PW_{21} を作成する

50

ことができる。同様に、脈拍 P L 2 の検出時からはパルス波マップ P W 2 2 の作成のため
 のみに走査が行われるため、詳細なパルス波マップ P W 2 2 を作成することができる。こ
 のため、パルス波マップ P W 2 1 とパルス波マップ P W 2 2 において対比箇所を検出でき
 なくなる事態の発生を抑制することができる。なお、パルス波マップ P W 2 1 と、パルス
 波マップ P W 2 2 は、互いに異なる脈波を捉えたものである可能性がある（図 8 のパルス
 波マップ P W 2 1 , P W 2 2 を参照）。しかし、脈拍毎に血流速度が大きく変化しないと
 という条件の下では、異なる脈波を捉えた場合における時間 T d 1 と時間 T d 2 との差（T
 d 2 - T d 1）は、パルス波マップ P W 2 1 とパルス波マップ P W 2 2 とで同一の脈波を
 捉えた場合と略等しい。

【 0 0 9 9 】

10

また図 9 では、脈拍または脈波を検出する毎に、円形走査 C S 1 と円形走査 C S 2 とを
 切り替えるものを示したが、予め設定された切替タイミングが到来する毎に、円形走査 C
 S 1 と円形走査 C S 2 とを切り替えるようにしてもよい。例えば、脈拍または脈波の周期
 とは異なる切替周期が経過する毎に円形走査 C S 1 と円形走査 C S 2 とを切り替えるよ
 うにしてもよい。

【 0 1 0 0 】

また図 9 では、脈拍または脈波を検出する毎に、円形走査 C S 1 と円形走査 C S 2 とを
 切り替えるものを示したが、複数の脈拍または脈波を検出する毎に、円形走査 C S 1 と円
 形走査 C S 2 とを切り替えるようにしてもよい。これにより、円形走査 C S 1 と円形走査
 C S 2 のそれぞれについて、複数の脈拍を取得することができ、脈拍または脈波が検出さ
 れた時点からパルス波マップの対比箇所が検出された時点までの時間 T d 1 および時間 T
 d 2 が複数得られる。このため、複数の時間 T d 1 の平均と、複数の時間 T d 2 の平均を
 とることにより、脈拍の平均的な挙動を評価するようにしてもよいし、複数の時間 T d 1
 と複数の時間 T d 2 のバラツキを算出することにより、脈拍の安定性を評価するよう
 にしてもよい。

20

【 0 1 0 1 】

また上記実施形態では、下式（ 8 ）により血管弾性特性（ヤング率） E を算出するもの
 を示した。しかし、粘性のある流体の場合には、下式（ 9 ）により血管弾性特性（ヤング
 率） E を算出するようにしてもよい。

【 0 1 0 2 】

30

【数 4】

$$E = \frac{2R_{in}\rho(PWV)^2}{h\left(\frac{2+4\mu T_p}{\pi\rho R_{in}^2}\right)} \quad \dots(9)$$

また上記実施形態では、パルス波速度を算出するものを示したが、流量と血管の断面積
 から血流速度を評価することが可能である。なお、血管の断面積の時間変化を評価するこ
 とも可能である。

40

また上記実施形態では、複数の軸平行線 z について算出された伝搬時間 T p (z) およ
 び伝搬距離 D p (z) の加算平均をそれぞれ伝搬時間 T p および伝搬距離 D p とするもの
 を示したが、血管の中心を通るライン上での伝搬時間および伝搬距離を用いてもよい。

また上記実施形態では、点状の光を試料上に向けて 2 次元走査するものを示したが、デ
 ータの取得スピードを上げるためにライン状の光を走査する方法を用いてもよい。

【符号の説明】

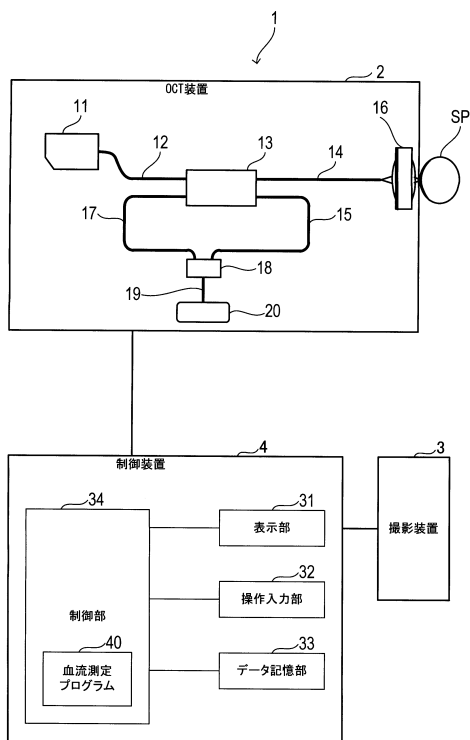
【 0 1 0 3 】

1 ... 血流測定装置、 2 ... O C T 装置、 3 ... 撮影装置、 4 ... 制御装置、 1 1 ... 光源、 1 2
 , 1 7 , 1 9 ... 光ファイバ、 1 3 , 1 8 ... ファイバカプラ、 1 4 ... 測定アーム、 1 5 ... 参

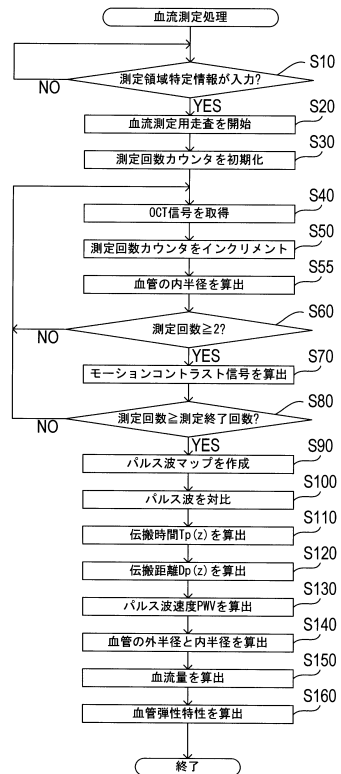
50

照アーム、16...走査部、20...検出器、31...表示部、32...操作入力部、33...データ記憶部、34...制御部、40...血流測定プログラム

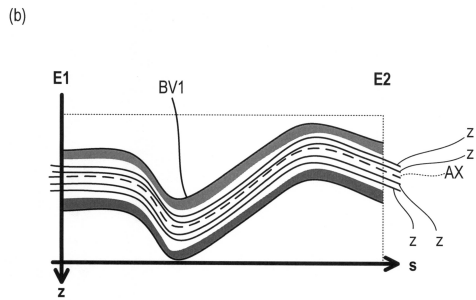
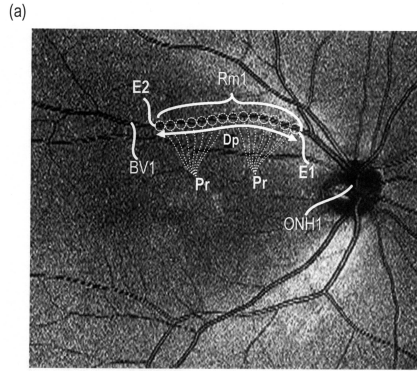
【図1】



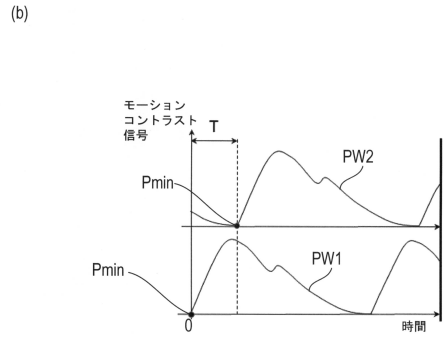
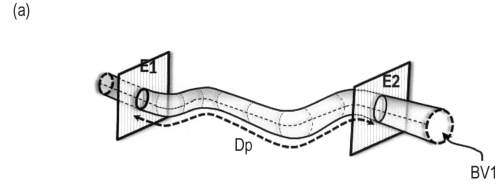
【図2】



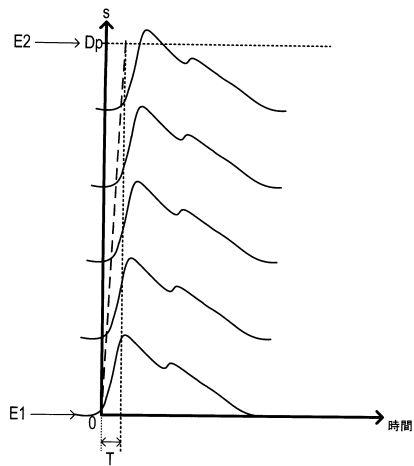
【 図 3 】



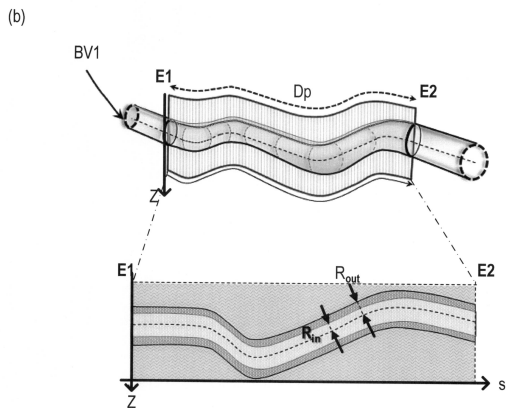
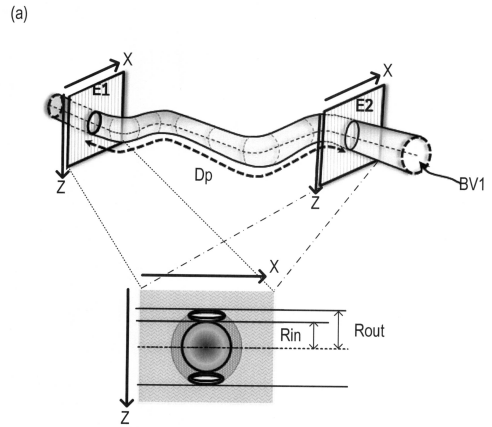
【 図 4 】



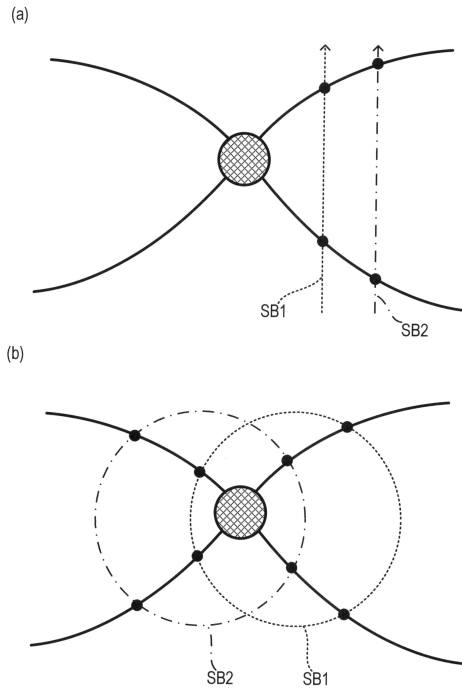
【 図 5 】



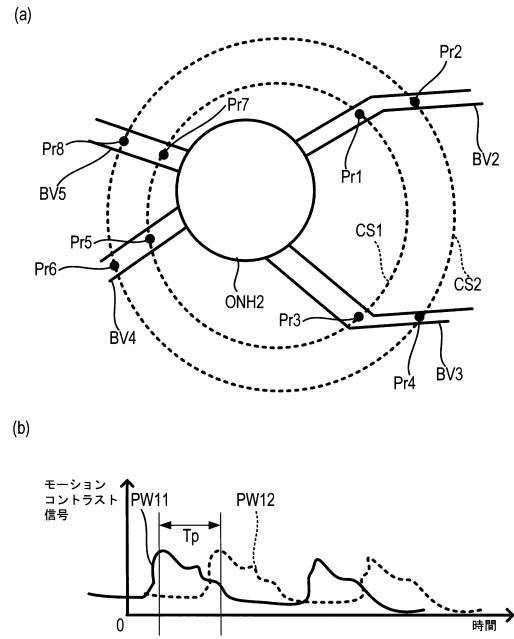
【 図 6 】



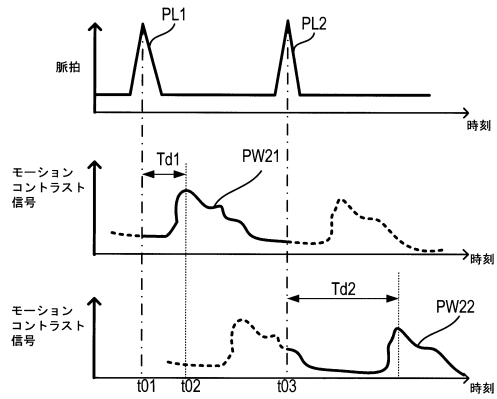
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 大森 努

愛知県名古屋市西区則武新町二丁目11番33号 株式会社トーマコーポレーション内

審査官 安田 明央

(56)参考文献 国際公開第2010/131550(WO, A1)

特開2014-104275(JP, A)

特開2010-110371(JP, A)

田川 博、藤居 仁、他、「レーザースペックル血流画像化法を用いた網膜血管の血流測定法」
、日本眼科紀要、日本、日本眼科紀要会、2000年、Vol.51, No.2, p121-p125

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18