

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7199415号

(P7199415)

(45)発行日 令和5年1月5日(2023.1.5)

(24)登録日 令和4年12月22日(2022.12.22)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/12

請求項の数 8 (全17頁)

(21)出願番号	特願2020-504021(P2020-504021)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成30年7月27日(2018.7.27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2020-528322(P2020-528322 A)		ヴェ
(43)公表日	令和2年9月24日(2020.9.24)		Koninklijke Philips
(86)国際出願番号	PCT/EP2018/070498		N.V.
(87)国際公開番号	WO2019/020817		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開日	平成31年1月31日(2019.1.31)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
審査請求日	令和3年6月2日(2021.6.2)		High Tech Campus 5 2 ,
(31)優先権主張番号	62/538,640		5 6 5 6 AG Eindhoven , N
(32)優先日	平成29年7月28日(2017.7.28)	(74)代理人	etherlands
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)	(74)代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙
		(74)代理人	100163809
			弁理士 五十嵐 貴裕
		(72)発明者	デ チッコ ディノ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 複数の中心周波数を用いる腔内撮像装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の内腔内に配置されるように構成され、近位部分及び遠位部分を有する可撓性細長部材と、

前記可撓性細長部材の前記遠位部分に配置され、

前記可撓性細長部材の長手軸に平行に線形に配置され、第1の中心周波数で動作するように構成された複数の第1の超音波トランスデューサ、及び

前記第1の中心周波数とは異なる第2の中心周波数で動作するように構成された複数の第2の超音波トランスデューサを有し、前記可撓性細長部材の長手軸の周りに環状に配置された第2のトランスデューサアレイ、

を含む撮像アセンブリと、

を有する血管内超音波 (I V U S) 撮像装置において、

前記第1の超音波トランスデューサが、ドップラ超音波画像データを生成するように構成され、前記第2の超音波トランスデューサが、超音波画像データを生成するように構成される、

I V U S 撮像装置。

【請求項 2】

前記撮像アセンブリが、前記可撓性細長部材の長手軸の周りを回転するように構成される、請求項 1 に記載の I V U S 撮像装置。

【請求項 3】

前記複数の第 1 の超音波トランスデューサが、前記第 2 の超音波トランスデューサの遠位に隣接して配置される、請求項 2 に記載の I V U S 撮像装置。

【請求項 4】

患者の内腔内に配置されるように構成され、近位部分及び遠位部分を有する可撓性細長部材と、

前記可撓性細長部材の前記遠位部分に配置され、

前記可撓性細長部材の長手軸に平行に線形に配置され、第 1 の中心周波数で動作するように構成された第 1 の複数の超音波トランスデューサ、及び

前記可撓性細長部材の長手軸の周りに環状に配置された第 2 のトランスデューサアレイを有し、前記第 1 の中心周波数とは異なる第 2 の中心周波数で動作するように構成された第 2 の複数の超音波トランスデューサ、

を含む撮像アセンブリと、

前記第 1 の複数の超音波トランスデューサ及び前記第 2 の複数の超音波トランスデューサと通信し、

前記内腔の第 2 の超音波データを取得するように前記第 2 の複数の超音波トランスデューサにエネルギー供給し、

前記第 2 の超音波データに基づいてグレイスケール超音波画像を生成し、

前記内腔を流れる流体の第 1 の超音波データを取得するように前記第 1 の複数の超音波トランスデューサにエネルギー供給し、前記第 1 の超音波データがドップラ画像データであり、

前記第 1 の超音波データに基づいてカラードップラ超音波画像を生成し、

前記グレイスケール超音波画像及びカラードップラ超音波画像をディスプレイ出力する、

ように動作可能である制御及び処理装置と、
を有する、血管内超音波 (I V U S) 撮像システム。

【請求項 5】

前記制御及び処理装置が、前記グレイスケール超音波画像上にカラードップラ超音波画像を重ね合わせ、前記グレイスケール超音波画像上に重ね合わされた前記カラードップラ超音波画像を前記ディスプレイに出力するように動作可能である、請求項 4 に記載の I V U S 撮像システム。

【請求項 6】

前記制御及び処理装置が、前記可撓性細長部材の長手軸に沿って順次的に前記第 2 の複数の超音波トランスデューサにエネルギー供給するように動作可能である、請求項 4 に記載の I V U S 撮像システム。

【請求項 7】

前記撮像アセンブリが、前記可撓性細長部材の長手軸の周りを回転するように構成される、請求項 4 に記載の I V U S 撮像システム。

【請求項 8】

前記第 1 の超音波トランスデューサが、ある角度で近位に傾斜され、前記第 2 の中心周波数が、前記第 1 の中心周波数より高い、請求項 4 に記載の I V U S 撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本開示は、広くは、血管内超音波 (I V U S) 撮像に関し、特に、血管内撮像装置の撮像素子に関する。例えば、前記撮像素子は、異なる中心周波数で動作する複数の超音波トランスデューサを含むことができる。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

血管内超音波 (I V U S) 撮像は、インターベンション心臓学において、治療の必要性を決定する、インターベンションをガイドする、及び / 又はその有効性を評価するために

10

20

30

40

50

人体内の動脈のような病変血管を評価する診断ツールとして幅広く使用されている。1以上の超音波トランスデューサを含むI V U S装置は、血管内に通され、撮像されるべき領域までガイドされる。トランスデューサは、関心血管の画像を作成するために超音波エネルギーを放射する。超音波は、(血管壁の様々な層のような)組織構造、赤血球、及び他の関心フィーチャから生じる不連続性により部分的に反射される。反射波からのエコーは、前記トランスデューサにより受信され、I V U S撮像システムに伝えられる。前記撮像システムは、受信された超音波エコーを処理して、装置が配置される血管の断面画像を生成する。

【0003】

(合成開口としても知られる)ソリッドステートI V U Sカテーテル及び回転式I V U Sカテーテルは、今日一般的に使用されている2つのタイプのI V U S装置である。両方のタイプのI V U S装置が、血管系の周辺の周りで撮像することができる。回転式I V U S装置に対して、可撓性細長部材の遠位部分に配置された側方視トランスデューサは、可撓性細長部材の長手軸の周りを回転しながら血管系をスキャンする。ソリッドステートI V U Sカテーテルは、トランスデューサアレイに隣接して取り付けられた1以上の集積回路コントローラチップと一緒に周辺の周りに分散された超音波トランスデューサのアレイを含むスキャナアセンブリを持っている。コントローラは、超音波パルスを送信し、超音波エコー信号を受信する個別のトランスデューサ素子(又は素子のグループ)を選択する。送信 受信対のシーケンスを通ることにより、ソリッドステートI V U Sシステムは、部品を移動することなしに(よってソリッドステート指定)、機械的にスキャンされた超音波トランスデューサの効果を合成することができる。

【0004】

従来、I V U S装置は、回転式かソリッドステートかにかかわらず、単一の中心周波数で動作する超音波トランスデューサ又は超音波トランスデューサのアレイを備える。より高い中心周波数で動作する超音波トランスデューサは、より低い中心周波数で動作する超音波トランスデューサより高い空間解像度を持つが、より低い浸透深さを持つので、中心周波数で動作する超音波トランスデューサ又は複数の超音波トランスデューサを持つことに関連して浸透深さと空間解像度との間のトレードオフが常に存在する。I V U S撮像が進化するにつれて、表示における解像度を改善するようにより高い超音波周波数に向けた一定の移行が存在している。しかしながら、超音波周波数が増加されると、血液エコーと血管壁組織エコーとの間のコントラストが減少される。I V U Sの初期世代に使用された20MHz中心周波数において、血液エコーは、音響波長と比較した赤血球細胞の小さなサイズのため血管壁エコーと比較して非常に弱い。しかしながら、I V U S撮像に対して現在一般的に使用される40MHzの超音波中心周波数において、この高い周波数における超音波波長が、赤血球細胞の寸法に近いので、血液エコーと組織エコーの間には若干の差しか存在しない。血液エコーと組織エコーとの間の更に大きな差を達成するためには、更に高い中心周波数が必要でありうる。しかしながら、高い中心周波数で動作するこのようなI V U S装置は、浸透深さが犠牲になるので血管壁組織を撮像するのに十分ではないかもしれない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従来のソリッドステートI V U S装置は、血流の方向が、主にI V U S撮像面に垂直であるので、ドップラカラーフロー撮像には受け入れられない。より具体的には、ドップラカラーフロー撮像及び他のドップラ技術は、関心速度(すなわち、血流速度)が、撮像面に垂直であり、超音波伝搬の方向に垂直であり、結果としてゼロに近い血流に起因するドップラシフトを生じる場合に良好には機能しない。

【0006】

したがって、既存の血管内超音波撮像装置が、概して一般的な目的に対して受け入れられるのに対し、これらは、全ての側面において満足のいくものではない。様々な目的で異

10

20

30

40

50

なる中心周波数で動作する超音波トランスデューサを含む医療撮像装置に対する要望が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示の実施例は、異なる中心周波数で動作するトランスデューサを使用して血管の画像を生成する改善された血管内超音波撮像装置を提供する。前記血管内撮像装置の可撓性細長部材の遠位部分は、撮像アセンブリを含むことができる。前記撮像アセンブリは、第1の中心周波数で動作する第1の超音波トランスデューサ及び前記第1の中心周波数とは異なる第2の中心周波数で動作する第2の超音波トランスデューサを含むことができる。いくつかの実施例において、前記撮像アセンブリは、第1の中心周波数で動作する複数の第1の超音波トランスデューサ及び第2の中心周波数で動作する複数の第2の超音波トランスデューサを持つことができる。前記複数の第1の超音波トランスデューサは、前記可撓性細長部材の長手軸の周りに環状に配置された又は前記可撓性細長部材の長手軸に平行に線形に配置されたトランスデューサアレイのいずれかを形成することができる。

10

【0008】

一実施例において、血管内超音波（IVUS）撮像装置が、提供される。前記IVUS撮像装置は、患者の内腔内に配置されるように構成され、近位部分及び遠位部分を有する可撓性細長部材と、前記可撓性細長部材の前記遠位部分に配置された撮像アセンブリとを含む。前記撮像アセンブリは、第1の中心周波数で動作する第1の超音波トランスデューサ及び前記第1の中心周波数とは異なる第2の中心周波数で動作する第2の超音波トランスデューサを含む。

20

【0009】

いくつかの実施例において、前記IVUS撮像装置の前記第1の超音波トランスデューサは、複数の第1の超音波トランスデューサの中の1つであり、前記IVUS撮像装置の前記第2の超音波トランスデューサは、複数の第2の超音波トランスデューサの中の1つである。いくつかの実施例において、前記複数の第1の超音波トランスデューサは、前記可撓性細長部材の長手軸の周りに環状に配置された第1のトランスデューサアレイを形成し、前記複数の第2の超音波トランスデューサは、前記可撓性細長部材の長手軸の周りに環状に配置された第2のトランスデューサアレイを形成する。前記第1のトランスデューサアレイは、前記第2のトランスデューサアレイの近位に配置される。いくつかの実施例において、前記複数の第1の超音波トランスデューサは、前記可撓性細長部材の長手軸の周りに環状に配置された第1のトランスデューサアレイを形成し、前記複数の第2の超音波トランスデューサは、前記可撓性細長部材の長手軸に平行に線形に配置される。これらの実施例において、前記第2の中心周波数は、前記第1の中心周波数より高い。いくつかの実施例において、前記複数の第1の超音波トランスデューサは、前記可撓性細長部材の長手軸の周りに環状に配置されたトランスデューサアレイを形成し、前記複数の第2の超音波トランスデューサの各々は、前記複数の第1の超音波トランスデューサの中の2つの間に置かれる。

30

【0010】

いくつかの他の実施例において、前記IVUS撮像装置の前記撮像アセンブリは、前記可撓性細長部材の長手軸の周りを回転するように構成される。これらの実施例において、前記第1の超音波トランスデューサは、前記第2の超音波トランスデューサの遠位に隣接して配置される。更に、これらの実施例において、前記IVUS撮像装置は、前記第1及び第2の中心周波数とは異なる第3の中心周波数で動作する第3の超音波トランスデューサを更に含み、前記第3の超音波トランスデューサは、前記第2の超音波トランスデューサの近位に隣接して配置される。いくつかの実施例において、前記第3の超音波トランスデューサは、第1の角度で遠位に傾斜する。いくつかの例において、前記第1の超音波トランスデューサは、第2の角度で近位に傾斜する。

40

【0011】

一実施例において、IVUS撮像システムが、提供される。前記IVUS撮像システム

50

は、患者の内腔内に配置されるように構成され、近位部分及び遠位部分を有する可撓性細長部材と、前記可撓性細長部材の前記遠位部分に配置された撮像アセンブリと、制御及び処置装置とを含む。前記撮像アセンブリは、第1の中心周波数で動作する第1の複数の超音波トランスデューサと、第1の中心周波数とは異なる第2の中心周波数で動作する第2の複数の超音波トランスデューサとを含む。前記制御及び処理装置は、前記第1の複数の超音波トランスデューサ及び前記第2の複数の超音波トランスデューサと通信する。前記制御及び処理装置は、前記内腔の第1の超音波データを取得するように前記第1の複数の超音波トランスデューサにエネルギー供給し、前記第1の超音波データに基づいてグレイスケール超音波画像を生成し、前記内腔を流れる流体の第2の超音波データを取得するように前記第2の複数の超音波トランスデューサにエネルギー供給し、前記第2の超音波データに基づいてカラードップラ超音波画像を生成し、前記グレイスケール超音波画像及びカラードップラ超音波画像をディスプレイに出力するように動作可能である。

10

【0012】

いくつかの実施例において、前記撮像アセンブリの前記第1の複数の超音波トランスデューサは、前記可撓性細長部材の長手軸の周りに環状に配置された第1のトランスデューサアレイを形成する。いくつかの実施例において、前記撮像アセンブリの前記第2の複数の超音波トランスデューサは、前記可撓性細長部材の長手軸に平行に線形に配置される。これらの実施例において、前記第2の中心周波数は、前記第1の中心周波数より高い。いくつかの実施例において、前記IVUS撮像システムの前記制御及び処理装置は、前記グレイスケール超音波画像上にカラードップラ超音波画像を重ね合わせ、前記グレイスケール超音波画像上に重ね合わされた前記カラードップラ超音波画像を前記ディスプレイに出力するように動作可能である。いくつかの実施例において、前記IVUS撮像システムの前記制御及び処理装置は、前記可撓性細長部材の長手軸に沿って順次的に前記第2の複数の超音波トランスデューサにエネルギー供給するように動作可能である。

20

【0013】

他の実施例において、IVUS撮像システムが、提供される。前記IVUS撮像システムは、患者の内腔内に配置されるように構成され、近位部分及び遠位部分を有する可撓性細長部材と、前記可撓性細長部材の前記遠位部分に配置され、前記可撓性細長部材の長手軸の周りを回転するように構成される撮像アセンブリと、制御及び処理装置とを含む。前記撮像アセンブリは、第1の中心周波数で動作する第1の超音波トランスデューサと、前記第1の中心周波数とは異なる第2の中心周波数で動作する第2の超音波トランスデューサとを含む。前記制御及び処理装置は、前記第1の超音波トランスデューサ及び前記第2の超音波トランスデューサと通信し、前記内腔の第1の超音波データを取得するように前記第1の超音波トランスデューサにエネルギー供給し、前記第1の超音波データに基づいてグレイスケール超音波画像を生成し、前記内腔を流れる流体の第2の超音波データを取得するように前記第2の超音波トランスデューサにエネルギー供給し、前記第2の超音波データに基づいてカラードップラ超音波画像を生成し、前記グレイスケール超音波画像及びカラードップラ超音波画像をディスプレイに出力するように動作可能である。いくつかの実施例において、前記撮像アセンブリの前記第2の超音波トランスデューサは、ある角度で近位に傾斜され、前記第2の中心周波数は、前記第1の中心周波数より高い。いくつかの実施例において、前記撮像アセンブリは、前記第1及び第2の中心周波数とは異なる第3の中心周波数で動作する第3の超音波トランスデューサを更に含む。

30

40

【0014】

本開示の追加の態様、フィーチャ及び利点は、以下の詳細な記載から明らかになる。

【0015】

本開示の例示的实施例は、添付の図面を参照して記載される。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本開示の態様による、ソリッドステートIVUS撮像システムの概略図である。

【図2】本開示の態様による、患者の内腔内のソリッドステートIVUS撮像システムの

50

トランスデューサアセンブリの概略的側面図である。

【図 3】本開示の態様による、ソリッドステート I V U S 撮像システムのトランスデューサアセンブリの概略的側面図である。

【図 4】本開示の態様による、ソリッドステート I V U S 撮像システムのトランスデューサアセンブリの概略的側面図である。

【図 5】本開示の態様による、回転式 I V U S 撮像システムの概略図である。

【図 6】本開示の態様による、回転式 I V U S 撮像システムの概略的な部分切り取り斜視図である。

【図 7】本開示の態様による、回転式 I V U S 撮像システムのトランスデューサアセンブリの概略的側面図である。

10

【図 8】本開示の態様による、回転式 I V U S 撮像システムのトランスデューサ素子の概略的側面図である。

【図 9】本開示の態様による、回転式 I V U S 撮像システムのトランスデューサ素子の概略的側面図である。

【図 10】本開示の態様による、患者の血管の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

本開示の原理の理解を促進する目的で、ここで、図面に示された実施例が参照され、特定の言語が、同じものを記載するのに使用される。それにもかかわらず、本開示の範囲に対する限定が意図されないと理解される。記載される装置、システム及び方法に対する任意の変更及び更なる修正、並びに本開示の原理の任意の更なる応用は、本開示が関連する当業者が通常に気が付くので、完全に予期され、本開示内に含まれる。例えば、焦点システムが、心臓血管撮像に関して記載されるが、この応用に限定されることが意図されないと理解される。前記システムは、狭い空洞内で撮像することを要求する任意の応用に等しく良好に適している。特に、1つの実施例に関して記載されたフィーチャ、コンポーネント及び/又はステップが、本開示の他の実施例に関して記載されたフィーチャ、コンポーネント及び/又はステップと組み合わせられてもよいことは、完全に予期される。簡潔さのため、しかしながら、これらの組み合わせの多くの反復は、別々に記載されない。

20

【0018】

図 1 は、本開示の態様による、ソリッドステート I V U S 撮像システム 100 の概略図である。I V U S 撮像システム 100 は、カテーテル、ガイドワイヤ又はガイドカテーテルのようなソリッドステート I V U S 装置 102（時々、可撓性細長部材と称される）と、患者インタフェースモジュール（PIM）104 と、I V U S 処理システム又はコンソール（時々、制御及び処理装置と称される）106 と、ディスプレイ 108 とを含みうる。

30

【0019】

ハイレベルにおいて、ソリッドステート I V U S 装置 102 は、前記カテーテル装置の遠位端の近くに取り付けられたトランスデューサアセンブリ 110 に含まれるトランスデューサ素子 124 から超音波エネルギーを放射する。前記超音波エネルギーは、トランスデューサアセンブリ 110 を囲む、血管 120 のような、媒体内の組織構造により反射され、超音波エコー信号が、トランスデューサ素子 124 により受信される。トランスデューサ素子 124 は、コントローラ 126 により制御されることができる。PIM 104 は、（流れ情報を含む）超音波画像が再構成され、ディスプレイ 108 上に表示されるコンソール又はコンピュータ 106 に前記受信されたエコー信号を転送する。コンソール又はコンピュータ 106 は、プロセッサ及びメモリを含むことができる。コンピュータ又は計算装置 106 は、ここに記載された I V U S 撮像システム 100 のフィーチャを容易にするように動作可能であることができる。例えば、前記プロセッサは、非一時的有形コンピュータ可読媒体に記憶されたコンピュータ可読命令を実行することができる。

40

【0020】

PIM 104 は、I V U S コンソール 106 とソリッドステート I V U S 装置 102 に含まれるトランスデューサアセンブリ 110 との間の信号の通信を容易化する。いくつか

50

の実施例において、PIM104は、データをコンソール106に中継する前に前記エコーデータの予備処理を実行する。このような実施例の例において、PIM104は、前記データの増幅、フィルタ処理及び/又は統合を実行する。一実施例において、PIM104は、トランスデューサアセンブリ110内の回路を含む装置102の動作をサポートするように高及び低電圧DCパワーを供給する。

【0021】

IVUSコンソール106は、PIM104を経由してトランスデューサアセンブリ110から前記エコーデータを受信し、トランスデューサアセンブリ110を囲む前記媒体内の組織構造の画像を再構成するように前記データを処理する。コンソール106は、血管120の断面画像のような、血管120の画像が、ディスプレイ108上に表示されるように、画像データを出力する。血管120は、自然及び人工の両方の流体充填構造又は囲まれた構造を表しうる。血管120は、内腔1200を規定する。血管120は、患者の体内でありうる。血管120は、心臓血管系、末梢血管系、神経血管系、腎血管系及び/又は体内の他の適切な内腔を含む、患者の血管系の動脈又は静脈のような血管でありうる。例えば、装置102は、腔内撮像装置であってもよい。例えば、装置102は、限定なしで、肝臓、心臓、腎臓、胆嚢、脾臓、肺、導管、腸を含む器官、脳、硬膜嚢、脊髄及び末梢神経を含む神経系構造、尿路、並びに心臓の血液、心室、他の部分、及び/又は身体の他のシステムの中の弁を含む、任意の数の解剖学的場所及び組織タイプを検査するのに使用されてもよい。自然構造に加えて、ソリッドステートIVUS装置102は、限定なしで、心臓弁、ステント、シャント、フィルタ及び他の装置のような人工構造を検査するのにも使用されてもよい。

【0022】

いくつかの実施例において、前記IVUS装置は、ボルケーノ社から入手可能なEagleEye(登録商標)カテーテル及び参照により全体的にここに組み込まれる米国特許第7846101に開示されたもののような、従来のソリッドステートIVUSカテーテルと同様のいくつかのフィーチャを含む。例えば、IVUS装置102は、装置102の遠位端の近くのトランスデューサアセンブリ110と、装置102の長手体に沿って延在する伝送線バンドル112とを含む。伝送線バンドル又はケーブル112は、1、2、3、4、5、6、7、又はそれ以上の導体を含む、複数の導体を含むことができる。任意の適切なゲージワイヤが、前記導体に対して使用されることができると理解される。一実施例において、ケーブル112は、例えば、41のAWGゲージワイヤを持つ四導体伝送線構成を含むことができる。一実施例において、ケーブル112は、例えば、44のAWGゲージワイヤを使用する七導体伝送線構成を含むことができる。いくつかの実施例において、43のAWGゲージワイヤが、使用されることができ。

【0023】

伝送線バンドル112は、装置102の近位端におけるPIMコネクタ114において終端する。PIMコネクタ114は、伝送線バンドル112をPIM104に電氣的に結合し、IVUS装置102をPIM104に物理的に結合する。一実施例において、IVUS装置102は、ガイドワイヤ出口ポート116を更に含む。したがって、いくつかの例において、前記IVUS装置は、迅速交換カテーテルである。ガイドワイヤ出口ポート116は、血管120を通して内腔1200内に装置102を向けるためにガイドワイヤ118が前記遠位端に向けて挿入されることを可能にする。

【0024】

図2は、本開示の態様による、血管120により規定された内腔1200内のソリッドステートIVUS撮像システム100のトランスデューサアセンブリ110の概略的側面図である。トランスデューサアセンブリ110は、フレックス回路160上に取り付けられたトランスデューサ素子124を含む。様々なトランスデューサ構成が、トランスデューサ素子124で作成されることができ。図2に示されるように、いくつかの実施例において、トランスデューサ素子124は、複数の第1の超音波トランスデューサ1241及び複数の第2の超音波トランスデューサ1242を含む。これらの実施例において、第

10

20

30

40

50

１の超音波トランスデューサ１２４１は、トランスデューサアセンブリ１１０の長手軸に沿って線形に配置される。トランスデューサアセンブリ１１０は、ソリッドステートＩＶＵＳ撮像装置１０２（すなわち、可撓性細長部材１０２）の同じ長手軸を共有するので、第１の超音波トランスデューサ１２４１が、可撓性細長部材１０２の長手軸に平行に線形に配置されるということが出来る。加えて、これらの実施例において、第２の超音波トランスデューサ１２４２は、可撓性細長部材１０２の長手軸の周りに環状に配置されたトランスデューサアレイを構成する。

【００２５】

図２に表された実施例において、第１の超音波トランスデューサ１２４１は、第１の中心周波数で動作し、第２の超音波トランスデューサ１２４２は、第２の中心周波数で動作する。いくつかの例において、前記第１の中心周波数は、前記第２の中心周波数とは異なる。いくつかの他の例において、前記第１の中心周波数は、前記第２の中心周波数より高い。後者の例において、より高い第１の中心周波数を持つ第１の超音波トランスデューサ１２４１は、より高い空間解像度及びより小さい浸透深さにより特徴づけられる超音波画像データを取得する傾向にあるのに対し、より低い第２の中心周波数を持つ第２の超音波トランスデューサ１２４２は、より低い空間解像度及びより大きな浸透深さにより特徴づけられる超音波画像データを取得する傾向にある。結果として、第１の超音波トランスデューサ１２４１は、視野１９０を持ち、第２の超音波トランスデューサ１２４２は、視野１８０を持つ。有利には、この構成は、線形に配置された第１の超音波トランスデューサ１２４１が内腔１２００を通して流れる血液を撮像することを可能にしながら、第２の超音波トランスデューサ１２４２で形成されたトランスデューサアレイが十分な深度で血管１２０を撮像することを可能にする。

【００２６】

一般に、前記超音波トランスデューサの前記中心周波数は、様々な実施例において、５ＭＨｚと１００ＭＨｚとの間であることができる。例えば、前記超音波トランスデューサは、いくつかの実施例において、１０ＭＨｚ、２０ＭＨｚ、４０ＭＨｚ、４５ＭＨｚ、６０ＭＨｚの典型的な中心周波数を持つことができる。例えば、単一の撮像装置は、例えば、１０ＭＨｚの中心周波数を持つ第１の超音波素子と、２０ＭＨｚの中心周波数を持つ第２の超音波素子と、６０ＭＨｚの中心周波数を持つ第３の撮像素子とを含むことができる。１０ＭＨｚ及び２０ＭＨｚの中心周波数は、有利に、血管壁構造に浸透することができるのに対し、６０ＭＨｚの中心周波数は、有利に、血流を撮像することができる。

【００２７】

異なる中心周波数に加えて、前記トランスデューサ素子の各々は、関連付けられた異なるパラメータを持つことができる。撮像データは、前記異なるパラメータに基づいてＩＶＵＳ撮像データを生成するように処理されることができる。例えば、各トランスデューサ素子は、前記異なる中心周波数に対応する異なるゲイン値を持つことができる。いくつかの例において、撮像装置１０２は、各異なる中心周波数と関連付けられた超音波トランスデューサを制御する異なるコントローラ１２６を含むことができる。いくつかの実施例において、同じコントローラ１２６が、異なる中心周波数と関連付けられたトランスデューサを制御する。

【００２８】

更に、線形に配置された第１の超音波トランスデューサ１２４１は、カラードップラ撮像を取得することができる。第１の超音波トランスデューサ１２４１の各々が、内腔１２００内の血流に垂直な超音波伝搬の方向を持つが、カラードップラ撮像は、非ゼロドップラシフトを生成する様式で第１の超音波トランスデューサ１２４１の各々にエネルギー供給することにより可能にされる。例えば、第１の超音波トランスデューサ１２４１は、内腔１２００内の血流の方向と反対の方向に順次的に（すなわち、一つずつ）エネルギー供給されることができる。この非ゼロドップラシフトは、カラードップラ撮像を可能にする。図２に示されないいくつかの実施例において、複数の第２の超音波トランスデューサ１２４２が、線形に配置された第１の超音波トランスデューサ１２４１と交互に配置されること

10

20

30

40

50

ができる。すなわち、第2の超音波トランスデューサ1242は、線形に配置された第1の超音波トランスデューサ1241の中の2つの間に置かれる。第1及び第2の超音波トランスデューサ1241及び1242の交互の線形アレイは、カラードップラ撮像目的で非ゼロドップラシフトを生成するようにエネルギー供給されることができる。

【0029】

図3に示されるのは、本開示の態様による、ソリッドステートIVUS撮像システム100のトランスデューサアセンブリ110の概略的側面図である。図3に示されるように、いくつかの実施例において、第1の超音波トランスデューサ1241は、トランスデューサアセンブリ110の長手軸の周りに環状に配置された第1のトランスデューサアレイを形成し、第2の超音波トランスデューサ1242は、トランスデューサアセンブリ110の長手軸の周りに環状に配置された第2のトランスデューサアレイを形成する。第1の超音波トランスデューサ1241は、第1の中心周波数で動作し、第2の超音波トランスデューサは、第2の中心周波数で動作する。いくつかの例において、前記第1の中心周波数は、前記第2の中心周波数とは異なる。いくつかの他の例において、前記第1の中心周波数は、前記第2の中心周波数より高い。後者の場合、より高い第1の中心周波数を持つ第1の超音波トランスデューサ1241は、より高い空間解像度及びより小さい浸透深さにより特徴づけられた超音波画像データを取得する傾向にあるのに対し、より低い第2の中心周波数を持つ第2の超音波トランスデューサ1242は、より低い空間的解像度及びより大きい浸透深さにより特徴づけられる超音波画像データを取得する傾向にある。結果として、第1の超音波トランスデューサ1241は、視野190を持ち、第2の超音波トランスデューサ1242は、視野180を持つ。

【0030】

図4に示されるのは、本開示の態様による、ソリッドステートIVUS撮像システム100のトランスデューサアセンブリ110の概略的側面図である。図4に示されるように、いくつかの実施例において、第1の超音波トランスデューサ1241は、トランスデューサアセンブリ110の長手軸に平行に線形に配置されたトランスデューサアレイを形成し、第2の超音波トランスデューサ1242の各々は、第1の超音波トランスデューサ1241の中の2つの間に置かれる。第1及び第2の超音波トランスデューサ1241及び1242は、間に置かれるので、逆も真である。第2の超音波トランスデューサ1242が、トランスデューサアセンブリ110の長手軸の周りに環状に配置されたトランスデューサアレイを形成し、第1の超音波トランスデューサ1241の各々が、第2の超音波トランスデューサ1242の2つの間に置かれるといわれることができる。結果として生じるトランスデューサアレイは、交互トランスデューサアレイと称されることができる。第1の超音波トランスデューサ1241は、第1の中心周波数で動作し、第2の超音波トランスデューサは、第2の中心周波数で動作する。いくつかの例において、前記第1の中心周波数は、前記第2の中心周波数とは異なる。いくつかの実施例において、トランスデューサ素子124は、交互トランスデューサアレイの2以上を含んでもよい。

【0031】

トランスデューサのタイプに関して、一実施例において、第1及び第2の超音波トランスデューサ1241及び1242は、例えば、参照により全体的にここに組み込まれる米国特許6641540に開示されるように、高分子圧電材料を使用して微小電気機械システム(MEMS)基板上に製造された圧電性微小機械超音波トランスデューサ(PMUT)である。代替的な実施例において、第1及び第2の超音波トランスデューサ1241及び1242は、バルクPZTトランスデューサのような圧電性ジルコン酸塩トランスデューサ(PZT)トランスデューサ、容量性微小機械超音波トランスデューサ(cMUT)、単結晶圧電材料、他の適切な超音波送信器及び受信器、並びに/又はこれらの組み合わせである。いくつかの実施例において、第1の超音波トランスデューサ1241は、あるタイプのトランスデューサであり、第2の超音波トランスデューサ1242は、異なるタイプである。例えば、いくつかの例において、第1の超音波トランスデューサ1241は、CMUTであり、第2の超音波トランスデューサ1242は、PMUTである。

【 0 0 3 2 】

第 1 及び第 2 の超音波トランスデューサ 1 2 4 1 及び 1 2 4 2 が取り付けられるフレックス回路 1 6 0 は、構造的支持及び電気結合に対する相互接続を提供する。フレックス回路 2 1 4 は、K A P T O N（登録商標）（デュボンの商標）のような可撓性ポリイミド材料のフィルム層を含むように構成されてもよい。他の適切な材料は、ポリエステルフィルム、ポリイミドフィルム、ポリエチレンテレフタレートフィルム、又はポリエーテルイミドフィルム、他の可撓性プリント半導体基板並びに U p i l e x（宇部興産の登録商標）及び T E F L O N（E.I.デュボンの登録商標）のような製品を含む。フレックス回路 1 6 0 のフィルム層の厚さは、一般に、最終的なアセンブルされたトランスデューサアセンブリ 1 1 0 における湾曲度に関連する。いくつかの実施例において、前記フィルム層は、5 μ m と 1 0 0 μ m との間であり、いくつかの特定の実施例に対して 1 2 . 7 μ m と 2 5 . 1 μ m との間である。

10

【 0 0 3 3 】

ここで図 1 が参照され、ソリッドステート I V U S 撮像システム 1 0 0 の動作が、記載される。伝送線バンドル又はケーブル 1 1 2 は、第 1 及び第 2 の超音波トランスデューサ 1 2 4 1 及び 1 2 4 2 に結合される複数の導体を含む。いくつかの実施例において、トランスデューサ 1 2 4 1、1 2 4 2 は、可撓性基板 1 6 0 上に形成される。他の実施例において、トランスデューサ 1 2 4 1 及び / 又はトランスデューサ 1 2 4 2 は、別の基板に配置される。いくつかの例において、導体の必要な数を減少させるために、ソリッドステート I V U S 撮像システム 1 0 0 は、第 1 及び第 2 の超音波トランスデューサ 1 2 4 1 及び 1 2 4 2 で形成されたトランスデューサアレイを制御するマイクロビームフォーマ集積回路（I C）を含むことができる。伝送線バンドル 1 1 2 は、装置 1 0 2 の近位端における P I M コネクタ 1 1 4 において終端する。P I M コネクタ 1 1 4 は、伝送線バンドル 1 1 2 を P I M 1 0 4 に電氣的に結合し、I V U S コンソール 1 0 6 に結合される P I M 1 0 4 に I V U S 装置 1 0 2 を物理的に結合する。I V U S コンソール 1 0 6 は、第 1 及び第 2 の超音波トランスデューサ 1 2 4 1 及び 1 2 4 2 を別々に、同時に又は順次的にエネルギー供給するように動作可能である。I V U S コンソール 1 0 6 は、P I M 1 0 4 を経由してトランスデューサアセンブリ 1 1 0 からエコーデータ（時々、超音波データと称される）を受信するようにも動作可能であり、トランスデューサアセンブリ 1 1 0 を囲む媒体内の組織構造の画像を再構成するようにデータを処理する。例えば、図 2 により表される実施例において、I V U S コンソール 1 0 6 は、線形に配置された第 1 の超音波トランスデューサ 1 2 4 1 にエネルギー供給するように動作可能であり、線形に配置された第 1 の超音波トランスデューサ 1 2 4 1 により知覚された超音波データを受信する。I V U S コンソール 1 0 6 は、次いで、このような超音波データに基づいてカラー Doppler 超音波画像を生成するように動作可能である。加えて、I V U S コンソール 1 0 6 は、環状に配置された第 2 の超音波トランスデューサ 1 2 4 2 にエネルギー供給するように動作可能であり、第 2 の超音波トランスデューサ 1 2 4 2 により知覚された超音波データを受信する。I V U S コンソール 1 0 6 は、次いで、第 2 の超音波トランスデューサ 1 2 4 2 により知覚された超音波データに基づいてグレイスケール超音波画像を生成することができる。更に、I V U S コンソール 1 0 6 は、前記カラー Doppler 超音波画像及びグレイスケール超音波画像をディスプレイ 1 0 8 に出力するように動作可能である。いくつかの例において、I V U S コンソール 1 0 6 は、グレイスケール超音波画像上にカラー Doppler 超音波画像を重ね合わせ、前記グレイスケール超音波画像上に重ね合わされたカラー Doppler 超音波画像を出力するように動作可能である。いくつかの例において、I V U S コンソール 1 0 6 は、異なる中心周波数で動作する複数の撮像素子により取得された撮像データを受信し、血管の 3 次元 I V U S 画像を再構成するように動作可能である。

20

30

40

【 0 0 3 4 】

図 5 は、本開示の一実施例による I V U S 撮像システム 2 0 0 を示す。本開示のいくつかの実施例において、I V U S 撮像システム 2 0 0 は、回転式 I V U S 撮像システムである。これに関して、前記回転式 I V U S 撮像システムの主要なコンポーネントは、回転式

50

I V U S カテーテル 2 0 2、患者インタフェースモジュール (P I M) 2 0 4、I V U S コンソール又は処理システム 2 0 6 (時々、制御及び処理装置と称される)、及び I V U S コンソール 2 0 6 により生成された I V U S 画像を表示するモニタ 2 0 8 である。カテーテル 2 0 2 は、いくつかの実施例において、超音波素子 2 5 0 を含む。以下により詳細に記載されるように、超音波素子 2 5 0 は、1 より多い超音波トランスデューサを含んでもよい。P I M 2 0 4 は、カテーテル 2 0 2 をサポートする適切なインタフェース設計を実装する。いくつかの実施例によると、P I M 2 0 4 は、超音波素子 2 5 0 の動作を制御するように送信トリガ信号及び制御波形のシーケンスを生成する。

【 0 0 3 5 】

超音波素子 2 5 0 は、血管内腔内に及び血管壁に向けて外側に前記カテーテルの長手軸に実質的に垂直に超音波信号を送信する。前記トランスデューサからの超音波放射は、P I M 2 0 4 から受信された対応する電気信号により起動される。超音波素子 2 5 0 は、血管組織 (及び他の反射体) からの超音波エコー信号を、P I M 2 0 4 に通信される電気信号に変換する。

【 0 0 3 6 】

図 6 は、本開示の一実施例による、カテーテル 2 0 2 の概略的な部分切り取り斜視図を示す。図 2 は、回転式 I V U S カテーテル 2 0 2 に関する追加の細部を示す。回転式カテーテル 2 0 2 は、撮像コア 2 1 0 と外側カテーテル / シースアセンブリを含む。撮像コア 2 1 0 は、P I M 2 0 4 に対する電氣的及び機械的結合を提供する回転式インタフェース 2 1 4 により近位端において終端処理される可撓性駆動シャフトを含む (図 1 参照)。撮像コア 2 1 0 の前記可撓性駆動シャフトの遠位端は、超音波素子 2 5 0 を含むトランスデューサアセンブリ 2 1 6 に結合される。

【 0 0 3 7 】

カテーテル / シースアセンブリ 2 1 2 (時々、可撓性細長部材 2 1 2 と称される) は、回転式インタフェース 2 1 4 をサポートするハブ 2 1 8 を含み、軸受面、及びカテーテル 2 0 2 の回転要素と非回転要素との間の流体シールを提供する。いくつかの実施例において、ハブ 2 1 8 は、前記カテーテルの使用時に空気を追い出し、前記シースの内側内腔を超音波互換流体で充填するように生理食塩水が注入されるルアーロックフラッシュポート 2 2 0 を含む。超音波周波数は、空気により高度に減衰され、任意の空気 固体又は空気液体界面において強力に反射されるので、生理食塩水又は他の同様な流体が、必要とされる。生理食塩水は、駆動シャフトを回転する生体適合潤滑剤をも提供する。いくつかの実施例において、ハブ 2 1 8 は、入れ子式管状要素と、カテーテル / シースアセンブリ 2 1 2 が伸長又は短縮されることを可能にするスライド流体シールを含むテレスコープ 2 2 2 に結合される。テレスコープ 2 2 2 は、カテーテル / シースアセンブリ 2 1 2 の遠位部分における音響的に透明な窓 2 2 4 内のトランスデューサハウジングの軸方向移動を容易化する。

【 0 0 3 8 】

いくつかの実施例において、窓 2 2 4 は、最小の減衰、反射又は屈折で前記トランスデューサと血管組織との間で超音波を容易に伝導する材料から製造された薄肉プラスチック管で構成される。カテーテル / シースアセンブリ 2 1 2 の近位シャフト 2 2 6 は、テレスコープ 2 2 2 と窓 2 2 4 との間のセグメントを橋渡す。いくつかの実施例において、近位シャフト 2 2 6 は、滑性内側内腔及びカテーテル 2 0 2 に対する最適な剛性を提供する材料又は合成物で構成される。いくつかの実施例において、カテーテル / シースアセンブリ 2 1 2 及び / 又は窓 2 2 4 は、参照により全体的にここに組み込まれる、2 0 1 2 年 1 2 月 2 8 日に出版された INTRAVASCULAR ULTRASOUND CATHETER FOR MINIMIZING IMAGE DISTORTION と題された米国特許仮出願第 6 1 / 7 4 6 9 5 8 に記載されるようなフィーチャを含む。

【 0 0 3 9 】

図 7、8 及び 9 は、本開示の態様による、様々なトランスデューサ構成を持つ回転式 I V U S 撮像システム 2 0 0 のトランスデューサ素子 2 5 0 の概略的側面図である。図 7 に

10

20

30

40

50

示されるように、いくつかの実施例において、トランスデューサ素子 250 は、第 1 の中心周波数で動作する第 1 の超音波トランスデューサ 2501、第 2 の中心周波数で動作する第 2 の超音波トランスデューサ 2502、及び第 3 の中心周波数で動作する第 3 の超音波トランスデューサ 2503 を含む。いくつかの実施例において、第 1、第 2 及び第 3 の超音波トランスデューサ 2501、2502 及び 2503 は、トランスデューサ素子 250 の長手軸に平行に線形に配置される。トランスデューサ素子 250 は、可撓性細長部材 212 の同じ長手軸を共有するので、第 1、第 2 及び第 3 の超音波トランスデューサ 2501、2502 及び 2503 が、可撓性細長部材 212 の長手軸に平行に線形に配置されることがいわれることができる。いくつかの例において、前記第 1、第 2 及び第 3 の中心周波数は、互いに異なる。他の例において、前記第 1 の中心周波数は、前記第 2 の中心周波数より高く、前記第 2 の中心周波数は、前記第 3 の中心周波数より高い。これらの例において、第 1 の超音波トランスデューサ 2501 は、これら 3 つの超音波トランスデューサの中で最高の空間的解像度及び最小の浸透深さを持つ。第 3 の超音波トランスデューサ 2503 は、3 つの中で最小の空間的解像度及び最大の浸透深さを持ち、第 2 の超音波トランスデューサ 2502 は、中間の空間的解像度及び浸透深さを持つ。結果として、第 1 の超音波トランスデューサ 2501 は、視野 270 を持ち、第 2 の超音波トランスデューサ 2502 は、視野 280 を持ち、第 3 の超音波トランスデューサ 2503 は、視野 290 を持つ。

【0040】

図 8 は、図 7 に示されるものとは異なる超音波トランスデューサ 2501、2502 及び 2503 の構成を示す。図 7 に示されるように、いくつかの実施例において、第 1 の超音波トランスデューサ 2501 は、トランスデューサアセンブリ 216 において平らに置かれず、角度 A で傾斜される。第 1 の超音波トランスデューサ 2501 が、遠位又は近位に傾斜されることができ、ことに注意する。いくつかの例において、傾斜された第 1 の超音波トランスデューサ 2501 は、最高の中心周波数で動作する。いくつかの実施例において、前記第 2 の中心周波数は、前記第 3 の中心周波数より高い。結果として、図 9 において、第 1 の超音波トランスデューサ 2501 は、視野 270 を持ち、第 2 の超音波トランスデューサ 2502 は、視野 280 を持ち、第 3 の超音波トランスデューサ 2503 は、視野 290 を持つ。

【0041】

図 8 に描かれた実施例において、IVUS コンソール又は処理システム 206 は、第 1 の超音波トランスデューサ 2501 から血管からのドップラ超音波データを取得するように構成されることができ、流体の流れの存在又は不在、方向及び量を決定するように前記データを分析することができる。ドップラ超音波は、受信された信号における位相変化として放射されたビームにより物体の移動を測定する。超音波が、移動している構造（例えば、血管内の赤血球細胞）から反射される場合、戻ってくる波の波長及び周波数が、シフトされる。前記移動している構造が、第 1 の超音波トランスデューサ 2501 に向かって移動している場合、周波数は増加する。前記移動している構造が、第 1 の超音波トランスデューサ 2501 から離れるように移動している場合、周波数は減少する。

【0042】

いくつかの実施例において、IVUS コンソール又は処理システム 206 は、ドップラ式、

$$f = (2 f_0 V \cos \theta) / C$$

を採用することができ、ここで f は、周波数シフトであり、 f_0 は、送信波の周波数であり、 V は、反射する物体（例えば、赤血球細胞）の速度であり、 θ は、入射波と前記反射する物体の移動の方向との間の角度（すなわち、入射の角度）であり、 C は、媒体内での音の速度である。前記周波数シフトは、第 1 の超音波トランスデューサ 2501 が、血流の方向に平行に向けられ、 θ が、ゼロ度である場合（ $\cos 0 = 1$ ）に、最大である。前記周波数シフトは、トランスデューサ 130 が、血流の方向に垂直に向けられ、 θ が、90°である場合（ $\cos 90 = 0$ ）に、不在である。より高いドップラ周波数シフトは、速度

が増加され、入射波が、血流の方向に更にアラインされ、及び / 又はより高い周波数が放射される場合に得られる。

【 0 0 4 3 】

図 9 は、図 7 及び 8 に示されるものとは異なる超音波トランスデューサ 2 5 0 1、2 5 0 2 及び 2 5 0 3 の構成を示す。図 9 に示されるように、いくつかの実施例において、第 1 の超音波トランスデューサ 2 5 0 2 及び第 2 の超音波トランスデューサ 2 5 0 2 の両方が、トランスデューサアセンブリ 2 1 6 において平らに置かれず、それぞれ、角度 A 及び B で傾斜される。いくつかの実施例において、第 1 及び第 2 の超音波トランスデューサ 2 5 0 1 及び 2 5 0 2 は、中心に向けて傾斜される。すなわち、第 1 及び第 2 の超音波トランスデューサ 2 5 0 2 及び 2 5 0 2 の一方は、遠位に傾斜され、他方は、近位に傾斜される。第 1 及び第 2 の超音波トランスデューサ 2 5 0 1 及び 2 5 0 2 から伝搬する音波が、血流に平行な成分を含む限り、これらの両方が、カラードップラ超音波画像を生成するように超音波撮像データを取得するのに使用されることができる。図 9 に示される実施例において、第 3 の超音波トランスデューサ 2 5 0 3 は、最小の中心周波数を持ち、可撓性細長部材 2 1 2 の長手軸に沿って第 1 の超音波トランスデューサ 2 5 0 1 と第 2 の超音波トランスデューサ 2 5 0 2 との間に配置される。結果として、図 9 において、第 1 の超音波トランスデューサ 2 5 0 1 は、視野 2 7 0 を持ち、第 2 の超音波トランスデューサ 2 5 0 2 は、視野 2 8 0 を持ち、第 3 の超音波トランスデューサ 2 5 0 3 は、視野 2 9 0 を持つ。視野 2 7 0、2 8 0 及び 2 9 0 は、いくつかの例において、重複することができる。これに関して、計算装置は、(異なる中心周波数を持つ)複数のトランスデューサからのデータを使用して血管の単一の場所の単一の I V U S 画像を生成することができる。

【 0 0 4 4 】

図 1 0 は、本開示の態様による、患者の血管 3 0 0 の断面図である。血管 3 0 0 は、複数の層を含む。例えば、血管 3 0 0 は、内膜 3 3 0 及び中膜 3 4 0 を含む。内膜 3 3 0 は、内腔 3 1 0 を規定する内側血管壁 3 2 0 を持つ。I V U S 装置 1 0 2 又はカテーテル 2 0 2 のような、I V U S 装置 4 0 0 が、内腔 3 1 0 に対して配置される場合、I V U S 装置 4 0 0 が、内膜 3 3 0、中膜 3 4 0、及び内腔 3 1 0 内を流れる血液の速度のフィーチャを解像するように異なる浸透深さの超音波撮像データを取得することができることは、有利である。有利には、本開示は、異なる中心周波数で動作する複数の超音波トランスデューサを含む I V U S 撮像システムを提供する。本開示に開示された I V U S 撮像システムを用いて、カテーテルを実行する医師は、異なる目的で作られた I V U S カテーテルを患者の血管内に挿入する必要なしに、グレイスケール超音波画像だけでなく、カラードップラ画像をも取得することができる。

【 0 0 4 5 】

当業者は、上に記載された装置、システム及び方法が、様々な形で修正されることができることを認識する。したがって、当業者は、本開示により含まれる実施例が、上に記載された特定の典型的な実施例に限定されないことを理解する。これに関して、例示的な実施例が、図示及び記載されているが、広い範囲の修正、変更及び置換が、先行する開示において予期される。このような変形が、本開示の範囲から逸脱することなしに上記のものに対してなされてもよいと理解されたい。したがって、添付の請求項が、幅広く、本開示と一貫した様式で解釈されることは、適切である。

10

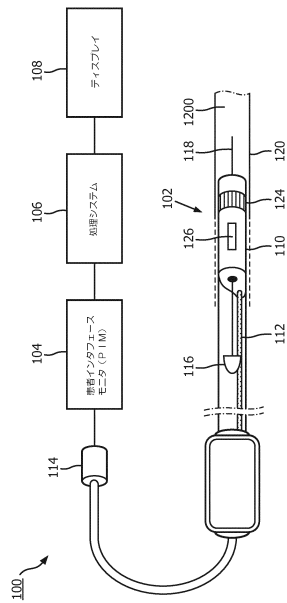
20

30

40

【図面】

【図 1】



【図 2】

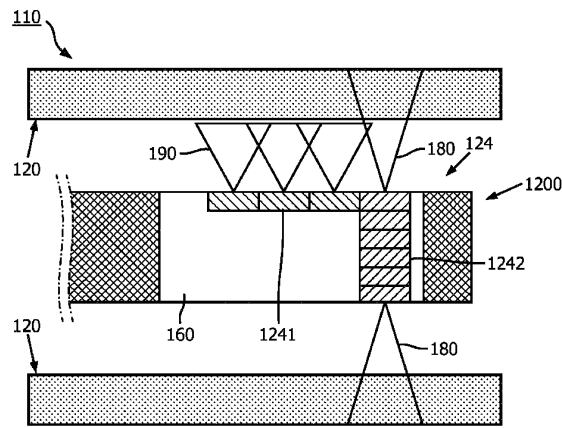


FIG. 2

【図 3】

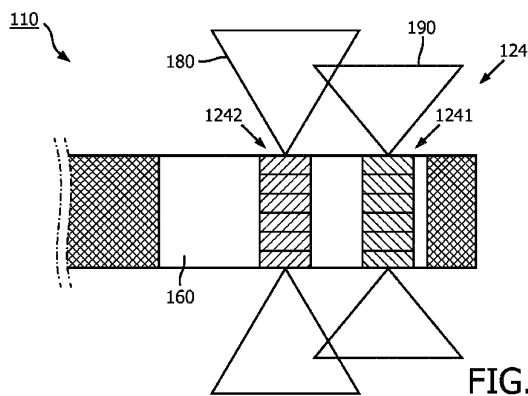


FIG. 3

【図 4】

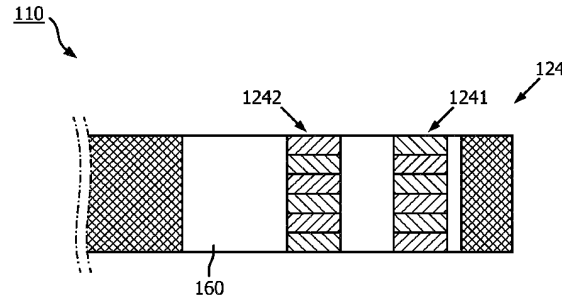


FIG. 4

10

20

30

40

50

【 図 5 】

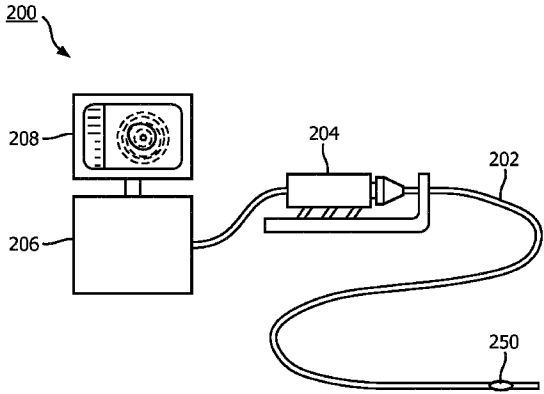


FIG. 5

【 図 6 】

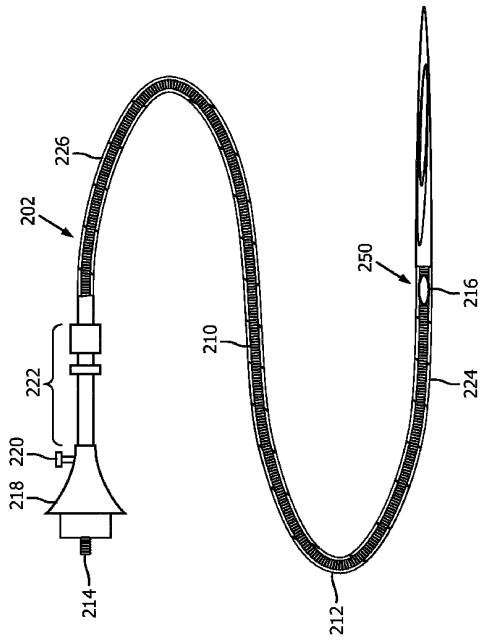


FIG. 6

【 図 7 】

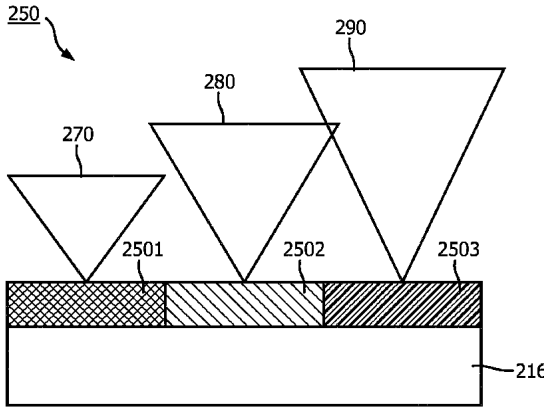


FIG. 7

【 図 8 】

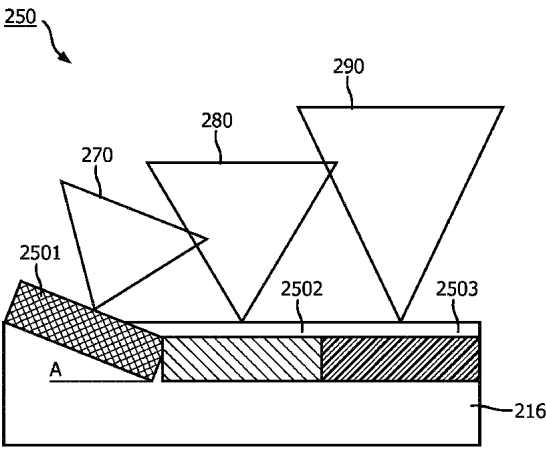


FIG. 8

10

20

30

40

50

【 図 9 】

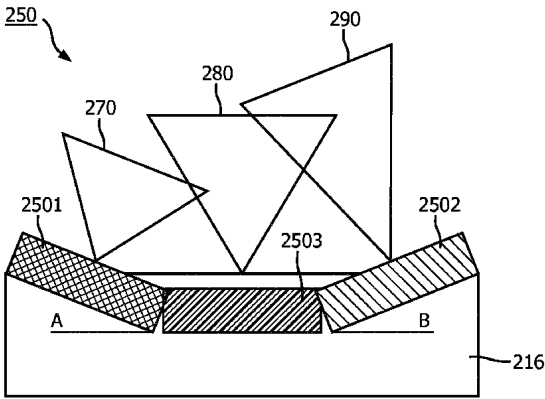


FIG. 9

【 図 10 】

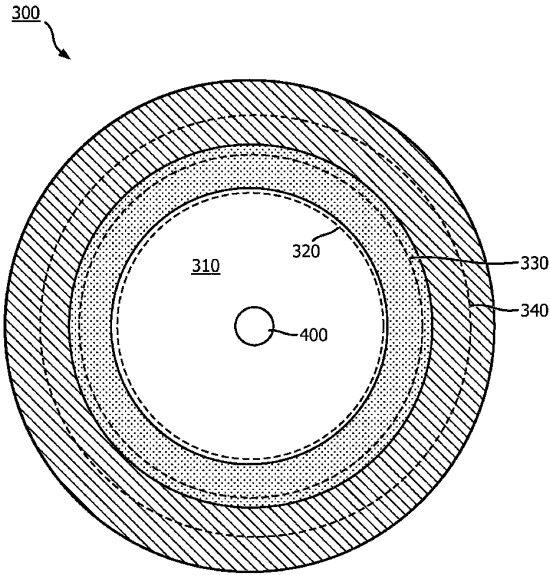


FIG. 10

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
(72)発明者 ケイリー エリック
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
(72)発明者 グッドマン デイヴィッド
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
審査官 下村 一石
(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 3 0 5 7 1 6 (U S , A 1)
特表 2 0 1 3 - 5 4 2 0 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 8 8 6 7 9 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 2 3 6 0 1 1 (U S , A 1)
(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5