

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-506981

(P2019-506981A)

(43) 公表日 平成31年3月14日(2019.3.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 6	4 C 1 6 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13	
A 6 1 B 1/313 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 3 0	
	A 6 1 B 1/00 7 3 1	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 18 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2018-546496 (P2018-546496)
 (86) (22) 出願日 平成28年11月4日 (2016.11.4)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年9月3日 (2018.9.3)
 (86) 国際出願番号 PCT/KR2016/012681
 (87) 国際公開番号 WO2017/159951
 (87) 国際公開日 平成29年9月21日 (2017.9.21)
 (31) 優先権主張番号 10-2016-0031648
 (32) 優先日 平成28年3月16日 (2016.3.16)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 515284009
 コリア フォトニクス テクノロジー イ
 ンスティテュート
 大韓民国, グァンジュ 61007, ブク
 ーグ, チョムダン ペンチャーロー 10
 8ボンーギル, 9
 (74) 代理人 110001416
 特許業務法人 信栄特許事務所
 (72) 発明者 オム, ジョ ボム
 大韓民国, グァンジュ 62249, グァ
 ンサンーグ, シンチャンロー 161ボン
 ーギル, 19, #303-504
 Fターム(参考) 4C161 AA22 BB08 CC07 FF40 FF46
 MM10 NN01 QQ09 RR01 RR18

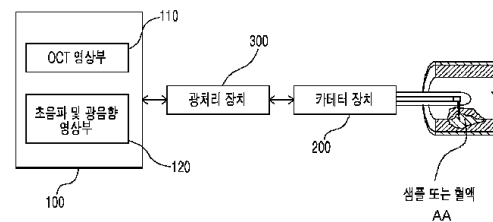
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心血管診断用統合型カテーテル装置及びそれを用いた画像処理システム

(57) 【要約】

本技術は、心血管診断用統合型カテーテル装置及びそれを用いた画像処理システムが開示される。本発明の具体的な例によれば、一つのカテーテルによって超音波、光音響用光及び近赤外線光を用いて心血管内の画像を取得することにより、多数の分析機能を有する心血管画像を取得して血管線維化、動脈硬化斑、破裂予測などの診断を正確に行うことができ、カテーテル装置をコア部分にOCT画像部で用いられる所定波長の近赤外線光をガイドし、クラッド部分で超音波及び光音響画像部で用いられる光音響用光及び超音波をガイドするDCFを備えることにより、同じ経路で互いに異なる波長の光を同時にガイドすることが可能なので、多数の分析機能を有する心血管画像を取得することができるカテーテルの半径に減らすことができ、同時に超音波、音波及び近赤外線光を取得することができる。

【選択図】 図 1



110 ... OCT imaging unit
 120 ... Ultrasound and photoacoustic imaging unit
 200 ... Catheter apparatus
 300 ... Light processing device
 AA ... Sample or blood

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近赤外線光を用いてステントと血管との密着画像、薄い線維膜の厚さ測定及び血管内の光断層微細構造画像を取得する OCT 画像部を含み、超音波を用いて血管の内径の測定が可能な血管内の構造画像を取得し、光音響用光を用いて液体の濃度及びコアの面積を測定するための画像を取得する超音波及び光音響画像部を含む画像装置；

前記画像装置の多数の所定波長の近赤外線光、光音響用光及び超音波をサンプルに伝達するカテーテル装置；並びに

前記カテーテル装置から発生した多数の所定波長の近赤外線光及び光音響用光を集中して前記カテーテル装置へ伝達し、前記サンプルから戻ってくる所定波長の近赤外線光、音波及び超音波を前記画像装置へ分離させて伝達する光処理装置を含むことを特徴とする、心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システム。

10

【請求項 2】

前記 OCT 画像部は、

多数の所定波長の光を発生する近赤外線光発生器；

前記光を第 1 経路を介して基準段へガイドする第 1 SMF カブラ (Single-mode fiber coupler)；

前記第 1 SMF カブラの第 2 経路を介して光を受信した後、カップルして前記光処理装置へ伝達するダブルクラッド光ファイバカブラ；及び

OCT 画像を取得するために、サンプルから反射された光をガイドする前記ダブルクラッド光ファイバカブラで受信した光と前記基準段から反射される光とを結合して前記検出器へ伝達する第 2 SMF カブラを含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システム。

20

【請求項 3】

前記超音波及び光音響画像部は、

前記ダブルクラッド光ファイバカブラを介して前記光処理装置を経由して前記カテーテル装置へ伝達し、サンプルに照射されるパルスレーザーの光音響用光を発生させるパルスレーザー発生器；

前記サンプルから照射された光によって生成した熱エネルギーにより発生した音波を前記カテーテル装置を介して受信し、前記光音響用光を遅延させて基準信号として受信する受信段；及び

30

前記受信段の基準信号及び音波信号を加工処理して IVP A 画像を取得する加工部を含むことを特徴とする、請求項 2 に記載の心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システム。

【請求項 4】

前記超音波及び光音響画像部は、

サンプルへ伝達するための予め定められた周波数の超音波を生成する超音波生成器をさらに含み、

サンプルから反射された超音波を前記受信段で受信して加工部へ伝達するように備えられることを特徴とする、請求項 3 に記載の心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システム。

40

【請求項 5】

前記カテーテル装置は、

前記光処理装置から提供された多数の所定波長の光をサンプルへガイドする DCF (Double Cladding Fiber)；

前記 DCF を通過した光を通過させるレンズ；及び

前記レンズを通過した光を屈折させ、予め定められた目標位置のサンプルに照射するプリズムを含み、

前記 DCF、レンズ及びプリズムを一つにモジュール化して前記光をサンプルへ走査するための光源開口を有する一つのハウジング内に設けるように備えられることを特徴とす

50

る、請求項 4 に記載の心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システム。

【請求項 6】

前記ハウジングは、

液体の流入を防止するための石英キャピラリーとして備えられることを特徴とする、請求項 5 に記載の心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システム。

【請求項 7】

前記カテーテル装置は、

所定波長の光に対してサンプルから反射された音波を受信して前記超音波及び光音響画像部の受信段へ伝達する超音波トランスデューサをさらに含むことを特徴とする、請求項 6 に記載の心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システム。

10

【請求項 8】

前記 DCF は、

前記 OCT 画像部の予め定められた所定波長の光をサンプルへガイドし、サンプルから反射された光を前記 OCT 画像部へ伝達するコア部分と、前記超音波及び光音響画像部の光音響用光をサンプルへガイドするクラッド部分とを含む 2 つのチャンネルを含むことを特徴とする、請求項 5 に記載の心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システム。

【請求項 9】

画像装置で生成された所定波長の光をガイドする DCF (Double Cladding Fiber) ;

前記 DCF を通過した光を通過させるレンズ ; 及び

20

前記レンズを通過した光を屈折させ、予め定められた目標位置のサンプルに照射するプリズムを含み、

前記 DCF、レンズ及びプリズムを一つにモジュール化して前記光をサンプルへ走査するための光源開口を有する一つのハウジング内に設けることを特徴とする、心血管診断用統合型カテーテル装置。

【請求項 10】

前記ハウジングは、

液体の流入を防止するための石英キャピラリーとして備えられることを特徴とする、請求項 9 に記載の心血管診断用統合型カテーテル装置。

【請求項 11】

30

前記カテーテル装置は、

画像装置から提供された超音波をサンプルへ伝達し、サンプルの超音波を超音波及び光音響画像部へ伝達する超音波トランスデューサをさらに含む、請求項 10 に記載の心血管診断用統合型カテーテル装置。

【請求項 12】

前記超音波トランスデューサは、

前記画像装置の光音響用光に対してサンプルから反射された音波を受信して前記画像装置へ伝達するように備えられる、請求項 11 に記載の心血管診断用統合型カテーテル装置。

【請求項 13】

40

前記 DCF は、

前記画像装置で生成された所定波長の近赤外線光をサンプルへガイドし、サンプルから反射された近赤外線光を前記画像装置へ伝達するコア部分と、

前記画像装置で生成された光音響用光をサンプルへガイドするクラッド部分とを含む 2 つのチャンネルを含むことを特徴とする、請求項 9 に記載の心血管診断用統合型カテーテル装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心血管診断用統合型カテーテル装置及びそれを用いた画像処理システムに係

50

り、より詳細には、一つのカテーテルを用いて血管の断層画像及び血管内部の直径を測定することができ、血管との密着画像及び血管内部の断層画像を取得することができ、血管内の血液濃度及び脂質コアの面積を同時に取得することができるようにした技術に関する。

【背景技術】

【0002】

心血管疾患の診断に使用される血管画像カテーテルの従来技術としては、血管内超音波、血管内近赤外線画像技術、血管内光干渉断層撮影機が商用化され、臨床で活用されている。

血管内超音波は、カテーテル形態の機器が血管に挿入されて血管の断層画像を取得する技術であって、未だに病院で最も多用されている血管内画像化技術である。超音波技術を利用するため、解像度が $100\mu\text{m}$ のレベルと低く、コントラストも低く、画像取得速度が約30秒程度と遅い。

10

【0003】

また、血管内近赤外線画像技術は、商用化された技術であって、近赤外線光を利用して血管内壁の脂質の存否を把握する技術であり、最近、血管内超音波との組み合わせによって単一のカテーテルとしても開発されている。

【0004】

光を利用する方法であるため、血管の内部に存在する血液の有無によって信号の感度が一定でない問題点が存在し、分解能が低く、画像取得速度も血管内超音波と同時に取得するので遅いといえる。

20

【0005】

血管内光干渉断層撮影機に使用される血管内光干渉断層撮影技術は、血管内超音波と同様に、カテーテル形態の機器が血管に挿入されて光を血管に送り、戻ってくる光を分析して血管の断層画像を取得する技術をいう。

【0006】

初期血管内光干渉断層撮影機は、速度が血管内超音波レベルと速くないため広く活用されていないが、最近開発された第2世代の血管内光干渉断層撮影技術は、速度が10倍以上向上したため、数秒以内に血管内画像を撮影することができる。光を利用するので、血液の影響を最小限に抑えるために、生理食塩水と血管造影剤とを混合した溶液をフラッシング(Flushing)しながら画像を得る。

30

【0007】

血管内超音波に比べて10倍程度向上した分解能($\sim 10\mu\text{m}$)を有するので、血管内の微細な変化も観察が可能である。最近、蛍光画像技術を組み合わせた多機能画像化技術が研究室レベルで実現されている。

【0008】

このため、微細な心血管の正確な画像を取得するためには、血管に挿入可能な程度に微細なカテーテルを多数挿入/測定しなければならないので、合併症の発生危険度が増加し、取得された画像間の病変の一致度が正確でないので、急性心筋梗塞などの緊急疾患に対して使用が難しく、それぞれの画像技術が有する限界点によりハイリスクの脆弱性動脈硬化班の組織学的特性を判別することが難しいので、急性冠状動脈疾患の早期診断/予防が難しい限界が存在した。

40

【0009】

そこで、本出願人は、前述の限界点を考慮して、一つのカテーテルによって、超音波、光音響用光、及び近赤外線光を用いて心血管内の画像を取得することができる本発明を着目した。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明は、かかる問題点を解決するために創出されたもので、その目的は、一つのカテ

50

ーテルを用いて心血管内の画像を取得することにより、高効率かつ高解像度の心血管画像を表示することができ、これにより心血管疾患に対する正確な診断が可能な心血管診断用統合型カテーテル装置及びそれを用いた画像処理システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記の目的を達成するための本発明の一観点によれば、近赤外線光を用いてステントと血管との密着画像及び血管内の光断層微細構造画像を取得するOCT画像部を含み、超音波を用いて血管の内径の測定が可能な血管内の構造画像を取得し、光音響を用いて液体の濃度及び脂質コアの面積を測定するための画像を取得する超音波及び光音響画像部を含む画像装置；前記画像装置の多数の所定波長の近赤外線光及び光音響用光と超音波をサンプルに伝達するカテーテル装置；並びに前記カテーテル装置から発生した多数の所定波長の近赤外線光及び光音響用光を集中して前記カテーテル装置へ伝達し、前記サンプルから戻ってくる所定波長の近赤外線光、音波及び超音波を前記画像装置へ分離させて伝達する光処理装置を含むことを特徴とする、心血管診断用統合型カテーテル装置を用いた画像処理システムを提供する。

10

【0012】

好ましくは、前記OCT画像部は、多数の所定波長の光を発生する近赤外線光発生器；前記光を第1経路を介して基準段へガイドする第1SMFカブラ(Single-mode fiber coupler)；前記第1SMFカブラの第2経路を介して提供された光をコア部分を介して光処理装置へ伝達するダブルクラッド光ファイバカブラ；及び検出器からOCT画像を取得するために、サンプルから反射された光をガイドする前記ダブルクラッド光ファイバカブラの光と前記基準段から反射される光とを結合して前記検出器へ伝達する第2SMFカブラを含むことができる。

20

【0013】

好ましくは、前記超音波及び光音響画像部は、前記ダブルクラッド光ファイバカブラを介して前記光処理装置を経由して前記カテーテル装置へ伝達し、サンプルに照射される光音響用光を発生させるパルスレーザー発生器；前記サンプルから照射された光音響用光によって生成した熱エネルギーにより発生した音波を前記カテーテル装置を介して受信し、前記光音響用光を遅延させて基準信号として受信する受信段；及び前記受信段の基準信号及び音波信号を加工処理してIVPA画像を取得する加工部を含むことができる。

30

【0014】

好ましくは、前記カテーテル装置は、前記光処理装置から提供された多数の所定波長の光をサンプルへガイドするDCF(Double Cladding Fiber)；前記DCFによってガイドされた光を通過させるレンズ；及び前記レンズを通過した光を屈折させ、予め定められた目標位置のサンプルに照射するプリズムを含み、前記DCF、レンズ及びプリズムを一つにモジュール化して前記光をサンプルへ走査するための光源開口を有する一つのハウジング内に設けるように備えられてもよく、前記ハウジングは、液体の流入を防止するための石英キャピラリーとして備えられてもよい。

【0015】

好ましくは、前記カテーテル装置は、超音波及び光音響画像部で生成された光音響用光に対してサンプルから提供された音波を受信して前記超音波及び光音響画像部の受信段へ伝達する超音波トランスデューサをさらに含むことができる。

40

【0016】

また、前記DCFは、前記OCT画像部の予め定められた所定波長の近赤外線光をサンプルへガイドし、サンプルから反射された光源を前記OCT画像部へ伝達するコア部分と、前記超音波及び光音響画像部の前記パルスレーザーの光音響用光をサンプルへガイドするクラッド部分とを含むことができる。

【0017】

好ましくは、前記超音波及び光音響画像部は、前記予め定められた周波数の超音波を生成し、生成された超音波を超音波トランスデューサを経由してサンプルへ伝達する超音波

50

発生器をさらに含み、サンプルから反射された超音波を前記カテーテル装置の超音波トランスデューサを経由して前記受信段で受信して加工部へ伝達するように備えることができる。

【0018】

本発明の他の観点によれば、画像装置で生成された多数の所定波長の光をサンプルへガイドするDCF(Double Cladding Fiber)；前記DCFを通過した光を通過させるレンズ；及び前記レンズを通過した光を屈折させ、予め定められた目標位置のサンプルに照射するプリズムを含み、前記DCF、レンズ及びプリズムを一つにモジュール化して前記光をサンプルへ照射するための光源開口を有する一つのハウジング内に設けることを特徴とする、心血管診断用統合型カテーテル装置を提供する。

10

【0019】

好ましくは、ハウジングは、液体の流入を防止するための石英キャピラリーとして備えられる。

【0020】

前記DCFは、画像装置で所定波長の多数の近赤外線光をサンプルへガイドし、サンプルから反射された光を前記画像装置へ伝達するコア部分と、前記画像装置で生成された光音響用光をサンプルへガイドするクラッド部分とを含む2つのチャンネルを含むことができる。

【発明の効果】

【0021】

20

したがって、本発明によれば、一つのカテーテルによって超音波、光音響光及び近赤外線光を用いて心血管内の画像を取得することにより、多数の分析機能を有する心血管画像を取得して血管線維化、動脈硬化班、破裂予測などの診断を正確に行うことができるという効果を得る。

【0022】

本発明によれば、カテーテル装置を用いてコア部分に画像装置の所定波長の近赤外線光をサンプルへガイドし、クラッド部分にパルスレーザーの光音響用光をサンプルへガイドするDCFを備えることにより、一つのDCFを用いて同じ経路で互いに異なる波長の光を同時にサンプルへガイドすることが可能なので、多数の分析機能を有する心血管画像を取得することができるカテーテル装置の半径に減らすことができ、超音波、音波及び近赤外線光を同時に取得することができるという利点を持つ。

30

【図面の簡単な説明】

【0023】

本明細書で添付される次の図面は、本発明の好適な実施形態を例示するものであり、後述する発明の詳細な説明と一緒に本発明の技術思想をさらに理解させる役割を果たすものなので、本発明は、そのような図面に示された事項に限定されて解釈されてはならない。

【0024】

【図1】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムの構成を示す図である。

【図2】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムのカテーテル装置の構成を示す図である。

40

【図3】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムのカテーテル装置の光のガイド状態を示す図である。

【図4】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムのカテーテル装置の断面を示す図である。

【図5】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムのカテーテル装置の他の一例を示す図である。

【図6】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムの詳細構成を示す図である。

【図7a】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理シス

50

テムのカテーテル装置の動作状態を示す図である。

【図 7 b】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムのカテーテル装置の動作状態を示す図である。

【図 7 c】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムのカテーテル装置の動作状態を示す図である。

【図 8 a】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムで取得された画像を示す図である。

【図 8 b】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムで取得された画像を示す図である。

【図 8 c】本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いた画像処理システムで取得された画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、添付図面を参照して、本発明の属する技術分野における通常の知識を有する者が容易に実施し得るように本発明の実施形態を詳細に説明する。ところが、本発明は、様々な異なる形態で実現でき、ここで説明する実施形態に限定されない。そして、図面において本発明を明確に説明するために、説明と関係のない部分は省略し、明細書全体にわたって類似の部分については類似の図面符号を付した。

【0026】

明細書全体において、ある部分が他の部分に「連結されて」と記載された場合、これは「直接連結」されている場合だけでなく、それらの間に別の素子を挟んで「電氣的に接続」されている場合も含む。ある部分がある構成要素に「含む」と記載された場合、これは、特に反対の記載がない限り、別の構成要素を除外するのではなく、別の構成要素をさらに含むことができることを意味する。

【0027】

以下、添付図面を参照して、本発明の実施形態に係る画像処理システムについて説明する。

【0028】

本発明の実施形態に係る画像処理システム S は、一つのカテーテルによって超音波、光音響用光及び近赤外線光を用いて包括的な心血管内の画像を取得するために、サンプルから提供された超音波、音波及び近赤外線光を基に光断層画像分析して、同時に様々な心血管画像を取得した後、処理及び画像化して表示するように備えることができる。

【0029】

よって、本発明では、ダブルクラッド光ファイバケーブルを有する一つのカテーテルを用いて超音波、光音響光及び近赤外線光を血管まで伝達し、血管から戻ってくる超音波、音波及び近赤外線光を光断層画像分析、音波分析及び超音波分析によって加工処理することにより、高効率の心血管画像を取得及び表示することができる。

【0030】

図 1 は本発明の実施形態に係る心血管診断用統合型カテーテルを用いて収集された光から多分析機能の画像を取得する画像処理システムの構成を示す図である。図 1 を参照すると、多数の波長の光及び超音波を生成して伝達し、受信された光、超音波信号及び音波信号に基づいて血管を画像化処理する画像装置 100 と、超音波及び多数の波長の光を血管に伝達するカテーテル装置 200 と、超音波及び多数の波長の光を結合または分離してカテーテル装置 200 及び画像装置 100 へ伝達する光処理装置 300 とを含むことができる。ここで、多数の所定波長の光は、パルスレーザーの光音響用光と波長可変型近赤外線光を含むことができ、光処理装置 300 は、近赤外線光及び光音響光を伝達する機能と、固定された画像装置 100 と回転するカテーテル装置 200 とを機械的に連結する機能とを含み、これによりカテーテル装置 200 の回転時にも画像化処理機能が低下しない。

【0031】

画像装置 100 は、血管内 IVOCT (Intravascular Optical

10

20

30

40

50

C o h e r e n c e T o m p g r a p h y) 画像を取得するO C T 画像部 1 1 0 と、血管内の液体の濃度及び脂質コアの面積を測定するためのI V P A (I n t r a V a s c u l a r P h o t o A c o u s t i c) 画像及び血管全体の画像及び血管の内径などを測定するためにI V U S (I n t r a v a s c u l a r U l t r a S o u n d) を取得する超音波及び光音響画像部 1 2 0 とを含むことができる。

【 0 0 3 2 】

このため、本発明の実施形態において、O C T 画像部 1 1 0 と超音波及び光音響画像部 1 2 0 で1つのカテーテル装置 2 0 0 から提供された光、音波信号及び超音波信号を処理することにより、同じ位置で同時に血管画像が取得されて統合処理される。

【 0 0 3 3 】

カテーテル装置 2 0 0 とは、体腔または内腔のある臓器内に挿入するためのチューブ型の機構をいうが、画像処理システム S を構成するカテーテル装置 2 0 0 は、特殊な光ファイバ(以下、D C F : D o u b l e - c l a d F i b e r) を用いて血管の内部を画像化することができる装置を意味する。

【 0 0 3 4 】

図 2 は図 1 に示されたカテーテル装置 2 0 0 の構成を示す図、図 3 は図 2 に示された D C F (D o u b l e C l a d d i n g F i b e r) 2 1 0 の詳細構成を示す図、図 4 は図 2 に示された D C F 2 1 0 の断面を示す図である。図 2 乃至図 4 を参照すると、カテーテル装置 2 0 0 は、画像装置 1 0 0 のパルスレーザーの光音響用光と近赤外線光を内部の血管に伝達する D C F 2 1 0 を備えることができる。

【 0 0 3 5 】

D C F 2 1 0 は、画像装置 1 0 0 から提供された光音響用光と近赤外線光を移動させる経路であって、大きくは、光ファイバを包んでいるコーティングチューブ 2 1 1 と、光が移動する経路であるコア部分 2 1 2 及びクラッド部分 2 1 3 の2つのチャンネルとから構成される。

【 0 0 3 6 】

このため、コア部分 2 1 2 は、O C T 画像部 1 1 0 を用いてO C T 画像を取得することができ、クラッド部 2 1 3 は、超音波及び光音響画像部 1 2 0 の光音響用光源を用いてI V P A 画像を得ることができる。

【 0 0 3 7 】

また、カテーテル装置 2 0 0 は、D C F 2 1 0 の光ファイバをベースにして、グリーンレンズ 2 2 0 (G r i n l e n s) をさらに備えて、非常に小さなサイズのカテーテルを製作することができる。ここで、グリーンレンズ 2 2 0 は、光を結合及び分離するレンズであって、画像装置 1 0 0 の光源をD C F 2 1 0 へ伝達し、D C F 2 1 0 と一緒に回転しながら心血管画像を得ることができる。本発明の実施形態で説明上の便宜のためにグリーンレンズを一例として説明しているが、単レンズ、ボールレンズ、C レンズ、複レンズ、及びレンズアレイなどを含むレンズで備えられ得る。この時、グリーンレンズの代わりにボールレンズを用いたカテーテル装置 2 0 0 は、図 5 に示す通りである。

【 0 0 3 8 】

カテーテル装置 2 0 0 は、グリーンレンズ 2 2 0 を通過した光源を、サンプルの目標位置に屈折させて目標位置に伝達するプリズム 2 3 0 をさらに備えることができる。

【 0 0 3 9 】

また、カテーテル装置 2 0 0 は、一つのハウジング 2 4 0 内にD C F 2 1 0 、グリーンレンズ 2 2 0 及びプリズム 2 3 0 をパッケージングするために備えられ、ここで、ハウジング 2 4 0 は、石英キャピラリー(q u a r t z c a p i l l a r y)、すなわちガラス管で形成され、サンプルに放出される光源とサンプルから反射される光が外部血液または液体の流入を防止することができる。

【 0 0 4 0 】

また、カテーテル装置 2 0 0 は、超音波画像を取得するためにサンプルに超音波を放出し、サンプルから受信した超音波を画像装置 1 0 0 の超音波及び光音響画像部 1 2 0 へ伝

10

20

30

40

50

達する超音波トランスデューサ250をさらに含むことができ、それに加えて、超音波トランスデューサ250は、サンプルから反射された音波を受信して超音波及び光音響画像部120へ伝達するように備えられてもよい。

【0041】

以下、本発明の実施形態において、1つのカテーテル装置200を用いて、受信した光とパルスレーザーと超音波を分析してOCT画像、IVPA画像及びIVUS画像を取得するための一連の過程について、図面を参照して詳細に説明し、光、レーザー及び信号を混用することができる。

【0042】

図6は図1に示された画像装置100の詳細構成を示す図、図7a乃至図7cは図1に示されたカテーテル装置200に受信した超音波、光音響用光及び近赤外線光をサンプルまたは血管へ照射する方法を示す図、図8a乃至図8cは画像装置100で取得された画像を示す図である。図6乃至図8cを参照すると、画像装置100は、超音波、光音響用光及び近赤外線光を一つのカテーテル装置200を介してサンプルまたは血管に照射し、照射された超音波、光音響用光及び近赤外線光をカテーテル装置200を介してガイドしてIVUS画像、IVPA画像及びOCT画像をそれぞれ検出するように備えられ得る。

10

【0043】

つまり、画像装置100のOCT画像部110は、断層微細構造画像のための近赤外線光発生器111の光を第1SMFカブラ(Single mode fiber coupler)112中の第1経路によってガイドされて基準段113へ提供される。

20

【0044】

一方、第1SMFカブラ112中の第2経路によってガイドされた光は、光処理装置300によって集光され、ダブルクラッド光ファイバカブラ134のコア部分にカップルされてカテーテル装置200へガイドされる。このとき、近赤外線光発生器111は、通常1310nm、1060nm、1550nmなどの波長可変型レーザーを発生する装置として使用できる。

【0045】

つまり、近赤外線光発生器111の光源は、2つのポートを有する第1SMFカブラ112として備えられてもよく、第1SMFカブラ112の1つのポートを通過した光は、第1サーキュレーター(Circulator 1)を経由して基準段113に伝達され、他のポートを通過した光は、第2サーキュレーター(Circulator 2)を経由してダブルクラッド光ファイバカブラ114へ伝達され、ダブルクラッド光ファイバカブラ114のコアを介してカテーテル装置200を通過してサンプルへ伝達される。

30

【0046】

カテーテル装置200に提供された光は、図7aに示すように、カテーテル装置200のDCF210のコア部分211、グリーンレンズ220及びプリズム230を順次通過してサンプルまたは血管へ走査される。

【0047】

走査された光は、DCF210のコア部分211、グリーンレンズ220及びプリズム230を順次通り過ぎた経路を戻って噴射され、光処理装置300によって分離された後、OCT画像部130のダブルクラッドカブラ114のコアを経由し、その後、第2サーキュレーター(Circulator 2)を通過してOCT画像部110の第2SMFカブラ115を介して検出器116へ伝達される。このとき、基準段113によって反射された光は、第1サーキュレーター(Circulator 1)を通過した後、第2SMFカブラ115を介して検出器116へ伝達されることにより、信号が検出できる。

40

【0048】

すなわち、第2SMFカブラ115は、基準段113の基準信号とサンプルからの信号とが結合して干渉信号を生成し、生成された干渉信号を検出器116で電気信号に変換した後、加工部のデジタル変換及びフーリエ変換を介して、図8aに示された光断層微細構造(OCT)画像を取得することができる。

50

【0049】

これにより、生体吸収性ステント（Biore sorbable Vascular scaffold stent：BVS）治療電流のステントと血管との密着有無、ステント血栓症の発生有無、壁縁部の剥離有無、血管の薄い線維膜の厚さなどを判断するための血管内部の断層画像を取得することができる。

【0050】

一方、超音波及び光音響画像部120のパルスレーザー発生器121で発生した光音響用光は、OCT画像部110のダブルクラッド光ファイバケーブル114のクラッド部分にカップルされてカテーテル装置200へガイドされる。そして、光音響のためのパルスレーザーは、光源を単に伝達する機能を行うので、マルチモードで伝送が可能である。すな

10

【0051】

カテーテル装置200へガイドされた光音響用光は、図7bに示すように、DCF210のクラッド部分212、グリーンレンズ220及びプリズム230を順次通過してサンプルまたは血管へ走査される。

【0052】

この時、サンプルから入射された光は熱エネルギーを生成し、生成された熱エネルギーから音波が発生し、発生した音波は、カテーテル装置200の超音波トランスデューサ250を経由して超音波及び光音響画像部120の受信段122から信号として検出される。この時、パルスレーザー発生器121で発生した光音響用光は、遅延器123を経由して受信段122に提供され、遅延器123の基準信号及び超音波トランスデューサ250からの音波信号はローパスフィルタ124を経由してフィルタリングされ、DAQ（Data Acquisition）125で血液成分及び脂質コアの厚さ測定のための図8bに示されたIVPA画像を取得することができる。

20

【0053】

一方、超音波及び光音響画像部120の超音波発生器125の超音波は、図7cに示すように、カテーテル装置200の超音波トランスデューサ250を経由してサンプルまたは血管に照射され、サンプルまたは血管から反射された超音波は、超音波及び光音響画像部120の受信段122で受信し、受信した超音波は、ローパスフィルタ124を経由してフィルタリングされ、DAQ135（Data Acquisition）で心血管内の構造及び心血管の内径などを測定するための、図8cに示されたIVUS画像を取得することができる。

30

【0054】

前述した本発明の説明は、例示のためのものであり、本発明の属する技術分野における通常の知識を有する者は、本発明の技術的思想や必須の特徴を変更せず、他の具体的な形態で容易に変形可能であることを理解することができる。したがって、上述した実施形態は、すべての面で例示的なもので、限定的なものではないと理解すべきである。例えば、単一型と説明されている各構成要素は分散されて実施されてもよく、同様に、分散されたものと説明されている構成要素も結合された形態で実施されてもよい。

40

【0055】

本発明の範囲は、上記の詳細な説明ではなく、後述する特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲の意味及び範囲、そしてその均等概念から導き出されるすべての変更または変形形態が本発明の範囲に含まれるものと解釈されるべきである。

【産業上の利用可能性】

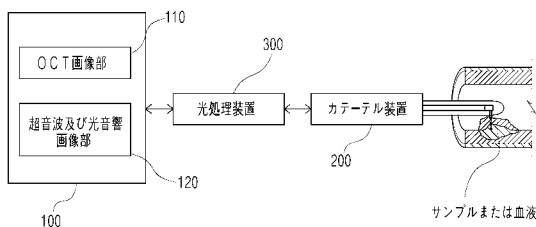
【0056】

一つのカテーテルによって超音波、光音響用光及び近赤外線光を用いて心血管内の画像を取得することにより、多数の分析機能を有する心血管画像を取得して血管線維化、動脈硬化斑、破裂予測などの診断を正確に行うことができ、カテーテル装置をコア部分にOCT画像部で用いられる所定波長の光をガイドし、クラッド部分に超音波及び光音響画像部

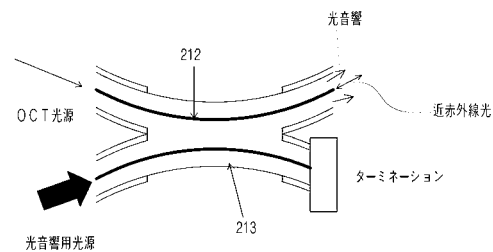
50

で用いられる設定波長の光音響用光をガイドするDCFを備えることにより、同じ経路で異なる波長の光及び超音波を同時にガイドすることが可能なので、多数の分析機能を有する心血管画像を取得することができるカテーテルの半径に減らすことができ、超音波、音波及び近赤外線光を一つのカテーテル装置を介して同時に取得することができる心血管診断用統合型カテーテル装置及びそれを用いた画像処理システムに対する運用の正確性及び信頼度の面、さらに性能効率の面で非常に大きな進歩をもたらすことができ、医療装置に対する営業の可能性が十分であるうえ、現実的に明白に実施し得る程度なので、産業上の利用可能性がある発明である。

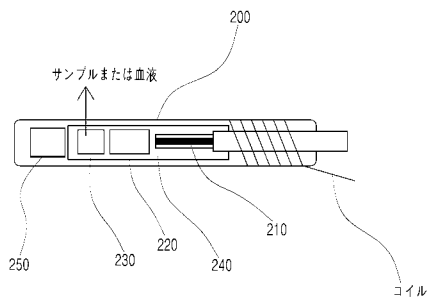
【図 1】



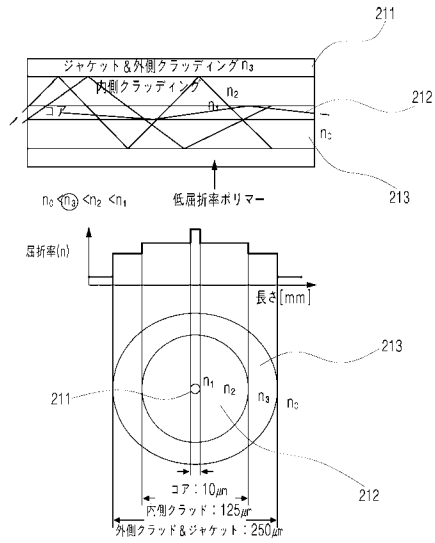
【図 3】



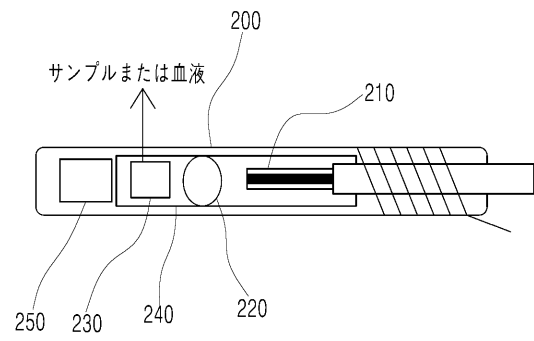
【図 2】



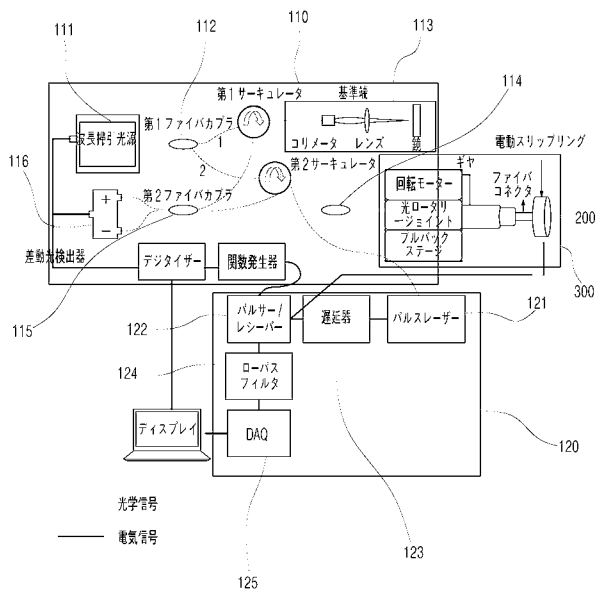
【図 4】



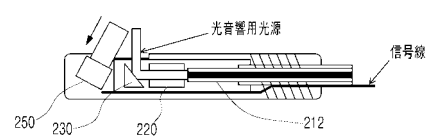
【図 5】



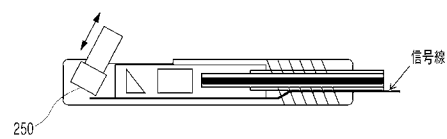
【図 6】



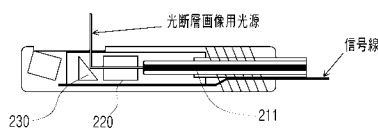
【図 7 b】



【図 7 c】

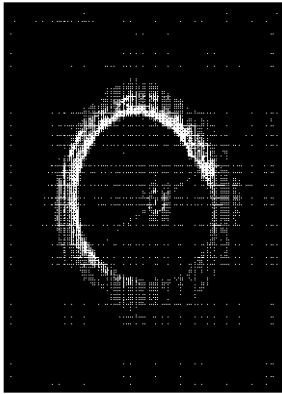


【図 7 a】



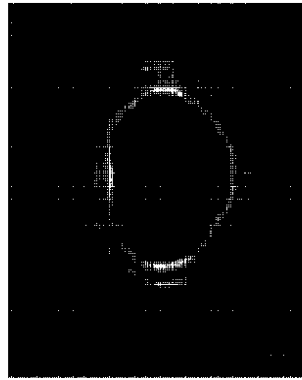
【図 8 a】

[図8a]



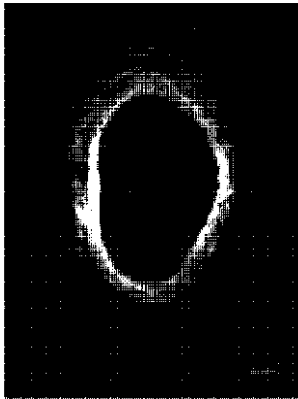
【図 8 b】

[図8b]



【図 8 c】

[図8c]



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2016/012681

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER <i>A61B 5/02(2006.01)i, A61B 1/05(2006.01)i, A61B 8/12(2006.01)i, A61B 5/02(2006.01)i, A61B 5/00(2006.01)i, A61B 8/08(2006.01)i, G01J 3/10(2006.01)i</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) A61B 5/027; A61B 3/12; A61B 8/13; A61B 3/10; G01N 21/17; A61B 8/08; G01J 3/45; A61B 5/06; A61B 1/05; A61B 8/12; A61B 5/00; G01J 3/10 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: catheter, near infrared ray, ultrasound, photoacoustic, optic fiber		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	KR 10-2014-0011095 A (IUCF-HYU (INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION HANYANG UNIVERSITY)) 28 January 2014 See abstract, paragraphs [35], [36], claims 1, 2 and figures 1-6.	1-13
Y	KR 10-2014-0001453 A (IUCF-HYU (INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION HANYANG UNIVERSITY)) 07 January 2014 See abstract, paragraphs [40]-[49], claims 1-3 and figures 1-5.	1-13
A	KR 10-2014-0108759 A (KYUNGPOOK NATIONAL UNIVERSITY INDUSTRY-ACADEMIC COOPERATION FOUNDATION) 15 September 2014 See abstract, claims 1-15 and figures 1-3.	1-13
A	KR 10-2014-0059466 A (EWH A UNIVERSITY - INDUSTRY COLLABORATION FOUNDATION) 16 May 2014 See abstract, paragraphs [15]-[68] and figures 1, 2.	1-13
A	KR 10-1257355 B1 (GWANGJU INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 23 April 2013 See abstract, claims 1-6 and figures 1-3.	1-13
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ 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 "I" 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 28 FEBRUARY 2017 (28.02.2017)		Date of mailing of the international search report 28 FEBRUARY 2017 (28.02.2017)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-481-8578		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/KR2016/012681

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2014-0011095 A	28/01/2014	KR 10-1397272 B1	20/05/2014
KR 10-2014-0001453 A	07/01/2014	KR 10-1420003 B1	14/08/2014
KR 10-2014-0108759 A	15/09/2014	NONE	
KR 10-2014-0059466 A	16/05/2014	WO 2014-073907 A1	15/05/2014
KR 10-1257355 B1	23/04/2013	EP 2719324 A2	16/04/2014
		EP 2719324 B1	03/02/2016
		KR 10-1206832 B1	30/11/2012
		KR 10-2012-0137329 A	20/12/2012
		US 2014-0125951 A1	08/05/2014
		US 9072460 B2	07/07/2015
		WO 2012-169740 A2	13/12/2012
		WO 2012-169740 A3	07/02/2013

국제조사보고서

국제출원번호
PCT/KR2016/012681

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC)) A61B 5/027(2006.01)i, A61B 1/05(2006.01)i, A61B 8/12(2006.01)i, A61B 5/02(2006.01)i, A61B 5/00(2006.01)i, A61B 8/08(2006.01)i, G01J 3/10(2006.01)i		
B. 조사된 분야 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61B 5/027; A61B 3/12; A61B 8/13; A61B 3/10; G01N 21/17; A61B 8/08; G01J 3/45; A61B 5/06; A61B 1/05; A61B 8/12; A61B 5/00; G01J 3/10 조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌 한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우)) eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 카테터, 근적외선, 초음파, 광음향, 광섬유		
C. 관련 문헌		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	KR 10-2014-0011095 A (한양대학교 산학협력단) 2014.01.28 요약, 문단번호 [35], [36], 청구항 1,2 및 도면 1-6 참조.	1-13
Y	KR 10-2014-0001453 A (한양대학교 산학협력단) 2014.01.07 요약, 문단번호 [40]-[49], 청구항 1-3 및 도면 1-5 참조.	1-13
A	KR 10-2014-0108759 A (경북대학교 산학협력단) 2014.09.15 요약, 청구항 1-15 및 도면 1-3 참조.	1-13
A	KR 10-2014-0059466 A (이화여자대학교 산학협력단) 2014.05.16 요약, 문단번호 [15]-[68] 및 도면 1,2 참조.	1-13
A	KR 10-1257355 B1 (광주과학기술원) 2013.04.23 요약, 청구항 1-6 및 도면 1-3 참조.	1-13
☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다. ☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.		
* 인용된 문헌의 특별 카테고리: “A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌 “E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌 “L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌 “O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌 “P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌 “T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌 “X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다. “Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다. “&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌		
국제조사의 실제 완료일 2017년 02월 28일 (28.02.2017)		국제조사보고서 발송일 2017년 02월 28일 (28.02.2017)
ISA/KR의 명칭 및 우편주소 대한민국 특허청 (35208) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 +82-42-481-8578		심사관 김연경 전화번호 +82-42-481-3325

서식 PCT/ISA/210 (두 번째 용지) (2015년 1월)

국제조사보고서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
PCT/KR2016/012681

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2014-0011095 A	2014/01/28	KR 10-1397272 B1	2014/05/20
KR 10-2014-0001453 A	2014/01/07	KR 10-1420003 B1	2014/08/14
KR 10-2014-0108759 A	2014/09/15	없음	
KR 10-2014-0059466 A	2014/05/16	WO 2014-073907 A1	2014/05/15
KR 10-1257355 B1	2013/04/23	EP 2719324 A2	2014/04/16
		EP 2719324 B1	2016/02/03
		KR 10-1206832 B1	2012/11/30
		KR 10-2012-0137329 A	2012/12/20
		US 2014-0125951 A1	2014/05/08
		US 9072460 B2	2015/07/07
		WO 2012-169740 A2	2012/12/13
		WO 2012-169740 A3	2013/02/07

서식 PCT/ISA/210 (대응특허 추가용지) (2015년 1월)

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 1/313 5 1 0

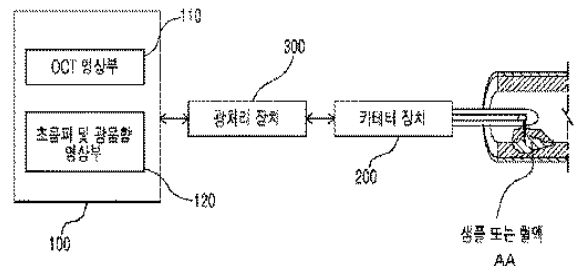
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA,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

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD14 DD15 DE16 EE09 FE04

专利名称(译)	用于心血管诊断的集成导管装置和使用该装置的图像处理系统		
公开(公告)号	JP2019506981A	公开(公告)日	2019-03-14
申请号	JP2018546496	申请日	2016-11-04
[标]申请(专利权)人(译)	韩国光技术研究所		
申请(专利权)人(译)	韩国光技术研究所		
[标]发明人	오ムジヨボム		
发明人	오ム,지요 보ム		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12 A61B8/13 A61B1/313		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B5/0095 A61B5/02 A61B5/027 A61B5/1076 A61B5/6852 A61B8/08 A61B8/0891 A61B8/12 A61B1/05 G01J3/10 A61B8/4416		
FI分类号	A61B1/00.526 A61B8/12 A61B8/13 A61B1/00.530 A61B1/00.731 A61B1/313.510		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR01 4C161/RR18 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/FE04		
优先权	1020160031648 2016-03-16 KR		
其他公开文献	JP6674038B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本技术公开了一种用于心血管诊断的集成导管设备和使用该集成导管设备的图像处理系统。根据本发明的具体示例，通过使用一个导管使用超声波，光声光和近红外光来获取心血管区域中的图像，从而获取具有大量分析功能的心血管图像。可以准确地诊断血管纤维化，动脉硬化斑块，破裂预测等。导管装置将在OCT图像部分中使用的预定波长的近红外光引导至核心部分，并且在包覆部分中使用超声波。此外，通过提供光声图像部分中使用的光声光和用于引导超声波的DCF，可以在同一路径上同时引导不同波长的光，因此具有大量分析功能的心血管图像。可以减小可获取的导管的半径，并且同时可以获取超声波，声波和近红外光。 [选型图]图1



110 ... OCT imaging unit
120 ... Ultrasound and photoacoustic imaging unit
200 ... Catheter apparatus
300 ... Light processing device
AA ... Sample or blood