

(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2020-513950  
(P2020-513950A)

(43) 公表日 令和2年5月21日(2020.5.21)

(51) Int.Cl. F 1 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 25 頁)

(21) 出願番号 特願2019-542208 (P2019-542208)  
(86) (22) 出願日 平成30年2月5日(2018.2.5)  
(85) 翻訳文提出日 令和1年9月11日(2019.9.11)  
(86) 国際出願番号 PCT/EP2018/052760  
(87) 国際公開番号 W02018/141949  
(87) 国際公開日 平成30年8月9日(2018.8.9)  
(31) 優先権主張番号 62/455,127  
(32) 優先日 平成29年2月6日(2017.2.6)  
(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 アーヘー アイ  
ンドーフェン ハイテック キャンパス 5  
2  
(74) 代理人 110001690  
特許業務法人M&Sパートナーズ  
(72) 発明者 ミナス マリテス  
オランダ国 5656 アーヘー アイ  
ンドーフェン ハイ テック キャンパス  
5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像アセンブリのためのワイヤ相互接続部を含む管腔内撮像デバイス

(57) 【要約】

管腔内撮像デバイスは、患者の体内における管腔に挿入されるように構成された可撓性の細長い部材であって、可撓性の細長い部材が、長手方向軸をもつ、可撓性の細長い部材と、可撓性の細長い部材に連結された撮像アセンブリとを含み、撮像アセンブリが、可撓性の細長い部材の長手方向軸の周囲に配設された複数の超音波変換器素子と、管腔に関係した撮像データを獲得するように複数の超音波変換器素子を制御するように構成された複数のコントローラと、複数の超音波変換器素子と複数のコントローラとの間に延在し、複数の超音波変換器素子と複数のコントローラとの間の通信を容易にするように構成された複数の電気配線とを備える。

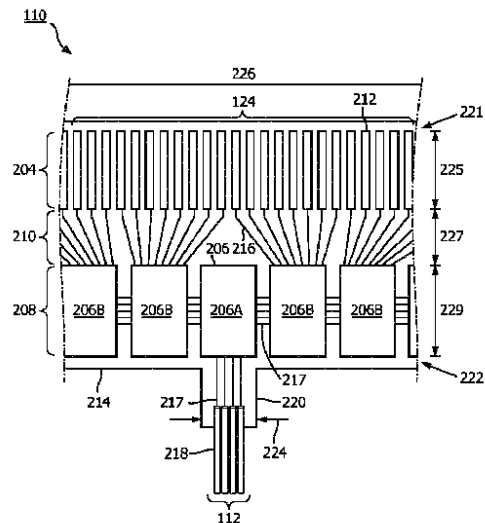


FIG. 2

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

患者の体内における管腔に挿入される可撓性の細長い部材であって、長手方向軸をもつ、可撓性の細長い部材と、  
前記可撓性の細長い部材に連結された撮像アセンブリと、  
を備え、前記撮像アセンブリが、

前記可撓性の細長い部材の前記長手方向軸の周囲に配設された複数の超音波変換器素子と、

前記管腔に関係した撮像データを獲得するように前記複数の超音波変換器素子を制御する複数のコントローラと、

前記複数の超音波変換器素子と前記複数のコントローラとの間に延在し、前記複数の超音波変換器素子と前記複数のコントローラとの間の通信を容易にする複数の電気配線と、

を備える、

管腔内撮像デバイス。

**【請求項 2】**

前記複数の超音波変換器素子の数が、前記複数の電気配線の数に等しい、請求項 1 に記載の管腔内撮像デバイス。

**【請求項 3】**

前記複数の電気配線が、複数の束に分割されており、前記複数の束の各々が、前記複数の電気配線のうちの複数個の電気配線を備える、請求項 1 に記載の管腔内撮像デバイス。

**【請求項 4】**

前記複数の束が、前記可撓性の細長い部材内の外周付近において離間している、請求項 3 に記載の管腔内撮像デバイス。

**【請求項 5】**

前記可撓性の細長い部材の遠位側部分を偏向させる操縦ワイヤを更に備え、前記操縦ワイヤが、前記可撓性の細長い部材内における前記複数の束の間に位置付けられる、請求項 4 に記載の管腔内撮像デバイス。

**【請求項 6】**

前記可撓性の細長い部材が、ガイドワイヤ又は治療デバイスのうちの少なくとも 1 つを囲む管腔を更に備え、前記管腔が、前記可撓性の細長い部材内における前記複数の束の間に位置付けられる、請求項 4 に記載の管腔内撮像デバイス。

**【請求項 7】**

前記撮像アセンブリが、第 1 の可撓性基板と第 2 の可撓性基板とを更に備え、前記複数の超音波変換器素子が前記第 1 の可撓性基板上に形成され、前記複数のコントローラが前記第 2 の可撓性基板上に形成され、

前記複数の電気配線が、前記第 1 の可撓性基板と前記第 2 の可撓性基板との間に延在している、

請求項 1 に記載の管腔内撮像デバイス。

**【請求項 8】**

前記第 1 の可撓性基板と前記第 2 の可撓性基板との間に位置付けられた可撓性部材を更に備え、前記複数の電気配線が、前記可撓性部材内に配設されている、請求項 7 に記載の管腔内撮像デバイス。

**【請求項 9】**

前記第 1 の可撓性基板が、支持部材の周囲に位置付けられており、前記第 2 の可撓性基板が、前記支持部材の周囲に位置付けられていない、請求項 7 に記載の管腔内撮像デバイス。

**【請求項 10】**

前記可撓性の細長い部材が、中央部分と遠位側部分とを備え、前記複数の超音波変換器素子が、前記可撓性の細長い部材の前記遠位側部分に配設され、前記複数のコントローラ

10

20

30

40

50

が、前記可撓性の細長い部材の前記中央部分に配設され、前記複数の電気配線が、前記中央部分と前記遠位側部分との間に延在している、請求項 1 に記載の管腔内撮像デバイス。

【請求項 1 1】

前記可撓性の細長い部材が、近位側部分と遠位側部分とを備え、前記複数の超音波変換器素子が、前記可撓性の細長い部材の前記遠位側部分に配設され、前記複数のコントローラが、前記可撓性の細長い部材の前記近位側部分に配設され、前記複数の電気配線が、前記近位側部分と前記遠位側部分との間に延在している、請求項 1 に記載の管腔内撮像デバイス。

【請求項 1 2】

患者の体内における管腔に挿入される可撓性の細長い部材の長手方向軸の周囲に複数の超音波変換器素子を位置付けるステップと、

前記可撓性の細長い部材の前記長手方向軸の周囲に複数のコントローラを位置付けるステップと、

前記複数の超音波変換器素子と前記複数のコントローラとの間に複数の電気配線を延ばすことにより、前記複数のコントローラと前記複数の超音波変換器素子との間の電気通信を確立するステップと、

を有する、管腔内撮像デバイスを組み立てる方法。

【請求項 1 3】

前記複数の電気配線のうちの各電気配線の第 1 の端部を、前記複数のコントローラのうちの或るコントローラに関係した接続パッドに連結するステップと、

前記複数の電気配線のうちの各電気配線の第 2 の端部を、前記複数の超音波変換器素子のうちの或る超音波変換器素子に関係した接続パッドに連結するステップと、

を更に有する、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記複数の電気配線を複数の束に分割するステップであって、各束が、前記複数の電気配線のうちの幾つかの電気配線を備える、分割するステップを更に有し、

前記複数の電気配線を延ばすステップが、前記複数の超音波変換器素子と前記複数のコントローラとの間に前記複数の束の電気配線を延ばすステップを有する、

請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記複数の束のうちの各束を、前記複数のコントローラのうちの別々のコントローラに結合するステップを更に有する、請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記可撓性の細長い部材内において環状の構成で前記複数の束の電気配線を分布させるステップを更に有する、請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記複数の束の電気配線の間において、前記可撓性の細長い部材内において前記可撓性の細長い部材の遠位側部分を偏向させる操縦ワイヤを延ばすステップを更に有する、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記長手方向軸からずれた位置にある第 1 の側において、前記可撓性の細長い部材内においてクラスター構成で前記複数の束の電気配線を位置付けるステップを更に有する、請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記第 1 の側の反対側である第 2 の側において、前記可撓性の細長い部材内においてガイドワイヤ又は治療デバイスのうちの少なくとも 1 つを延ばすステップを更に有する、請求項 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 0】

管腔内撮像デバイスと、前記管腔内撮像デバイスと通信するコンピューティングデバイスとを備える、撮像システムであって、

10

20

30

40

50

前記管腔内撮像デバイスは、

患者の体内における管腔に挿入される可撓性の細長い部材であって、長手方向軸をもつ、可撓性の細長い部材と、

前記可撓性の細長い部材に連結された撮像アセンブリとを備え、

前記撮像アセンブリは、

前記可撓性の細長い部材の前記長手方向軸の周囲に配設された複数の超音波変換器素子と、

前記管腔に関係した撮像データを獲得するように前記複数の超音波変換器素子を制御する複数のコントローラと、

前記複数の超音波変換器素子と前記複数のコントローラとの間に延在し、前記複数の超音波変換器素子と前記複数のコントローラとの間の通信を容易にする複数の電気配線とを備え、

前記コンピューティングデバイスは、前記管腔内撮像デバイスから受信された撮像データを処理し、処理された前記撮像データをディスプレイに出力する、撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[0001] 本開示は、全体として、位相配列脈管内超音波（IVUS）撮像などのアレイベースの管腔内撮像に関する。特に、撮像アセンブリのための複数の電気ケーブルを使用した可撓性構造が説明される。

【背景技術】

【0002】

[0002] 脈管内撮像は、治療の必要性の判断、介入のガイド、及び/又は、その有効性の評価を行うのに、人体内の動脈などの患部脈管を評価する診断ツールとして介入性心臓学において広く使用されている。1つ以上の超音波変換器を含む脈管内撮像デバイスが、脈管内に通され、撮像すべき区域へとガイドされる。変換器は、関心脈管の画像を生成するために、超音波エネルギーを放射する。超音波は、組織構造（脈管壁の様々な層など）、赤血球、及び他の関心特徴によって生じる不連続によって部分的に反射される。反射波からのエコーは、変換器により受信され、脈管内撮像システムに送られる。撮像システムは、受信した超音波エコーを処理して、デバイスが配置されている脈管の断面画像を生成する。

【0003】

[0003] 固体（合成アパーチャとしても知られている）脈管内撮像カテーテルは、今日一般に使用されている2つのタイプの脈管内撮像デバイスのうちの1つであり、もう1つのタイプは、回転脈管内撮像カテーテルである。固体脈管内撮像カテーテルは、変換器アレイに隣接して搭載された1つ以上の集積回路コントローラチップとともにその外周付近に分布した超音波変換器のアレイを含むスキャナアセンブリを搬送する。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、個々の変換器素子（又は、素子群）を選択する。送受信の組み合わせのシーケンスを通ることによって、固体脈管内撮像システムは、機械的にスキャンされた超音波変換器の効果を合成することができるが、可動部品は有さない（したがって固体指定である）。回転する機械的要素がないので、変換器アレイは、最小限の脈管外傷リスクで、血液及び脈管組織と直接接触させて配置することができる。更に、回転要素がないので、電気インターフェースが単純化される。固体スキャナは、回転脈管内撮像デバイスに求められる複雑な回転電気インターフェースではなく、単純な電気ケーブル及び標準の取外し可能な電気コネクタを用いて、撮像システムに直接配線することができる。

【0004】

[0004] 人体内の生理機能を効率的に横断することができる管腔内撮像デバイスの製造は困難である。その点に関して、いくつかのIVUSデバイスは、単一の基板の一部分と

10

20

30

40

50

してコントローラと変換器とを含む撮像アセンブリを使用する。基板、並びに、基板に形成された変換器及びコントローラは、脈管内撮像デバイスの遠位側部分に高剛性区域を生成する。高剛性区域は、脈管内撮像デバイスを脈管系に通す際に屈折する傾向を増大させる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

[0005] 本発明は、効率的な組立て、及び操作を達成しながら、剛性撮像アセンブリの限界を克服する管腔内超音波撮像システムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

[0006] 本開示の実施形態は、血管などの、患者の体内における管腔の画像を生成するための改善された管腔内撮像システムを提供する。撮像デバイスの撮像アセンブリは、電子コントローラと変換器との間に延在する電気配線を含む。例えば、コントローラは、第1の可撓性基板に形成されることができ、変換器は、第2の可撓性基板に形成されることができる。基板より可撓性の高い材料から作られた管状部材が、2つの可撓性基板間に延在することができる。より以前のデバイスにおいて見られるような単一の剛性基板ではなく、コントローラと変換器との間に電気配線及び、より可撓性の高い管状部材を採用することにより、本明細書において記載する撮像アセンブリは、剛性部の長さを短くする。パッキング材及び支持部材は、以前のデバイスにおけるコントローラと変換器との両方の下方の場合とは対照的に、変換器の下方のみに延在し、このことが、撮像アセンブリの剛性部の長さを更に短くする。電気配線を使用した限られた範囲の支持部材と、2つの基板間における、より可撓性の高い管状部材とが、以前の撮像アセンブリより高い可撓性を提供する。この点について、電気配線を採用することにより、撮像アセンブリの支持部材に関係した剛性部の長さが、変換器の領域のみを含むように短くされる。電気配線は、コントローラと変換器との間において長さに沿って延在している。撮像アセンブリに関係した剛性部の長さがより短いので、脈管内デバイスは、より効率的に、及び、屈折のリスクをより低くしながら、患者の体内において管腔を通して操縦されることができる。

【0007】

[0007] 一実施形態では、管腔内撮像デバイスが提供される。管腔内撮像デバイスは、患者の体内における管腔に挿入される可撓性の細長い部材を含む。可撓性の細長い部材は、長手方向軸を備える。管腔内撮像デバイスは、可撓性の細長い部材に連結された撮像アセンブリを更に含む。撮像アセンブリは、可撓性の細長い部材の長手方向軸の周囲に配設された複数の超音波変換器素子を備える。撮像アセンブリは、管腔に関係した撮像データを獲得するために、複数の超音波変換器素子を制御する複数のコントローラを更に含む。撮像アセンブリは、複数の超音波変換器素子と複数のコントローラとの間に延在する複数の電気配線、例えば、マイクロワイヤを更に含み、複数の変換器と複数のコントローラとの間の通信を容易にする。

【0008】

[0008] いくつかの実施形態では、複数の電気配線は、各々が複数の電気配線のうちの複数個の電気配線を含む複数の束に分割される。いくつかの実施形態では、管腔内撮像デバイスは、可撓性の細長い部材の遠位側部分の向きを変えるための操縦ワイヤを更に含む。操縦ワイヤは、可撓性の細長い部材内における束の間の空間内に位置付けられる。いくつかの例では、複数の超音波変換器素子の数は、複数の電気配線の数に等しい。

【0009】

[0009] いくつかの実施形態では、管腔内撮像デバイスは、第1の可撓性基板、例えば第1のフレックス回路であって、複数の超音波変換器素子が第1の可撓性基板に形成された、第1の可撓性基板と、第2の可撓性基板、例えば第2のフレックス回路であって、複数のコントローラが第2の可撓性基板に形成された、第2の可撓性基板とを更に含む。複数の電気配線は、第1の可撓性基板と第2の可撓性基板との間に延在する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 0 】

【0010】 一実施形態では、管腔内撮像デバイスを組み立てる方法が提供される。本方法は、患者の体内における管腔に挿入されるように構成された可撓性の細長い部材の長手方向軸の周囲に複数の超音波変換器素子を位置付けることを有する。本方法は、可撓性の細長い部材の長手方向軸の周囲に複数のコントローラを位置付けることを更に有する。本方法は複数の超音波変換器素子と複数のコントローラとの間に複数の電気配線を延ばすことにより、複数のコントローラと複数の超音波変換器素子との間の電気通信を確立することを有する。

## 【 0 0 1 1 】

【0011】 いくつかの実施形態では、本方法は、各束が複数の電気配線を備えるように、複数の電気配線を複数の束に分割することを更に有する。複数の束は、複数の超音波変換器素子と複数のコントローラとの間に延在する。

10

## 【 0 0 1 2 】

【0012】 いくつかの実施形態では、撮像システムが提供される。撮像システムは、管腔内撮像デバイスを含む。管腔内撮像デバイスは、患者の体内における管腔に挿入される可撓性の細長い部材を含む。可撓性の細長い部材は、長手方向軸を備える。管腔内撮像デバイスは、可撓性の細長い部材に連結された撮像アセンブリを更に含む。撮像アセンブリは、可撓性の細長い部材の長手方向軸の周囲に配設された複数の超音波変換器素子を備える。撮像アセンブリは、複数の超音波変換器素子を制御し、管腔に関係した撮像データを獲得する複数のコントローラを更に含む。撮像アセンブリは、複数の超音波変換器素子と複数のコントローラとの間に延在し、複数の変換器と複数のコントローラとの間の通信を容易にする複数の電気配線、例えばマイクロワイヤを更に含む。撮像システムは、管腔内撮像デバイスと通信するコンピューティングデバイスを更に含む。コンピューティングデバイスは、管腔内撮像デバイスから受信された撮像データを処理し、処理された撮像データをディスプレイに出力する。

20

## 【 0 0 1 3 】

【0013】 本開示の更なる態様、特徴、及び利点は、以下の詳細な説明によって明白となるであろう。

## 【 0 0 1 4 】

【0014】 本開示の例示的な実施形態について添付図面を参照して記載する。

30

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 5 】

【図 1】 【0015】 本開示の態様による撮像システムの概略図である。

【図 2】 【0016】 本開示の態様による平らな状態のスキャナアセンブリの概略上面図である。

【図 3】 【0017】 本開示の態様による変換器のための支持部材の周囲において丸められた状態のスキャナアセンブリの概略側面図である。

【図 4 A】 【0018】 本開示の態様による撮像アセンブリを含む脈管内デバイスの概略横断面図である。

【図 4 B】 【0019】 本開示の態様による撮像アセンブリを含む脈管内デバイスの概略横断面図である。

40

【図 4 C】 【0020】 本開示の態様による撮像アセンブリを含む脈管内デバイスの概略横断面図である。

【図 5】 【0021】 本開示の態様によるワイヤ束を示す電気配線の束を含むスキャナアセンブリの概略上面図である。

【図 6】 【0022】 本開示の態様によるスキャナアセンブリの概略側面図である。

【図 7】 【0023】 本開示の態様によるワイヤ束を含む丸められた状態のスキャナアセンブリの概略側面図である。

【図 8 A】 【0024】 本開示の態様による図 4 C における切断線 8 - 8 に沿った脈管内デバイスの断面図である。

50

【図 8 B】[0025] 本開示の態様による図 4 C における切断線 8 - 8 に沿った脈管内デバイスの断面図である。

【図 8 C】[0026] 本開示の態様による図 4 C における切断線 8 - 8 に沿った脈管内デバイスの断面図である。

【図 8 D】[0027] 本開示の態様による図 4 C における切断線 8 - 8 に沿った脈管内デバイスの断面図である。

【図 9】[0028] 本開示の態様による管腔内撮像デバイスを組み立てる方法のフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

10

[0029] 本開示の原理の理解を促進する目的で、以下、図面に例証される実施形態が参照し、それらを説明するのに特定の用語を使用する。それにもかかわらず、本開示の範囲は限定されないものとするのが理解される。記載するデバイス、システム、及び方法、並びに本開示の原理の更なる任意の適用に対する、あらゆる変更及び更なる修正は、本開示が関連する分野の当業者が通常想起するであろうものとして、十分に想到され本開示に含まれる。例えば、集束システムが心臓血管撮像に関して記載される場合、本出願に限定されないものとするのが理解される。システムは、限定された腔内の撮像を必要とするあらゆる用途に等しく良好に適合される。特に、ある実施形態に関して記載される特徴、構成要素、及び/又はステップは、本開示の他の実施形態に関して記載される特徴、構成要素、及び/又はステップと組み合わせられてもよいことが十分に想到される。しかしながら、簡潔にするために、これらの組み合わせの多数の反復については別々に記載しない。

20

【0017】

[0030] 図 1 は、本開示の態様による管腔内撮像システム 100 の概略図である。管腔内撮像システム 100 は、固体又は位相配列管腔内撮像デバイス 102、例えば、カテーテル、ガイドワイヤ、又はガイドカテーテル、患者インターフェースモジュール ( P I M ) 104、画像処理システム又はコンソール 106、及びモニタ 108 を含む。

【0018】

[0031] 管腔内撮像デバイス 102 は、患者の体内における管腔、例えば、脈管 120 に挿入されるように構成された可撓性の細長い部材 122 を含む。可撓性の細長い部材 122 は、プラスチック又はポリマーなどの可撓性材料から形成された 1 つ以上の細長い部材を含むことができる。可撓性の細長い部材 122 は、円形の断面形状を含むほぼ管状の形状を有することができる。いくつかの実施形態では、内側管状部材は、外部管状部材内に同心に位置付けられることができる。可撓性の細長い部材 122 は、近位側部分、中央部分、遠位側部分、及び長手方向軸を含む。コネクタ 114 は、可撓性の細長い部材の近位側部分に配設されることことができる。中央部分は、近位側部分と遠位側部分との間に延在している。スキャナアセンブリ又は撮像アセンブリ 110 は、可撓性の細長い部材 122 の遠位側部分に位置することことができる。図 2 に示されるように、スキャナアセンブリ 110 は、アレイ 124 の変換器素子 212 と通信するコントローラ 206 A、206 B を含む。

30

【0019】

40

[0032] ハイレベルにおいて、管腔内撮像デバイス 102 は、カテーテルデバイスの遠位端付近に搭載されたスキャナアセンブリ 110 に含まれる変換器アレイ 124 から超音波エネルギーを放射する。超音波エネルギーは、スキャナアセンブリ 110 の周辺における脈管 120 などの媒質内の組織構造により反射され、超音波エコー信号が、変換器アレイ 124 により受信される。 P I M 104 は、受信されたエコー信号をコンソール又はコンピュータ 106 に転送し、コンソール又はコンピュータ 106 において、超音波画像がモニタ 108 において再構築及び表示される。コンソール 106 又はコンピュータは、 1 つ以上のプロセッサと任意の適切なメモリとを含むことができる。コンピュータ又はコンソール 106 は、本明細書において記載する管腔内撮像システム 100 の特徴を支援するように動作可能とすることができる。例えば、プロセッサは、非一時的な有形コンピュー

50

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。

【0020】

[0033] P I M 1 0 4 は、撮像デバイス 1 0 2 に含まれるコンピューティングデバイス 1 0 6 とスキャナアセンブリ 1 1 0 との間における信号の通信を容易にする。コンピューティングデバイス 1 0 6、P I M 1 0 4、及びスキャナアセンブリ 1 1 0 の間における信号の通信は、( 1 ) 送信及び受信のために使用される特定の変換器アレイ素子 2 1 2 を選択するのに、集積回路コントローラチップ 2 0 6 A、2 0 6 B ( 図 2 ) にコマンドを提供するステップ、( 2 ) 送信器回路を活性化し、選択された変換器アレイ素子を励起する電気パルスを発生させるのに、集積回路コントローラチップ 2 0 6 A、2 0 6 B に送信トリガー信号を提供するステップ、及び/又は、( 3 ) スキャナアセンブリ 1 1 0 の集積回路コントローラチップ 2 0 6 に含まれる増幅器を介して、選択された変換器アレイ素子から受信された増幅エコー信号を受理するステップを有する。いくつかの実施形態では、P I M 1 0 4 は、コンソール 1 0 6 にデータを中継する前に、エコーデータの予備処理を実施する。かかる実施形態の例では、P I M 1 0 4 は、データの増幅、フィルタ処理、及び/又は集約を実施する。一実施形態では、P I M 1 0 4 は、スキャナアセンブリ 1 1 0 内の回路を含む撮像デバイス 1 0 2 の動作を支援するために、高電圧及び低電圧 D C 電力を更に供給する。

10

【0021】

[0034] 管腔内撮像コンソール 1 0 6 は、P I M 1 0 4 を用いてスキャナアセンブリ 1 1 0 からエコーデータを受信し、スキャナアセンブリ 1 1 0 の周辺における媒質内における組織構造の画像を再構築するためにデータを処理する。脈管 1 2 0 の画像、例えば脈管 1 2 0 の断面画像がモニタ 1 0 8 に表示されるようにコンソール 1 0 6 が画像データを出力する。脈管 1 2 0 は、天然のものとは人造のものとの両方の、流体が満たされた、又は流体で取り囲まれた構造を表す。脈管 1 2 0 は、患者の体内にある。脈管 1 2 0 は、心臓脈管系、末梢脈管系、神経脈管系、腎臓脈管系、及び/又は体の内側における任意の適切な内腔を含む、患者の脈管系の動脈又は静脈としての血管である。撮像デバイス 1 0 2 は、いくつかの実施形態では、脈管内撮像デバイス又は I V U S 撮像デバイスである。撮像デバイス 1 0 2 は、非限定的に、器官 ( 肝臓、心臓、腎臓、胆嚢、膵臓、肺など )、導管、腸、神経系構造 ( 脳、硬膜嚢、脊髄、末梢神経など )、泌尿器系、並びに心臓の血液、心室、又は他の部分の弁、及び/或いは身体の他の系を含む、あらゆる解剖学的位置及び組織タイプを検査するのに使用される。天然構造に加えて、撮像デバイス 1 0 2 は、非限定的に、心臓弁、ステント、シャント、フィルタ、及び他のデバイスなど、人造構造を検査するのに使用される。

20

30

【0022】

[0035] いくつかの実施形態では、管腔内撮像デバイスは、V o l c a n o C o r p o r a t i o n から入手可能な E a g l e E y e ( 登録商標 ) カテーテル、及び、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる米国特許第 7 , 8 4 6 , 1 0 1 号に開示されるものなどの、従来の固体脈管内撮像カテーテルと同様のいくつかの特徴を含む。例えば、管腔内撮像デバイス 1 0 2 は、撮像デバイス 1 0 2 の遠位端付近におけるスキャナアセンブリ 1 1 0 と、撮像デバイス 1 0 2 の長手本体に沿って延在する送信線ケーブル 1 1 2 とを含む。送信線束又はケーブル 1 1 2 は、1 つ、2 つ、3 つ、4 つ、5 つ、6 つ、7 つ、又はそれ以上の導体 2 1 8 ( 図 2 ) 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導体 2 1 8 に使用されることが理解される。一実施形態では、ケーブル 1 1 2 は、例えば、4 1 A W G ゲージワイヤを含む 4 導体送信線構成を含むことができる。一実施形態では、ケーブル 1 1 2 は、例えば、4 4 A W G ゲージワイヤを使用した 7 導体送信線構成を含むことができる。いくつかの実施形態では、4 3 A W G ゲージワイヤが使用されることが理解される。導体 2 1 8 は、撮像アセンブリ 1 1 0 とコンピューティングデバイス 1 0 6 との間における電気信号の通信を容易にする。

40

【0023】

[0036] 送信線ケーブル 1 1 2 は、撮像デバイス 1 0 2 の近位端における P I M コネク

50

タ 1 1 4 において終端している。P I M コネクタ 1 1 4 は、送信線ケーブル 1 1 2 を P I M 1 0 4 に電氣的に連結し、管腔内撮像デバイス 1 0 2 を P I M 1 0 4 に物理的に連結する。一実施形態では、管腔内撮像デバイス 1 0 2 は、ガイドワイヤ出口ポート 1 1 6 を更に含む。したがって、いくつかの場合において、管腔内撮像デバイスは、ラピッドエクスチェンジ型カテーテルである。ガイドワイヤ出口ポート 1 1 6 は、ガイドワイヤ 1 1 8 が、脈管 1 2 0 を通して撮像デバイス 1 0 2 を方向付けするために、遠位端に向けて挿入されることを可能にする。

#### 【 0 0 2 4 】

[0037] 図 2 は、本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリ 1 1 0 の一部分の上面図である。スキャナアセンブリ 1 1 0 は、変換器領域 2 0 4 に形成された変換器アレイ 1 2 4、及び、制御領域 2 0 8 に形成された（ダイ 2 0 6 A 及び 2 0 6 B を含む）変換器制御論理ダイ 2 0 6 を含み、変換器領域 2 0 4 と制御領域 2 0 8 との間に移行領域 2 1 0 が配設されている。変換器制御論理ダイ 2 0 6 と変換器 2 1 2 とは、図 2 に平らな状態で示される可撓性基板 2 1 4 に搭載されている。撮像アセンブリ 1 1 0 の丸められた状態の、又は円筒状の状態が図 3 に示される。変換器アレイ 1 2 4 は、医用センサ素子及び/又は医用センサ素子アレイの非限定例である。変換器制御論理ダイ 2 0 6 は、制御回路の非限定例である。変換器領域 2 0 4 は、可撓性基板 2 1 4 の遠位側部分 2 2 1 に隣接して配設されている。制御領域 2 0 8 は、可撓性基板 2 1 4 の近位側部分 2 2 2 に隣接して配設されている。移行領域 2 1 0 は、制御領域 2 0 8 と変換器領域 2 0 4 との間に配設されている。変換器領域 2 0 4、制御領域 2 0 8、及び移行領域 2 1 0 の寸法（例えば、長さ 2 2 5、2 2 7、2 2 9）は、異なる実施形態において異なることができる。

10

20

#### 【 0 0 2 5 】

[0038] 変換器アレイ 1 2 4 は、任意の数の、及びタイプの超音波変換器 2 1 2 を含むが、明確となるように、限られた数の超音波変換器のみが図 2 に示される。一実施形態では、変換器アレイ 1 2 4 は、6 4 個の個々の超音波変換器 2 1 2 を含む。更なる一実施形態では、変換器アレイ 1 2 4 は、3 2 個の超音波変換器 2 1 2 を含む。他の数が想到され、及び提供される。変換器のタイプに関して述べると、一実施形態では、変換器アレイ 1 2 4 の超音波変換器は、例えば、同出願の全体が参照により本明細書に組み込まれる米国特許第 6, 6 4 1, 5 4 0 号に開示されている、ポリマー圧電材料を使用した微小電気機械システム（MEMS）基板上に組み上げられた圧電型微細加工超音波変換器（PMUT）である。代替実施形態では、変換器アレイとして、圧電性ジルコン酸チタン酸塩変換器（PZT）変換器、例えば、バルク PZT 変換器、容量性微細加工超音波変換器（CMUT）、単結晶圧電材料、他の適切な超音波送信器及び受信器、及び/又はそれらの組み合わせが挙げられる。

30

#### 【 0 0 2 6 】

[0039] スキャナアセンブリ 1 1 0 は、示される実施形態において別個の制御論理ダイ 2 0 6 に分割された様々な変換器制御論理を含む。様々な例では、スキャナアセンブリ 1 1 0 の制御論理は、ケーブル 1 1 2 を通して P I M 1 0 4 により送信された制御信号を復号すること、超音波信号を放射するように 1 つ以上の変換器 2 1 2 を駆動すること、超音波信号の反射されたエコーを受信するように 1 つ以上の変換器 2 1 2 を選択すること、受信されたエコーを表す信号を増幅すること、及び/又は、ケーブル 1 1 2 を通して P I M に信号を送信することを実施する。示される実施形態において、6 4 個の超音波変換器 2 1 2 を含むスキャナアセンブリ 1 1 0 は、制御論理を 9 つの制御論理ダイ 2 0 6 にわたって分割し、9 つの制御論理ダイ 2 0 6 のうちの 5 つが図 2 に示される。8 個、9 個、1 6 個、1 7 個及びそれより多い数を含む他の数の制御論理ダイ 2 0 6 を組み込んだ設計が、他の実施形態において使用される。一般に、制御論理ダイ 2 0 6 は、それらが駆動することが可能な変換器の数により特徴付けられ、例示的な制御論理ダイ 2 0 6 は、4 個、8 個、及び/又は 1 6 個の変換器を駆動する。

40

#### 【 0 0 2 7 】

[0040] 制御論理ダイは、一様とは限らない。いくつかの実施形態では、単一のコント

50

ローラが主制御論理ダイ206Aに指定され、ケーブル112のための通信インターフェースを含む。したがって、主制御回路は、ケーブル112を介して受信された制御信号を復号する、ケーブル112を介して制御応答を送信する、エコー信号を増幅し、及び/又は、ケーブル112を介してエコー信号を送信する制御論理を含む。残りのコントローラは従属コントローラ206Bである。従属コントローラ206Bは、超音波信号を放射するように変換器212を駆動し、エコーを受信するように変換器212を選択する制御論理を含む。図示された実施形態において、主コントローラ206Aは、いずれの変換器212も直接制御しない。他の実施形態において、主コントローラ206Aは、従属コントローラ206Bとしての同数の変換器212を駆動するか、又は、従属コントローラ206Bに比べてより少ない集合の変換器212を駆動する。例示的な実施形態において、単一の主コントローラ206Aと8つの従属コントローラ206Bとに、各従属コントローラ206Bに割り当てられた8つの変換器が提供される。

10

**【0028】**

【0041】 変換器制御論理ダイ206と変換器212とが搭載された可撓性基板214は、構造的な支持、及び、電気的な連結のための相互接続を提供する。可撓性基板214は、KAPTONTM (DuPontの商標)などの可撓性ポリイミド材料のフィルム層を含むように構築される。他の適切な材料として、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、他の可撓性プリント半導体基板、及び、Upilex (登録商標) (Ube Industriesの登録商標)及びTEFLON (登録商標) (E. I. du Pontの登録商標)などの製品が挙げられる。図2に示される平らな状態において、可撓性基板214は、ほぼ長方形の形状を有する。本明細書に図示し記載するように、可撓性基板214の遠位側部分は、いくつかの場合において円環体を形成するように支持部材230 (図3及び図4A)の周囲に巻き付けられるように構成されている。したがって、可撓性基板214のフィルム層の厚さは、一般に、最終的な組み立てられたスキャナアセンブリ110における湾曲の程度に関係する。いくつかの実施形態では、フィルム層は、5µmから100µmの間であり、いくつかの特定の実施形態は、12.7µmから25.1µmの間である。

20

**【0029】**

【0042】 再度図2を参照すると、制御論理ダイ206と変換器212とを電気的に相互接続するために、一実施形態では、可撓性基板214は、制御論理ダイ206と変換器212との間において信号を搬送する、管腔238の内側においてフィルム層上に、又はフィルム層の下に形成された導電トレース216、217を更にも含む。特に、制御論理ダイ206と変換器212との間の通信を提供する導電トレース216は、移行領域210内において可撓性基板214に沿って延在している。いくつかの場合において、領域208内において、導電トレース217は、主コントローラ206Aと従属コントローラ206Bとの間の電気通信を容易にすることができる。ケーブル112の導体218が可撓性基板214に機械的に、及び電気的に連結されたとき、導電トレース217がケーブル112の導体218に接触する導電パッドの集合を更にも提供することができる。導電トレース216、217のための適切な材料として、銅、金、アルミニウム、銀、タンタル、ニッケル、及びスズが挙げられ、導電トレース216、217のための適切な材料は、スパッタリング、めっき、及びエッチングなどのプロセスにより可撓性基板214に堆積される。一実施形態では、可撓性基板214は、クロム接着層を含む。導電トレース216、217の幅及び厚さは、可撓性基板214が丸められたとき、適切な導電率及び弾力性を提供するように選択される。この点について、導電トレース216、217及び/又は導電パッドの厚さに対する例示的な範囲は、10~50µmの間である。例えば、一実施形態では、20µmの導電トレース216、217が、20µmの空間により隔離される。可撓性基板214における導電トレース216、217の幅は、トレース/パッドに連結される導体218の幅により更に決定される。いくつかの例では、導電トレースの代わりに、導電トレース216が可撓性基板214のフィルム層の上に形成される。

30

40

**【0030】**

50

[0043] 本明細書において記載するように、いくつかの実施形態では、移行領域 210 内の可撓性基板 214 が省略される。かかる実施形態において、複数の電気配線が、コントローラ 206 A、206 B と変換器 212 との間における電気通信を容易にするために、コントローラ 206 A、206 B と変換器 212 との間に延在している。電気配線は、可撓性の細長い部材 122 内に位置付けられることができる。

#### 【0031】

[0044] 再度図 2 を参照すると、可撓性基板 214 は、いくつかの実施形態では導体インターフェース 220 を含むことができる。導体インターフェース 220 は、ケーブル 112 の導体 218 が可撓性基板 214 に連結されている、可撓性基板 214 の位置であることができる。例えば、ケーブル 112 の裸導体は、導体インターフェース 220 において可撓性基板 214 に電氣的に連結される。導体インターフェース 220 は、可撓性基板 214 の主本体から延在するタブであることができる。この点について、可撓性基板 214 の主本体は、変換器領域 204、コントローラ領域 208、及び移行領域 210 と集合的に呼ばれることができる。示される実施形態において、導体インターフェース 220 は、可撓性基板 214 の近位側部分 222 から延在している。他の実施形態において、導体インターフェース 220 が可撓性基板 214 の他の部分、例えば、遠位側部分 221 に位置付けられ、又は、可撓性基板 214 が導体インターフェース 220 を省略する。タブ又は導体インターフェース 220 の寸法、例えば、幅 224 の値は、可撓性基板 214 の主本体の寸法、例えば、幅 226 の値未満であることができる。いくつかの実施形態では、導体インターフェース 220 を形成している基板は、同じ材料から作られる、及び/又は、可撓性基板 214 と同様に可撓性がある。他の実施形態において、導体インターフェース 220 は、異なる物質から作られる、及び/又は、可撓性基板 214 より相対的に剛性である。例えば、導体インターフェース 220 は、ポリオキシメチレン（例えば、DEL R I N（登録商標））、ポリエーテルエーテルケトン（PEEK）、ナイロン、及び/又は、他の適切な材料を含む、プラスチック、熱可塑性物質、ポリマー、剛性ポリマーなどから作られることができる。本明細書において更に詳細に記載するように、支持部材 230、可撓性基板 214、導体インターフェース 220、及び/又は、導体 218 は、スキャナアセンブリ 110 の効率的な製造及び操作を支援するように様々に構成されること

10

20

30

#### 【0032】

[0045] 図 3 は、本開示の態様による支持部材 230 の周囲において丸められた状態の撮像アセンブリ 110 の概略側面図である。図 2 及び図 3 のスキャナアセンブリ 110 は、可撓性基板を含むと記載されるが、変換器及び/又はコントローラは、可撓性基板を省略したものを含め、他の構成においてスキャナアセンブリ 110 を形成するように配置されることが理解される。図 1 及び図 3 を参照すると、いくつかの実施形態では、撮像アセンブリ 110 は、可撓性の細長い部材 122 の長手方向軸 250 の周囲において環状の状態に、例えば、円形の状態に、又は多角形の状態に配設された複数の超音波変換器素子 212 を含む。例えば、六角形、七角形、八角形、九角形、十角形などを含む任意の適切な環状の多角形が、例えば、変換器の数、変換器の可撓性などに基づいて採用されることができる。いくつかの例では、撮像アセンブリ 110 は、脈管 120 に関係した撮像データを獲得するために、複数の超音波変換器素子 212 を制御するための複数のコントローラ 206 A、206 B を更に含む。複数のコントローラ 206 A、206 B は、例えば、環状の状態に、例えば、円形の状態に、又は多角形の状態に、長手方向軸 250 の周囲に位置付けられることができる。例えば、六角形、七角形、八角形、九角形、十角形などを含む任意の適切な環状の多角形が、例えば、コントローラの数、コントローラの可撓性などに基づいて採用されることができる。

40

#### 【0033】

[0046] いくつかの場合において、スキャナアセンブリ 110 は、平らな状態（図 2）から丸められた状態、又はより円筒状の状態（図 3 及び図 4 A）に移行される。例えば、いくつかの実施形態では、各々の全体が参照により本明細書に組み込まれる「U L T R A

50

SONIC TRANSDUCER ARRAY AND METHOD OF MANUFACTURING THE SAME」を名称とする米国特許第6,776,763号、及び、「HIGH RESOLUTION INTRAVASCULAR ULTRASOUND TRANSDUCER ASSEMBLY HAVING A FLEXIBLE SUBSTRATE」を名称とする米国特許第7,226,417号のうちの1つ又は複数に開示されているような技術が使用される。

【0034】

[0047] 図4Aは、撮像アセンブリ310を含む撮像デバイス302の概略横断面図である。撮像デバイス302及び撮像アセンブリ310は、それぞれ、撮像デバイス102及び撮像アセンブリ110に関係して記載する特徴と同様の特徴をもつことができる。撮像アセンブリ310は、移行領域210における可撓性基板を省略している。むしろ、撮像アセンブリは、変換器212とコントローラ206A、206Bとの間において電気信号が交換されることを可能にする複数の電気配線316を含む。変換器212は、可撓性基板に形成されることができ、コントローラ206A、206Bは、異なる可撓性基板に形成されることができ、電気配線316は、両方の可撓性基板に電氣的に、及び/又は機械的に連結され、その間に延在することができる。

10

【0035】

[0048] 電気配線316を採用することが、脈管内デバイス302が患者の体内における管腔を通して動かされるときに剛性かつ屈折による影響を受けやすい撮像アセンブリ310の長さを短くする。可撓性部材256は、移行領域210における変換器212とコントローラ206A、206Bとの間に配設されている。可撓性部材256は、管状又は円筒状の構成要素であることができる。有利には、可撓性部材256は、変換器領域204及びコントローラ領域208より相対的に高い程度の可撓性をもつ材料から形成されることができる。例えば、可撓性部材256は、変換器領域304及び/又はコントローラ領域308より可撓性の程度の大きな材料から形成されることができる。したがって、導電トレースを含む単一の基板がコントローラ206A、206Bと変換器212との間において連続的に延在している場合に比べて、可撓性部材304から形成された移行領域210は、可撓性の程度が大きい。したがって、撮像デバイス302は、屈折のリスクをとまわずに蛇行状の脈管系をより簡単に横断することができる。

20

【0036】

[0049] 変換器212とコントローラ206A、206Bとの両方を含む撮像アセンブリ310が、撮像デバイス302の遠位側部分304に配設されている。図4B及び図4Cを参照して記載しているように、コントローラ206A、206Bは、代替的に、撮像デバイス302の中央部分又は近位側部分に配設されることができ、複数の電気配線316は、変換器212とコントローラ206A、206Bとの間に延在している。

30

【0037】

[0050] 撮像デバイス302は、近位側外側部材254と近位内側部材258とを含むことができる。近位側外側部材254は、コントローラ206A、206Bを含む可撓性基板に連結されている。近位内側部材258は、近位側外側部材254内に位置付けられることができる。近位内側部材258は、撮像アセンブリ310の遠位側部分304の下方のみに延在する支持部材230に連結されている。近位側外側部材254、可撓性部材256、及び近位内側部材258は、可撓性の程度の高いプラスチック又はポリマーなどの材料から形成されることができる。いくつかの実施形態では、近位側外側部材254及び/又は近位内側部材258は、PIMコネクタ114などの撮像デバイス102の近位側部分からスキャナアセンブリ110まで延在する可撓性の細長い部材122であることができる。近位側外側部材254及び/又は可撓性部材256が、コントローラ206A、206B及び/又は変換器212の基板に当接及び接触している。遠位側部材252が、支持部材230の遠位側部分に連結されている。遠位側部材252は、撮像デバイス102の最遠位側部分を規定する可撓性構成要素であることができる。例えば、遠位側部材252は、遠位側フランジ232の周囲に位置付けられる。遠位側部材252は、スタン

40

50

ド 2 4 4 と変換器 2 1 2 が形成されている基板とに当接することができる、及び、接触することができる。遠位側部材 2 5 2 は、撮像デバイス 1 0 2 の最遠位側構成要素であることができる。

【 0 0 3 8 】

[0051] 1つ以上の接着剤が、撮像デバイス 1 0 2 の遠位側部分における様々な構成要素間に配設されることができる。例えば、コントローラ 2 0 6 A、2 0 6 B と変換器 2 1 2 とが形成された基板、支持部材 2 3 0、遠位側部材 2 5 2、可撓性部材 2 5 6、近位内側部材 2 5 8、及び/又は近位側外側部材 2 5 4 のうちの1つ又は複数が、接着剤を介して互いに連結されることができる。

【 0 0 3 9 】

[0052] いくつかの実施形態では、超音波変換器 2 1 2 をコントローラ 2 0 6 に接続する電気配線 3 1 6 は、可撓性の細長い部材内に配設される。例えば、電気配線 3 1 6 は、可撓性部材 2 5 6 の外周内に位置付けられる。いくつかの実施形態では、電気配線 3 1 6 は、可撓性部材 2 5 6 と近位内側部材 2 5 8 との間において撮像デバイス 3 0 2 内に位置付けられる。電気配線 3 1 6 は、コントローラ 2 0 6 A、2 0 6 B と変換器 2 1 2 との間における電気通信を容易にする。導体 2 1 8 は、コンピューティングデバイス 1 0 6 ( 図 1 ) と撮像アセンブリ 3 1 0 との間における電気通信を容易にする。導体 2 1 8 は、撮像デバイスの近位側部分におけるコネクタ 1 1 4 ( 図 1 ) とコントローラ 2 0 6 A、2 0 6 B との間において可撓性の細長い部材内に延在することができる。

【 0 0 4 0 】

[0053] 支持部材 2 3 0 は、全体が参照により本明細書に組み込まれる 2 0 1 4 年 4 月 2 8 日に出願された米国仮特許出願第 6 1 / 9 8 5 , 2 2 0 号「Pre - Doped Solid Substrate for Intravascular Devices」において説明される、金属材料、例えば、ステンレス鋼、又は、非金属材料、例えば、プラスチック又はポリマーから構成されることができる。支持部材 2 3 0 は、フェルールであることができる。支持部材 2 3 0 は、長手方向に延在する管腔 2 3 6 を規定することができる。管腔 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 ) を受け入れるようにサイズ及び形状が決められている。支持部材 2 3 0 は、任意の適切なプロセスにしたがって製造されることができる。例えば、支持部材 2 3 0 は、例えば、支持部材 2 3 0 を形作るためにブランクから材料を取り除くことにより機械加工されるか、又は、例えば、射出成形プロセスによりモールド成形されることができる。いくつかの実施形態では、支持部材 2 3 0 は、単一構造として一体的に形成され、他の実施形態において、支持部材 2 3 0 は、互いに固定的に連結されるフェルール及びスタンド 2 4 4 などの異なる構成要素で形成される。

【 0 0 4 1 】

[0054] 垂直に延在するスタンド 2 4 4 は、支持部材 2 3 0 のためのバックキングとして提供される。スタンド 2 4 4 は、可撓性基板 2 1 4 の遠位側部分を持ち上げて支持する。スタンド 2 4 4 は、同じ外径又は異なる外径をもつことができる。音響性能を改善するために、可撓性基板 2 1 4 と支持部材 2 3 0 の表面との間におけるあらゆるキャビティが、バックキング材 2 4 6 により充填されている。液状バックキング材 2 4 6 は、スタンド 2 4 4 における通路 2 3 5 を介して可撓性基板 2 1 4 と支持部材 2 3 0 との間に導入されることができる。いくつかの実施形態では、スタンド 2 4 4 のうちの1つの通路 2 3 5 を介して吸引を適用することができるとともに、液状バックキング材 2 4 6 が、スタンド 2 4 4 のうちの他方の通路 2 3 5 を介して可撓性基板 2 1 4 と支持部材 2 3 0 との間に供給される。バックキング材が硬化されて、それが凝固及び固化することを可能にすることができる。様々な実施形態において、支持部材 2 3 0 は、2つを越えるスタンド 2 4 4 を含むか、スタンド 2 4 4 のうちの1つのみを含むか、又は、どちらのスタンドも含まない。

【 0 0 4 2 】

[0055] 支持部材 2 3 0 は、いくつかの実施形態では実質的に円筒形であることができる。幾何学的な、非幾何学的な、対称な、非対称な、断面の形状を含む、他の形状の支持

10

20

30

40

50

部材 230 も想到される。支持部材 230 の異なる部分が、他の実施形態において様々に形作られることができる。いくつかの実施形態では、外径が変わるのにもなって、支持部材 230 の内径（例えば、管腔 236 及び 238 の直径）が、対応して増加又は減少することができる。他の実施形態において、支持部材 230 の内径、又は、管腔 238 の直径は、外径の変動によらず同じまま留まる。

#### 【0043】

[0056] 図 4B 及び図 4C は、管腔内又は脈管内デバイス 302 の概略横断面図を示す。図 4B の実施形態において、コントローラ 206A、206B は、撮像デバイス 302 の中央部分 306 に配設されている。複数の電気配線 316 は、中央部分 306 におけるコントローラ 206A、206B から遠位側部分 304 における変換器 212 まで延在している。図 4C の実施形態において、コントローラ 206A、206B は、撮像デバイス 302 の近位側部分 308 に配設されている。複数の電気配線 316 は、近位側部分 308 におけるコントローラ 206A、206B から遠位側部分 304 における変換器 212 まで延在している。図 4B 及び図 4C の実施形態は、撮像デバイス 302 が屈折せずに蛇行状の脈管系を簡単に横断することができるように、可撓性部材 256 により、変換器 212 及びコントローラ 206A、206B などの剛性の構成要素を含む撮像デバイス 302 の一部分を分離している。図 4B は、図 4A に示される近位内側部材 258 を省略している。図 8A ~ 図 8D において記載しているように、脈管内デバイス 302 の内部は、複数の電気配線 316、及び、他の構成要素、例えば、操縦ワイヤ、ガイドワイヤ、治療デバイスなどを含むように構成されることができる。

10

20

#### 【0044】

[0057] 図 5 は、本開示の態様による平らな状態の複数の電気配線 316 を含むスキャナ又は撮像アセンブリ 500 の概略上面図である。撮像アセンブリ 110 は、本明細書において記載している管腔内又は脈管内デバイス 102、302 において実現されることができる。図 5 は、コントローラ 206、電気配線 316、及び変換器 212 の一部分のみを示す。撮像アセンブリ 500 が、図 5 に示されるものより多くのコントローラ 206、電気配線 316、及び変換器 212 を含むことができることが理解される。例えば単一のコントローラ 206 と複数個のそれぞれの変換器素子 212 とに関係したワイヤ 316 の 1 つの束 515 が示される。撮像アセンブリ 500 が、複数個のコントローラ 206 と対応する変換器素子 212 とにそれぞれ関係した複数個の束 515 を含むことができることが理解される。

30

#### 【0045】

[0058] 記載しているように、スキャナアセンブリ 500 及び可撓性基板 514 は、スキャナアセンブリ 110 及び可撓性基板 214 と同様であることができる。スキャナアセンブリ 500 は、遠位側部分における複数の変換器 212 を含む変換器領域 504 と、近位側部分における複数のコントローラ 206 を含むコントローラ領域 508 とを含む。変換器 212 は、可撓性基板 514 に形成されており、コントローラ 206 は、可撓性基板 516 に形成されている。可撓性基板 514、516 は互いに離間している。遠位側部分と近位側部分との間の中央部分において延在する複数の伝導電気配線 316 を含む移行領域 510 が、複数の変換器 212 と複数のコントローラ 206 との間の通信を容易にする。

40

#### 【0046】

[0059] いくつかの実施形態では、電気配線 316 は、各々が、コントローラ 206 と変換器 212 との間において個々に延在している。他の実施形態において、複数個の電気配線 316 は、1 つ以上の束にグループ化されるか、又は、一緒にひとまとめにされる。この点について、各束は、シース、絶縁部材、又は他の適切な管により囲まれる。移行領域 510 は、複数個の電気配線 316 を含む束 515 を備える。例えば、各束 515 は、2 つ以上の電気配線 316 を含むことができる。一例では、各束 515 は、例えば、4 個のワイヤから 16 個のワイヤの間である。いくつかの実施形態では、移行領域 510 は、2 つ以上の束 515 を含むことができる。いくつかの例では、複数の束 515 は、可撓性

50

基板 5 1 4 と可撓性基板 5 1 6 との間に延在しており、及び複数の変換器 2 1 2 を複数のコントローラ 2 0 6 に連結する。いくつかの例では、各束 5 1 5 は、複数のコントローラの別々のコントローラ 2 0 6 に連結されている。

【 0 0 4 7 】

[0060] いくつかの実施形態では、電気配線 3 1 6 の量は、超音波変換器素子 2 1 2 の量に等しい。例えば、撮像アセンブリ 5 0 0 は、6 4 個の変換器 2 1 2 と 6 4 個のワイヤ 3 1 6 とを含むことができる。いくつかの例では、各束 5 1 5 は、1 6 個のワイヤ 3 1 6 を含む。撮像アセンブリ 5 0 0 は、かかる実施形態において 4 つの束 5 1 5 を含むことができる。別の一例では、各束 5 1 5 が 8 つのワイヤ 3 1 6 を含み、各束 5 1 5 が別々のコントローラ 2 0 6 に連結されるように 8 つの束 5 1 5 が存在する。撮像アセンブリ 5 0 0 は、超音波変換器 2 1 2 を制御するための 8 つの A S I C コントローラ 2 0 6 B を含むことができる。撮像アセンブリ 5 0 0 は、A S I C コントローラ 2 0 6 B を制御するための独立した A S I C 主コントローラ 2 0 6 A を更にも含むことができる。コントローラ 2 0 6 A、2 0 6 B は、基板 5 1 6 に形成された導電トレース 2 1 7 を介して電氣的に通信することができる。

10

【 0 0 4 8 】

[0061] 2 つ以上の束 5 1 5 は、平行又は非平行であることができる。移行領域 5 1 0 の 1 つ以上の束が、変換器及びコントローラ領域 5 0 4、5 0 8 に対して斜角で延在する。いくつかの例では、電気配線 3 1 6 は、小さな直径のマイクロワイヤであることができる。例えば、各電気配線 3 1 6 は、4 0 A W G と 5 2 A W G との間の直径をもつことができる。各電気配線 3 1 6 は、絶縁材により囲まれた導体を備えることができる。

20

【 0 0 4 9 】

[0062] いくつかの実施形態では、各電気配線 3 1 6 は、単一のコントローラ 2 0 6 と単一の変換器 2 1 2 との間において電気信号を搬送することができる。いくつかの実施形態では、各コントローラ 2 0 6 は、それぞれの電気配線 3 1 6 を介して複数個の変換器 2 1 2 に対して信号を送信及び受信する。例えば、各コントローラは、4 個から 1 6 個の間のワイヤ、例えば、8 個のワイヤと関連付けられる。この点について、束 5 1 5 は、それぞれのコントローラ 2 0 6 に関係付けられることができる。いくつかの例では、電気配線 3 1 6 の束 5 1 5 は、超音波変換器 2 1 2 をコントローラ 2 0 6 に連結する 8 つの電気配線を含む。各変換器 2 1 2 は、例えば、単一の電気配線 3 1 6 に関係付けられることができる。

30

【 0 0 5 0 】

[0063] 撮像アセンブリ 5 0 0 は、接続パッド又は位置 5 2 0 及び 5 3 0 を含むことができる。接続パッド 5 2 0、5 3 0 は、基板 5 1 4、5 1 6 に形成された電気伝導部材である。接続パッド 5 2 0、5 3 0 は、基板 5 1 4、5 1 6 に形成された導電トレースを介して変換器 2 1 2 及びコントローラ 2 0 6 と電氣的に通信する。電気配線 3 1 6 の一端部は、変換器 2 1 2 に関係した接続パッド 5 2 0 に電氣的に、及び機械的に連結されることができる。電気配線 3 1 6 の反対側端部は、コントローラ 2 0 6 に関係した接続パッド 5 3 0 に電氣的に、及び機械的に連結されることができる。例えば、電気配線 3 1 6 は、接続パッド 5 2 0、5 3 0 にはんだ付け又は溶接されることができる。したがって、コントローラ 2 0 6 と変換器 2 1 2 との間の電気通信が確立される。

40

【 0 0 5 1 】

[0064] 図 4 A、図 4 B、及び図 4 C に関係して記載しているようにコントローラ 2 0 6 が、超音波変換器に近い可撓性の細長い部材 1 2 2 の遠位側部分に、可撓性の細長い部材の中央部分に、又は、可撓性の細長い部材の近位側部分に存在することができるように、移行領域 2 1 0、5 1 0 が任意の適切な長さをもつことができる。例えば、移行領域 5 1 0 の長さは、例えば、約 1 c m から約 1 5 0 c m の間であることができる。

【 0 0 5 2 】

[0065] 図 6 及び図 7 は、本開示の態様による電気配線 3 1 6 の束 5 1 5 を含むスキャナアセンブリ 6 0 0 の概略図である。図 6 は、側面図を示し、図 7 は、斜視図を示す。撮

50



び図7は、単一のコントローラ206と複数個のそれぞれの変換器素子212とに関係したワイヤ316の1つの束515を示す。撮像アセンブリ600は、複数個のコントローラ206と対応する変換器素子212とにそれぞれ関係した複数個の束515を含むことができることが理解される。

#### 【0056】

[0069] 図8A、図8B、図8C、及び図8Dは、本開示の態様による図4Cの切断線8-8に沿った撮像又はスキャナアセンブリの断面画像である。撮像アセンブリの実施形態800、830、850、及び870は、境界804、スキャナアセンブリ110の内側における1つ以上の管腔802、及び、電気配線316の複数個の束806を示す。管腔802は、可撓性の細長い部材内における管状構成要素により形成される。境界804は、撮像デバイス102(図1)の可撓性の細長い部材122の表面を表す。例えば、境界804は、いくつかの実施形態では可撓性部材256(図4C)を表すことができる。図8A、図8B、図8C、及び図8Dは、撮像デバイス102の例示的な内部構造を示す。図8Aに示されるように、管腔802及びワイヤ束806は、可撓性の細長い部材122の長手方向軸250に平行に延在している。管腔802は、径方向において可撓性の細長い部材の中心に位置付けられる。管腔802は、いくつかの実施形態では、近位内側部材258(図4A)の管腔であることができる。ワイヤ束806は、可撓性の細長い部材の長手方向軸250の周囲において環状の状態に配置されている。いくつかの例では、束515は、可撓性の細長い部材122の外周において一様に離間している。一般に、管腔802は、任意の適切な構成要素を収容するように、及び/又は囲むようにサイズ及び形状が決められることができる。例えば、ガイドワイヤ、操縦ワイヤ、治療デバイス、例えば、針、アブレーション先端部などが、管腔802を通過して延在することができる。

#### 【0057】

[0070] 図8Bに示されるように、管腔802及びワイヤ束806は、可撓性の細長い部材の長手方向軸250に平行に延在している。図8Aとは対照的に、束806が可撓性の細長い部材の一方側に位置付けられるように、電気配線316の束806が中心長手方向軸から径方向にずれた位置にある。例えば、複数の束806は、可撓性の細長い部材122の長手方向軸250の第1の側においてクラスター構成をとって配設されている。管腔802は、反対側である可撓性の細長い部材の第2の側に位置付けられる。

#### 【0058】

[0071] 図8Cは、図8Bに示される実施形態と同様である。可撓性の細長い部材の実施形態850は、中心長手方向軸に対して両方ともワイヤ束806の反対側にある2つの管腔802を含む。

#### 【0059】

[0072] 図8Dに示されるように、複数個の管腔802及び複数個のワイヤ束806は、すべて、可撓性の細長い部材の長手方向軸250に平行に延在している。管腔802とワイヤ束806との両方が、中心長手方向軸を囲んだ配置をとっている。いくつかの例では、ワイヤ束806は、円又は多角形を囲んだ環状の状態に配設される。いくつかの実施形態では、管腔802は、束806の間の空間内に位置付けられる。いくつかの実施形態では、1つ以上の操縦ワイヤが、長手方向軸250に沿ってそれぞれの管腔802を通過して延在している。操縦ワイヤは、脈管内デバイス102の近位端におけるユーザー操作に応答して、可撓性の細長い部材122の遠位側部分の向きを変えるように構成されることができる。操縦ワイヤは、束806の間の空間、例えば、管腔802内に位置付けられる。

#### 【0060】

[0073] 図9は、本明細書において記載する支持部材を含む撮像アセンブリを含む管腔内撮像デバイスを組み立てる方法900のフロー図である。方法900のステップは、図9に示される順序とは異なる順序で実施されてもよく、ステップの前、途中、及び後に追加のステップを提供することができ、及び/又は、記載するステップのうちのいくつかは、他の実施形態において置換されるか、又は排除することができることが理解される。方

法 900 のステップは、管腔内撮像デバイス 102 のメーカーによって実施することができる。

【0061】

[0074] ステップ 902 において、方法 900 は、撮像アセンブリを可撓性の細長い部材に連結することを有する。可撓性の細長い部材 122 は、近位側部分、中央部分、遠位側部分、及び長手方向軸を含む。可撓性の細長い部材 122 は、例えば、図 1、図 4A ~ 図 4C、及び図 8A ~ 図 8C に関係して記載される。撮像アセンブリは、例えば、例として、図 4A ~ 図 7 に関係して記載される。

【0062】

[0075] ステップ 904 において、方法 900 は、環状の状態に複数の超音波変換器素子を位置付けることを有する。図 3 及び図 7 に示されるように、超音波変換器 212 は、可撓性の細長い部材の長手方向軸 250 の周囲に配設されている。いくつかの例では、超音波変換器は、円又は多角形を囲むように配設される。図 6 及び図 7 に示されるように、超音波変換器 212 は可撓性基板 514 に連結される。可撓性基板 514 は、支持部材 630 の周囲において丸められた状態、又は円筒状の状態に巻き付けられる。

10

【0063】

[0076] ステップ 906 において、方法 900 は、可撓性の細長い部材の長手方向軸の周囲に複数のコントローラを位置付けることを有する。例えば、コントローラは、例えば、円又は多角形を囲んだ環状の状態に位置付けられることができる。図 3 及び図 7 に示されるように、コントローラ 206 は、可撓性の細長い部材の長手方向軸 250 の周囲に配設されている。図 6 及び図 7 に示されるように、コントローラ 206 は、可撓性基板 516 に連結される。可撓性基板 516 は、支持部材 630 の周囲において丸められた状態、又は円筒状の状態に巻き付けられる。

20

【0064】

[0077] ステップ 908 において、方法 900 は、複数の変換器と複数のコントローラとの間に複数の電気配線を延ばすことを有する。図 6 及び図 7 を参照してここまでに記載されているように、例えば、超音波変換器 212 は、変換器領域 504 において可撓性基板 514 に連結され、コントローラ 206 が、コントローラ領域 508 において可撓性基板 516 に連結される。複数の電気配線が、変換器領域 204 と制御領域 208 との間における移行領域 510 における、コントローラ 206 と変換器 212 との間に延在している。ステップ 906 は、電気配線の端部を基板 514、516 に機械的に、及び/又は電氣的に連結することを有することができる。

30

【0065】

[0078] ステップ 910 において、方法 900 は、複数の電気配線を複数の束に分割することを有する。電気配線 316 の束 515 は、図 5 ~ 図 7 に関係して示される。いくつかの例では、個々のコントローラ 206 は、8 つの超音波変換器 212 を制御し、電気配線 316 の束 515 は、制御領域 208 におけるコントローラ 206 から移行領域 210 を介して、変換器領域 204 における 8 個の超音波変換器 212 までの間に延在する 8 つの電気配線 316 を含む。

【0066】

[0079] 当業者であれば、上述した装置、システム、及び方法を様々な形で修正できることを認識するであろう。したがって、当業者であれば、本開示に包含される実施形態は上述した特定の例示の実施形態に限定されないことを理解するであろう。この点に関して、例証となる実施形態を図示し記載してきたが、広範囲の修正、変更、及び置換が上述の開示において想到される。かかる変形は、本開示の範囲から逸脱することなく、上記に対して行われ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概括的に、また本開示と一貫した形で解釈されることが適切である。

40

【 図 1 】

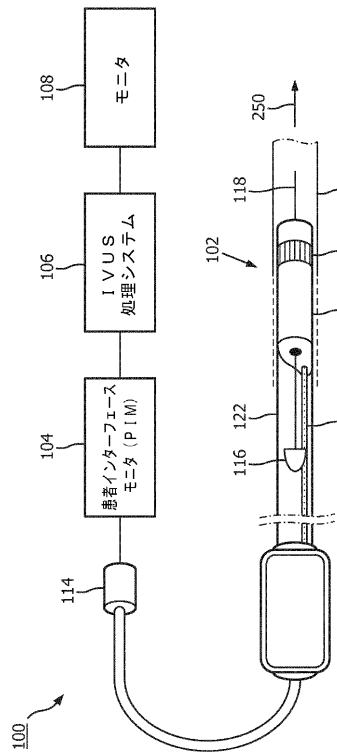


図 1

【 図 2 】

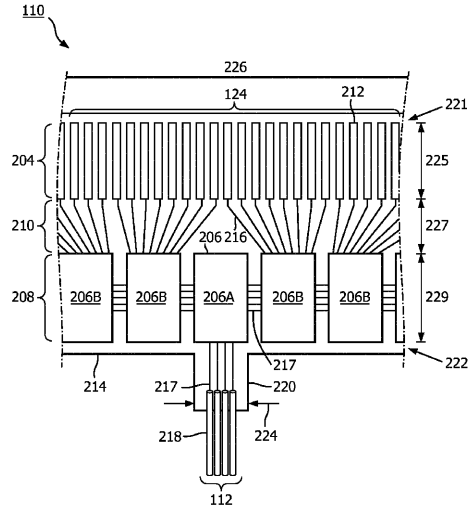


FIG. 2

【 図 3 】

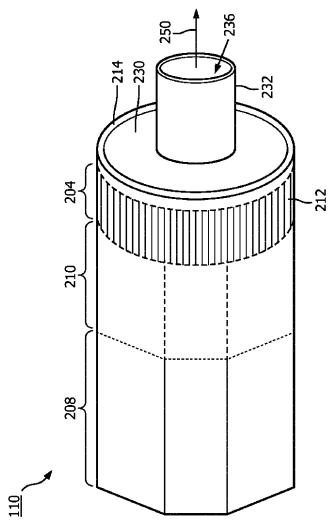


FIG. 3

【 図 4 A 】

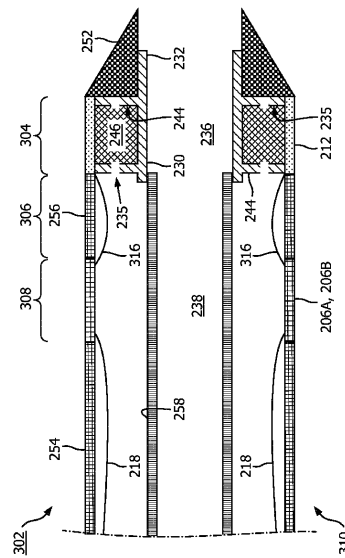


FIG. 4A

【 図 4 B 】

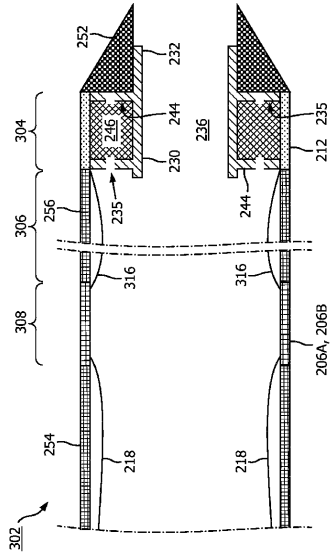


FIG. 4B

【 図 4 C 】

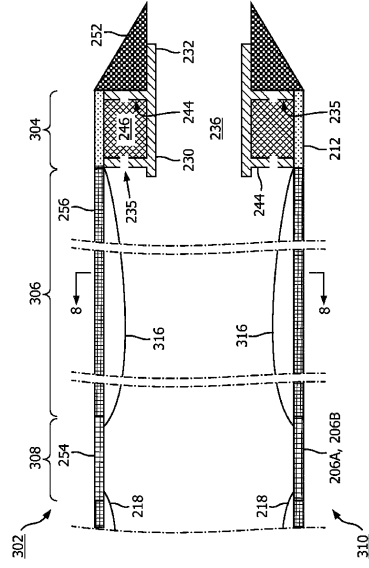


FIG. 4C

【 図 5 】

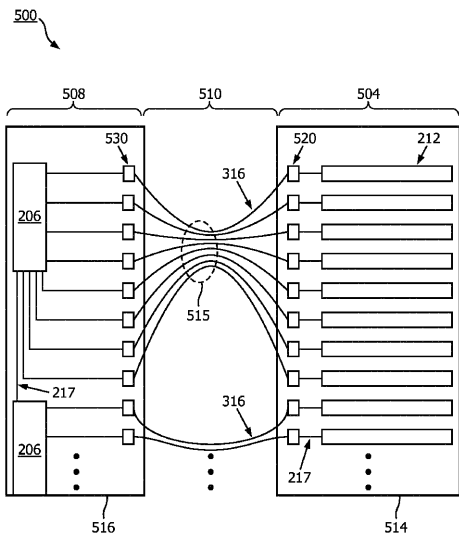


FIG. 5

【 図 6 】

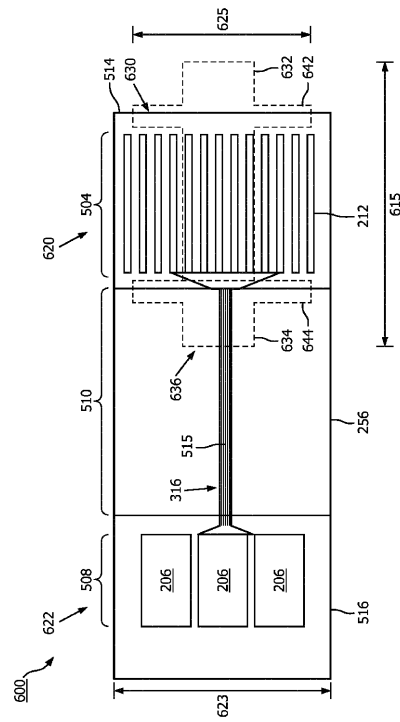


FIG. 6

【 図 7 】

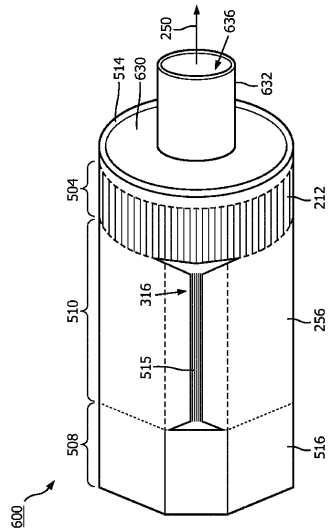


FIG. 7

【 図 8 A 】

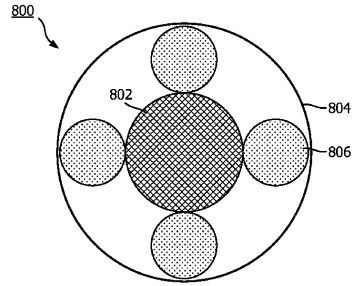


FIG. 8A

【 図 8 B 】

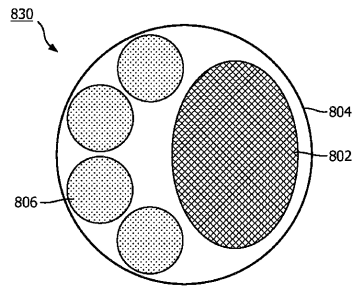


FIG. 8B

【 図 8 C 】

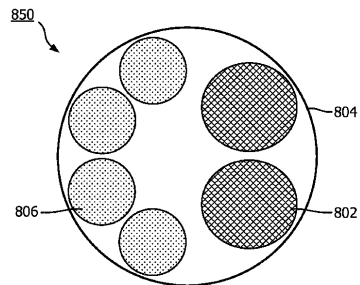


FIG. 8C

【 図 8 D 】

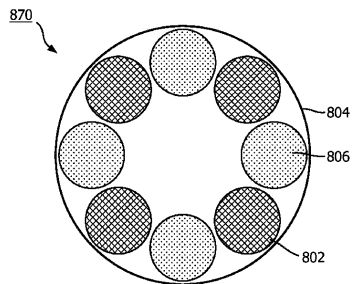


FIG. 8D

【 図 9 】

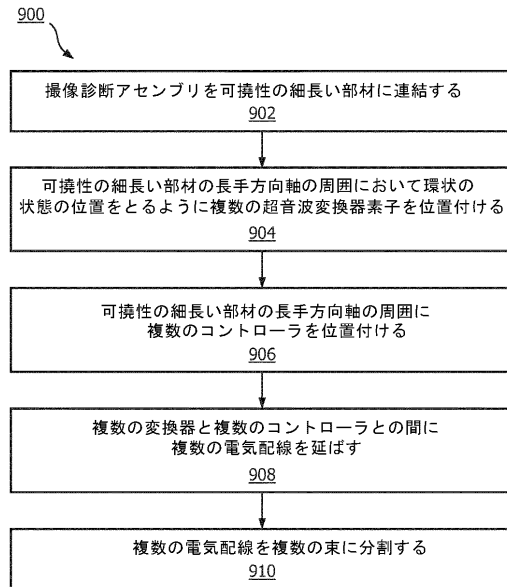


図 9

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2018/052760
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B8/00      A61B8/08      G01S15/89 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 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		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2014/187960 A1 (CORL PAUL DOUGLAS [US]) 3 July 2014 (2014-07-03) abstract; figures 1,6,7 paragraphs [0003] - [0005], [0052] - [0055], [0081] - [0088] -----	1-20
X	WO 2017/001525 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV [NL]; VOLCANO CORP [US]) 5 January 2017 (2017-01-05) the whole document -----	1
X	US 2016/029999 A1 (CORL PAUL DOUGLAS [US]) 4 February 2016 (2016-02-04) the whole document -----	1
X	US 2016/007962 A1 (ESBECK THOMAS [US]) 14 January 2016 (2016-01-14) the whole document -----	1
-/--		
<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
18 May 2018		08/06/2018
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  Pereda Cubián, David

1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2018/052760
---

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 2015/305710 A1 (STIGALL JEREMY [US] ET AL) 29 October 2015 (2015-10-29) cited in the application the whole document -----	1
X	EP 0 671 221 A2 (INTRAVASCULAR RES LTD [GB]) 13 September 1995 (1995-09-13) cited in the application the whole document -----	1
A	US 2016/081657 A1 (RICE CHERYL D [US]) 24 March 2016 (2016-03-24) the whole document -----	1-20
A	US 2014/180118 A1 (STIGALL JEREMY [US]) 26 June 2014 (2014-06-26) the whole document -----	1-20
A	US 7 846 101 B2 (VOLCANO CORP [US]) 7 December 2010 (2010-12-07) the whole document -----	1-20
A	US 2003/229286 A1 (LENKER JAY A [US]) 11 December 2003 (2003-12-11) the whole document -----	1-20
A	US 5 735 282 A (HOSSACK JOHN A [US]) 7 April 1998 (1998-04-07) the whole document -----	1-20

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/052760

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014187960	A1	03-07-2014	CA 2896718 A1 03-07-2014 EP 2938265 A1 04-11-2015 JP 2016501678 A 21-01-2016 US 2014187960 A1 03-07-2014 US 2017265841 A1 21-09-2017 US 2017265842 A1 21-09-2017 WO 2014105725 A1 03-07-2014
WO 2017001525	A1	05-01-2017	EP 3316792 A1 09-05-2018 WO 2017001525 A1 05-01-2017
US 2016029999	A1	04-02-2016	EP 3174643 A1 07-06-2017 JP 2017525449 A 07-09-2017 US 2016029999 A1 04-02-2016 WO 2016016810 A1 04-02-2016
US 2016007962	A1	14-01-2016	NONE
US 2015305710	A1	29-10-2015	EP 3136975 A1 08-03-2017 JP 2017513643 A 01-06-2017 US 2015305710 A1 29-10-2015 WO 2015167923 A1 05-11-2015
EP 0671221	A2	13-09-1995	DE 69516444 D1 31-05-2000 DE 69516444 T2 04-01-2001 EP 0671221 A2 13-09-1995 GB 2287375 A 13-09-1995 US 6110314 A 29-08-2000 US 6238347 B1 29-05-2001 US 2002087083 A1 04-07-2002
US 2016081657	A1	24-03-2016	NONE
US 2014180118	A1	26-06-2014	CA 2895995 A1 26-06-2014 EP 2934334 A2 28-10-2015 JP 2016501626 A 21-01-2016 US 2014180118 A1 26-06-2014 WO 2014099797 A2 26-06-2014
US 7846101	B2	07-12-2010	CA 2211196 A1 03-07-1997 EP 0811226 A1 10-12-1997 JP H11501245 A 02-02-1999 US 7226417 B1 05-06-2007 US 2007239024 A1 11-10-2007 US 2011034809 A1 10-02-2011 WO 9723865 A1 03-07-1997
US 2003229286	A1	11-12-2003	US 2003229286 A1 11-12-2003 US 2009216125 A1 27-08-2009
US 5735282	A	07-04-1998	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 サロハ プリンストン

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 スティガル ジェレミー

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 ウォルスタッド デイビッド ケネス

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

Fターム(参考) 4C601 BB06 BB24 EE11 FE04 FE05 GB10 GB20 GB41

专利名称(译)	腔内成像装置，包括用于成像组件的导线互连		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020513950A</a>	公开(公告)日	2020-05-21
申请号	JP2019542208	申请日	2018-02-05
[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	ミナスマリテス サロハプリンストン スティガルジェレミー		
发明人	ミナス マリテス サロハ プリンストン スティガル ジェレミー ウォルスタッド デイビッド ケネス		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 A61B8/4494 B06B1/0207 B06B1/0633 B06B2201/76 G01S7/52079 G01S15/8922 G01S15/8997 A61B8/4488 A61B8/54 A61B2562/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/FE04 4C601/FE05 4C601/GB10 4C601/GB20 4C601/GB41		
优先权	62/455127 2017-02-06 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

腔内成像设备是被配置为插入患者体内的内腔中的柔性细长构件，该柔性细长构件具有纵轴。细长构件和耦合至柔性细长构件的成像组件，该成像组件具有围绕柔性细长构件的纵轴设置的多个超声换能器元件；多个控制器，其被配置为控制多个超声换能器元件以获得与管腔相关的成像数据，多个控制器在多个超声换能器元件与多个控制器之间延伸。多个电线，其被配置为促进多个超声换能器元件与多个控制器之间的通信。

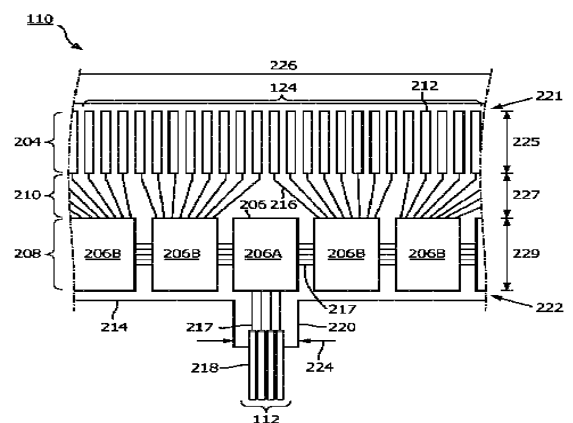


FIG. 2