

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02009/081883

発行日 平成23年5月6日(2011.5.6)

(43) 国際公開日 平成21年7月2日(2009.7.2)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)
A 6 1 B 5/02 3 4 0 H A 6 1 B 5/02 3 4 0 H 4 C 0 1 7
(2006.01)

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

| | |
|---|---|
| <p>出願番号 特願2009-547086 (P2009-547086)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2008/073245</p> <p>(22) 国際出願日 平成20年12月19日(2008.12.19)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2007-330112 (P2007-330112)</p> <p>(32) 優先日 平成19年12月21日(2007.12.21)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p> | <p>(71) 出願人 504237050 独立行政法人国立高等専門学校機構 東京都八王子市東浅川町701番2</p> <p>(71) 出願人 305060567 国立大学法人富山大学 富山県富山市五福3190</p> <p>(74) 代理人 100095430 弁理士 廣澤 勲</p> <p>(72) 発明者 八賀 正司 富山県射水市海老江練合1-2 独立行政 法人国立高等専門学校機構富山高等専門学 校内</p> |
|---|---|

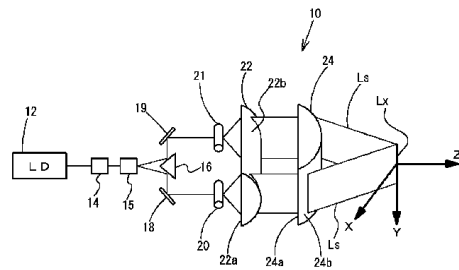
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 レーザドップラー血流測定方法及び装置

(57) 【要約】

半導体レーザ12からのレーザ光を分岐してシリンドリカルレンズ22によりシート光Lsを形成し、所定位置で互いに交差させる。シート光Lsが交差した線状照射部位Lxでの散乱光を直線状に結像させるレンズ系30を有する。レンズ系30の結像位置に、複数の光ファイバ34の光ファイバアレイ32を備える。血流によるドップラー周波数シフトした散乱光を、光ファイバ34毎に電気信号に変換するアバランシェフォトダイオード42を備える。レーザ光がドップラー周波数シフトした散乱光より、線状照射部位Lxでの生体組織内の血流速度を、各光ファイバ34毎に演算するとともに走査して、生体内の所定領域での血管の血流速度を算出する、測定精度が高く、広い範囲を効率的に多次元計測が可能なレーザドップラー血流測定方法及び装置。

【図1】



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザ光源からのレーザ光を分岐して、分岐された各レーザ光を面状の薄いシート光にして生体内の所定位置で互いに交差させ、

前記シート光が交差した線状照射部位での散乱光を線状に結像させて、

その結像位置で線状に配置された複数の受光素子に入射した前記各散乱光のうちの、前記生体内の血管の血流によりドップラー周波数シフトした散乱光を、複数の光電変換素子により電気信号に変換し、

前記複数の受光素子のうちの、前記レーザ光がドップラー周波数シフトして入射した前記受光素子の位置により、前記生体内の血管の位置情報を検知するとともに、

10

前記血流による前記レーザ光のドップラー周波数シフトにより、前記血管内の血流速度を前記光電変換素子毎に演算することを特徴とするレーザドップラー血流測定方法。

【請求項 2】

前記シート状のレーザ光の交差位置を、前記線状の散乱光の長手方向と交差する方向に走査して、走査された前記線状の散乱光から、前記光電変換素子毎に前記血管内の血流を求め、前記生体内の所定領域での血管の太さと配置を算出することを特徴とする請求項 1 記載のレーザドップラー血流測定方法。

【請求項 3】

前記シート状のレーザ光の交差位置を前記線状の散乱光の長手方向と交差する方向に走査して、走査された前記線状の散乱光から、前記光電変換素子毎に前記血管内の血流速度を求め、求めた個々の前記線状照射部位での前記血流速度を基にして、前記生体内の所定領域での血管毎の血流速度または血流量を算出することを特徴とする請求項 2 記載のレーザドップラー血流測定方法。

20

【請求項 4】

前記走査は、前記線状照射部位の長手方向と直交する 2 方向に行い、前記線状照射部位を順次前記長手方向と平行な方向にずらして、前記生体内の所定領域での 3 次元的血管配置を求め、前記血管配置を表示可能にすることを特徴とする請求項 3 記載のレーザドップラー血流測定方法。

【請求項 5】

前記走査により、前記生体組織内の血管の 3 次元的血流状態を演算し、表示可能にすることを特徴とする請求項 4 記載のレーザドップラー血流測定方法。

30

【請求項 6】

レーザ光源と、前記レーザ光源からのレーザ光を分岐するビーム分割装置と、前記ビーム分割装置により分岐されたレーザ光を面状の薄いシート光にする円筒光学系と、分岐した前記各シート光を生体内の所定位置で互いに交差させる集光光学系と、前記シート光が交差した線状照射部位での散乱光を直線状に結像させる結像光学系と、前記結像光学系の結像位置に配置された複数の受光素子と、前記受光素子に入射した前記散乱光を電気信号に変換する光電変換素子と、前記生体組織内の血流により前記レーザ光がドップラー周波数シフトした前記線状照射部位での血流速度を、前記電気信号を基にして前記光電変換素子毎に演算する血流演算手段と、前記シート状のレーザ光の交差位置を前記線状照射部位の長手方向と交差する方向に走査するレーザ光走査手段とを備え、前記レーザ光走査手段により走査された領域の前記生体内の血管配置を、前記血流演算手段による演算を基に算出することを特徴とするレーザドップラー血流測定装置。

40

【請求項 7】

前記レーザ光走査手段により走査された所定の各位置での散乱光について、前記血流演算手段により求めた前記光電変換素子毎の各血流速度と前記血管配置から、前記生体内の各血管の血流量を算出する血流量演算手段を設けたことを特徴とする請求項 6 記載のレーザドップラー血流測定装置。

【請求項 8】

前記結像光学系は、測定対象の生体組織に対して前記集光光学系と同じ側に位置し、分

50

岐した前記各シート光の間に前記集光光学系が位置したことを特徴とする請求項 6 記載のレーザドップラー血流測定装置。

【請求項 9】

前記結像光学系は、測定対象の生体組織を挟んで前記集光光学系とは反対側に位置したことを特徴とする請求項 6 記載のレーザドップラー血流測定装置。

【請求項 10】

前記受光素子は、平面上に光電変換素子が一体的に配置された固体撮像素子から成ることを特徴とする請求項 6 記載のレーザドップラー血流測定装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

この発明は、生体の血流状態をレーザドップラー方式によって測定する血流測定方法及びその測定に使用する血流測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

ヒトの皮膚の血流に関するデータは、皮膚組織の代謝活性の状態、新陳代謝の状態、老化度、皮膚ガン、その他種々の皮膚の状態に関係するものであり、皮膚の血流の測定は、皮膚の状態を判断する上で重要である。

【0003】

20

また、日本人の死亡原因第 1 位は悪性新生物、第 2 位は心疾患、第 3 位は脳血管疾患であり、血管系病変による死亡は悪性新生物とほぼ同じ割合である。しかも悪性新生物の発生や進行を認識するには、周囲の新生血管の 3 次元マッピング情報や、新生血管内の血流情報が重要である。さらに、血管病変には好発部位があり、血管内の血流速度分布などの時空間情報が不可欠である。

【0004】

近年の血流測定方法には、レーザドップラー流速測定法、粒子画像流速測定法 (PIV)、マイクロPIV法、超音波血流計法、MRIやCT法、及び数値シミュレーションとの融合による方法などがある。生体に関する実験は体内 (In vivo) での実験、あるいは体外 (In vitro) での実験がある。一般に二次元流れの情報が得られるPIV計測はインピトロ計測である。また、現在のMRIやCTの性能では空間および時間分解能が十分でないため、インピボ計測により詳細な血行動態の情報を得るのは困難である。

30

【0005】

そこで、レーザドップラー方式による測定方法は、血流測定方法として皮膚に侵襲を与えず、血流速度及び/または血流量の瞬間値を連続的に測定できることから広く利用されている。レーザドップラー方式による血流測定方法は、レーザ光の単色性、可干渉性を利用したもので、レーザ光が皮膚組織内の血管に照射されると、血管内で動いている血球で散乱した光がドップラー効果により周波数シフトを生じるので、この周波数シフト量を基にして血流速度を求めるものである。

40

【0006】

レーザドップラー方式の血流測定装置としては、光源から皮膚表面にレーザ光を入射させる送光用光ファイバと、皮膚からの散乱光を受光する受光用光ファイバとが一对になったセンサ素子を設け、これらを皮膚に対面するプローブ支持部材に埋め込んだものがある。このレーザドップラー法のレーザ照射方式としては、1本のビームを被検体内に入射する1光束方式と、1本のビームを2本の平行光に分け、レンズ等で交差させて、交差点(測定点)を被検体内に入射させる2光束式とがある。

【0007】

さらに、2光束式の測定方法には差動型法と参照光法がある。参照光法は、1本のレーザビームを強弱の2本のビームに分割し、ドップラー効果により周波数シフトした光と、

50

静止した組織により散乱した光との干渉を利用している。この両者の散乱光には数百Hz～数十Hz程度の周波数の差が生じているので、両者の光の干渉をフォトダイオード等の受光素子により電氣的なビート信号として検出し、検出した周波数と強度が、血球の速度及び個数に対応した値の信号となる。さらに、これらの信号の値を積分して、その血管の血流の流速と流量に関する信号に変換し、血管の血流量を求めるものである。

【0008】

また、差動型法では、1本のレーザビームを2本のビームに分割し、この2本のビームを集光して交差させ、その交差位置でレーザ光照射方向により散乱光の干渉が生じる。この干渉縞の間隔は、観測粒子である血球による散乱光のドップラー周波数シフト量により差が生じるので、これを観測して血流速度を求めるものである。差動型法は、広い受光開口で散乱光を集光することができ、比較的強い信号強度が得られる利点がある。

10

【0009】

また、特許文献1に開示されているように、被検体の表面血流を検出して出力信号を発生する複数のセンサ素子を備え被検体に当接するセンサ部と、センサ素子からの出力信号を所定の測定信号に変換する信号変換部と、測定信号を測定値として表示する表示部とを備えた表面血流測定装置も提案されている。この表面血流測定装置は、センサ部を被検体に当てると、被検体の表面血流に応じて各センサ素子から出力信号が発せられ、出力信号変換部にて所定の測定信号に変換される。センサ部には、センサ素子が複数設けられているので、一つの測定部位で、同時に又は選択的に複数の箇所を測定できる。さらに、各測定値の変動を平均化することにより、キャリアレーションが可能となり、定量的に測定することができるものである。

20

【0010】

また、特許文献2に開示されているように、レーザドップラー方式の血流測定方法において、被検体にレーザ光を入射させる少なくとも一つの送光部に対し、該送光部からの距離が異なる複数の位置を受光部とし、各受光部で被検体からの散乱光を受光してそれぞれの受光部における血流量を測定し、それにより測定深度の異なる血流量を同時に記録する方法も提案されている。この場合、受光部は、送光部からの距離ごとにそれぞれ複数設けることが好ましい。また、被検体に入射させるレーザ光のパワーを変化させることが好ましい。これにより、皮膚組織における血流量の変化を解析でき、皮膚表層の浅い部位から深い部位に至る広い深度範囲の血流量をそれぞれの深度ごとに同時に記録することができる。

30

【0011】

さらに、特許文献3に開示されているように、レーザ光をシリンドリカルレンズによりシート光に変換し、レンズを介してレンズの焦点位置に配置されたミラーに入射され、ミラーの偏向方向に反射させて照射し、血流量を2次元測定する血流分布測定装置もある。

【0012】

その他、非特許文献1～5に開示されているように、生体ではない管路等において、流体の流速を測定する装置として、レーザ光のシート光を用いた多点同時測定が可能なレーザドップラー流速計が提案されていた。

40

【特許文献1】特開平5-15501号公報

【特許文献2】特開平8-182658号公報

【特許文献3】特開平7-100119号公報

【非特許文献1】計測自動制御学会論文集Voi.39, No.3(2003)218-224

【非特許文献2】日本機械学会論文集(B編), 69巻677号(2003-1)25-30

【非特許文献3】Experiments in Fluids24(1998)70-76

【非特許文献4】Experiments in Fluids 36(2004)274-281

【非特許文献5】SICE 2002 Aug. 5-7, 2002, Osaka, 2199-2204

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

50

従来の1光束方式の血流計は、入射レーザー光に1本のビーム（直径1mm程度）を用い、散乱光を1組のセンサで検出している。また、一部の血流計は、散乱光を複数の光ファイバ等で検出するものや、入射レーザー光用と光信号検出用の光ファイバをそれぞれ複数備えたものもあるが、これらは1点計測の組み合わせによる多点計測と言える。従って、広い領域の血流量を効率的に求めることができず、しかも分解能が低く、限られた部位の血流量しか得られないものである。

【0014】

一方、2光束式の場合は2本のレーザービームの交差点が測定点になるので、1光束式の場合より、測定体積が小さく取れ、空間分解能（数百 μm 程度）が高くなる。また、血流画像化装置は、レーザービームをスキャンすることにより、血流分布を測定する。2光束式の血流計による血流画像化装置は、2光束で1点の計測を行い、そのレーザー光をスキャンすることにより血流分布を得ている。しかし、2光束方式での装置は、高時空間分解能で点計測を行うことができるが、多点を同時に計測することは困難であり、血管の位置ずれが生じると、計測される平均血流速度の誤差は大きくなるものであり、この場合も広い範囲の血流量を測定できるものではない。

10

【0015】

また、2光束方式の場合、光ファイバを分岐させて複数のセンサ素子を設けると、個々のセンサ素子におけるレーザーパワーが低くなるので、皮膚表面の比較的浅い部分の血流量しか測定できない。さらに、多点を同時に計測することは困難であり、血管の位置ずれが生じると、計測される平均血流速度の誤差は大きくなる。また、レーザー光の出力や、センサ素子の皮膚接触面における送光用光ファイバと受光用光ファイバとの間隔、即ち送光部と受光部の間隔を変えることにより、測定深度を個別的に調整することはできても、種々の測定深度の血流量を同時に測定することはしていない。そのため、深さ方向の血流量分布を知ることができず、皮膚組織の状態分析を正確に行うことができないという問題がある。

20

【0016】

また、特許文献1, 2に開示された血流測定装置も光ファイバを用いたもので、1点計測を基にした測定法であり、上記と同様の問題がある。特許文献3に開示された血流測定装置も、立体的な血管の配置を検知することが出来るものではない。

【0017】

その他、非特許文献1～5は、予め管路の位置や流体の流れの方向が分かっているものであり、目に見えない箇所での毛細血管の配置を検知することが出来るものではない。

30

【0018】

この発明は、上記従来の背景技術に鑑みて成されたもので、簡単な光学系及び装置により、測定精度が高く、広い範囲を効率的に多次元計測が可能なレーザドップラー血流測定方法及び装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0019】

この発明は、レーザ光源からのレーザ光を分岐して、分岐された各レーザ光を面状の薄いシート光にして生体内の所定位置で互いに交差させ、前記シート光が交差した線状照射部位での散乱光を線状に結像させて、その結像位置で線状に配置された複数の受光素子に入射した前記各散乱光のうちの、前記生体内の血管の血流によりドップラー周波数シフトした散乱光を、前記光電変換素子毎に電気信号に変換し、前記複数の受光素子のうちの前記レーザ光がドップラー周波数シフトして入射した前記受光素子の位置により、前記生体内の血管の位置情報を検知するとともに、前記血流による前記レーザ光のドップラー周波数シフトにより、前記血管内の血流速度を前記光電変換素子毎に演算するレーザドップラー血流測定方法である。

40

【0020】

さらに、前記シート状のレーザ光の交差位置を、前記線状の散乱光の長手方向と交差する方向に走査して、走査された前記線状の散乱光から、前記光電変換素子毎に前記血管内

50

の血流を求め、前記生体内の所定領域での血管の太さと配置を算出するものである。

【0021】

さらに、前記シート状のレーザ光の交差位置を前記線状の散乱光の長手方向と交差する方向に走査して、走査された前記線状の散乱光から、前記光電変換素子毎に前記血管内の血流速を求め、求めた個々の前記線状照射部位での前記血流速を基にして、前記生体内の所定領域での各血管内の血流速または血流量を算出するものである。

【0022】

前記走査は、前記線状照射部位の長手方向と直交する2方向に行い、前記線状照射部位を順次前記長手方向と平行な方向にずらして、前記生体内の所定領域での3次元血管配置を求め、表示可能にするものである。また、前記走査により、前記生体組織の3次元血流状態を演算し、表示可能にするものである。

10

【0023】

またこの発明は、レーザ光源と、前記レーザ光源からのレーザ光を分岐するビーム分割装置と、前記ビーム分割装置により分岐されたレーザ光を面状の薄いシート光にする円筒光学系と、分岐した前記各シート光を生体内の所定位置で互いに交差させる集光光学系と、前記シート光が交差した線状照射部位での散乱光を直線状に結像させる結像光学系と、前記結像光学系の結像位置に配置された複数の受光素子と、前記受光素子に入射した前記散乱光を前記光電変換素子毎に電気信号に変換する光電変換素子と、前記生体組織内の血流により前記レーザ光がドップラー周波数シフトした前記線状照射部位での血流速を、前記電気信号を基にして前記光電変換素子毎に演算する血流演算手段と、前記シート状のレーザ光の交差位置を前記線状照射部位の長手方向と交差する方向に走査するレーザ光走査手段とを備え、前記レーザ光走査手段により走査された領域の前記生体内の血管配置を、前記血流演算手段による演算を基に算出するレーザドップラー血流測定装置である。

20

【0024】

さらに、前記レーザ光走査手段により走査された所定の各位置での散乱光について、前記血流演算手段により求めた前記光電変換素子毎の各血流速と前記血管配置から、前記生体内の各血管の血流量を算出する血流量演算手段を設けたものである。

【0025】

また、前記結像光学系は、測定対象の生体組織に対して前記集光光学系と同じ側に位置し、分岐した前記各シート光の間に前記集光光学系が位置したものである。または、前記結像光学系は、測定対象の生体組織を挟んで前記集光光学系とは反対側に位置したのもでも良い。

30

【0026】

また、前記受光素子は、平面上に受光素子が一体的に配置された固体撮像素子から成るものである。

【発明の効果】

【0027】

この発明のレーザドップラー血流測定方法及び装置によれば、ヒト体内での血流速の高次空間分解能での直接測定が可能となる。さらに、比較的太い血管では血流速分布とその時間変動の計測及び毛細血管の血流速の測定が可能である。そして、レーザ光を走査することにより、所定の測定範囲での、太い血管での有効内径、血流速分布とその時間変動、及び毛細血管の平均血流速の測定が可能であり、それらの測定結果を所定の測定範囲で3次元マッピングすることが可能となる。また、接触による血流への影響がなく、炎症部位、耳の毛細血管、皮膚に近い大動脈、静脈の血流と血管内の血流分布の測定に適しており、再現性の高い測定結果が得られる。

40

【0028】

また、予防医療にも効果があり、皮膚ガンなどの新生血管の血流速分布計測とその時空間情報、脳血管疾患と密接に関係する頸動脈血流速分布の時空間情報の計測、その他、基礎的な応用としてアレルギー性皮膚炎症の発生機序の解明にも極めて有効である。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 2 9 】

【図 1】この発明の第一実施形態のレーザドップラー血流測定装置の送光部の光学系を示す概略図である。

【図 2】この発明の第一実施形態のレーザドップラー血流測定装置の受光部の結像光学系を示す概略図である。

【図 3】この発明の第一実施形態のレーザドップラー血流測定装置のファイバアレイと光ファイバの配置等を示す概略図である。

【図 4】この発明の第一実施形態のレーザドップラー血流測定装置の光電変換素子からコンピュータまでの機能を示すブロック図である。

【図 5】この発明の第一実施形態のレーザドップラー血流測定方法を示す概念図である。

【図 6】この発明の第一実施形態のレーザドップラー血流測定方法の光学系の配置等を示す概略図である。

【図 7】この発明の第一実施形態のレーザドップラー血流測定方法によるレーザ光の干渉を示す写真である。

【図 8】この発明の第一実施形態のレーザドップラー血流測定方法の処理を示すフローチャートである。

【図 9】この発明の第一実施形態のレーザドップラー血流測定方法によるレーザ光の交差部の走査を示す概念図である。

【図 10】この発明の第二実施形態のレーザドップラー血流測定装置の光学系の配置を示す概略図である。

【図 11】この発明の第三実施形態のレーザドップラー血流測定装置の光学系の配置を示す概略図である。

【図 12】この発明の第四実施形態のレーザドップラー血流測定装置の光学系の配置を示す概略図である。

【図 13】この発明の実施例のレーザドップラー血流測定方法による血流を測定したマウスの耳を表側から見た部位の写真 (a) と、レーザ光を所定深さで走査して、その測定結果のマッピングを行った図 (b) である。

【図 14】この発明の実施例のレーザドップラー血流測定方法による血流を測定したマウスの耳を裏側から見た部位の写真 (a) と、レーザ光を所定深さで走査して、その測定結果のマッピングを行った図 (b) である。

【図 15】この発明の実施例のレーザドップラー血流測定方法による血流を測定したマウスの耳の血管配置を示すマッピング図である。

【図 16】この発明の実施例のレーザドップラー血流測定方法による血流を測定したマウスの耳の 3 次元マッピング図である。

【図 17】この発明の実施例のレーザドップラー血流測定方法による反射型の装置で血流を測定した写真 (a) マッピングを行った図 (b) (c) である。

【符号の説明】

【 0 0 3 0 】

- 1 0 レーザドップラー血流測定装置
- 1 2 半導体レーザ
- 1 4 , 1 5 音響光学素子
- 1 6 反射プリズム
- 1 8 , 1 9 反射鏡
- 2 0 , 2 1 ロッドレンズ
- 2 2 , 2 4 シリンドリカルレンズ
- 3 0 レンズ系
- 3 2 ファイバアレイ
- 3 4 光ファイバ
- 4 2 アバランシェフォトダイオード
- L s シート光

10

20

30

40

50

L x 線状照射部位

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

以下、この発明の実施形態について図面に基づいて説明する。図1～図9は、この発明の第一実施形態のレーザドップラー血流測定装置を示すもので、この実施形態のレーザドップラー血流測定装置10は、図1に示すように、レーザ光源であるレーザダイオード等の半導体レーザ12と、この半導体レーザ12からの連続発振レーザ光を周波数の若干異なる2本のビームに分岐させる音響光学素子14, 15を備えている。レーザ光の波長は、波長750～1500nm程度が好ましく、例えば近赤外の波長785nmのレーザを用いる。これは、近赤外光は生体組織内への透過率が高いからである。

10

【0032】

さらに、音響光学素子15の光出射側には、分岐されたレーザ光を2方向に反射する反射プリズム16と、反射プリズム16により反射されたレーザ光を直角に反射する反射鏡18, 19を備えている。さらに、反射鏡18, 19により反射した2本のレーザ光が入射する互いに平行な位置に設けられたロッドレンズ20, 21が配置されている。各ロッドレンズ20, 21は、入射したレーザ光を広げて第一のシリンダリカルレンズ22の平面部22aに入射させる。

【0033】

第一のシリンダリカルレンズ22は、平面部22aがロッドレンズ20, 21側に面して位置し、入射した2本のレーザ光は、第一のシリンダリカルレンズ22の円筒面状の曲面部22bから出射し、第一のシリンダリカルレンズ22の円筒の中心軸と平行であって平面部22aと直交するシート状の2本のシート光Lsに形成される。このシート光Lsは、さらに、集光光学系を形成した第二のシリンダリカルレンズ24の平面部24aに入射する。

20

【0034】

第二のシリンダリカルレンズ24の平面部24aは第一のシリンダリカルレンズ22の平面部22aと同じ側を向いて平行に位置し、第二のシリンダリカルレンズ24の他方の面である円筒面状の曲面部24bは、第一のシリンダリカルレンズ22に対して、円筒の中心軸が互いにねじれの位置関係で直交するように配置されている。なお、シリンダリカルレンズ22, 24は、平面部22a, 24aと曲面部22b, 24bのいずれの面が入射面となっても、出射光は同様の光路へ進む。

30

【0035】

この実施形態に用いた光学系部品の表面には、用いたレーザ光の波長の減衰を抑えるために、この波長に対する反射防止膜がコーティングされている。

【0036】

第二のシリンダリカルレンズ24に入射した2本のシート光Lsは、曲面部24bで屈折して互いに交差するように偏向する。シート光Lsの交差部は、1本の線状に光強度の高い部分として形成され、生体組織の線状照射部位Lxとなる。

【0037】

線状照射部位Lxでの散乱光は、図2に示すような結像光学系を形成したレンズ系30により収束される。レンズ系30は、線状照射部位Lxの散乱光を、受光素子である光ファイバレイ32の端面部32aに線状照射部位Lxに沿って線状に結像させるものである。

40

【0038】

光ファイバレイ32は、図3に示すように、ライトガイド束36に束ねられた光ファイバ34を経て、他方の端部に導かれ、光ファイバ34毎に光プラグ38に繋がっている。光プラグ38は、各々光レセプタクル40に接続可能に設けられている。各光レセプタクル40には、図4に示すように、光電変換素子であるアパランシェフォトダイオード42が光ファイバ34の数だけ設けられ、光ファイバ34により導かれた光を各々電気信号に変換する。各アパランシェフォトダイオード42の出力は、光ファイバ34の本数だけ設

50

けられた各アンプ44を介して各々周波数フィルタ46に入力し、所定の周波数の信号がA/D変換されて、光ファイバ34の数だけ設けられたデータレコーダ48に各々記録される。各データレコーダ48に記録されたデジタル信号は、USBコネクタを介してコンピュータ50に入力され、所定の演算解析処理が行われる。

【0039】

次に、この実施形態のレーザドップラー血流測定方法について以下に説明する。このレーザドップラー血流測定方法は、半導体レーザ12から出射されたレーザ光を、音響光学素子14, 15により変調して分岐させ、図5、図6に示すように、シリンドリカルレンズ22により面状の薄いシート光Lsにするとともに、シリンドリカルレンズ24により互いに交差させ、血管52のある生体B内の所定位置に線状照射部位Lxを形成する。この状態で、血管52内の血流速及びその血流速から必要に応じて血流量を、光ファイバ34を単位として結像光学系であるレンズ系30の倍率により決まる空間分解能で求めることができる。ここでは、250 μ mの径の光ファイバ34を用いて光学系の倍率を1とすると、空間分解能は250 μ mとなる。

10

【0040】

シート光Lsの交差部は、1本の線状に光強度の高い部分として形成され、生体組織の線状照射部位Lxとなる。この線状部位Lxは、レーザ光の入射波面の位相差によって干渉縞ができており、図7に示すような干渉縞となって現れる。この線状の領域を赤血球がある速度で通過すると、散乱光のドップラー周波数が変化する。この線状照射部位Lxでは、シート光Lsが照射された血流中の血球により散乱したレーザ光が、血流の流速によるドップラー効果により、散乱光のドップラー周波数が変化する。なお、静止した組織では散乱光のドップラー周波数の変化はない。線状照射部位Lxでの各散乱光は、それぞれレンズ系30により光ファイバレイ32上のそれぞれに対応する点に結像される。

20

【0041】

この周波数変化した散乱光を、光ファイバ34を介してアバランシェフォトダイオード42に入力し、電気的なビート信号として検出し、検出した周波数変化と強度が、血球の速度及び個数に対応した値である。これを各受光部である光ファイバ34毎に求めて、対応する部位の血流の流速を算出し、その算出結果を線状照射部位Lx上で積分し、その線上の血流量を求める。ここでの処理は、図8に示すように、アバランシェフォトダイオード42により得られた入力信号は、例えば図8のグラフ(a)のようなデータであり、このデータがA/D変換されてコンピュータ入力され、そのデジタル信号を高速フーリエ変換し、さらにノイズ除去処理等を施して、ドップラー周波数を算出する。ドップラー周波数は、図8(b)に示すように、検出した信号の周波数スペクトルにおいて、ドップラー周波数でのピークが表れることにより求まる。ドップラー周波数が求まると、その周波数から血球の速度が算出され、血球の速度は血流の流速であることから血流速が算出される。

30

【0042】

また、この実施形態では、音響光学素子14により変調をかけているので、血液の流れの方向も識別することができる。ただし、流れの方向を識別する必要がない場合は、音響光学素子14による周波数変調をしなくても計測が可能である。

40

【0043】

さらに、この線状照射部位Lxをその長手方向に対して直交する方向に走査して、所定のサンプリング周期で各光ファイバ34毎に流量を求め、所定面内での血流量のマッピングが形成される。またこれを、線状照射部位Lxの長手方向に対して直交する他の方向に走査して、3次元的な血流速または血流量のマッピングが可能となる。

【0044】

ここで、線状照射部位Lxの走査は、測定対象の生体が小さい場合は、生体自体を互いに直交するXYZ軸方向に移動可能な台に載せて、この3軸方向に移動させることにより走査可能である。また、ヒト等の大きな生体の場合は、シリンドリカルレンズ22, 24等の光学系を駆動して走査することができる。この時のシート光Lsの交差位置とその走

50

査方向は、直線の交点を求める演算により容易に求めることができる。

【0045】

この走査は、X軸方向の流速を求める場合、図9(a)に示す通り、生体Bの組織内に線状照射部位Lxを形成し、その線状照射部位Lxを、その長手方向と直交するX軸方向に相対的に所定距離移動させる。その後、さらにY軸方向に線状照射部位Lxを、その照射長さ分だけ平行移動させ、同様に走査を繰り返す。次に、図9(b)に示す通り、直交するZ軸方向に微小距離移動してさらに上記と同様に走査し、所定範囲でこの移動と走査を繰り返す。これにより、生体Bの所定範囲の3次元血管配置とその血管の血流速または血流量を求めることができる。また、Y軸方向の流速を求める場合は、線状照射部位LxをX軸方向と平行にして、図9(c)に示す通り、Y軸方向に走査するとともにX軸方向にシフトして走査し、さらにZ軸方向に移動し、走査を繰り返す。

10

【0046】

この実施形態のレーザドップラー血流測定方法及び装置によれば、血管52の内径や毛細血管の血流状態を計測し、三次元マッピングすることができる。この場合の空間分解能は、数百マイクロン程度にすることができる。即ち、シート光Lsの交差線の線状照射部位Lxでの散乱光を受光する光ファイバレイ32の光ファイバ34の内径が、空間分解能になるので、光ファイバ34の径を0.1mmに選べば、分解能は0.1mm、光ファイバ34の径を0.25mmに選べば、分解能は0.25mmになる。さらに、光学系の倍率に比例して、より高い分解能とすることができる。

20

【0047】

以上の走査を繰り返すことにより、毛細血管の血流の3次元マッピングの立体像が得られる。これにより、任意の血管内(例えば頸動脈)の血流速分布及びその時間変化を測定することができる。また、血流速分布の時空間情報が得られる。さらに、立体的に配置している毛細血管、新生血管のマッピング情報と血流速度情報が得られ、ガンの進行状態や抗ガン剤の効き目に関する情報を得ることも可能となる。また、太い血管での有効内径を見積もることも出来る。

【0048】

次に、この発明のレーザドップラー血流測定方法及び装置の第二実施形態について、図10を基にして説明する。ここで、上述の実施形態と同様の構成は、同一の符号を付して説明を省略する。この実施形態のレーザドップラー血流測定装置は、ビームスプリッタ54によりレーザ光を分岐してシート光Lsを形成したものである。

30

【0049】

この実施形態のレーザドップラー血流測定装置は、シート光Lsを薄い生体Bに透過させて、その線状照射部位Lxで透過した散乱光の像を、レンズ系30を介して光ファイバレイ32に入射させたものである。この場合、光学系の配置の自由度が高く、像を得やすい。

【0050】

次に、この発明のレーザドップラー血流測定方法及び装置の第三実施形態について、図11を基にして説明する。ここで、上述の実施形態と同様の構成は、同一の符号を付して説明を省略する。この実施形態のレーザドップラー血流測定装置は、シート光を形成するシリンドリカルレンズ22を、ビームスプリッタ54に対して半導体レーザ12側に配置したものである。さらに、結像光学系にシリンドリカルレンズ56を配置するとともに、光ファイバレイ32をシート光Lsの間に配置したものである。

40

【0051】

この場合、線状照射部位Lxで反射した散乱光を、光ファイバレイ32に導くもので、結像光学系がシート光Lsの間に位置して、光学系の配置がコンパクトになり、装置を小型化することができる。

【0052】

次に、この発明のレーザドップラー血流測定方法及び装置の第四実施形態について、図12を基にして説明する。ここで、上述の実施形態と同様の構成は、同一の符号を付して

50

説明を省略する。この実施形態のレーザドップラー血流測定装置は、図 1 1 に示すものと同様の光学系であって、シート光を形成するシリンドリカルレンズ 2 2 を、ビームスプリッタ 5 4 に対して測定対象の生体 B 側に配置したものである。さらに、レーザ光を拡張する凹レンズ 5 8 をシリンドリカルレンズ 2 2 の前に配置し、結増光学系のレンズ系 3 0 を凸レンズの枚数を増やして収差を抑えたものである。

【 0 0 5 3 】

この実施形態の場合、上述の実施形態と同様の効果に加えて、シート光 L s の幅が数 m m の場合に有効であり、収差が少ないものである。

【 0 0 5 4 】

尚、この発明のレーザドップラー血流測定方法及び装置は、上記実施形態に限定されるものではなく、受光素子及び光電変換素子は、CCD等の固体撮像素子でも良く、固体撮像素子はラインセンサ又はイメージセンサを用いることができる。また、光ファイバは、ガラスファイバやプラスチックファイバ等、適宜選択可能である。

10

【実施例】

【 0 0 5 5 】

次に、この発明のレーザドップラー血流測定方法と装置を用いた血流測定の実施例を示す。この実施例では、図 9 に示すように、レーザ光によるシート光 L s を走査し、シート光 L s の線状照射部位 L x を、薄い生体 B を透過させて、その像を検出し、生体内組織の血流速度を算出してマッピングした。生体 B の深さ方向である Z 軸方向について、表面側から Z = 0 . 2 5 m m と Z = 0 . 5 0 m m の異なる深さで X Y 軸方向の走査を行った。そのマッピング結果を図 1 3 (b) , 図 1 4 (b) に示す。図 1 3 、図 1 4 の各写真 (a) に表れた血管の血流について、各々マッピング領域の血管の位置と、血流速度を各図 (b) に示す。

20

【 0 0 5 6 】

この実施例によれば、シート光 L s により、薄い生体組織を透過して血流の速度を測定することができ、血管の配置も確認することができた。

【 0 0 5 7 】

図 1 5 、図 1 6 は、上記実施例により、さらに深さ方向にシート光 L s による走査を行い、Z = 0 . 7 5 m m 、 Z = 1 . 0 0 m m の深さでの血管の配置を計測し、それを立体的に表示したものである。

30

【 0 0 5 8 】

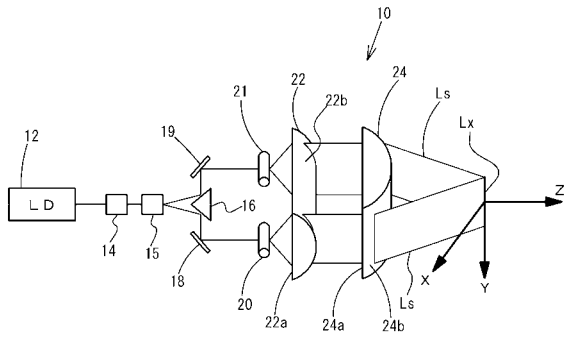
この発明のレーザドップラー血流測定方法と装置によれば、図 1 6 に示すように、血管の配置を立体的に視認することが出来、ガン細胞組織の血管成長等を確実に把握することが出来る。

【 0 0 5 9 】

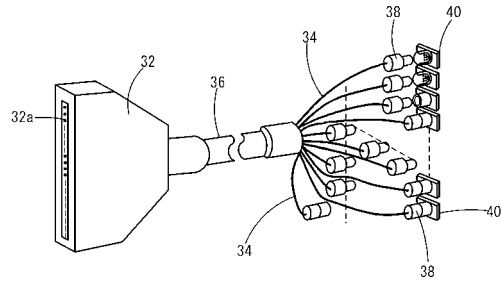
また、図 1 7 に示す実施例は、反射型の血流測定装置による測定例を示すもので、図 1 7 (a) に示す写真の破線で囲んだ領域について、表面側から Z = 0 . 2 5 m m と Z = 0 . 7 5 m m の異なる深さで、X Y 軸方向の走査を行った。各々マッピング領域の血管の位置と、血流速度を図 (b) (c) に示す。反射型によっても、確実に立体的な血管配置を把握することが出来たことを示す。

40

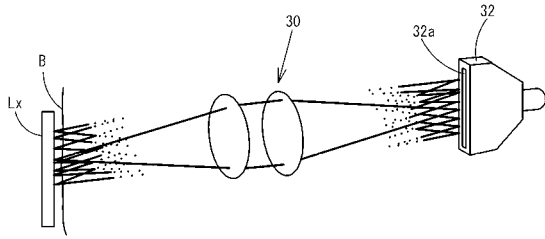
【図1】



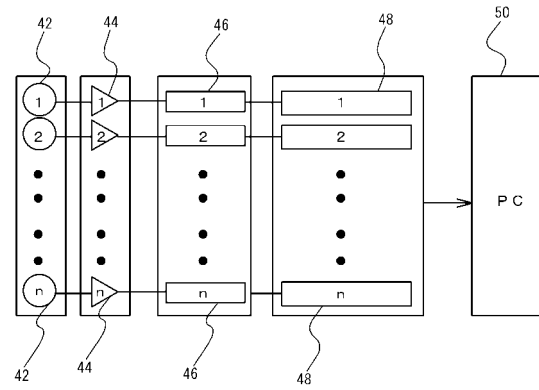
【図3】



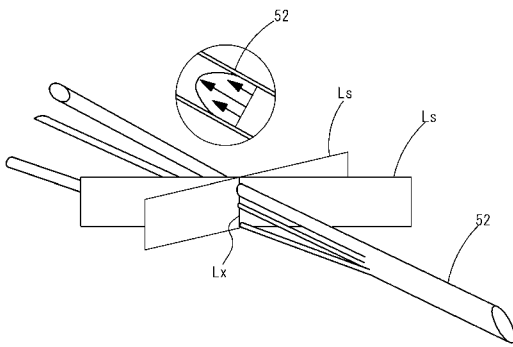
【図2】



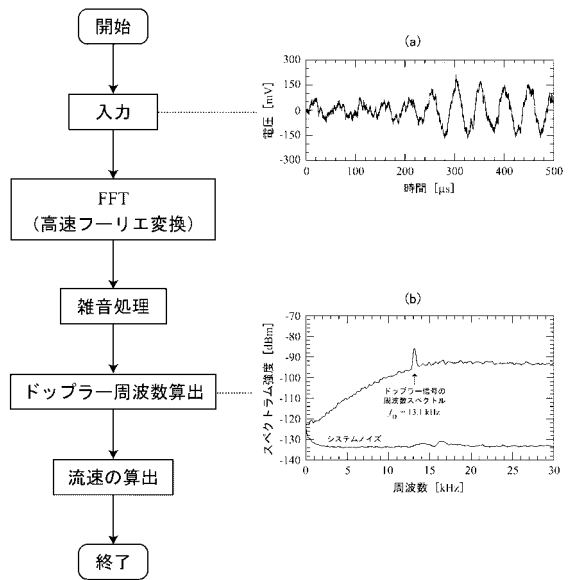
【図4】



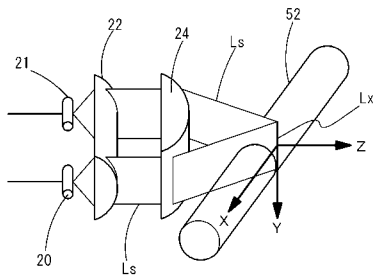
【図5】



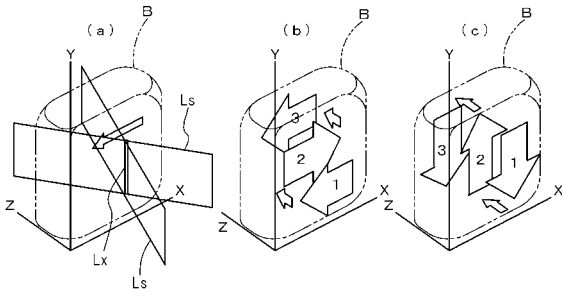
【図8】



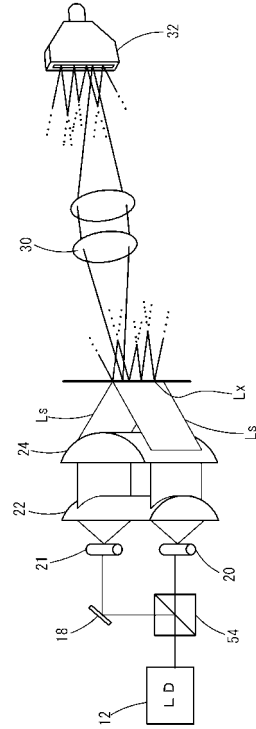
【図6】



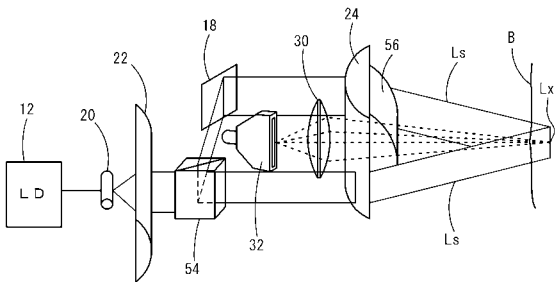
【 図 9 】



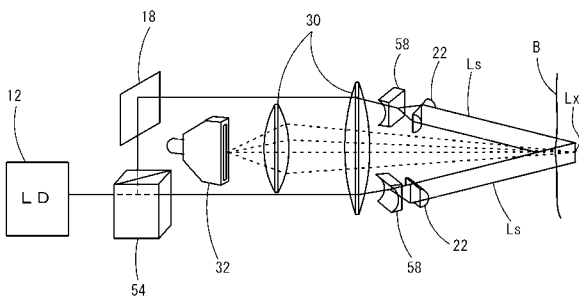
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】

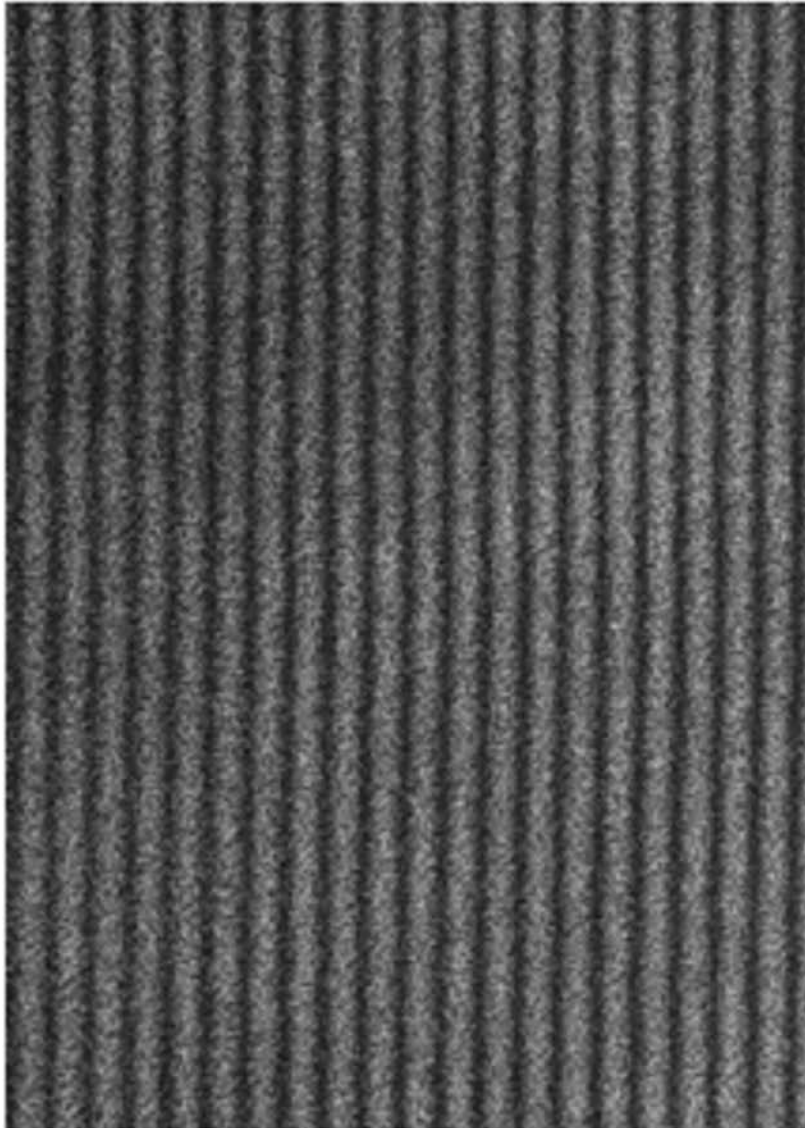


【 図 1 2 】



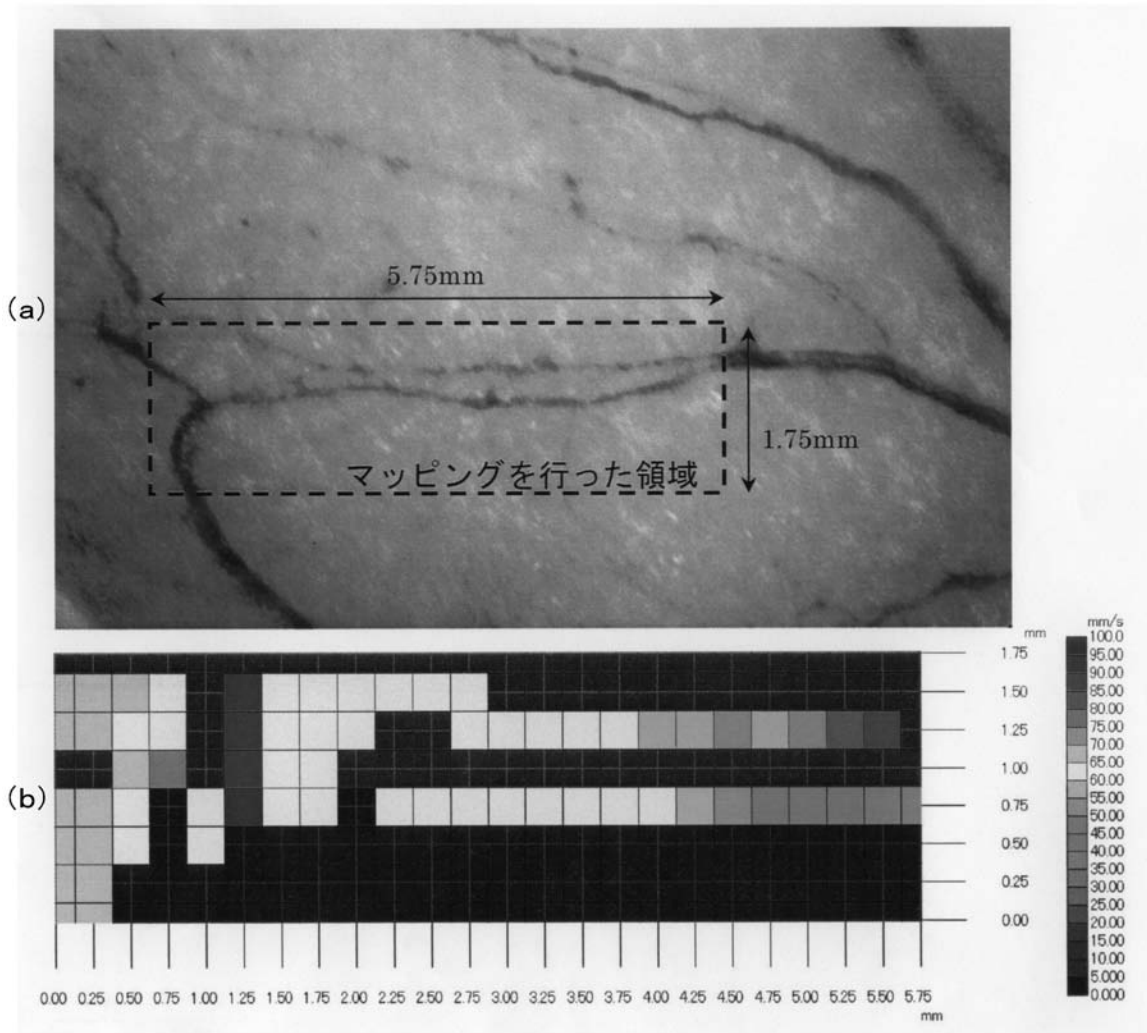
【図7】

シート光の交差線での干渉縞



【 図 1 3 】

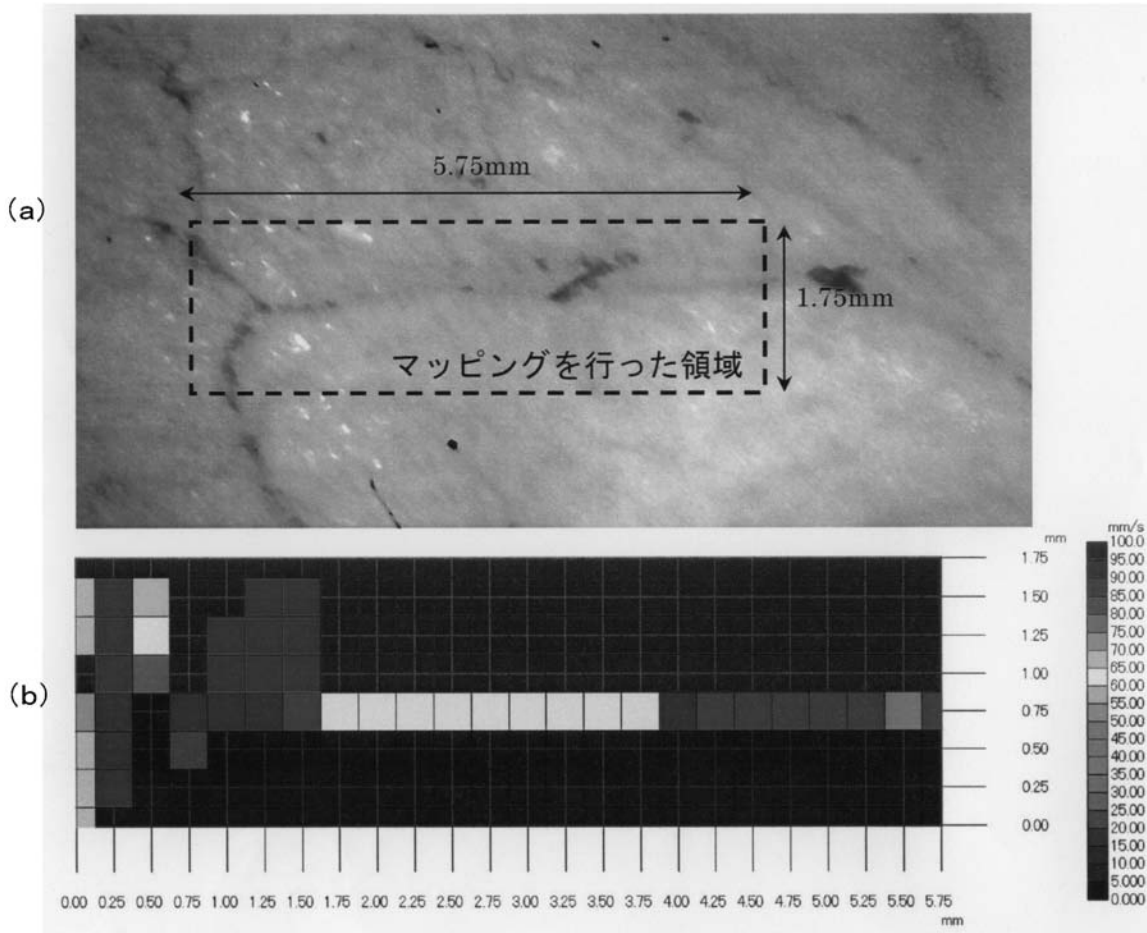
耳の表面から見た血管の写真



表面からの深さ Z=0.25mm

【 図 1 4 】

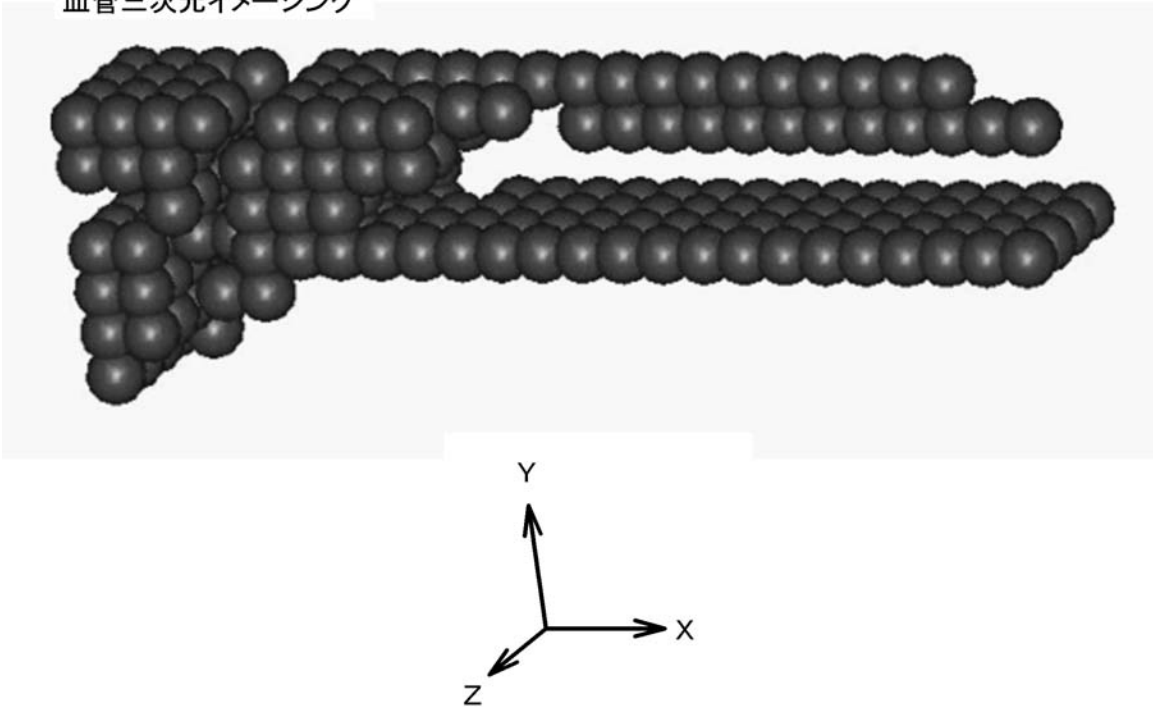
耳の裏面から見た血管の写真



表面からの深さ Z=0.50mm

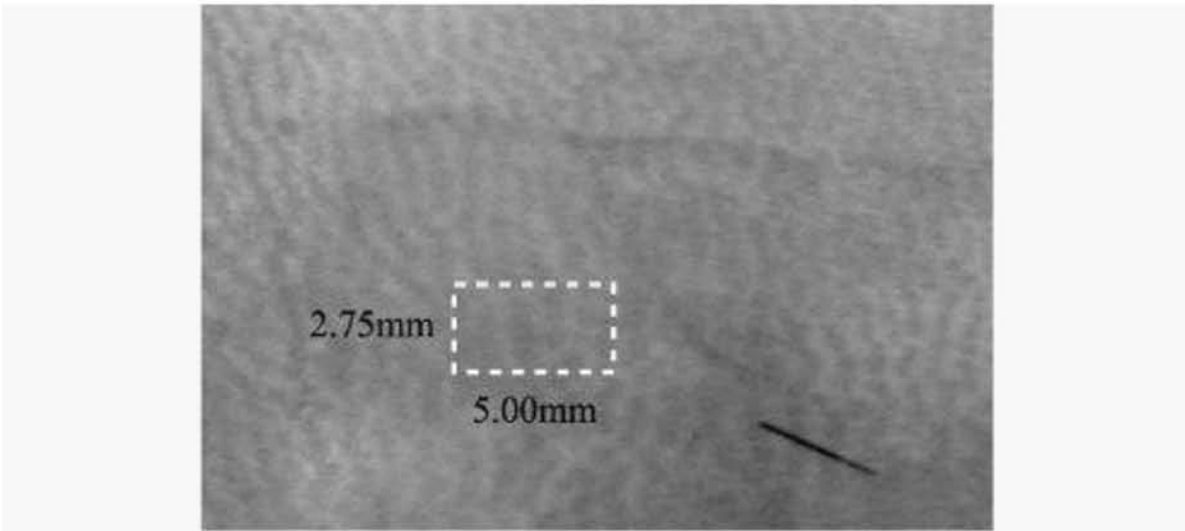
【 図 1 6 】

血管三次元イメージング

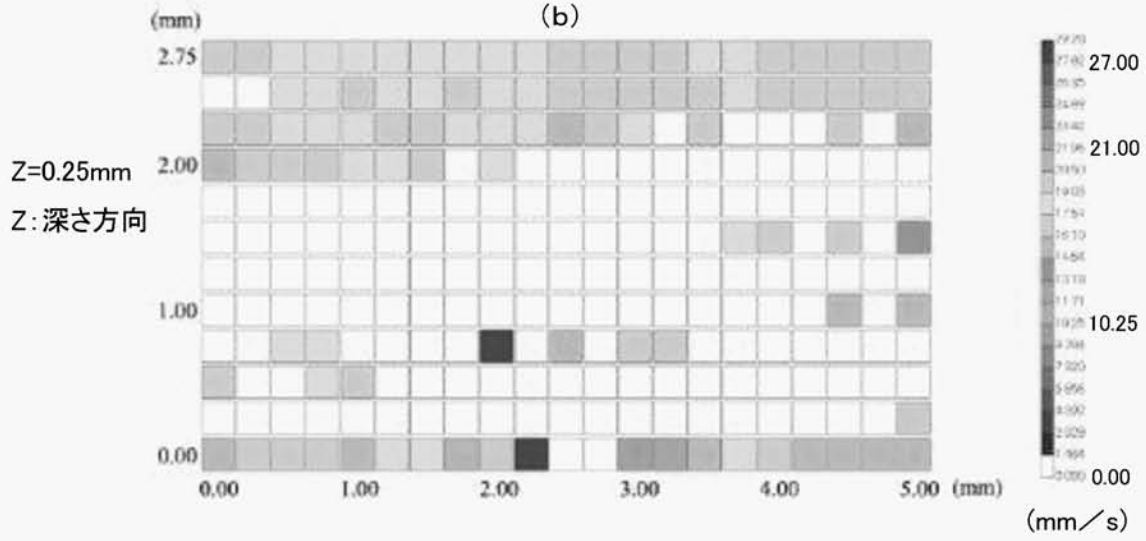


【 図 1 7 】

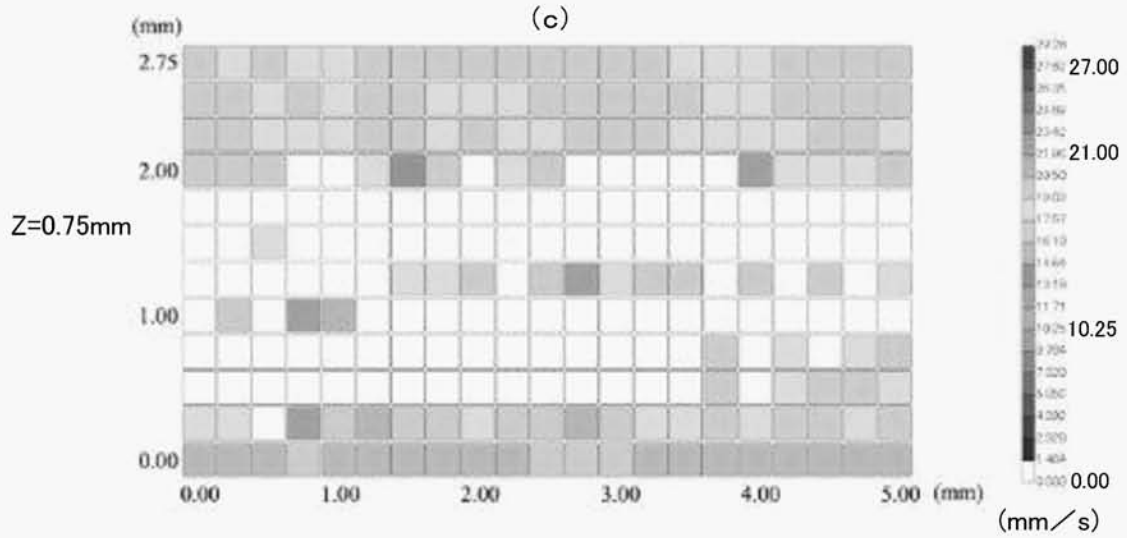
(a)



(b)



(c)



【 国際調査報告 】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT | | International application No. PCT/JP2008/073245 |
|--|--|---|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B5/0285(2006.01)i, A61B5/026(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC | | |
| B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B5/0285, A61B5/026 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus (JDreamII), JMEDPlus (JDreamII), JST7580 (JDreamII) | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | JP 10-85195 A (Advance Co., Ltd.), 07 April, 1998 (07.04.98), Full text; all drawings (Family: none) | 6-10 |
| A | Noriyuki FURUICHI, SEISHI HACHIGA, Koichi HISHIDA, Masaya KUMADA, 'Taten Doji Sokutei LDV to CCD Area Image Sensor o Heiyo shita 2 Seibun Ryusoku Bunpu Doji Sokuteiho no Kaihatsu', Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers, Vol.39, No.3, The Society of Instrument and Control Engineers, 31 March, 2003 (31.03.03), pages 218 to 224 | 6-10 |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex. | | |
| * Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family | | |
| Date of the actual completion of the international search 07 January, 2009 (07.01.09) | | Date of mailing of the international search report 20 January, 2009 (20.01.09) |
| Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office | | Authorized officer Telephone No. |
| Facsimile No. | | |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/073245

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|---|-----------------------|
| A | JP 7-100119 A (Kowa Co., Ltd.), 18 April, 1995 (18.04.95), Full text; all drawings & JP 3322953 B2 | 6-10 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/073245

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 1-5
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 1-5 relate to a blood flow measuring method comprising the step of irradiating a biological body with laser light and measuring scattered light therefrom. Therefore, they pertain to a diagnostic method.
(Continued to extra sheet.)
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/073245

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet (2)

Thus, they relate to subject matter not required to be searched by the International Searching Authority under PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).

| 国際調査報告 | | 国際出願番号 PCT/JP2008/073245 | | | | | | | | | |
|---|---|--|---------|-----------|------------|-------------|------------|-------------|------------|-------------|------------|
| A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/0285(2006.01)i, A61B5/026(2006.01)i | | | | | | | | | | | |
| B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/0285, A61B5/026 | | | | | | | | | | | |
| 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2009年</td> </tr> </table> | | | | 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | 日本国公開実用新案公報 | 1971-2009年 | 日本国実用新案登録公報 | 1996-2009年 | 日本国登録実用新案公報 | 1994-2009年 |
| 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | | | | | | | | | | |
| 日本国公開実用新案公報 | 1971-2009年 | | | | | | | | | | |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2009年 | | | | | | | | | | |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2009年 | | | | | | | | | | |
| 国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus (JDreamII), JMEDPlus (JDreamII), JST7580 (JDreamII) | | | | | | | | | | | |
| C. 関連すると認められる文献 | | | | | | | | | | | |
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求の範囲の番号 | | | | | | | | | |
| A | JP 10-85195 A (株式会社アドバンス) 1998.04.07, 全文、全図 (ファミリーなし) | 6-10 | | | | | | | | | |
| A | 古市紀之、八賀正司、菱田公一、熊田雅弥, 「多点同時測定 LDV と CCD エリアイメージセンサを併用した 2 成分流速分布同時測定法の開発」, 計測自動制御学会論文集, 第 39 巻第 3 号, 社団法人計測自動制御学会, 2003.03.31, p218-p224 | 6-10 | | | | | | | | | |
| <input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。 | | | | | | | | | | | |
| * 引用文献のカテゴリー | | の日の後に公表された文献 | | | | | | | | | |
| 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの | | 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの | | | | | | | | | |
| 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの | | 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの | | | | | | | | | |
| 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) | | 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの | | | | | | | | | |
| 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 | | 「&」同一パテントファミリー文献 | | | | | | | | | |
| 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 | | | | | | | | | | | |
| 国際調査を完了した日 07.01.2009 | | 国際調査報告の発送日 20.01.2009 | | | | | | | | | |
| 国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号 | | 特許庁審査官 (権限のある職員) 伊藤 幸仙 | 2Q 9604 | | | | | | | | |
| | | 電話番号 03-3581-1101 内線 3292 | | | | | | | | | |

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2008/073245

| C (続き) . 関連すると認められる文献 | | |
|-----------------------|---|------------------|
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求の範囲の番号 |
| A | JP 7-100119 A (興和株式会社) 1995.04.18, 全文、全図 & JP 3322953 B2 | 6-10 |

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 8 / 0 7 3 2 4 5

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT第17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲 1-5 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。つまり、請求の範囲 1-5 は、生体にレーザー光を照射し、その散乱光を測定するステップを有する血流測定方法であり、診断方法に該当し、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が国際調査することを要しない対象に係るものである。
2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2007年4月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 石田 弘樹

富山県射水市海老江練合1 - 2 独立行政法人国立高等専門学校機構富山高等専門学校内

(72)発明者 秋口 俊輔

富山県射水市海老江練合1 - 2 独立行政法人国立高等専門学校機構富山高等専門学校内

(72)発明者 白川 博樹

富山県射水市海老江練合1 - 2 独立行政法人国立高等専門学校機構富山高等専門学校内

(72)発明者 安東 嗣修

富山県富山市杉谷2 6 3 0 国立大学法人富山大学杉谷キャンパス内

(72)発明者 倉石 泰

富山県富山市杉谷2 6 3 0 国立大学法人富山大学杉谷キャンパス内

Fターム(参考) 4C017 AA11 AC23 FF05

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。