

(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2020-508814

(P2020-508814A)

(43) 公表日 令和2年3月26日(2020.3.26)

(51) Int. Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2019-548578 (P2019-548578)
 (86) (22) 出願日 平成30年3月7日(2018.3.7)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年10月23日(2019.10.23)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2018/055576
 (87) 国際公開番号 W02018/162536
 (87) 国際公開日 平成30年9月13日(2018.9.13)
 (31) 優先権主張番号 62/468,138
 (32) 優先日 平成29年3月7日(2017.3.7)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 管腔内イメージングのためのイメージングアセンブリ

(57) 【要約】

管腔内イメージングデバイスが提供される。一実施形態では、イメージングデバイスは、患者の体内の管腔に挿入可能なフレキシブルな細長い部材を含む。フレキシブルな細長い部材は中央長軸を有する。イメージングデバイスはまた、フレキシブルな細長い部材の遠位部分に配置されたイメージングアセンブリを有する。イメージングアセンブリは、フレキシブル基板及び複数の超音波トランスデューサ素子を含む。複数の超音波トランスデューサ素子はフレキシブル基板上に配置される。フレキシブル基板は、超音波トランスデューサ素子が中心長軸及びフレキシブル基板から離れる方向を向くように、フレキシブルな細長い部材の中心長軸の周りに配置される。

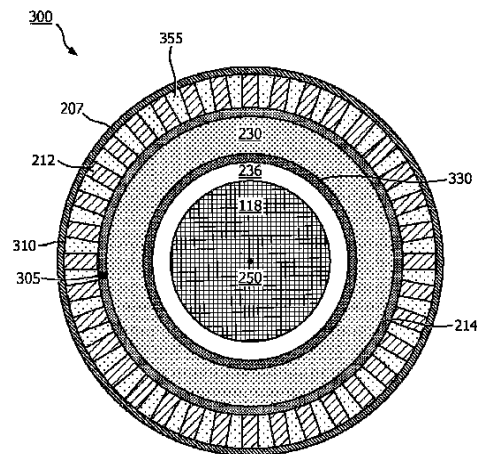


FIG. 3

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の体内の管腔に挿入される、中心長軸を有するフレキシブルな細長い部材と、
前記フレキシブルな細長い部材の遠位部分に配置されたイメージングアセンブリを含む管腔内イメージングデバイスであって、前記イメージングアセンブリは、

フレキシブル基板と、

前記フレキシブル基板上に配置された複数の超音波トランスデューサ素子とを含み、
前記フレキシブル基板は、前記超音波トランスデューサ素子が前記中心長軸及び前記フレキシブル基板から離れる方向を向くように、前記フレキシブルな細長い部材の前記中心長軸の周りに配置される、管腔内イメージングデバイス。

10

【請求項 2】

前記イメージングアセンブリはさらに、

支持部材を備え、前記フレキシブル基板は前記支持部材の周りに配置される、請求項 1 に記載の管腔内イメージングデバイス。

【請求項 3】

前記イメージングアセンブリはさらに、

前記フレキシブル基板と前記支持部材との間に配置されたバッキング材料を含む、請求項 2 に記載の管腔内イメージングデバイス。

【請求項 4】

前記支持部材は、前記フレキシブルな細長い部材の前記中心長軸に沿って長手方向に配置される、請求項 2 に記載の管腔内イメージングデバイス。

20

【請求項 5】

前記支持部材は、前記中心長軸に沿って延びるガイドワイヤを収容するルーメンを画定する、請求項 2 に記載の管腔内イメージングデバイス。

【請求項 6】

前記イメージングアセンブリはさらに、

前記フレキシブル基板の周囲に配置された外側シェルを含み、前記複数の超音波トランスデューサ素子は前記外側シェルと接触する、請求項 1 に記載の管腔内イメージングデバイス。

【請求項 7】

前記イメージングアセンブリはさらに、

隣接する超音波トランスデューサ素子、前記フレキシブル基板、及び前記外側シエルの間の空間に配置された充填材料を含む、請求項 6 に記載の管腔内イメージングデバイス。

30

【請求項 8】

前記外側シェルは音響整合層を含む、請求項 6 に記載の管腔内イメージングデバイス。

【請求項 9】

前記外側シェルは 2 つ以上の音響整合層を含む、請求項 6 に記載の管腔内イメージングデバイス。

【請求項 10】

前記外側シェルは、前記イメージングアセンブリを封止して流体の進入を防ぐ、請求項 6 に記載の管腔内イメージングデバイス。

40

【請求項 11】

管腔内イメージングシステムの組み立て方法であって、前記方法は、

患者の体内の管腔に挿入されるフレキシブルな細長い部材の遠位部分にイメージングアセンブリを配置するステップであって、前記イメージングアセンブリは、フレキシブル基板上に形成された複数の超音波トランスデューサ素子を含む、ステップと、

前記フレキシブルな細長い部材の中心長軸の周りに前記複数の超音波トランスデューサ素子を配置するステップと、

前記超音波トランスデューサ素子を、前記中心長軸及び前記フレキシブル基板から離れる方向に向けるステップとを含む、方法。

50

【請求項 1 2】

支持部材の周りに前記フレキシブル基板を配置するステップをさらに含む、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記フレキシブル基板と前記支持部材との間にバックング材料を挿入するステップをさらに含む、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記支持部材は円筒形状を有し、前記イメージングアセンブリを配置する前記ステップは、前記支持部材を前記フレキシブルな細長い部材の前記中心長軸に沿って配置するステップを含む、請求項 1 2 に記載の方法。

10

【請求項 1 5】

前記支持部材によって画定されるルーメン内で前記フレキシブルな細長い部材の前記中心長軸に沿ってガイドワイヤを延ばすステップをさらに含む、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 6】

外側シェルが前記複数の超音波トランスデューサ素子と接触するように、前記イメージングアセンブリの周りに前記外側シェルを配置するステップをさらに含む、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 7】

隣接する超音波トランスデューサ素子、前記フレキシブル基板、及び前記外側シエルの間の空間内に充填材料を挿入するステップをさらに含む、請求項 1 6 に記載の方法。

20

【請求項 1 8】

外側シェルを配置する前記ステップはさらに、前記イメージングアセンブリの周りに音響整合層を配置するステップを含む、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 9】

外側シェルを配置する前記ステップはさらに、前記イメージングアセンブリの周りに 2 つ以上の音響整合層を配置するステップを含む、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 0】

管腔内イメージングデバイスを含むイメージングシステムであって、前記管腔内イメージングデバイスは、

30

患者の体内の管腔に挿入される、中心長軸を有するフレキシブルな細長い部材と、前記フレキシブルな細長い部材の遠位部分に配置されたイメージングアセンブリとを含む管腔内イメージングデバイスであって、前記イメージングアセンブリは、

フレキシブル基板と、

前記フレキシブル基板上に配置された複数の超音波トランスデューサ素子とを含み、前記フレキシブル基板は、前記超音波トランスデューサ素子が前記中心長軸及び前記フレキシブル基板から離れる方向を向くように、前記フレキシブルな細長い部材の前記中心長軸の周りに配置され、

前記イメージングシステムはさらに、前記管腔内イメージングデバイスと通信する計算デバイスを含み、前記計算デバイスは、前記管腔内イメージングデバイスから受信されたイメージングデータを処理し、処理された前記イメージングデータをディスプレイに出力する、イメージングシステム。

40

【発明の詳細な説明】**【関連出願の相互参照】****【0 0 0 1】**

本開示は、2017年3月7日に出願された米国仮出願第62/468138号に基づく利益及び優先権を主張し、その全体が参照により組み込まれる。

【技術分野】

50

【 0 0 0 2 】

[0 0 0 1] 本開示は、一般的に、フェーズドアレイ血管内超音波（ I V U S ）イメージングなどのアレイに基づく管腔内イメージングに関する。特に、管腔内イメージングカテーテルのフレキシブル基板上的アレイアセンブリが説明される。

【 背景技術 】

【 0 0 0 3 】

[0 0 0 2] 血管内イメージングは、治療の必要性を判定するために人体内の罹患血管（動脈など）を評価するための診断ツールとして、インターベンショナル心臓病学の分野において幅広く利用されている。血管内イメージングはさらに、介入をガイドするために、及び/又は介入の有効性を評価するために使用することができる。1つ以上の超音波トランスデューサを含む血管内イメージングデバイスが血管内に挿入され、撮像領域に導かれる。トランスデューサは、対象血管の画像を生成するために、超音波エネルギーを出射する。超音波は、組織構造（血管壁の様々な層など）、赤血球、及び他の対象物に起因する不連続性によって部分的に反射される。トランスデューサによって反射波からのエコーが受信され、血管内イメージングシステムに送られる。撮像システムは、受信された超音波エコーを処理して、装置が位置する血管の断面画像を生成する。

10

【 0 0 0 4 】

[0 0 0 3] ソリッドステート（合成開口とも呼ばれる）血管内イメージングカテーテルは、今日一般的に使用されている2種類の血管内イメージングデバイスの1つであり、もう1つのタイプは回転血管内イメージングカテーテルである。ソリッドステート血管内イメージングカテーテルは、自身の周囲に分配された超音波トランスデューサアレイを含むイメージングデバイス、及び、トランスデューサアレイに隣接して取り付けられた1つ以上の集積回路コントローラチップを備える。コントローラは、超音波パルスを送信するための、及び超音波エコー信号を受信するための個々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。一連の送受信ペアを実行することにより、ソリッドステート血管内イメージングシステムは、移動部分はないが（よって、ソリッドステートとの名称）、機械的に走査された複数のトランスデューサ素子の効果を合成することができる。回転する機械的要素がないので、トランスデューサアレイは、血液と直接接触し、血管組織の近くに配置され、血管外傷のリスクは最小限に抑えられる。さらに、回転要素がないため、電気インターフェースが単純化される。ソリッドステートスキュナは、回転血管内イメージングデバイスに使用される複雑な回転電気インターフェースとは異なり、単純な電気ケーブルと取り外し可能な電気コネクタを使用してイメージングシステムに直接配線することができる。

20

30

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

[0 0 0 4] 優れた音響性能及び画質を備えた超音波イメージングデバイスの効率的な製造は困難である。一部の既存のデバイスのイメージングアセンブリは、高画質のために不適切な音響インピーダンスを有する材料で製造されたフレキシブル基板を含む。また、トランスデューサアレイは体組織又は血液を含む体液と直接接触するように配置され得るため、管腔内イメージングデバイスが完全に密閉されていることが重要である。例えば、現在のデバイスでは、フレキシブル基板の両端を接合して密閉するには追加のステップが必要になり得る。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

[0 0 0 5] 本開示の実施形態は、血管などの患者の体内の管腔の画像を生成するための改善された管腔内イメージングシステムを提供する。超音波イメージングアセンブリはフレキシブル基板を含み、フレキシブル基板にはトランスデューサ素子が形成される。前記フレキシブル基板は、前記トランスデューサ素子がフレキシブルな細長い部材の中心長軸から離れる外向きの方向を向くように、前記中心長軸の周りに配置される。1つ又は

50

複数の音響整合層がトランスデューサ素子の周囲に配置される。音響整合層は、中心長軸から体組織への外向きの超音波エネルギーの伝達を強化する。また、音響整合層は、流体の侵入を防ぐイメージングアセンブリ周囲の連続的なシールを提供する。

【0007】

[0006] 一部の実施形態では、管腔内イメージングデバイスが提供される。管腔内イメージングデバイスは、患者の体内の管腔に挿入可能なフレキシブルな細長い部材を含む。フレキシブルな細長い部材は中央長軸を有し得る。管腔内イメージングデバイスはまた、フレキシブルな細長い部材の遠位部分に配置されたイメージングアセンブリを有し得る。イメージングアセンブリは、フレキシブル基板及び複数の超音波トランスデューサ素子を含み得る。複数の超音波トランスデューサ素子はフレキシブル基板上に配置され得る。フレキシブル基板は、超音波トランスデューサ素子が中心長軸及びフレキシブル基板から離れる方向を向くように、フレキシブルな細長い部材の中心長軸の周りに配置され得る。

10

【0008】

[0007] 一部の実施形態では、イメージングアセンブリはさらに支持部材を含み、フレキシブル基板は支持部材の周りに配置され得る。一部の実施形態では、イメージングアセンブリはさらに、フレキシブル基板と支持部材との間に配置され得るバッキング材料を含む。一部の例では、支持部材は、中心長軸に沿って延びるガイドワイヤを収容するルーメンを画定し得る。

【0009】

[0008] 一部の実施形態では、イメージングアセンブリはさらに、フレキシブル基板の周囲に配置された外側シェルを含み、複数の超音波トランスデューサ素子は外側シェルと接触し得る。一部の実施形態では、イメージングアセンブリはさらに、隣接する超音波トランスデューサ素子、フレキシブル基板、及び外側シェルとの空間内に配置された充填材料を含み得る。一部の例では、外側シェルは音響整合層を備え得る。一部の例では、外側シェルは2つ以上の音響整合層を備え得る。一部の他の例では、外側シェルは、流体の侵入を防ぐためにイメージングアセンブリを密閉し得る。

20

【0010】

[0009] 一部の実施形態では、管腔内イメージングデバイスの組み立て方法が提供される。方法、患者の体内の管腔に挿入可能なフレキシブルな細長い部材の遠位部分にイメージングアセンブリを配置するステップを含む。イメージングアセンブリは、フレキシブル基板上に形成された複数の超音波トランスデューサ素子を備え得る。方法はさらに、フレキシブルな細長い部材の中心長軸の周りに複数の超音波トランスデューサ素子を配置するステップを含む。方法はさらに、超音波トランスデューサ素子を、中心長軸及びフレキシブル基板から離れる方向に向けるステップを含む。

30

【0011】

[0010] 一部の実施形態では、管腔内イメージングデバイスの組み立て方法は、支持部材の周りにフレキシブル基板を配置するステップと、フレキシブル基板と支持部材との間にバッキング材料を挿入するステップとを含み得る。一部の例では、支持部材は円筒形状を有し得る。一部の例では、イメージングアセンブリを配置するステップは、フレキシブルな細長い部材の中心長軸に沿って支持部材を配置するステップを含み得る。一部の実施形態では、管腔内イメージングデバイスの組み立て方法はさらに、支持部材によって画定されるルーメン内でフレキシブルな細長い部材の中心長軸に沿ってガイドワイヤを延ばすステップを含み得る。

40

【0012】

[0011] 一部の実施形態では、管腔内イメージングデバイスの組み立て方法は、外側シェルが複数の超音波トランスデューサ素子と接触するように、イメージングアセンブリの周りに外側シェルを配置するステップを含み得る。一部の実施形態では、管腔内イメージングデバイスの組み立て方法はさらに、隣接する超音波トランスデューサ素子、フレキシブル基板、及び外側シェルとの空間内に充填材料を挿入するステップを含み得る。

50

一部の実施形態では、外側シェルを配置するステップは、イメージングアセンブリの周りに音響整合層を配置するステップを含み得る。一部の実施形態では、外側シェルを配置するステップは、イメージングアセンブリの周りに2つ以上の音響整合層を配置するステップを含み得る。

【0013】

【0012】一部の実施形態では、イメージングシステムが提供される。イメージングシステムは、管腔内イメージングデバイスを含む。管腔内イメージングデバイスは、患者の体内の管腔に挿入可能なフレキシブルな細長い部材を含む。フレキシブルな細長い部材は中央長軸を有し得る。管腔内イメージングデバイスはまた、フレキシブルな細長い部材の遠位部分に配置され得るイメージングアセンブリを有する。イメージングアセンブリは、フレキシブル基板及び複数の超音波トランスデューサ素子を含み得る。複数の超音波トランスデューサ素子はフレキシブル基板上に配置され得る。フレキシブル基板はまた、超音波トランスデューサ素子が中心長軸及びフレキシブル基板から離れる方向を向き得るように、フレキシブルな細長い部材の中心長軸の周りに配置され得る。イメージングシステムはさらに、管腔内イメージングデバイスと通信する計算デバイスを含み得る。計算デバイスは、管腔内イメージングデバイスから受信されたイメージングデータを処理し、また、処理されたイメージングデータをディスプレイに出力し得る。

10

【0014】

【0013】本開示のさらなる態様、特徴、及び利点は、以下の詳細な説明から明らかになるであろう。

20

【図面の簡単な説明】

【0015】

【0014】以下、本開示の説明のための実施形態を以下の添付図面とともに説明する。

【図1】【0015】図1は、本開示の側面に係るイメージングシステムの概略図を示す。

【図2A】【0016】図2Aは、本開示の側面に係る支持部材の周りに巻かれた構成のイメージングアセンブリの概略側面図である。

【図2B】【0017】図2Bは、従来技術に係る図2Aの巻かれた構成のセクション2B-2Bに沿うイメージングアセンブリの断面図である。

30

【図3】【0018】図3は、本開示の側面に係る図2Aの巻かれた構成のセクション2B-2Bに沿うイメージングアセンブリの断面図である。

【図4】【0019】図4は、本開示の側面に係る図2Aの巻かれた構成のセクション2B-2Bに沿うイメージングアセンブリの断面図である。

【図5】【0020】図5は、本開示の側面に係る管腔内イメージングデバイスを組み立てる方法のフロー図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0016】

【0021】本開示の原理の理解を容易にするため、図示されている実施形態が参照され、また、それらを説明するために具体的な用語が使用される。しかし、本開示の範囲を限定する意図はないことを理解されたい。記載される本開示の原理の装置、システム、方法、及びさらなる用途へのあらゆる変更及び改変は、本開示が関連する分野の当業者が通常考えつくであろうように、完全に考慮され、本開示に含まれる。例えば、イメージングシステムは心血管イメージングに関連して説明されているが、この用途に限定されることを意図していないことを理解されたい。該システムは、閉じられたキャビティ内でのイメージングを要するあらゆる用途にも同様に適する。特に、ある実施形態に関して説明した特徴、構成要素及び/又は工程は、本開示の他の実施形態に関して説明した特徴、構成要素、及び/又は工程と組み合わせられ得ることは完全に考慮される。しかしながら、簡潔さのために、このような多数の組み合わせの反復は別々に説明されない。

40

【0017】

50

【0022】図1は、本開示の側面に係る管腔内イメージングシステム100の概略図を示す。管腔内イメージングシステム100は、カテーテル、ガイドワイヤ、又はガイドカテーテルなどのソリッドステート又はフェーズドアレイ管腔内超音波イメージングデバイス102、患者インターフェースモジュール(PIM)104、超音波計算デバイス106、及びディスプレイ108を含み得る。

【0018】

【0023】管腔内イメージングデバイス102は、患者の体内の管腔、例えば血管120に挿入されるように構成されたフレキシブルな細長い部材122を含む。フレキシブルな細長い部材122は、プラスチック又はポリマーなどのフレキシブル材料で形成された1つ以上の細長い部材を含むことができる。フレキシブルな細長い部材122は、円形の断面形状を有するほぼ管状の形状を有し得る。一部の実施形態では、内側管状部材が外側管状部材内に同心円状に配置され得る。フレキシブルな細長い部材122は、近位部分、中央部分、遠位部分、及び長軸250を含み得る。長軸250は、一部の実施形態では中心長軸であり得る。コネクタ114は、フレキシブルな細長い部材の近位部分に配置され得る。中央部分は、近位部分と遠位部分との間に延びる。イメージングデバイス又はイメージングアセンブリ110は、フレキシブルな細長い部材122の遠位部分に配置され得る。イメージングアセンブリ110は、1つ又は複数のコントローラと通信する複数のトランスデューサアレイ124を含む。図2に示されるように、例えば、イメージングアセンブリ110は、トランスデューサアレイ124のトランスデューサ素子212と通信するトランスデューサコントローラ206を含む。

10

20

【0019】

【0024】高いレベルでは、超音波イメージングアセンブリ110は、イメージングアセンブリ110内のカテーテルデバイス102の遠位端の近くに取り付けられたトランスデューサアレイ124から超音波エネルギーを放出する。超音波エネルギーは、イメージングアセンブリ110を囲む導管120などの媒体内の組織構造によって反射され、超音波エコー信号がトランスデューサアレイ124によって受信される。PIM104は、受信されたエコー信号を超音波計算デバイス106に転送し、そこで超音波画像が再構成されてディスプレイ又はモニタ108上に表示される。超音波計算デバイス106又はコンピュータは、1つ又は複数のプロセッサ及び任意の適切なメモリを含むことができる。超音波計算デバイス106は、本明細書に記載の管腔内イメージングシステム100の特徴を容易化するように動作可能であり得る。例えば、プロセッサは、非一時的有形コンピュータ可読媒体に格納されたコンピュータ可読命令を実行することができる。

30

【0020】

【0025】PIM104は、超音波処理システム106と、イメージングデバイス102内に含まれるイメージングアセンブリ110との間の信号通信を容易にする。一部の実施形態では、PIM104は、データを超音波計算デバイス106に転送する前にエコーデータの予備処理を実行する。そのような実施形態の例では、PIM104は、データの増幅、フィルタリング、及び/又は集計を実行する。一部の実施形態では、PIM104はまた、高電圧及び低電圧DC電力を供給して、イメージングアセンブリ110内の回路を含む管腔内イメージングデバイス102の動作をサポートする。

40

【0021】

【0026】超音波計算デバイス又はコンソール106は、PIM104を介して管腔内イメージングデバイス102のイメージングアセンブリ110からエコーデータを受信し、データを処理して、イメージングアセンブリ110の周囲の媒体中の組織構造の画像を再構成する。超音波計算デバイス106は、導管120の断面画像などの導管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。導管120は、天然の又は人工の、流体で満たされた又は包囲された構造を表してもよい。導管120は患者の体内にあってもよい。導管120は、患者の血管系の動脈又は静脈などの血管であり、例えば心臓血管系、末梢血管系、神経血管系、腎血管系、及び/又は体内の任意の適切な管腔を含む。管腔内イメージングデバイス102は、一部の実施形態では血管内イ

50

メージングデバイス又はIVUSイメージングデバイスである。管腔内イメージングデバイス102は、肝臓、心臓、腎臓、胆嚢、膵臓、肺を含む臓器；導管；腸；脳、硬膜嚢、脊髄、及び末梢神経を含む神経系構造；尿路や、血液内の弁、心室、心臓の他の部分、及び/又は身体の他のシステムなどの非限定的例を含む任意の数の解剖学的位置及び組織タイプを検査するために使用され得る。天然の構造に加えて、管腔内イメージングデバイス102は、限定はされないが、心臓弁、ステント、シャント、フィルタ、及び他の装置などの人工構造を検査するために使用されてもよい。

【0022】

【0027】一部の実施形態では、管腔内イメージングデバイス102は、Volcano Corporationから入手可能なEagle Eye（登録商標）カテーテルや、参照により全体が本明細書に組み込まれる米国特許第7846101号に開示されるカテーテルなど、従来のソリッドステート血管内撮像カテーテルに類似するいくつかの特徴を含む。例えば、管腔内イメージングデバイス102は、イメージングデバイス102の遠位端付近のイメージングアセンブリ110と、イメージングデバイス102の長手方向ボディに沿って延びる伝送線ケーブル112とを含む。伝送線束又はケーブル112は複数の導体、例えば1つ、2つ、3つ、4つ、5つ、6つ、7つ、又はそれ以上の導体を含むことができる。ケーブル112は、イメージングアセンブリ110と超音波計算デバイス106との間の電気信号の通信を容易にする。

10

【0023】

【0028】伝送線ケーブル112は、イメージングデバイス102の近位端のPIMコネクタ114で終端する。PIMコネクタ114は、伝送線ケーブル112をPIM104に電氣的に結合し、管腔内撮像デバイス102をPIM104に物理的に結合する。一部の実施形態では、管腔内撮像デバイス102は、ガイドワイヤ出口ポート116をさらに含む。したがって、場合によっては、管腔内撮像デバイスはラビッドエクスチェンジカテーテルである。ガイドワイヤ出口ポート116は、イメージングデバイス102を導管120中で導くために、ガイドワイヤ118を遠位端に向かって挿入することを可能にする。

20

【0024】

【0029】システム100、デバイス102、イメージングアセンブリ110、及び/又はシステム100の他の構成要素は、参照により援用される2013年12月20日に出願された米国出願第14/137269号に記載されているものと同様の特徴を含み得る。

30

【0025】

【0030】図2Aは、支持部材330の周りに巻かれた構成のイメージングアセンブリ110の概略側面図である。一部の例では、イメージングアセンブリ110は、トランスデューサ領域204、コントローラ領域208、及び遷移領域210を含む。一部の実施形態では、イメージングアセンブリ110は、イメージングアセンブリ110の遠位部分221のトランスデューサ領域204において、支持部材330及びフレキシブルな細長い部材122の長軸250の周囲に配置された複数の超音波トランスデューサ素子212を含み得る。一部の実施形態では、イメージングアセンブリ110は、イメージングアセンブリ110の近位部分の制御領域208において、フレキシブルな細長い部材122の長軸250の周囲に配置された複数のトランスデューサコントローラ206を含み得る。一部の実施形態では、トランスデューサ素子212及び/又はコントローラ206は、長軸250の周りに、円形構成又は多角形構成などの環状構成で配置され得る。例えば、トランスデューサ素子212及び/又はコントローラ206におけるイメージングアセンブリ110の断面プロファイルは、円形又は多角形であり得る。例えば、コントローラ/トランスデューサの数や、コントローラ/トランスデューサのフレキシビリティなどに基づいて、五角形、六角形、七角形、八角形、九角形、十角形など、任意の適切な環状多角形形状が実装され得る。一部の例では、複数のトランスデューサコントローラ206を使用して複数の超音波トランスデューサ素子212を制御することで、導管120に関連す

40

50

る撮像データが取得され得る。

【 0 0 2 6 】

[0 0 3 1] 一部の例では、遷移領域 2 1 0 は、トランスデューサ領域 2 0 4 と制御領域 2 0 8 との間に配置され、トランスデューサコントローラ 2 0 6 とトランスデューサ 2 1 2 との間に延びる導電性トレースを提供し得る。導電性トレースは、コントローラ 2 0 6 とトランスデューサ 2 1 2 との間の電気通信を容易にする。

【 0 0 2 7 】

[0 0 3 2] トランスデューサ領域 2 0 4 は、イメージングアセンブリ 1 1 0 の遠位部分 2 2 1 に配置される。例えば、トランスデューサ 2 1 2 は、遠位部分 2 2 1 におけるフレキシブル基板 2 1 4 上に取り付けられる。一部の例では、フレキシブル基板 2 1 4 は、
10 イメージングアセンブリ 1 1 0 の遠位部分 2 2 1 から近位部分 2 2 2 まで延びていてもよい。制御領域 2 0 8 は、フレキシブル基盤 2 1 4 の近位部分 2 2 2 に配置される。例えば、トランスデューサコントローラ 2 0 6 は、近位部分 2 2 2 におけるフレキシブル基板 2 1 4 上に取り付けられ得る。遷移領域 2 1 0 は、制御領域 2 0 8 とトランスデューサ領域 2 0 4 との間に配置される。トランスデューサ領域 2 0 4、制御領域 2 0 8、及び遷移領域 2 1 0 の寸法は、実施形態ごとに異なり得る。

【 0 0 2 8 】

[0 0 3 3] 一部の実施形態では、トランスデューサコントローラ 2 0 6 及びトランスデューサ 2 1 2 が取り付けられるフレキシブル基板 2 1 4 は、トランスデューサコントローラ 2 0 6 とトランスデューサ 2 1 2 との間の電氣的結合のための構造的支持及び相互接続を提供してもよい。フレキシブル基板 2 1 4 は、フレキシブルなポリイミド材料、例えば K A P T O N (デュポン社) からなるフィルム層を含むように構成され得る。他の適切な材料には、ポリエステルフィルム、ポリイミドフィルム、ポリエチレンナフタレートフィルム、又はポリエーテルイミドフィルム、他の柔軟な印刷半導体基材、並びに U p i l e x (宇部興産株式会社) 及び T E F L O N (登録商標) (E . I . d u P o n t) 等の製品が含まれる。本明細書において図示及び記載されるように、フレキシブル基板 2 1 4 の遠位部分は、一部の実施形態では支持部材 3 3 0 の周りに巻き付けられて円筒形のトロイドを形成し得る (図 2 A 及び図 3 を参照されたい)。したがって、フレキシブル基板 2 1 4 のフィルム層の厚さは、一般的には、イメージングアセンブリ 1 1 0 の曲率に関係する。一部の実施形態では、フィルム層は $5 \mu\text{m} \sim 100 \mu\text{m}$ であり、一部の具体的な
20 実施形態では $12.7 \mu\text{m} \sim 25.1 \mu\text{m}$ である。

【 0 0 2 9 】

[0 0 3 4] 支持部材 3 3 0 は、中心長軸 2 5 0 に沿ってフレキシブルな細長い部材の遠位部分に配置され得る。一部の実施形態では、支持部材 3 3 0 は、長手方向に延びるルーメン 2 3 6 を定め得る。ルーメン 2 3 6 は、ガイドワイヤ出口ポート 1 1 6 と連通しており、ガイドワイヤ 1 1 8 (図 1) を受け入れるようなサイズ及び形状である。支持部材は、任意の適切な形状を有することができる。支持部材 3 3 0 は、ステンレス鋼などの金属材料、又はプラスチック若しくはポリマーなどの非金属材料で構成されてもよい。支持部材 3 3 0 は、任意の適切なプロセスに従って製造され得る。支持部材 3 3 0 は、ボディと、支持部材 3 3 0 の遠位部分及び近位部分における 1 つ又は複数のスタンドを含み得る
40 。遠位スタンドは、支持部材のボディからフレキシブル基板 2 1 4 まで、垂直方向に / 放射状に延びて、フレキシブル基板 2 1 4 を支持し、支持部材 3 3 0 のボディから上昇し得る。音響性能を改善するために、フレキシブル基板 2 1 4 と支持部材 3 3 0 のボディとの間の垂直又は半径方向の空間は、バックング材料 (例えば、図 3 及び図 4 のバックング材料 2 3 0) で満たされ得る。バックング材料は、長軸 2 5 0 に向かって内側に移動するトランスデューサ素子 2 1 2 からの音波を減衰させることができるため、導管 1 2 0 から受信される超音波エコーは、外側に移動する超音波からである。一部の例では、支持部材 3 3 0 は、支持部材 3 3 0 の本体から近位及び遠位に延びる近位フランジ 2 3 4 及び遠位フランジ 2 3 2 を含む。支持部材 3 3 0 のフランジ 2 3 2、2 3 4 及び本体は、ガイドワイヤ 1 1 8 が中を通る支持部材 3 3 0 を通って長手方向に延びるルーメンを定め得る。
50

【 0 0 3 0 】

[0 0 3 5] 図 2 B は、図 2 A の巻かれた構成のセクション 2 B - 2 B に沿うイメージングアセンブリの一部の従来技術構成を示す断面図である。図形 2 0 0 は、フレキシブルな細長い部材 1 2 2 の中心長軸 2 5 0 の周りに巻かれたフレキシブル基板 2 1 4 を示す。図形 2 0 0 はまた、フレキシブル基板 2 1 4 上に取り付けられた超音波トランスデューサ素子 2 1 2 を示す。一部の実施形態では、超音波トランスデューサ素子 2 1 2 は平坦なフレキシブル基板 2 1 4 上に取り付けられており、平坦なフレキシブル基板 2 1 4 は中心長軸 2 5 0 の周りに巻かれ、また、フレキシブル基板 2 1 4 は、超音波トランスデューサ素子 2 1 2 に対して、トランスデューサ素子 2 1 2 よりも中央長軸 2 5 0 から遠くに配置される。トランスデューサ素子 2 1 2 のこの向きは、トランスデューサ素子 2 1 2 の先端 2 0 7 が中心長軸 2 5 0 に向かって内側に向いているという点で、内向きと呼ぶことができる。先端 2 0 7 は、フレキシブル基板 2 1 4 に接続された表面の反対側のトランスデューサ素子 2 1 2 の表面であってもよい。

10

【 0 0 3 1 】

[0 0 3 6] 超音波トランスデューサ素子 2 1 2 は、長軸 2 5 0 から離れるように音波を送信するように構成される。したがって、超音波エネルギーは、フレキシブル基板 2 1 4 の材料を通過し得る。既存のデバイスでは、フレキシブル基板 2 1 4 の材料は、基板 2 1 4 を中心長軸 2 5 0 の周りに巻くことができるよう、柔軟性を最適化するために選択される。フレキシブル基板 2 1 4 の材料は、音響性能を最大化するために選択されない。実際には、ポリイミドなどのフレキシブル基板 2 1 4 を形成する材料は、超音波エネルギーの伝達を妨げる音響インピーダンスを有し、これに応じてイメージングアセンブリの画質が妨げられる。

20

【 0 0 3 2 】

[0 0 3 7] フレキシブル基板 2 1 4 を長軸 2 5 0 の周りに巻いた後、フレキシブル基板 2 1 4 の両端の間に開口部が存在し得る。この開口部は流体の進入を許す。したがって、既存のデバイスでは、端部に沿って材料のピースを手動で追加し、開口部を閉じるためにシール 2 0 5 を提供して巻かれたフレキシブル基板 2 1 4 の両端を接続する追加のステップが製造中に行われる。シール 2 0 5 は、血液などの体液がイメージングアセンブリ 1 1 0 に入るのを防ぐ。

【 0 0 3 3 】

[0 0 3 8] 図 3 は、図 2 A の巻かれた構成のセクション 2 B - 2 B に沿うイメージングアセンブリの断面図である。イメージングアセンブリ 3 0 0 は、フレキシブルな細長い部材 1 2 2 の中心長軸 2 5 0 の周りに巻かれたフレキシブル基板 2 1 4 を示す。イメージングアセンブリ 3 0 0 はまた、フレキシブル基板 2 1 4 上に取り付けられた超音波トランスデューサ素子 2 1 2 を示す。図 3 の構成は、図 2 B に関して特定される欠陥に対処し、より効率的な製造及びより優れた画質を実現可能にするという利点をもたらす。一部の実施形態では、超音波トランスデューサ素子 2 1 2 は平坦なフレキシブル基板 2 1 4 上に取り付けられており、平坦なフレキシブル基板 2 1 4 は中心長軸 2 5 0 の周りに巻かれ、また、超音波トランスデューサ素子 2 1 2 は、超音波トランスデューサ素子 2 1 2 に対して、フレキシブル基板 2 1 4 よりも中央長軸 2 5 0 から遠くに配置される。すなわち、超音波トランスデューサ素子 2 1 2 に対して、フレキシブル基板 2 1 4 は長軸 2 5 0 に近い。トランスデューサ素子 2 1 2 のこの向きは、トランスデューサ素子 2 1 2 の先端 2 0 7 が中心長軸 2 5 0 から外側に向かって向いているという点で、外向きと呼ぶことができる。超音波トランスデューサ素子 2 1 2 は、長軸 2 5 0 から離れるように、かつフレキシブル基板 2 1 4 から離れるように音波を送信するように構成される。フレキシブル基板 2 1 4 が中心長軸 2 5 0 により近い場合、フレキシブル基板 2 1 4 の材料は、中心長軸 2 5 0 から離れる超音波エネルギーの伝達をもはや妨げない。

30

40

【 0 0 3 4 】

[0 0 3 9] フレキシブル基板 2 1 4 及び超音波トランスデューサ素子 2 1 2 は、外側シェル 3 1 0 によって囲まれている。外側シェル 3 1 0 は、トランスデューサ要素が外側

50

シェル 310 に良好に結合されるように、少なくとも、トランスデューサ素子 212 の先端 207 と接触する。外側シェル 310 は、一部の例ではフレキシブルであり得る。一部の例では、イメージングアセンブリ 110 を含む管腔内撮像デバイス 102 は、血管など、患者の体内に挿入されてもよい。外側シェル 310 は、イメージングアセンブリ 110 を密封し、血液を含むあらゆる体液がイメージングアセンブリ 110 に入るのを防ぐ。図 3 の構成では、開口部 305 がフレキシブル基板 214 の両端の間に存在するが、外側シェル 310 が開口部 305 を含めイメージングアセンブリ 110 を封止するため、開口部 305 を封止するための追加のステップは不要であり得る。これにより、手作業による製造工程が不要になり、製造速度 / 効率が向上するという利益が得られる。

【0035】

[0040] 一部の実施形態では、イメージングアセンブリ 300 に示されるように、超音波トランスデューサ素子 212 は、長軸 250 の周囲に等距離で環状 / 円周構成として配置される。超音波トランスデューサ素子 212 は、外側シェル 310 の材料を介して長軸 250 から離れるように音波を送信するように構成される。したがって、外側シェル 310 は、イメージングアセンブリ 110 に関して最適化された音響インピーダンス及び画質を有するように選択された 1 つ以上の音響整合層であってもよい。外側シェル 310 の材料は、超音波エネルギーを血液を介して組織へ、例えば血管壁へ効率的に送ることを可能にする音響インピーダンスを有することができる。材料は、超音波に関連するスペクトルを広げ、組織に送達されるエネルギーを増加させることを可能にし得る。材料の例は、ポリエチレン、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンテレフタレートポリエステル、ペバックスなどを含む。材料の例の種類及び厚さは、本明細書に定められる必要な整合音響特性を達成するために変更され得る。例えば、外側シェル 310 は、トランスデューサ素子 212 の音響インピーダンスと、超音波エネルギーが向けられる身体組織の音響インピーダンスとの間の音響インピーダンスを有することができる。

【0036】

[0041] 本明細書に記載される構成は、有利には、音響インピーダンスに整合するように選択された材料が、トランスデューサ素子 212 によって放出される超音波エネルギーの伝達経路内に配置されることを可能にする。既存のデバイスでは、材料の種類及び厚さは、フレキシブル回路 214 の製造において使用可能な材料に制限される。例えば、ポリエチレンはフレキシブル回路製造プロセス中の応力に耐えるには弱すぎるため、フレキシブル回路 214 はポリエチレンを使用して製造されない。これにより、より最適な音響設計の取得に制限が生じる。本明細書に記載の構成によれば、より優れた音響設計を提供するポリエチレン及び / 又は他の適切な材料が、有利なことに、中心長軸 250 から外向きに面するトランスデューサ素子 212 の周囲に配置される。したがって、放出された超音波エネルギーは、より劣った音響特性を有するフレキシブル基板 214 を形成する材料を通る代わりに、より優れた音響材料を通して組織に到達する。さらに、トランスデューサからイメージング媒体へのエネルギーの最良の伝送には、1 / 4 波長整合層の概念が使用される。波長は、材料における音速 / 周波数に等しい。材料固有の音速と動作周波数に依存して、最適である非常に特定の厚さが存在する。フレキシブル回路の動作に使用される材料を使用する場合、この非常に特定の厚さを得るのは非常に困難である。本明細書に記載の構成によれば、外側シェル 310 の 1 つ又は複数の層の特定の厚さは、最適な音響品質及び画質を最大化するように有利に選択することができる。

【0037】

[0042] 一部の例では、超音波トランスデューサ素子 212 は、外側シェル 310 における隣接する超音波トランスデューサ素子 212 間の距離が、例えば $5\ \mu\text{m} \sim 15\ \mu\text{m}$ になるように、フレキシブル基板 214 上に形成される。外側シェル 310 の 1 つ又は複数の層は、熱収縮チューブなどのチューブであり得る。これは有利なことに、従来の構成におけるフレキシブル基板の両端間の材料のピースに対して、イメージングアセンブリ 110 を封止する連続的な表面を提供する (図 2 B)。

【0038】

10

20

30

40

50

【0043】一部の例では、充填材料355が隣接するトランスデューサ212、フレキシブル基板214及び外側シェル310の間の空間を満たすように、充填材料355がフレキシブル基板214と外側シェル310との間に挿入されてもよい。一部の例では、充填材料355は、エポキシやエポキシ複合材料などの接着剤である。一部の例では、充填材料355は、音波を減衰させるように構成された材料である。一部の例では、隙間空間に配置された後、充填材料355が硬化されてもよい。場合によっては、充填材料355は、フレキシブル基板214の両端間の開口部305も充填する。一部の例では、充填材料355は、トランスデューサ素子212の先端207を外側シェル310に結合する。

【0039】

【0044】図3に示すように、フレキシブル基板214は支持部材330の周りに巻き付けられて、略円筒形又は円筒形トロイドを形成する。一部の例では、支持部材330とフレキシブル基板214との間の空間は、音響バッキング材料230で満たされてもよい。バッキング材料230及びフレキシブル基板214の材料は、支持を提供するとともに、長軸250に向かって内向きに進む音波を減衰させるように選択され得る。一部の例では、支持部材330は円筒形状を有し、中心長軸250を中心とする。一部の例では、支持部材330は、長軸250の周りのルーメン236を定め得る。一部の例では、ガイドワイヤ118はルーメン236に挿入される。ガイドワイヤ118は、イメージングデバイス102を患者の体内の所定の位置まで操縦することを可能にする。

【0040】

【0045】一部の例では、イメージングアセンブリ300に示されるように、超音波トランスデューサ素子212の先端207は、長軸250から離れており、外側シェル310に接触している、例えば、結合している。長軸250に近い超音波トランスデューサ素子212の反対側の端部は、フレキシブル基板214に取り付けられる。一部の例では、先端207が外側シェル310に取り付けられる。一部の例では、イメージング素子212が作動されると、音波が内向き及び外向きの両方の方向に放出される。外側シェル310の音響整合材料は、長軸250から外向きに離れるように体組織に向かう音響信号の伝播が強化されるように選択される。フレキシブル基板214及び/又はバッキング材料230は、内向きの音波が体組織に到達しないように、内向きの音波を減衰させるように選択される。

【0041】

【0046】一部の実施形態では、超音波トランスデューサ素子212は、半径方向に長軸250を中心としなくてもよい。一部の例では、超音波トランスデューサ素子212は、図2B、図3、及び図4に示されるような完全な円をカバーしない場合があり、円の1つ又は複数の部分のみをカバーしてもよい。

【0042】

【0047】図4は、図2Aの巻かれた構成のセクション2B-2Bに沿うイメージングアセンブリの断面図である。イメージングアセンブリ400は、イメージングアセンブリ300(図3)に関して説明したものと同様の構成要素を含む。さらに、イメージングアセンブリ400の外側シェル310は、2つの外側シェル層405及び410を含む。一部の例では、層405及び410の材料、厚さ、及び/又は他の特性は、超音波トランスデューサ素子212と、管腔内イメージングデバイス102を包囲する材料との間の音響整合を改善するように選択される。一部の例では、外側シェル310は、外側シェル層の音響特性を変更することによって音響整合を最適化できるように、3つ以上の外側シェル層で構成される。音響整合の改善は、画質の改善に対応する。

【0043】

【0048】一部の例では、製造中、トランスデューサ素子のダイシングの前に、超音波トランスデューサ素子212の上に第1の内側層405が堆積/積層される。そして、トランスデューサ素子212と音響整合層405のダイシングが一緒に実行される。一部の例では、第2の外層410は熱収縮性であり、第1の層405及びトランスデューサ素

10

20

30

40

50

子 2 1 2 の周りに配置される。外層 4 1 0 は、熱を使用して、第 1 の層 4 0 5 及びトランスデューサ素子 2 1 2 の周りで収縮され得る。

【 0 0 4 4 】

[0 0 4 9] 図 3 及び図 4 に示されるように、一部の実施形態では、外層 3 1 0 は、超音波トランスデューサ素子 2 1 2 と撮像対象の媒体との間の整合層の機能を果たし、外層 3 1 0 の厚さは、外層 3 1 0 が、トランスデューサ素子 2 1 2 から撮像対象の媒体へのエネルギーの伝達を強化するための 1 / 4 波長整合層として機能するように選択され得る。一部の例では、フレキシブル基板 2 1 4 は、エネルギーの伝達を提供する必要がある可能性があり、その材料は、フレキシブル基板 2 1 4 が単独で又はバッキング材料 2 3 0 と合わせて、超音波エネルギーの内向きに中心長軸 2 5 0 に向かう伝達を妨げるように選択され得る。一部の例では、外側層 3 1 0 は異なる材料の 2 つ以上の層を含む。

10

【 0 0 4 5 】

[0 0 5 0] 図 5 は、本明細書に記載されるイメージングアセンブリを含む管腔内イメージングデバイスを組み立てる方法 5 0 0 のフロー図である。他の実施形態では、方法 5 0 0 の各ステップは図 5 に示されるものとは異なる順序で実行されてもよく、ステップの前後や最中に追加のステップが提供されてもよく、かつ / 又は、記載されるステップの一部が置換又は削除されてもよい。方法 5 0 0 のステップは、管腔内撮像装置 1 0 2 の製造業者によって実行されてもよい。

【 0 0 4 6 】

[0 0 5 1] ステップ 5 0 2 において、方法 5 0 0 は、フレキシブル基板の上に複数の超音波トランスデューサ素子を形成して、イメージングアセンブリを形成することを含む。例えば、超音波トランスデューサ素子 2 1 2 がフレキシブル基板 2 1 4 上に配置されてイメージングアセンブリ 1 1 0 が作成される。ステップ 5 0 4 において、方法 5 0 0 は、フレキシブルな細長い部材の遠位部分にイメージングアセンブリを配置することを含む。例えば、イメージングアセンブリ 1 1 0 は、フレキシブルな細長い部材 1 2 2 の遠位部分が患者の体内に挿入されたときにイメージングアセンブリ 1 1 0 を使用して管腔を撮像できるように、フレキシブルな細長い部材 1 2 2 の遠位部分に配置され得る。

20

【 0 0 4 7 】

[0 0 5 2] ステップ 5 0 6 において、方法 5 0 0 は、フレキシブルな細長い部材の中心長軸の周りに複数の超音波トランスデューサ素子を配置することを含む。例えば、複数の超音波トランスデューサ素子 2 1 2 は、円形構成又は多角形構成などの環状構成で配置されてもよい。例えば、図 2 A、図 3、及び図 4 に示されるように、超音波トランスデューサ 2 1 2 は、フレキシブルな細長い部材 1 2 2 の長軸 2 5 0 の周りに配置される。また、図 3 及び図 4 に示されるように、超音波トランスデューサ 2 1 2 はフレキシブル基板 2 1 4 に取り付けられてもよい。

30

【 0 0 4 8 】

[0 0 5 3] ステップ 5 0 8 において、方法 5 0 0 は、超音波トランスデューサ素子を中心長軸から離れる方向に向けることを含む。例えば、トランスデューサ素子の先端が、中心長軸から離れる方向に向けられ得る。一部の実施形態では、トランスデューサ素子からの音波は、中心長軸 2 5 0 から離れるように外側に、また、フレキシブル基板 2 1 4 から離れるように送信される。

40

【 0 0 4 9 】

[0 0 5 4] 一部の実施形態では、方法 5 0 0 は、支持部材の周りにフレキシブル基板を配置することを含む。例えば、フレキシブル基板 2 1 4 は、図 3 及び図 4 の支持部材 3 3 0 の周りに巻き付けられたロール状の又は円筒形の構成であってもよい。一部の実施形態では、方法 5 0 0 は、フレキシブル基板と支持部材との間にバッキング材料を挿入することを含む。バッキング材料は、フレキシブルな細長い部材の中心長軸に向かって内向きに向けられた音波を減衰させるように構成され得る。これらの音波を減衰させることにより、音響エネルギーはトランスデューサ素子から中心長軸から外向きに患者の体内の生理機能に向けられる。一部の実施形態では、方法 5 0 0 は、フレキシブルな細長い部材の中

50

心長軸に沿って支持部材を配置することを含む。一部の実施形態では、方法500は、支持部材によって画定されるルーメン内でフレキシブルな細長い部材の中心長軸に沿ってガイドワイヤを延ばすことを含む。

【0050】

[0055] 一部の実施形態では、方法500は、外側シェルが複数の超音波トランスデューサ素子と接触するように、イメージングアセンブリの周りに外側シェルを配置することを含む。図3及び図4に関して上記したように、例えば、超音波トランスデューサ212の一方の端部がフレキシブル基板214の間に結合され、反対側の端部が外側シェル310に結合され得る。イメージングアセンブリの周囲に外側シェルを配置することは、イメージングアセンブリの周囲に1つ、2つ、又はそれ以上の音響整合層を配置すること

10

【0051】

[0056] 当業者は、上述した装置、システム、及び方法は様々に変更され得ることを認識するであろう。したがって、当業者は、本開示が包含する実施形態は、上記の具体的な実施形態の例に限定されないことを理解するであろう。説明のための実施形態が図示及び記載されているが、上記の開示内容は様々な改変、変更、及び置換を考慮に入れるものである。このような変更は、本開示の範囲から逸脱することなく上記になされ得ることが理解される。したがって、添付の特許請求の範囲は、本開示に従って広範に解釈されることが妥当である。

20

【図1】

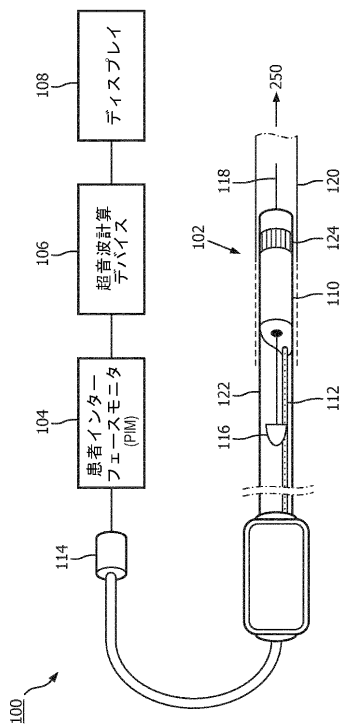


図 1

【図2A】

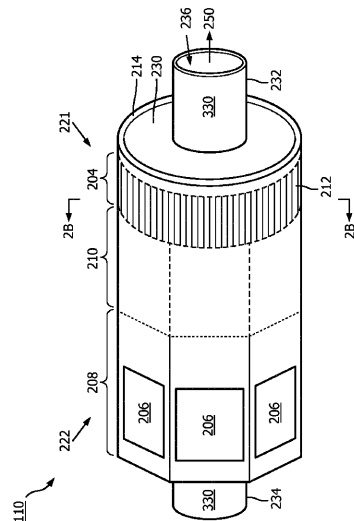


FIG. 2A

【 図 2 B 】

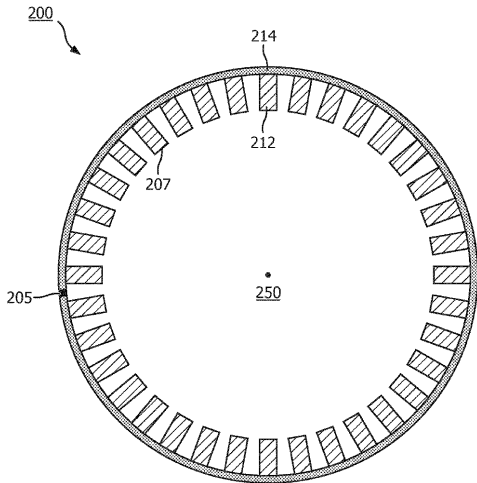


図 2 B
従来技術

【 図 3 】

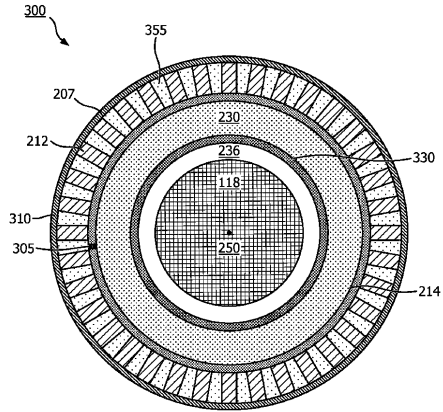


FIG. 3

【 図 4 】

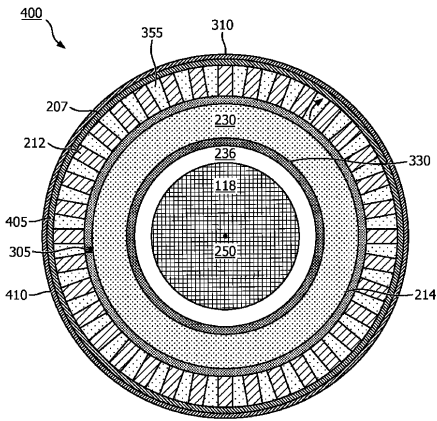


FIG. 4

【 図 5 】

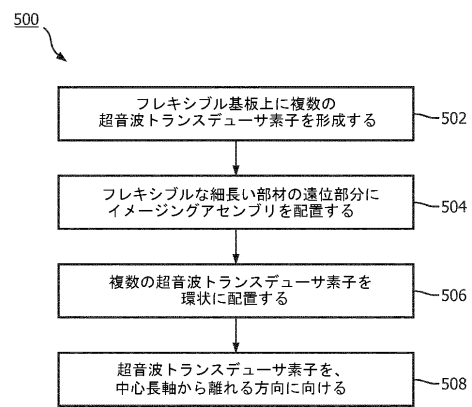


図 5

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2018/055576

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV.	A61B8/12	A61B8/08
		A61B8/00
		B06B1/06
ADD.		
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 B06B G01S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 947 905 A (HADJICOSTIS ANDREAS [US] ET AL) 7 September 1999 (1999-09-07) column 2, line 5 - column 7, line 48; figures 1-3a,7a,8a column 8, line 14 - line 37 column 9, line 11 - line 23	1-20
X	US 2013/018269 A1 (MATSUMOTO KAZUYA [JP] ET AL) 17 January 2013 (2013-01-17) paragraphs [0053] - [0057]; figures 4,5,6	1,11,20
X	US 2006/074317 A1 (SATOU YOSHIKI [JP] ET AL) 6 April 2006 (2006-04-06) paragraphs [0034] - [0036], [0084]; figures 1,2	1,11,20
	----- -/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" 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		Date of mailing of the international search report
25 July 2018		10/08/2018
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Daoukou, Eleni

2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2018/055576

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2008/200811 A1 (WAKABAYASHI KATSUHIRO [JP] ET AL) 21 August 2008 (2008-08-21) paragraph [0086]; figures 1,8 -----	1
X,P	WO 2017/167889 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV [NL]) 5 October 2017 (2017-10-05) paragraph [0031]; figures 1-3,7 -----	1
A	US 9 070 865 B1 (SNOOK KEVIN A [US] ET AL) 30 June 2015 (2015-06-30) column 5, line 32 - line 60; claims 1-21; figure 3 -----	1,11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/055576

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5947905	A	07-09-1999	NONE	

US 2013018269	A1	17-01-2013	EP 2595412 A1	22-05-2013
			JP 5153972 B2	27-02-2013
			JP WO2012127737 A1	24-07-2014
			US 2013018269 A1	17-01-2013
			WO 2012127737 A1	27-09-2012

US 2006074317	A1	06-04-2006	EP 1645231 A1	12-04-2006
			JP 4433972 B2	17-03-2010
			JP 2006102213 A	20-04-2006
			US 2006074317 A1	06-04-2006

US 2008200811	A1	21-08-2008	EP 1918027 A1	07-05-2008
			JP 4294678 B2	15-07-2009
			JP 2008110060 A	15-05-2008
			US 2008200811 A1	21-08-2008

WO 2017167889	A1	05-10-2017	NONE	

US 9070865	B1	30-06-2015	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国・地域 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, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, 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

(72)発明者 スドル ヴォイテク

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 BB24 DD14 EE04 EE10 FE04 FE05 GB10 GB20 GB25 GB26

GB28 GB30 GB41

专利名称(译)	腔内成像的成像组件		
公开(公告)号	JP2020508814A	公开(公告)日	2020-03-26
申请号	JP2019548578	申请日	2018-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	スドルヴォイテク		
发明人	スドル ヴォイテク		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4272 A61B8/445 A61B8/4477 A61B8/4488 A61B8/4494 B06B1/0625 G01S7/52079 G01S15/8922 B06B2201/76		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/EE10 4C601/FE04 4C601/FE05 4C601/GB10 4C601/GB20 4C601/GB25 4C601/GB26 4C601/GB28 4C601/GB30 4C601/GB41		
优先权	62/468138 2017-03-07 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了腔内成像装置。在一实施例中，成像装置包括柔性细长构件，该柔性细长构件可以插入患者体内的体腔中。柔性细长构件具有中心纵向轴线。成像装置还具有成像组件，该成像组件布置在柔性细长构件的远端部分。该成像组件包括柔性基板和多个超声换能器元件。多个超声换能器元件设置在柔性基板上。柔性基板围绕柔性细长构件的中心纵向轴线布置，使得超声换能器元件定向成背对中心纵向轴线和柔性基板。

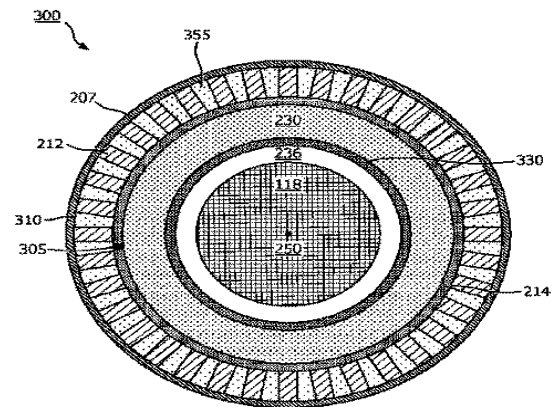


FIG. 3