

(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2020-512144

(P2020-512144A)

(43) 公表日 令和2年4月23日(2020.4.23)

(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)

<p>(21) 出願番号 特願2019-553511 (P2019-553511) (86) (22) 出願日 平成30年4月2日 (2018.4.2) (85) 翻訳文提出日 令和1年11月12日 (2019.11.12) (86) 国際出願番号 PCT/EP2018/058378 (87) 国際公開番号 WO2018/178382 (87) 国際公開日 平成30年10月4日 (2018.10.4) (31) 優先権主張番号 62/479,412 (32) 優先日 平成29年3月31日 (2017.3.31) (33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)</p>	<p>(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 デイヴィス ステフェン チャールズ 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</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 管腔内超音波撮像デバイスのための環状集積回路コントローラ

(57) 【要約】

管腔内撮像デバイスが提供される。1つの実施形態では、撮像デバイスは、患者内の体腔に挿入される可撓性細長部材を含む。可撓性細長部材は長手方向軸を画定する。撮像デバイスは、可撓性細長部材の遠位部分に配設された撮像アセンブリも有する。撮像アセンブリは、長手方向軸の周りに配設された複数の超音波トランスデューサ要素を有する。撮像アセンブリは、複数の超音波トランスデューサ要素と通信する第1の集積回路コントローラを更に含む。第1の集積回路コントローラは環状の形状である。いくつかの実施形態では、撮像アセンブリは、超音波トランスデューサ要素及び前記第1の集積回路コントローラと通信する第2の集積回路コントローラを含む。第2の集積回路コントローラは環状の形状である。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

長手方向軸を画定し、患者内の体腔に挿入される、可撓性細長部材と、
前記可撓性細長部材の遠位部分に配設された撮像アセンブリとを備える、管腔内撮像デバイスであって、前記撮像アセンブリは、

前記長手方向軸の周りに配設された複数の超音波トランスデューサ要素と、

前記複数の超音波トランスデューサ要素と通信する第 1 の集積回路コントローラであって、前記第 1 の集積回路コントローラは環状形状を含む、第 1 の集積回路コントローラと、

を備える、管腔内撮像デバイス。

10

【請求項 2】

前記超音波トランスデューサ要素及び前記第 1 の集積回路コントローラと通信する環状形状の第 2 の集積回路コントローラを更に備える、請求項 1 に記載の管腔内撮像デバイス。

【請求項 3】

前記撮像アセンブリは可撓性基板を更に備え、前記複数の超音波トランスデューサ要素は前記可撓性基板上に形成され、前記可撓性基板は、前記第 1 の集積回路コントローラと前記第 2 の集積回路コントローラとの間を長手方向に延びる、請求項 2 に記載の管腔内撮像デバイス。

【請求項 4】

前記第 1 の集積回路コントローラは前記複数の超音波トランスデューサ要素の近位に位置決めされ、前記第 2 の集積回路コントローラは前記複数の超音波トランスデューサ要素の遠位に位置決めされる、請求項 2 に記載の管腔内撮像デバイス。

20

【請求項 5】

前記可撓性細長部材は、前記第 1 の集積回路コントローラ及び前記第 2 の集積回路コントローラの内径部を通して延びる内側部材を含み、音響バッキング材が、前記内側部材、前記第 1 の集積回路コントローラ及び前記第 2 の集積回路コントローラ、並びに前記複数の超音波トランスデューサ要素によって画定される空間内に配設される、請求項 4 に記載の管腔内撮像デバイス。

【請求項 6】

前記可撓性細長部材は、外側部材及び内側部材を含み、前記内側部材は導電性トレースを含み、前記第 1 の集積回路コントローラ及び前記第 2 の集積回路コントローラは、前記内側部材の前記導電性トレースを介して電気通信する、請求項 4 に記載の管腔内撮像デバイス。

30

【請求項 7】

前記第 1 の集積回路コントローラ及び前記第 2 の集積回路コントローラは、内径部及び外径部を含み、前記可撓性細長部材の前記内側部材は、前記第 1 の集積回路コントローラ及び前記第 2 の集積回路コントローラの前記内径部を通して延びる、請求項 6 に記載の管腔内撮像デバイス。

【請求項 8】

前記第 1 の集積回路コントローラ及び前記第 2 の集積回路コントローラの前記内径部は、前記内側部材の前記導電性トレースと接触する内側ボンドパッドを含む、請求項 7 に記載の管腔内撮像デバイス。

40

【請求項 9】

前記第 1 の集積回路コントローラの前記外径部は、前記複数の超音波トランスデューサ要素と接触する複数の外側ボンドパッドを含む、請求項 7 に記載の管腔内撮像デバイス。

【請求項 10】

前記複数の外側ボンドパッドの数量は、前記複数の超音波トランスデューサ要素の数量に等しい、請求項 9 に記載の管腔内撮像デバイス。

【請求項 11】

50

前記第 1 の集積回路コントローラは、前記可撓性細長部材の長さに沿って延びる複数の導体に結合された複数の背面ボンドパッドを含む、請求項 1 に記載の管腔内撮像デバイス。

【請求項 1 2】

長手方向における前記第 1 の集積回路コントローラの長さは、3 mm 以下である、請求項 1 に記載の管腔内撮像デバイス。

【請求項 1 3】

患者内の体腔に挿入される可撓性細長部材の遠位部分において第 1 の集積回路コントローラを位置決めするステップであって、前記第 1 の集積回路コントローラは環状形状を含む、ステップと、

前記遠位部分において前記可撓性細長部材の長手方向軸の周りに複数の超音波トランスデューサ要素を位置決めするステップと、

前記第 1 の集積回路コントローラと前記複数の超音波トランスデューサ要素との間に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 4】

前記第 1 の集積回路コントローラをエッチングして前記環状形状にするステップを更に有する、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記可撓性細長部材の前記遠位部分において第 2 の集積回路コントローラを位置決めするステップであって、前記第 2 の集積回路コントローラは環状形状を含む、ステップを更に有する、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記複数の超音波トランスデューサ要素は可撓性基板上に形成され、前記複数の超音波トランスデューサ要素を位置決めするステップは、

前記第 1 の集積回路コントローラと前記第 2 の集積回路コントローラとの間で前記可撓性細長部材の長手方向軸の周りに前記可撓性基板を位置決めするステップを有する、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記第 1 の集積回路コントローラを位置決めするステップは、前記可撓性細長部材の内側部材を前記第 1 の集積回路コントローラの内径部を通して延ばすステップを有し、

前記第 2 の集積回路コントローラを位置決めするステップは、前記可撓性細長部材の前記内側部材を前記第 2 の集積回路コントローラの内径部を通して延ばすステップを有する、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記第 1 の集積回路コントローラ及び前記第 2 の集積回路コントローラ間に電気通信を確立するステップを更に有し、これは、前記第 1 の集積回路コントローラ及び前記第 2 の集積回路コントローラの内径部に配設される内側ボンドパッドを、前記可撓性細長部材の前記内側部材に配設される導電性トレースに接触させるステップを含む、請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記第 1 の集積回路コントローラと前記複数の超音波トランスデューサ要素との間に前記電気通信を確立するステップは、

前記複数の超音波トランスデューサ要素の各々を、前記第 1 の集積回路コントローラの外径部に配設された複数の外側ボンドパッドのうちのそれぞれ 1 つに接触させるステップを含む、請求項 1 3 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

関連出願

本出願は、参照によりその全体が本明細書に援用される、2017年3月31日に出願された米国仮特許出願第62/479,412号の利益及び優先権を主張する。

【0002】

[0001] 本開示は、包括的には、被検者の体内を撮像するためのデバイスに関する。特に、管腔内超音波撮像デバイスのための環状形状の集積回路コントローラが提供される。

【背景技術】

【0003】

[0002] 血管内撮像は、治療の必要性を判定するために、体内の動脈等の罹患した脈管を評価するための診断ツールとして介入心臓学において広く用いられている。血管内撮像は、介入を導くために、及び/又は介入の有効性を評価するために更に用いられ得る。1つ又は複数の超音波トランスデューサを含む血管内撮像デバイスは、脈管に通され、撮像される領域に導かれる。トランスデューサは、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出する。超音波は、組織構造（脈管壁の様々な層等）、赤血球、及び他の関心特徴から生じる不連続性によって部分的に反射される。反射波からのエコーは、トランスデューサによって受信され、血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、装置が配置されている脈管の断面画像を生成する。

10

【0004】

[0003] ソリッドステート（合成アパーチャとしても知られている）血管内撮像カテーテルは、今日一般的に使用されている2つのタイプの血管内撮像デバイスのうちの1つであり、もう1つのタイプは回転式血管内撮像カテーテルである。ソリッドステート血管内撮像カテーテルは撮像デバイスを担持する。撮像デバイスは、その周囲に分散された超音波トランスデューサのアレイを、トランスデューサアレイに隣接して取り付けられた1つ又は複数の集積回路コントローラチップと共に含む。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ための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-受信ペアのシーケンスを通じてステップすることにより、ソリッドステート血管内撮像システムは、機械的にスキャンされる超音波トランスデューサの効果的合成することができるが、可動部分はない（したがって、ソリッドステートの呼称である）。回転機械要素がないので、トランスデューサアレイは、最小限の脈管外傷のリスクで、血液と直接接触して、脈管組織の近くに配置することができる。更に、回転要素がないので、電気的インタフェースが簡略化される。ソリッドステートスキャナは、回転血管内撮像デバイスのために用いられる複雑な回転する電気インタフェースとは異なり、簡単な電気ケーブル及び取り外し可能な電気コネクタにより撮像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】

【0005】

[0004] 体内の生理機能を効率的に横切ることができる血管内撮像装置を製造することは困難である。例えば、従来集積回路コントローラチップは矩形であり、撮像デバイスの長さに沿って長手方向に位置決めされる。これは、蛇行した解剖学的構造を通して移動する間、堅く、曲がることのできない撮像デバイスの長さに寄与する。ダイシング等の従来の製造方法は、集積回路コントローラの形状を制限する。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

[0005] 本開示の実施形態は、血管等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撮像デバイスを提供する。超音波撮像アセンブリは、超音波エネルギーを放出し、反射された超音波エコーを受信するように複数のトランスデューサ要素を制御する1つ又は複数の環状形状の集積回路コントローラを含む。環状形状の集積回路コントローラは、従来矩形コントローラと比較して、撮像デバイスの長さに沿って長手方向に、より短い距離に延びる。このため、環状形状の集積回路コントローラを実装することにより

50

、有利には、撮像アセンブリの堅い長さが低減され、撮像デバイスが患者内の蛇行した解剖学的構造を容易に横切る能力が改善する。

【 0 0 0 7 】

[0006] 本開示の実施形態は、患者内の体腔に挿入される可撓性細長部材を含む管腔内撮像デバイスを提供する。可撓性細長部材は長手方向軸を画定する。管腔内撮像デバイスは、可撓性細長部材の遠位部分に配設された撮像アセンブリも含む。撮像アセンブリは、長手方向軸の周りに配設された複数の超音波トランスデューサ要素を含む。撮像アセンブリは、複数の超音波トランスデューサ要素と通信する第1の集積回路コントローラも含む。第1の集積回路コントローラは環状形状である。

【 0 0 0 8 】

[0007] いくつかの実施形態では、管腔内撮像デバイスは、超音波トランスデューサ要素及び第1の集積回路コントローラと通信する第2の集積回路コントローラを更に含み、第2の集積回路コントローラは環状形状を有する。いくつかの例では、撮像アセンブリは可撓性基板を更に含み、複数の超音波トランスデューサ要素が可撓性基板上に形成される。可撓性基板は、第1の集積回路コントローラと第2の集積回路コントローラとの間を長手方向に延びる。

【 0 0 0 9 】

[0008] いくつかの例では、第1の集積回路コントローラは、複数の超音波トランスデューサ要素の近位に位置決めされ、第2の集積回路コントローラは複数の超音波トランスデューサ要素の遠位に位置決めされる。いくつかの例では、可撓性細長部材は、第1の集積回路コントローラ及び第2の集積回路コントローラの内径部を通して延びる内側部材を有する。また、音響パッキング材が、内側部材、第1の集積回路コントローラ及び第2の集積回路コントローラ、並びに複数の超音波トランスデューサ要素によって画定される空間内に配設される。

【 0 0 1 0 】

[0009] いくつかの実施形態では、可撓性細長部材は、外側部材及び内側部材を有する。内側部材は導電性トレースを有し、第1の集積回路コントローラ及び第2の集積回路コントローラは、内側部材の導電性トレースを介して電気通信する。いくつかの実施形態では、第1の集積回路コントローラ及び第2の集積回路コントローラは、内径部及び外径部を含み、可撓性細長部材の内側部材は、第1の集積回路コントローラ及び第2の集積回路コントローラの内径部を通して延びる。

【 0 0 1 1 】

[0010] いくつかの例では、第1の集積回路コントローラを位置決めすることは、可撓性細長部材の内側部材を第1の集積回路コントローラの内径部を通して延ばすことを含み、第2の集積回路コントローラを位置決めすることは、可撓性細長部材の内側部材を第2の集積回路コントローラの内径部を通して延ばすことを含む。いくつかの例では、第1の集積回路コントローラ及び第2の集積回路コントローラの内径部は、内側部材の導電性トレースと接触する内側ボンドパッドを含む。いくつかの例では、第1の集積回路コントローラの外径部は、複数の超音波トランスデューサ要素と接触する複数の外側ボンドパッドを含む。

【 0 0 1 2 】

[0011] いくつかの例では、複数の外側ボンドパッドの量は、複数の超音波トランスデューサ要素の量に等しい。いくつかの実施形態では、第1の集積回路コントローラは、可撓性細長部材の長さに沿って延びる複数の導体に結合された複数の背面ボンドパッドを有する。いくつかの例では、長手方向における第1の集積回路コントローラの長さは、3 mm以下である。

【 0 0 1 3 】

[0012] いくつかの実施形態では、管腔内撮像デバイスを組み立てる方法は、可撓性細長部材の遠位部分において第1の集積回路コントローラを位置決めすることを含む。可撓性細長部材は患者内の体腔に挿入される。第1の集積回路コントローラは環状形状である

10

20

30

40

50

。本方法は、遠位部分において可撓性細長部材の長手方向軸の周りに複数の超音波トランスデューサ要素を位置決めすることも含む。本方法は、第1の集積回路コントローラと複数の超音波トランスデューサ要素との間に電気通信を確立することを更に含む。

【0014】

【0013】いくつかの実施形態では、本方法は、可撓性細長部材の遠位部分において第2の集積回路コントローラを位置決めすることを含み、第2の集積回路コントローラは環状形状である。いくつかの実施形態では、本方法は、第1の集積回路コントローラをエッチングして環状形状にすることを含む。

【0015】

【0014】いくつかの実施形態では、本方法は、第1の集積回路コントローラ及び第2の集積回路コントローラ間に電気通信を確立することを含む。いくつかの例では、電気通信を確立することは、第1の集積回路コントローラ及び第2の集積回路コントローラの内径部に配設される内側ボンドパッドを、可撓性細長部材の内側部材に配設される導電性トレースに接触させることを含む。いくつかの他の例では、電気通信を確立することは、複数の超音波トランスデューサ要素の各端部を、第1の集積回路コントローラの外径部に配設された複数の外側ボンドパッドのうちのそれぞれ1つに接触させることを含む。

10

【0016】

【0015】本開示の更なる態様、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。

【0017】

【0016】本開示の例示的な実施形態は、添付の図面を参照して説明される。

20

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】【0017】本開示の態様による管腔内撮像システムの概略図である。

【図2】【0018】本開示の態様による、ロール状構成の撮像アセンブリの概略等角図である。

【図3】【0019】本開示の態様による、撮像アセンブリの環状集積回路コントローラの概略等角図である。

【図4】【0020】本開示の態様による、集積回路コントローラと、導電性トレースを有する内側の可撓性細長部材とを備える管腔内撮像デバイスの遠位部分の概略等角図である。

30

【図5A】【0021】本開示の態様による、音響バッキング材と、内側の可撓性細長部材とを備える管腔内撮像デバイスの遠位部分の概略等角図である。

【図5B】【0022】本開示の態様による、超音波トランスデューサアレイと、音響バッキング材と、内側の可撓性細長部材とを備える管腔内撮像デバイスの一部の概略等角図である。

【図6】【0023】本開示の態様による、内側の可撓性細長部材に沿った展開フォーマットにおいて示される撮像アセンブリの構成要素の概略等角図である。

【図7】【0024】本開示の態様による、撮像アセンブリの集積回路コントローラに結合された導体を備える管腔内撮像デバイスの遠位部分の概略等角図である。

【図8A】【0025】本開示の態様による、平らな構成の超音波トランスデューサアレイ及び可撓性基板の概略等角図である。

40

【図8B】【0026】本開示の態様による、図7の切断線8-8に沿った管腔内撮像デバイスの概略断面図である。

【図9】【0027】本開示の態様による、管腔内撮像デバイスの遠位部分の概略等角図である。

【図10】【0028】本開示の態様による、図9の切断線10-10に沿った管腔内撮像デバイスの概略断面図である。

【図11】【0029】本開示の態様による、管腔内撮像デバイスを製造する方法の流れ図である。

【発明を実施するための形態】

50

【0019】

[0030] 本開示の原理の理解を促進する目的で、図面に示される実施形態が参照され、特定の言語がこれを説明するために使用される。それにもかかわらず、本開示の範囲の限定は意図されていないことが理解される。本開示が関連する分野における当業者であれば通常思いつくような、記載されるデバイス、システム、及び方法に対する任意の変更及び更なる変更、並びに本開示の原理の更なる応用は、完全に企図され、本開示に含まれる。例えば、撮像システムは、心血管撮像の観点から説明されているが、本出願に限定されることを意図するものではないことが理解される。このシステムは、体内の内腔を含む、閉じ込められた空洞内の撮像を必要とする任意の用途にも同様に適している。特に、1つの実施形態に関して説明した特徴、構成要素、及び/又はステップを、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/又はステップと組み合わせることができると完全に考えられる。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は別々に説明されない。

10

【0020】

[0031] 本開示の態様によれば、管腔内撮像デバイスの超音波撮像アセンブリにおいて、環状形状の集積回路コントローラが実施される。環状形状のコントローラは、矩形形状のコントローラを有する撮像アセンブリと比較して、堅い長さを低減する。本開示によれば、カテーテルベースの撮像デバイスは、血管等の小さな直径の蛇行した経路を介してアクセスされる体内の標的部位に達することを可能にするのに十分小さく、十分操作性が高い。標的部位のアクセスを制限するカテーテルベースの撮像デバイスのサイズは、多くの場合、デバイス上で撮像センサを動作させるための制御回路部のサイズに応じて決まる。例えば、ソリッドステートIVUSの例では、複数の集積回路コントローラ(ASIC)が、超音波トランスデューサ要素に非常に近接する必要があるマルチプレクサとして動作する。環状形状のASICは、有利には、撮像デバイスの可撓性及び操作性を改善する。

20

【0021】

[0032] 図1は、本発明の態様による、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、カテーテル又はガイドカテーテルの形態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撮像デバイス102と、患者インタフェースモジュール(PIM)104と、超音波コンピューティングデバイス106と、ディスプレイ108とを備える。

30

【0022】

[0033] 管腔内撮像デバイス102は、患者の体内の管腔、例えば脈管120内に挿入されるように構成される可撓性細長部材122を備える。可撓性細長部材122は、プラスチック又はポリマー等の可撓性材料から形成される1つ又は複数の細長部材を含むことができる。可撓性細長部材122は、円形の断面プロファイルを有する概ね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、外側管状部材内に内側管状部材を同心に位置決めすることができる。可撓性細長部材122は、近位部分、中央部分、遠位部分、及び長手方向軸150を含む。中央部分は、近位部分と遠位部分との間に延びる。いくつかの実施形態では、長手方向軸150は中心長手方向軸とすることができる。可撓性細長部材の近位部分にコネクタ114を配設することができる。撮像デバイス又は撮像アセンブリ110は、可撓性細長部材122の遠位部分に配設することができる。撮像アセンブリ110は、1つ又は複数のコントローラ125と通信する超音波トランスデューサアレイ124を含む。アレイ124は、中心長手方向軸150の周りに位置決めされる。本明細書に記載のように、1つ又は複数のコントローラ125は、管状又はリング形状である。中心長手方向軸150は、1つ又は複数のコントローラ125によって画定される開口部を通して延びることができる。

40

【0023】

[0034] 高いレベルでは、超音波撮像アセンブリ110は、撮像アセンブリ110に含まれ、管腔内デバイス102の遠位端付近に取り付けられた、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、撮像アセンブリ110を取

50

り囲む脈管120等の媒体内の組織構造によって反射され、超音波エコー信号は、トランスデューサアレイ124によって受信される。PIM104は、受信エコー信号を超音波コンピューティングデバイス106に転送し、超音波コンピューティングデバイス106において超音波画像が再構成され、ディスプレイ又はモニタ108に表示される。超音波コンピューティング/処理デバイス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。超音波コンピューティングデバイス106は、本明細書に記載の管腔内撮像システム100の特徴を容易にするように動作可能であり得る。例えば、コンピューティングデバイス106のプロセッサは、コンピューティングデバイス106の非一時的有形コンピュータ可読媒体に記憶されるコンピュータ可読命令を実行することができる。

10

【0024】

[0035] PIM104は、撮像デバイス102に含まれる超音波処理システム106と撮像アセンブリ110との間の信号の通信を容易にする。いくつかの実施形態では、PIM104は、超音波コンピューティングデバイス106にデータを中継する前に、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/又は統合を実行する。いくつかの実施形態では、PIM104は、撮像アセンブリ110内の回路を含む管腔内撮像デバイス102の動作をサポートするために、高電圧及び低電圧のDC電力も供給する。

【0025】

[0036] 超音波コンピューティングデバイス又はコンソール106は、PIM104を介して管腔内撮像デバイス102の撮像アセンブリ110からエコーデータを受信し、そのデータを処理して、撮像アセンブリ110を取り囲む媒体内の組織構造の画像を再構成する。超音波コンピューティングデバイス106は、脈管120の断面画像等の脈管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。脈管120は、自然及び人工双方の流体充填又は包囲構造を表す。脈管120は、患者の体内にあってもよい。脈管120は、心臓血管系、末梢血管系、神経脈管構造、腎血管系、及び/又は体内の任意の適切な管腔を含む、患者の血管系の動脈又は静脈としての血管であってもよい。いくつかの実施形態では、管腔内撮像デバイス102、血管内撮像デバイス又はIVUS撮像デバイスである。管腔内撮像デバイス102は、限定ではないが、肝臓、心臓、腎臓、胆嚢、膵臓、肺を含む器官；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；並びに心臓、心臓の心室若しくは他の部分、及び/又は体の他の系統内の弁を含む、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用いられる。管腔内撮像デバイス102は、上記の解剖学的ロケーション内の任意の管腔を検査するのに用いられる。自然の構造に加えて、管腔内撮像デバイス102は、限定ではないが、心臓弁、ステント、シャント、フィルタ及び他の装置等の人工構造を検査するために用いられる。

20

30

【0026】

[0037] いくつかの実施形態では、管腔内撮像デバイス102は、Volcano Corporationから入手可能なEagleEye（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援用される米国特許第7,846,101号に開示されているもの等の、従来のソリッドステート血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102は、撮像デバイス102の遠位端付近の撮像アセンブリ110と、撮像デバイス102の長手方向本体に沿って延在する伝送線ケーブル112とを含む。伝送線バンドル又はケーブル112は、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、複数の導体を含むことができる。ケーブル112は、撮像アセンブリ110と超音波コンピューティングデバイス106との間の電気信号の通信を容易にする。

40

【0027】

[0038] 伝送線ケーブル112は、撮像デバイス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

50

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。いくつかの実施形態では、管腔内撮像デバイス102は、ガイドワイヤ出口ポート116を更に含む。したがって、いくつかの例では、管腔内撮像デバイスは、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、撮像デバイス102を脈管120を通じて方向付けるためにガイドワイヤ118が遠位端に向かって挿入されることを可能にする。

【0028】

[0039] システム100、管腔内デバイス102、撮像アセンブリ110、及び/又はシステム100の他の構成要素は、参照によりその全体が本明細書に援用される、2013年12月20日に出願された米国特許出願第14/137,269号に記載されているものに類似した特徴を含むことができる。

10

【0029】

[0040] 図2は、本開示の態様による、ロール状構成の撮像アセンブリ200の概略等角図である。撮像アセンブリ200は、図1の撮像アセンブリ110に関して説明された特徴と類似した特徴を含むことができる。撮像アセンブリ200は、トランスデューサアレイ124及び集積回路コントローラ210、220を含む。トランスデューサアレイ124は、複数の撮像要素、例えば超音波トランスデューサ要素212を含む。通常、アレイ124は、32個のトランスデューサ、64個のトランスデューサ、128個のトランスデューサ等の値を含む、約30個のトランスデューサ~約150個のトランスデューサを含む任意の適切な数のトランスデューサを含むことができる。集積回路コントローラ210、220は、トランスデューサアレイ124のトランスデューサ要素212に電気的かつ機械的に結合され得る。

20

【0030】

[0041] いくつかの実施形態では、集積回路コントローラ210、220は特定用途向け集積回路(AASIC)とすることができる。コントローラ210、220は、超音波トランスデューサ要素212の動作を容易にし、多重化回路部等の任意の適切な回路部を含む。集積回路コントローラ210、220の一方又は双方は、ケーブル112を介して構成データを受信し、受信したトリガを送信し、送信モードにおいて、超音波エネルギーを放出するように要素212を駆動し、受信モードにおいて、反射された超音波エコーを受信するように要素212を制御し、かつ/又はエコーデータをケーブル112上でコンピューティングデバイス106に送信することができる。図2には2つのコントローラ210、220が示されているが、撮像アセンブリ200は、1つ、2つ、3つ、4つ又はそれ以上のコントローラを含むことができることが理解される。これに関して、コントローラが多いほど、多重化回路等のアレイ124の動作を制御するのに用いられる回路部に、より大きな表面積が与えられる。いくつかの実施形態では、コントローラのうちの1つは、ケーブル112と直接通信し、1つ又は複数のスレーブコントローラを介してトランスデューサ要素212と間接的に通信するマスターコントローラである。コントローラのうちの1つ又は複数は、トランスデューサ要素212と直接通信し、マスターコントローラを介してケーブル112と間接的に通信するスレーブコントローラとすることができる。いくつかの実施形態では、コントローラ210、220の双方が、超音波要素212及びケーブル112と直接通信する。いくつかの実施形態では、双方のコントローラ210、220が、全てのトランスデューサ212を共に制御する。他の実施形態では、各コントローラ210、220は、トランスデューサ要素212のサブセットを制御する。

30

40

【0031】

[0042] 1つ又は複数のコントローラを、トランスデューサアレイ124の近位及び/又は遠位に位置決めすることができる。図2の示される実施形態において、コントローラ210はトランスデューサアレイ124の近位に位置決めされ、コントローラ220はトランスデューサアレイ124の遠位に位置決めされる。トランスデューサ要素212は、コントローラ210、220間を長手方向に延びる。

【0032】

[0043] コントローラ210、220は、環状形状又はリング形状である。例えば、コ

50

ントローラ 210、220 の外面は、円筒形の形状にすることができる。円筒形の開口部 215 は、コントローラ 210、220 を通って長手方向に延び、環形状又はリング形状を生成する。開口 215 は長手方向軸 150 と位置合わせすることができる。そのような実施形態では、そのような開口 215 は、コントローラ 210、220 の中心にあり、長手方向軸 150 がコントローラ 210、220 及び開口 215 の中心を通って延びる。コントローラ 210、220 の断面は、同心円から形成される。

【0033】

[0044] コントローラ 210、220 は、管腔内デバイス 102 の長さに沿って長手方向に寸法 320 を有する。いくつかの実施形態において、寸法 320 は、約 120 μm ~ 約 150 μm とすることができる。トランスデューサ要素は、管腔内デバイス 102 の長さ 10 10 に沿って長手方向に寸法 213 を有する。いくつかの実施形態では、寸法 213 は、約 1mm とすることができる。いくつかの実施形態では、コントローラ 210、220 及びトランスデューサ要素 212 を含む撮像アセンブリ 200 の総長は、約 1.5mm 以下とすることができる。

【0034】

[0045] いくつかの実施形態では、集積回路コントローラ 210 及び 220 は、シリコン及び/又は他の適切な材料から作製される。例えば、コントローラ 210、220 は、シリコンベースのダイとすることができる。既存の矩形コントローラは、シリコンダイシング技法を用いて成形される。ダイシングを用いて円形状を得ることは可能でない。コントローラ 210、220 の寸法 320 は約 120 μm ~ 約 150 μm であるため、コントローラ 210、220 は、シリコンエッチングプロセスを用いて成形することができる。

【0035】

[0046] 図 2 に示すように、コントローラ 210、220 は、主に、長手方向軸 150 に対し垂直な又は直交する平面に延びる。対照的に、既存のデバイスは、既存の撮像アセンブリが約 10mm の長さを有するように主に長手方向に延びるコントローラを含む。コントローラ 210、220 の配置により、有利には、撮像アセンブリの堅い長さが低減する。いくつかの実施形態では、撮像アセンブリの堅い長さは、1.5mm 未満であり、撮像デバイスが、方向変化を含む体腔を通ることをより容易にする。

【0036】

[0047] いくつかの実施形態では、トランスデューサ要素 212 は、チタン酸ジルコン酸鉛 (PZT) 要素とすることができる。集積回路コントローラ 210 及び 220 は、超音波トランスデューサ要素 212 に励起電圧をかける。例えば、集積回路コントローラ 220 は、長手方向軸 150 により近い各超音波トランスデューサ要素 212 の電極に電圧をかけ、集積回路コントローラ 210 は、長手方向軸 150 から遠い各超音波トランスデューサ要素 212 の電極に電圧をかける。示すように、各超音波トランスデューサ要素 212 は、近位集積回路コントローラ 210 が長手方向軸 150 により近い超音波トランスデューサ要素 212 の電極とのみ電氣的に接触するように近位隔離切り込み (proximal isolation cut) 230 を含む。遠位集積回路コントローラ 220 が長手方向軸 150 からより遠い超音波トランスデューサ要素 212 の面とのみ電氣的に接触するように、長手方向軸 150 のより近くの超音波トランスデューサ要素 212 の電極上に類似の遠位隔離切り込み 230 が存在する。

【0037】

[0048] 図 3 は、本開示の態様による、環状集積回路コントローラ 300 の概略等角図である。コントローラ 300 は、図 2 に関して説明したコントローラ 210、220 と類似することができる。コントローラ 300 は、外径部 314 及び内径部 316 を含む。例えば、いくつかの実施形態では、外径部 314 は、約 0.032" ~ 0.131" である。例えば、いくつかの実施形態では、内径部 316 は、約 0.01" ~ 0.065" である。コントローラ 300 の寸法は、血管内デバイス 102 が約 2Fr ~ 約 10Fr の直径を有するように選択することができる。コントローラ 300 は、デバイス 102 の長さ 40 40

10

20

30

40

50

沿って長手方向に延びる外面 3 4 2 及び内面 3 4 4 も含む。本明細書に記載されるように、可撓性基板は、外面 3 4 2 上に位置決めすることができる。内面 3 4 4 は、内側の可撓性細長部材の導電性トレースと接触する 1 つ又は複数のボンドパッドを含むことができる。内径部 3 1 6 及び内面 3 4 4 は開口 2 1 5 を画定する。

【 0 0 3 8 】

[0049] 集積回路コントローラ 2 2 0 は、外径部 3 1 4 に沿って分散した外側ボンドパッド 3 1 2 を含む。ボンドパッド 3 1 2 は、金、銀若しくは銅を含む金属、若しくは金属合金、及び / 又は任意の他の適切な材料等の導電材料から形成される。ボンドパッド 3 1 2 は、例えば、ピックアッププロセスを用いて、又はシリコンベースの面実装技術に関連付けられたバンピングプロセスによって、外径部 3 1 4 の周りに位置決めすることができる。ボンドパッド 3 1 2 の量は、トランスデューサ要素 2 1 2 の量に等しくすることができる。例えば、コントローラ 3 0 0 は、アレイ 1 2 4 が 6 4 個のボンドパッドを含むとき、6 4 個のボンドパッドを含むことができる。ボンドパッド 3 1 2 は、トランスデューサ 2 1 2 と回転方向に位置合わせされる。各ボンドパッド 3 1 2 は、個々のトランスデューサ要素 2 1 2 に電氣的に結合することができる。いくつかの実施形態では、各ボンドパッド 3 1 2 は、それぞれのトランスデューサ要素 2 1 2 と直接又は間接的に接触する。トランスデューサ要素 2 1 2 の表面 2 1 4 (図 5 B) はボンドパッド 3 1 2 と接触することができる。例えば、金のボンドパッド 3 1 2 は、トランスデューサ要素 2 1 2 の金の電極と接触することができ、これにより、構成要素間の良好な導電性が提供される。そのような実施形態では、ボンドパッド 3 1 2 は、トランスデューサ要素 2 1 2 に圧接することができる。他の実施形態では、銀エポキシ等の導電性接着剤を用いて、ボンドパッド 3 1 2 及びトランスデューサ要素 2 1 2 を機械的及び / 又は電氣的に結合することができる。いくつかの実施形態では、集積回路コントローラの外周に向かって配置されるボンドパッド 3 1 2 は、個々の超音波トランスデューサ要素 2 1 2 がフレックス回路を必要とすることなくダイと電氣的に接触することができる方式を提供する。

10

20

【 0 0 3 9 】

[0050] 図 3 に示すように、コントローラ 3 0 0 は、面 3 3 2、3 3 4 を含む。いくつかの実施形態では、コントローラ 3 0 0 が遠位コントローラ (例えば、図 2 の遠位コントローラ 2 2 0) であるとき等、面 3 3 2 は近位面であり、面 3 3 4 は遠位面である。ボンドパッド 3 1 2 は、遠位コントローラ 2 2 0 (図 2) の近位面 3 3 2 (図 3) に位置決めすることができる。ボンドパッド 3 1 2 は、近位コントローラ (図 2) の遠位面 3 3 4 (図 3) に位置決めすることができる。このようにして、ボンドパッド 3 1 2 は、近位コントローラと遠位コントローラとの間に位置決めされたトランスデューサ要素 2 1 2 と隣接して、かつ / 又は接触して配設することができる。

30

【 0 0 4 0 】

[0051] 図 4 は、本開示の態様による、製造ステップ中の撮像アセンブリ 2 0 0 を含む管腔内撮像デバイス 1 0 2 の遠位部分の概略等角図である。内側の可撓性細長部材 4 1 0 がコントローラ 2 2 0 の開口 2 1 5 を通って延びる。結果として、内側部材 4 1 0 は、コントローラ 2 2 0 に機械的及び / 又は電氣的に結合することができる。いくつかの例では、内側部材 4 1 0 は、長手方向軸 1 5 0 の周りに内部管腔 4 1 5 を生成する。ガイドワイヤ 1 1 8 (図 1) は、長手方向軸 1 5 0 と平行又は同軸に管腔 4 1 5 を通って延びることができる。内側部材 4 1 0 は、可撓性プラスチック又はポリマー材料から形成される細長い管状構成要素である。

40

【 0 0 4 1 】

[0052] 導電性トレース 4 3 0 が内側部材 4 1 0 の外面に設けられる。コントローラ 2 2 0 の内径部 3 1 6 は、1 つ又は複数のボンドパッド 5 1 0 を含む。任意の適切な数の導電性トレース 4 3 0 及びボンドパッド 5 1 0 が予期される。示される実施形態では、6 つのボンドパッド 5 1 0 及び 6 つの導電性トレース 4 3 0 が提供される。いくつかの例では、内側ボンドパッド 5 1 0 及び導電性トレース 4 3 0 は、金、銀若しくは銅を含む金属、若しくは金属合金、及び / 又は任意の他の適切な材料等の導電材料から作製される。ボン

50

ドパッド 5 1 0 は、内径部 3 1 6 の周りに分散させることができる。いくつかの実施形態では、ボンドパッド 5 1 0 は、コントローラ 2 2 0 の内面 3 4 4 に沿って延びる。集積回路コントローラの内周に配置された追加のパッド 5 1 0 は、超音波トランスデューサ要素への接続に関連していない集積回路コントローラ間の更なる接続のためのロケーションを提供する。

【 0 0 4 2 】

[0053] 内側部材 4 1 0 がコントローラ 2 2 0 の開口 2 1 5 を通って延びるとき、ボンドパッド 5 1 0 は導電性トレース 4 3 0 に接触する。内側ボンドパッド 5 1 0 は、導電性トレース 4 3 0 に電氣的に接続し、導電性トレース 4 3 0 を通して信号を送信する。いくつかの例では、近位コントローラ 2 1 0 及び遠位コントローラ 2 2 0 の双方が、導電性トレース 4 3 0 と接触する内側ボンドパッド 5 1 0 を含む。これに関して、コントローラ 2 1 0、2 2 0 は導電性トレース 4 3 0 を介して電気通信する。コントローラ 2 1 0、2 2 0 は、自身のそれぞれの内側ボンドパッド及び導電性トレース 4 3 0 を通じて電気信号により通信する。いくつかの他の例では、近位集積回路コントローラ 2 1 0 と遠位集積回路コントローラ 2 2 0 との間で内側ボンドパッド及び導電性トレース 4 3 0 を通じて電力が送信される。いくつかの他の例では、電気接地への接続が、近位集積回路コントローラ 2 1 0 と遠位集積回路コントローラ 2 2 0 との間で内側ボンドパッド 5 1 0 及び導電性トレース 4 3 0 を通じて提供される。いくつかの実施形態では、導電性トレース 4 3 0 の代わりに、又は導電性トレース 4 3 0 に加えて、コントローラ 2 1 0、2 2 0 間の電気通信のためにトランスデューサ要素 2 1 2 のうちの 1 つ又は複数を用いることができる。

10

20

【 0 0 4 3 】

[0054] 図 5 A は、本開示の態様による、製造ステップ中の撮像アセンブリ 2 0 0 を含む管腔内撮像デバイス 1 0 2 の遠位部分の概略等角図である。音響バックング材 4 2 0 及び内側部材 4 1 0 が示される。音響バックング材 4 2 0 は、長手方向軸 1 5 0 の周りに配設され、環状形態をとる。例えば、内側部材 4 1 0 は、音響バックング材 4 2 0 の管腔 4 1 5 を通って長手方向に延びることができる。これに関して、音響バックング材 4 2 0 は、予備成形された固体又は半固体である。例えば、音響バックング材 4 2 0 は、図 5 A に示す環状形状に成形することができる。自身の形状を維持する固体塊又は半固体塊を内側部材 4 1 0 の周りに位置決めすることができるため、予備成形された音響バックング材は、有利には、より効率的な製造プロセスを可能にする。予備成形 / 成形されたバックング材 4 2 0 は、(中空微小球体等の) 散乱粒子と、P Z T 及びバックング材間の良好な音響結合を容易にするようにバックング材の全体音響インピーダンスを上げる等のために高い密度を有する粒子との双方、及び / 又は任意の他の材料、例えば、共通接地を提供するようにデマッチング層又は銀充填エポキシを形成するための炭化タングステンが付加された、硬化エポキシ又は接着剤材料を含むことができる。他の実施形態では、後に固体に硬化される液体音響バックング材が用いられる。音響バックング材 4 2 0 は、アレイ 1 2 4 によって放出される音響エネルギーを減衰させ、長手方向軸 1 5 0 に向かう等の望ましくない方向の音響伝搬を防ぐ材料である。

30

【 0 0 4 4 】

[0055] 図 5 B は、本開示の態様による、製造ステップ中の撮像アセンブリ 2 0 0 を含む管腔内撮像デバイス 1 0 2 の遠位部分の概略等角図である。図 5 B は、図 5 A の内側部材 4 1 0 である音響バックング材 4 2 0 を示す。図 4 5 0 は、バックング材 4 2 0 の周りに配設されたトランスデューサアレイ 1 2 4 を更にも含む。記載されているように、トランスデューサアレイ 1 2 4 は、複数の超音波トランスデューサ要素 2 1 2 を含む。トランスデューサ要素 2 1 2 は、バックング材 4 2 0 の表面 4 2 2 (図 5 A) 上に位置決めすることができる。いくつかの例では、可撓性基板 (図 8 A) は、可撓性基板上に形成されかつ / 又は他の形で基板に取り付けられる超音波トランスデューサ要素 2 1 2 を含めて、バックング材 4 2 0 及び長手方向軸 1 5 0 の周りに巻かれる。他の実施形態では、撮像アセンブリ 1 1 0 は可撓性基板を省略し、トランスデューサ要素 2 1 2 は、例えばピックアッププロセスを用いてバックング材 4 2 0 及び長手方向軸 1 5 0 の周りに直接位置決

40

50

めされる。構成要素間の機械的接合を生成するために、トランスデューサ要素 2 1 2 と予備成形されたバッキング材 4 2 0 との間に接着剤が配設される。いくつかの例では、トランスデューサ要素（例えば、P Z T 要素）又は何らかの他の導電性材料 4 6 0 が、近位 A S I C 2 1 0 及び遠位 A S I C 2 2 0 間の電力、信号及び / 又は任意の適切なタイプのデータの通信を提供する代替的な電気通信線を提供する。いくつかの実施形態では、導電性 / トランスデューサ要素 4 6 0 は、導電性トレース 4 3 0 の代わりに、又は導電性トレース 4 3 0 に加えて、コントローラ 2 1 0、2 2 0 間の電気通信を提供するために撮像アセンブリにおいて実施することができる。

【 0 0 4 5 】

[0056] 図 6 は、本開示の態様による、内側の可撓性細長部材 4 1 0 に沿って展開された形式で示される撮像アセンブリ 2 0 0 の構成要素を含む、管腔内撮像デバイス 1 0 2 の遠位部分の概略等角図である。撮像アセンブリ 2 0 0 は、トランスデューサアレイ 1 2 4 と、近位集積回路コントローラ 2 1 0 及び遠位集積回路コントローラ 2 2 0 を含む。図 5 B に関して説明されたように、トランスデューサアレイ 1 2 4 は音響バッキング材 4 2 0 の周りに位置決めされる。内側部材 4 1 0 はコントローラ 2 1 0、2 2 0 の管腔 2 1 5 及び音響バッキング材 4 2 0 の管腔 4 1 5 を通って延びる。導電性トレースは、コントローラ 2 1 0、2 2 0 間の電気通信を容易にする。

10

【 0 0 4 6 】

[0057] 図 7 は、製造ステップ中の撮像アセンブリ 2 0 0 を含む管腔内撮像デバイス 1 0 2 の遠位部分の概略等角図である。図 7 は、コントローラ 2 1 0、2 2 0 間に位置決めされる超音波撮像アレイ 1 2 4 を示す。内側部材 4 1 0 は、コントローラ 2 1 0、2 2 0 の管腔 2 1 5 を通って延びる。いくつかの実施形態では、アレイ 1 2 4 及びコントローラ 2 1 0、2 2 0 は、機械的取付け及び / 又は電気通信のために圧縮嵌めにより製造される。例えば、コントローラ 2 1 0、2 2 0 を、トランスデューサ要素に対し押すことができる。コントローラ 2 1 0、2 2 0 と内側部材 4 1 0 との間の接着剤は、内側部材 4 1 0 に沿ったコントローラ 2 1 0、2 2 0 の長手方向の位置を固定することができる。音響バッキング材は、内側部材、コントローラ 2 1 0、2 2 0 及びアレイ 1 2 4 によって画定される空間内に配設することができる。液体バッキング材が用いられる実施形態において、液体バッキング材は、内側部材、コントローラ 2 1 0、2 2 0 及びアレイ 1 2 4 の表面と接触するように空間内に送達することができる。液体バッキング材が硬化及び固化するとき、撮像アセンブリ 2 0 0 及び内側部材 4 1 0 の構成要素は共に接着される。他の実施形態では、接着剤を用いて、予備成形された音響バッキング材、内側部材、コントローラ 2 1 0、2 2 0、及びアレイ 1 2 4 を共に接着することができる。

20

30

【 0 0 4 7 】

[0058] 図 6 及び図 7 は、近位コントローラ 2 1 0 の近位表面 2 1 6 上に設けられるボンドパッド 6 1 0 も示す。ボンドパッド 6 1 0 は、コントローラ 2 1 0 の周囲に分散させることができる。ボンドパッド 6 1 0 は、金、銀若しくは銅を含む金属、若しくは合金、及び / 又は任意の他の適切な材料等の導電材料から形成される。ボンドパッド 6 1 0 は、例えばピックアッププロセスを用いてコントローラ 2 1 0 の周囲に位置決めすることができる。いくつかの実施形態では、背面基板ボンドパッド 6 1 0 は、基板の背面のピアを通じてコントローラ 2 1 0 に電気接続を提供する。ボンドパッド 6 1 0 は、ケーブル 1 1 2（図 1）の導体 7 1 0 に電氣的及び機械的に結合される。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任意の適切な数の導体を設けることができる。導体 7 1 0 は、撮像アセンブリ 2 0 0 とコンピューティングデバイス 1 0 6 との間の電力、信号及び / 又は任意の適切なタイプのデータの通信を容易にする制御及び信号線とすることができる。例えば、制御及び信号線 7 1 0 は、撮像アセンブリ 1 1 0 と超音波コンピューティングデバイス 1 0 6 との間の電気信号の通信を容易にする。いくつかの例では、制御及び信号線 7 1 0 は、集積回路コントローラ 2 1 0 及び 2 2 0 のうちの一方又は双方に電力を提供する。背面基板ボンドパッド 6 1 0 への信号線 7 1 0 の電気接続は、例えば、熱溶接又はサーモソニック溶接によって行われる。導体 7 1 0 は、撮像アセンブリ

40

50

リとコネクタ 114 (図 1) との間の可撓性細長部材 122 の長さに沿って延びる。いくつかの実施形態では、集積回路コントローラの近位側の背面基板ボンドパッド 610 は、制御及び信号線のための接続を提供し、集積回路コントローラへの接地及び電力接続も提供する。

【0048】

[0059] いくつかの実施形態では、ボンドパッド 610 は省略され、導体 710 は内側部材 410 の導電性トレース 430 に電氣的及び / 又は機械的に結合される。本明細書に記載のように、コントローラ 210、220 は導電性トレース 430 と通信する。コンピューティングデバイス 106 は、導電性トレース 430 を介して撮像アセンブリ 200 とも通信することができる。

10

【0049】

[0060] 図 8A は、本開示の態様による、平坦な構成における超音波トランスデューサアレイ 124 及び可撓性基板 814 の概略等角図である。可撓性基板 814 は、KAPTON (DuPont の商標) 等の可撓性ポリアミド材料のフィルム層とすることができる。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材並びに Upilex (Ube Industries の登録商標) 及び TEFLLON (登録商標) (E. I. du Pont の登録商標) を含む。

【0050】

[0061] 図 8A に示す平坦な構成では、フレックス基板 814 は、概ね矩形の形状を有する。本明細書に示され説明されているように、可撓性基板 814 は、いくつかの例では、円筒状トロイドを形成するように巻かれる。したがって、可撓性基板 814 のフィルム層の厚さは、最終的に組み立てられたスキャナアセンブリ 200 の屈曲度に関係することができる。いくつかの例では、可撓性基板の厚みは、PZT と、可撓性基板の外部の材料、通常は血液又は液体との間の良好な音響マッチングをもたらすように選択することができる。マッチング層の厚みは、マッチング材料における 4 分の 1 波長の長さに対応することが一般的に受け入れられている。したがって、選択される厚みは、トランスデューサの動作の周波数に依拠することができる。いくつかの実施形態では、フィルム層 814 は 5 μm と 100 μm の間にあり、いくつかの特定の実施形態は 12.7 μm 及び 25.1 μm の間にある。いくつかの実施形態では、可撓性基板 814 は導電性トレースを省略することができ、それによって可撓性基板 814 はアレイ 124 の要素 212 のための支持のみを提供する。これによって、撮像アセンブリ 200 は、よりコスト効率のよい方式で製造されることが可能になる。他の実施形態では、可撓性基板 814 は、1 つ又は複数の要素 212 とコントローラ 210、220 との間の通信を容易にするための導電性トレースを含むことができる。

20

30

【0051】

[0062] 例示的な実施形態によれば、撮像アセンブリ 200 の製造中、PZT のダイシングされていないブロックが、接着剤の使用等により基板 814 上に形成され、かつ / 又は他の形で機械的に基板 814 に結合される。例えば、PZT は、約 3 mm の幅 820 と、約 1 mm の長さ 824 と、約 70 μm の深さを有することができる。いくつかの例では、可撓性基板 814 の長さ 822 は、基板 814 の長さ 822 が約 1.25 mm になるように、PZT ブロックの長さ 824 よりも約 250 μm だけ長くすることができる。いくつかの例では、長さ 822 及び 824 は、デバイス 102 の長さに沿った長手方向を表すことができる。PZT ブロックは、PZT ブロックの近位側 826 及び遠位側 828 に基板の等しい長さ (例えば、125 μm) が配設されるように基板 814 上に位置決めすることができる。いくつかの実施形態では、可撓性基板 814 及びアレイ 124 が円筒形構成になるように巻かれるとき、図 10 の断面図に示すように、基板 814 の近位部分 826 及び遠位部分 828 を用いて、コントローラ 210、220 との重ね継手を形成するこ

40

50

とができる。例えば、基板 8 1 4 の近位部分 8 2 6 及び遠位部分 8 2 8 と、コントローラ 2 1 0、2 2 0 の外面 3 4 2 との間に接着剤を位置決めし、有利には基板 8 1 4 とコントローラ 2 1 0、2 2 0 との間の強力な機械的結合を提供することができる。

【0052】

[0063] 図 8 A を再び参照すると、可撓性基板 8 1 4 の幅は、可撓性基板が P Z T ブロックを越えて延びないか又は僅かな部分しか延びないように、P Z T ブロックの幅 8 2 0 に実質的に類似することができる。いくつかの実施形態では、可撓性基板 8 1 4 及びアレイ 1 2 4 は円筒形構成になるように巻かれるとき、図 8 B の断面図に示されるように、基板 8 1 4 の縁部は突合せ継手 4 5 5 を形成することができる。基板 8 1 4 の縁部間の突合せ継手 4 5 5 を利用することにより、重ね継手に関連付けられた厚みの増大を回避する。重ね継手により、結果として二重音響マッチング層も生じるが、これは超音波エネルギーの望ましい伝送特性をもたらさない場合がある。

10

【0053】

[0064] P Z T ブロックは、可撓性基板 8 1 4 に取り付けられた後、次に切り込み 8 1 6 に沿ってダイシングされ、アレイ 1 2 4 を構成する個々の超音波トランスデューサ要素 2 1 2 にされる。いくつかの実施形態では、トランスデューサアレイ 8 0 0 は、各超音波トランスデューサ要素 2 1 2 の上側電極及び下側電極を通る隔離切り込み 2 3 0 も含む。隔離切り込み 2 3 0 は、有利には、トランスデューサ要素 2 1 2 がコントローラ 2 1 0、2 2 0 に電氣的に結合されるとき、電氣的短絡を阻止する。いくつかの実施形態では、超音波トランスデューサ、例えば P Z T 要素は、外側ボンダッドから電極のプレートへの接続を、P Z T 要素の端部から達成できるように「ラップアラウンド」電極を有する。また、P Z T 要素の金属化における隔離切り込み 2 3 0 は、電極の反対側が短絡することを互いに防ぐ。

20

【0054】

[0065] いくつかの実施形態では、超音波トランスデューサ要素 2 1 2、例えば P Z T 要素は、可撓性基板 8 1 4 等の可撓性基板上で製造される。P Z T の単一のタブレットは、4 つ全ての長い表面を接続する連続電極により形成される。次に、隔離切り込み 2 3 0 が、一方の側の一方の長い縁部、及び反対側の他方の長い縁部に平行に作製される。次に、P Z T タブレットが可撓性基板 8 1 4 に接着される。いくつかの例では、次に、P Z T タブレットをダイシングして、タブレットの短い縁部に平行な 6 4 個の個々の要素にすることによりアレイがもたらされ、このアレイは、バックング材 4 2 0 に巻きつけ、近位集積回路コントローラ 2 1 0 と遠位集積回路コントローラ 2 2 0 との間で保持することができる。図 6 は、スキャナアセンブリの展開図を示す。いくつかの例では、P Z T 要素数は 3 2 個 ~ 1 2 8 個、例えば 6 4 個である。

30

【0055】

[0066] 図 8 B は、本発明の態様による、図 7 の切断線 8 - 8 に沿った管腔内撮像デバイス 1 0 2 の概略断面図である。断面図は、長手方向軸 1 5 0 に対し垂直なかつ / 又は直交する、撮像アセンブリ 2 0 0 を通って延びる平面に沿って示される。可撓性基板 8 1 4 は、可撓性細長部材 1 2 2 の長手方向軸 1 5 0 の周りに巻かれる。超音波トランスデューサ要素 2 1 2 は、可撓性基板 8 1 4 上に実装される。いくつかの実施形態では、図 8 A に関して説明されたように、超音波トランスデューサ要素 2 1 2 は、可撓性基板 8 1 4 上に配設、例えば形成又は実装され、可撓性基板 8 1 4 は、超音波トランスデューサ要素 2 1 2 に対し、可撓性基板 8 1 4 がトランスデューサ要素 2 1 2 よりも長手方向軸 1 5 0 から離れるように、長手方向軸 1 5 0 の周りに巻かれる。超音波トランスデューサ要素 2 1 2 は、長手方向軸 1 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。このため、要素 2 1 2 によって放出される超音波エネルギーは、可撓性基板 8 1 4 の材料を通らなくてはならない。いくつかの例では、可撓性基板 8 1 4 は、超音波トランスデューサ要素 2 1 2 と、可撓性基板 8 1 4 の外面に音響的に結合された、血液又は組織等の患者内の生理機能との間の音響マッチング層である。可撓性基板 8 1 4 の材料は、超音波エネルギーの伝送を最適化するように選択することができる。いくつかの例では、可撓性基板 8 1 4 の材

40

50

料は、可撓性基板 8 1 4 を長手方向軸 1 5 0 の周りに巻くことができるように可撓性を最適化するように選択される。

【 0 0 5 6 】

[0067] 可撓性基板 8 1 4 を長手方向軸 1 5 0 の周りに巻いた後、可撓性基板 8 1 4 の 2 つの縁部間の突合せ継手 4 5 5 に沿って開口が存在する。この開口は、流体の流入を可能にする。いくつかの実施形態では、巻かれた可撓性の基板 8 1 4 の 2 つの縁部を接続して開口を閉じるために、継手 4 5 5 に沿って封止を提供するように材料のビードが縁部に設けられる。封止は、血液等の体液が撮像アセンブリ 1 1 0 に入ることを防ぐ。

【 0 0 5 7 】

[0068] 図 8 B に示されるように、内側部材 4 1 0 と超音波トランスデューサ要素 2 1 2 との間に音響パッキング材 4 2 0 が配置される。音響パッキング材 4 2 0 は、空間 8 1 6 内の要素 2 1 2 間に延びるように、内側部材 4 1 0 と可撓性基板 8 1 4 との間にも延びることができる。パッキング材 4 2 0 は、超音波エネルギーが、有利には長手方向軸 1 5 0 から離れるようにのみ伝播するように音波を妨げる、例えば減衰させる。示すように、内側部材 4 1 0 は、長手方向軸 1 5 0 の周りに管腔 4 1 5 を生成する。いくつかの例では、パッキング材 4 2 0 は、超音波トランスデューサ要素 2 1 2 間の開口において可撓性基板 8 1 4 まで延び、超音波トランスデューサ要素 2 1 2 間の空間を覆う。

【 0 0 5 8 】

[0069] 図 9 は、本開示の態様による、管腔内撮像デバイス 1 0 2 の遠位部分の概略等角図である。撮像アセンブリ 2 0 0 は、可撓性細長部材 1 2 2 の遠位部分に配設される。可撓性遠位部材 9 1 0 は、撮像アセンブリ 2 0 0 から遠位方向に延びる。遠位部材 9 1 0 は、内側部材の管腔 4 1 5 と連通する管腔を含むことができ、この管腔を通してガイドワイヤ 1 1 8 が延びる。撮像アセンブリ 2 0 0 は、環状形状のコントローラ 2 1 0、2 2 0 間に配設された超音波トランスデューサアレイ 1 2 4 を含む。撮像アセンブリ 2 0 0 に関連付けられた比較的短い堅い長さ起因して、いくつかの実施形態では、デバイス 1 0 2 は 2 つ以上の撮像アセンブリを含むことができる。例えば、撮像アセンブリは、可撓性細長部材 1 2 2 に結合し、2 mm ~ 1 0 mm の距離だけ分離することができる。そのような実施形態では、体腔内の複数のロケーションが同時にあり得る。血管内の異なるロケーションは、デバイス 1 0 2 を動かすことなく撮像することができる。

【 0 0 5 9 】

[0070] 図 1 0 は、本開示の態様による、図 9 の切断線 1 0 - 1 0 に沿った管腔内撮像デバイス 1 0 2 の概略断面図である。撮像デバイス 1 0 2 は、長手方向軸 1 5 0 に平行な又は交差する平面に沿って示される。いくつかの例では、図 1 0 に示される断面図は、図 8 B に示す断面図と垂直である。

【 0 0 6 0 】

[0071] トランスデューサ要素 2 1 2 は、可撓性基板 8 1 4 に結合され、コントローラ 2 1 0、2 2 0 間を長手方向に延びる。コントローラ 2 1 0、2 2 0 とトランスデューサ要素 2 1 2 との間の電気通信は、コントローラ 2 1 0、2 2 0 の外径部に沿って配設されたボンダパッド 3 1 2 との接触によって確立される。コントローラ 2 1 0、2 2 0 は、内側部材 4 1 0 上に配設された導電性トレース（例えば、導電性トレース 4 3 0）を介して電気通信する。コントローラ 2 1 0、2 2 0 のボンダパッド 5 1 0 は、内径部に沿って設けられ、内側部材 4 1 0 の導電性トレースに接触する。ボンダパッド 6 1 0 は、コントローラ 2 1 0 の近位面上に配設され、導体 7 1 0 に電氣的及び機械的に結合される。撮像アセンブリ 2 0 0 は、内側部材 4 1 0 及び外側部材 4 1 2 を含む、デバイス 1 0 2 の可撓性細長部材の遠位部分に配設される。内側部材 4 1 0 は、コントローラ 2 1 0、2 2 0 の管腔を通して延びる。遠位部材 9 1 0 は、撮像アセンブリ 2 0 0 から遠位方向に延びる。いくつかの実施形態では、外側部材 4 1 2 はコントローラ 2 1 0 との重ね継手を形成し、かつ/又は遠位部材 9 1 0 はコントローラ 2 2 0 との重ね継手を形成する。可撓性基板 8 1 4 は、コントローラ 2 1 0、2 2 0 との重ね継手を形成することもできる。パッキング材 4 2 0 は、内側部材 4 1 0、コントローラ 2 1 0、2 2 0、可撓性基板 8 1 4 及び/又は

10

20

30

40

50

トランスデューサ 2 1 2 によって画定される空間に延びる。いくつかの実施形態では、バック材 4 2 0 は液体であり、内側部材 4 1 0 の凹部 4 1 4 を介して空間内に導入される。バック材 4 2 0 は、固化し、撮像デバイス 1 0 2 の構成要素に機械的に結合することができる。いくつかの実施形態では、接着剤は、機械的結合のために撮像デバイス 1 0 2 の様々な構成要素間で用いられる。

【 0 0 6 1 】

[0072] 図 1 1 は、本明細書に記載の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 1 1 0 0 の流れ図である。他の実施形態では、方法 1 1 0 0 のステップは、図 1 1 に示すのと異なる順序で行うことができ、ステップの前、ステップ中及びステップ後に、更なるステップを設けることができ、記載されるステップのうちのいくつかは、置き換え又は削除することができることが理解される。方法 1 1 0 0 のステップは、管腔内撮像デバイス 1 0 2 の製造者によって実行することができる。

10

【 0 0 6 2 】

[0073] ステップ 1 1 0 2 において、方法 1 1 0 0 は、患者内の体腔に挿入されるように構成される可撓性細長部材の遠位部分において第 1 の集積回路コントローラを位置決めすることを含む。第 1 の集積回路コントローラは、環状形状を含むことができる。例えば、図 1 に示すように、撮像アセンブリ 1 1 0 は、可撓性細長部材 1 2 2 の遠位部分に位置決めされる。いくつかの実施形態では、図 1 に示すように、可撓性細長部材 1 2 2 は、患者内の脈管 1 2 0 等の体腔に挿入される。いくつかの例では、図 7 の撮像アセンブリ 7 0 0 は、可撓性細長部材 1 2 2 の遠位部分に位置決めされる。いくつかの実施形態では、図 7 に示すように、撮像アセンブリ 7 0 0 は、複数の超音波トランスデューサ要素 2 1 2 を含む。

20

【 0 0 6 3 】

[0074] ステップ 1 1 0 4 において、方法 1 1 0 0 は、遠位部分において可撓性細長部材の長手方向軸の周りに複数の超音波トランスデューサ要素を位置決めすることを含む。例えば、ステップ 1 1 0 4 は、可撓性細長部材の長手方向軸の周りに複数の超音波トランスデューサ要素を配置することを含むことができる。いくつかの例では、図 8 A 及び図 8 B に示すように、超音波トランスデューサ要素 2 1 2 は、可撓性基板上に配設され、可撓性基板は、可撓性細長部材の長手方向軸 1 5 0 の周りに配置される。例えば、撮像アセンブリ 1 1 0 は、可撓性細長部材 1 2 2 の遠位部分が患者脈管 1 2 0 に挿入されるとき、撮像アセンブリ 1 1 0 を用いて管腔を撮像することができるように、可撓性細長部材 1 2 2 の遠位部分に配設される。いくつかの例では、複数の超音波トランスデューサ要素 2 1 2 は、円形構成又は多角形構成等の環状構成で配置される。いくつかの例では、超音波トランスデューサ 2 1 2 は可撓性基板に装着される。

30

【 0 0 6 4 】

[0075] ステップ 1 1 0 6 において、方法 1 1 0 0 は、第 1 の集積回路コントローラと複数の超音波トランスデューサ要素との間で電気通信を確立することを含む。いくつかの実施形態では、図 2 に示すように、環状形状のコントローラ 2 1 0 及び 2 2 0 が超音波トランスデューサ 2 1 2 に結合され、超音波トランスデューサ 2 1 2 と通信する。図 3、図 5 及び図 6 に示すように、環状形状のコントローラ 2 2 0 は、外側ボンドパッド 3 1 2 を含み、超音波トランスデューサ 2 1 2 がこの外側ボンドパッド 3 1 2 を通じてコントローラ 2 2 0 に結合及び通信するようになっている。

40

【 0 0 6 5 】

[0076] いくつかの実施形態では、方法 1 1 0 0 は、支持部材の周りに超音波トランスデューサ 2 1 2 を位置決めすることを含む。例えば、超音波トランスデューサ 2 1 2 は、図 4 A 及び図 4 B の内側部材 4 1 0 の周りをロール状構成又は円筒形構成で巻かれる。いくつかの実施形態では、図 5 A に示すように、方法 1 1 0 0 は、超音波トランスデューサ 2 1 2 と内側部材 4 1 0 との間に予備成形されたバック材 4 2 0 を位置決めすることを含む。バック材は、可撓性細長部材の長手方向軸に向かって内側に方向付けられた音波を減衰させるためのデマッチング材料として構成することができる。これらの音波を

50

減衰させることによって、音響エネルギーがトランスデューサ要素から、長手方向軸から離れるように外側に患者の体内の生理機能まで方向付けられる。いくつかの実施形態では、方法 1100 は、可撓性細長部材の長手方向軸に沿って内側部材 410 を配置することを含む。いくつかの実施形態では、方法 1100 は、内側部材 410 によって画定される管腔内で可撓性細長部材の長手方向軸 150 に沿ってガイドワイヤを延ばすことを含む。いくつかの例では、パッキング材 420 は、超音波トランスデューサ要素 212 のための構造的支持を提供することができる。

【0066】

[0077] いくつかの実施形態では、上述したように、超音波トランスデューサ要素 212 は、可撓性基板 814 上に配設又は形成され、可撓性基板は、長手方向軸の周りに配置される。可撓性基板は、外殻が複数の超音波トランスデューサ要素に接触するような、撮像アセンブリの周りの外殻として機能し、撮像アセンブリの周りの音響マッチング層として動作する。いくつかの実施形態では、方法 1100 は、隣接する超音波トランスデューサ要素と可撓性基板 814（例えば、外側部材）との間の空間 816 内に充填材料を挿入、例えば射出することを含む。いくつかの例では、内側部材 410 と超音波トランスデューサ要素 212 との間にパッキング材が挿入、例えば射出され、次に固体構造を提供するように硬化される。いくつかの実施形態では、方法 1100 は、第 1 及び第 2 の集積回路コントローラをエッチングして環状形状にすることを更に含む。いくつかの例では、第 1 及び第 2 の集積回路コントローラ 210 及び 220 の双方が複数の超音波トランスデューサ要素 212 と通信する。

10

20

【0067】

[0078] 当業者であれば、上述の装置、システム、及び方法が様々な方法で変更可能であることを認識するであろう。したがって、当業者は、本開示に包含される実施形態が上記の特定の例示的な実施形態に限定されないことを理解するであろう。これに関して、例示的な実施形態が示され、記載されているが、広範な修正、変更、及び置換が、前述の開示において企図される。そのような変更は、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、広範かつ本開示と一致するように解釈されることが妥当である。

【 図 1 】

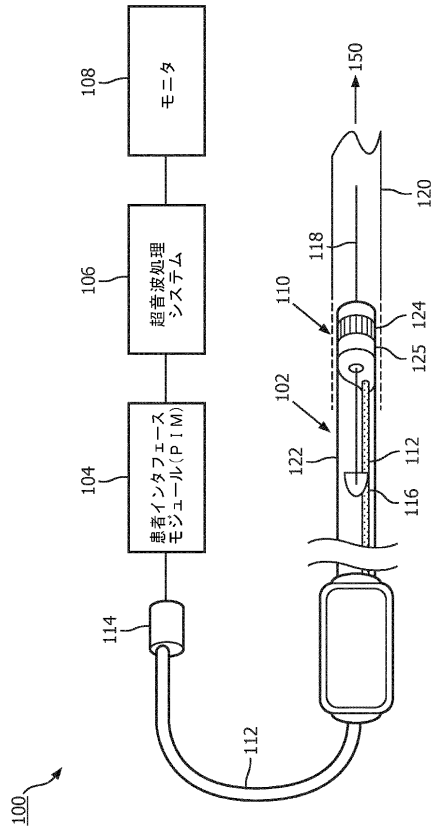


図 1

【 図 2 】

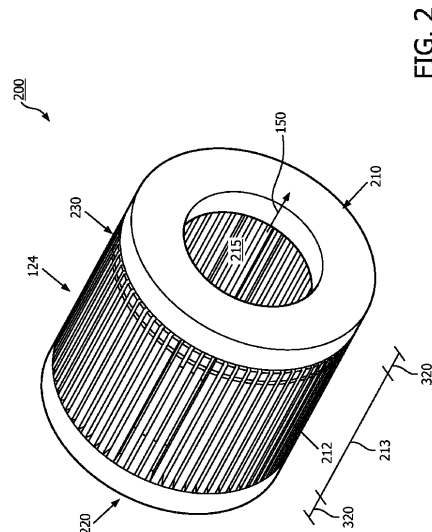


FIG. 2

【 図 3 】

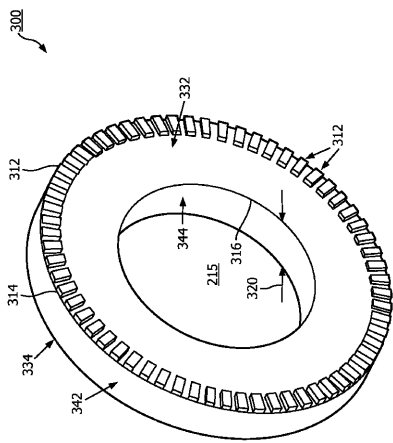


FIG. 3

【 図 4 】

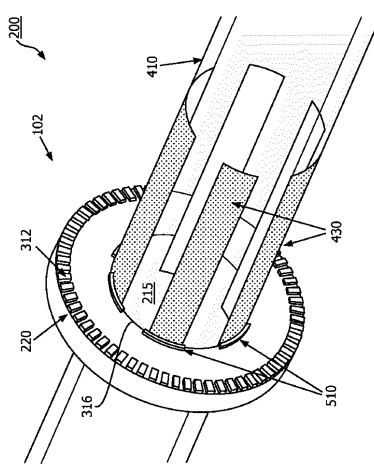


FIG. 4

【 図 5 A 】

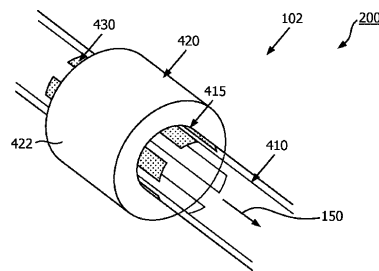


FIG. 5A

【 図 5 B 】

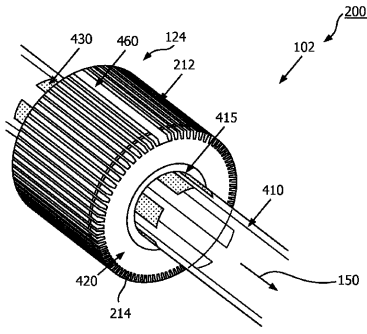


FIG. 5B

【 図 6 】

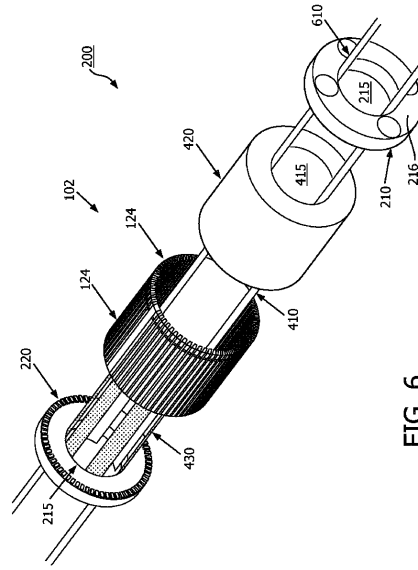


FIG. 6

【 図 7 】

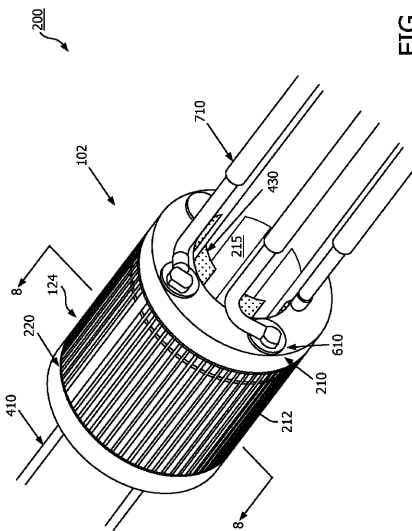


FIG. 7

【 図 8 A 】

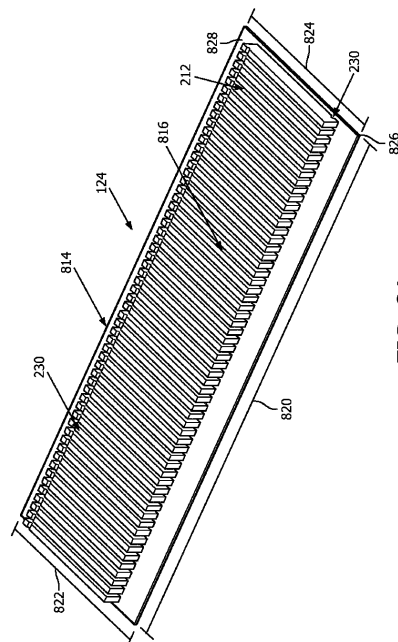


FIG. 8A

【 図 8 B 】

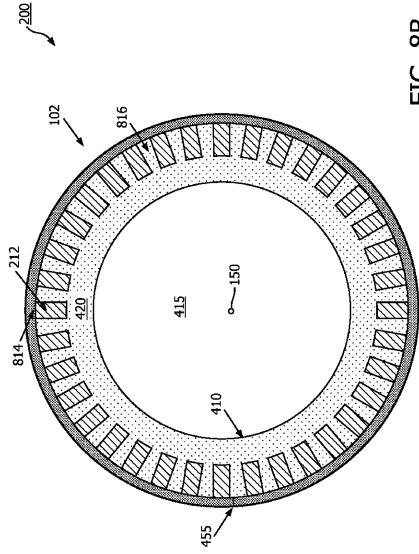


FIG. 8B

【 図 9 】

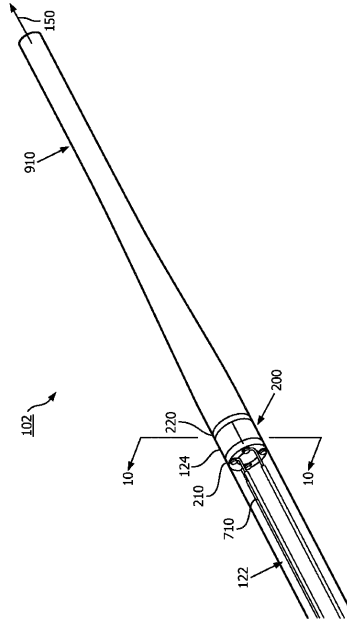


FIG. 9

【 図 1 0 】

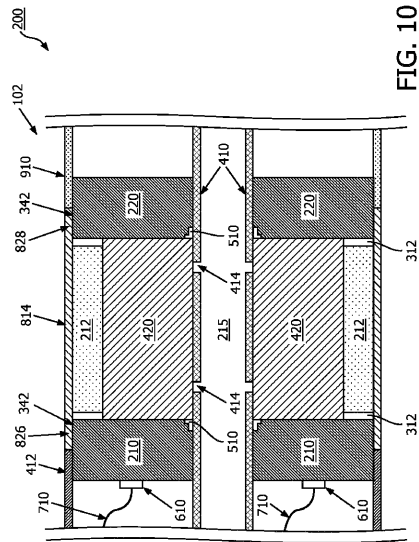


FIG. 10

【 図 1 1 】

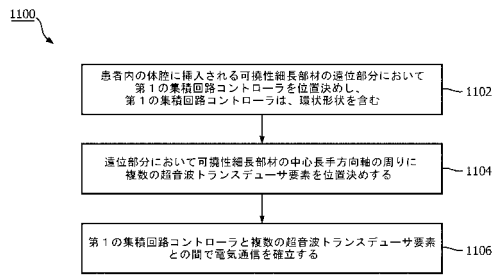


図 1 1

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2018/058378

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. 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) A61M A61B B06B		
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	STOUTE RONALD ET AL: "Optical data link assembly for 360 [mu]m diameter IVUS on guidewire imaging devices", IEEE SENSORS 2014 PROCEEDINGS, IEEE, 2 November 2014 (2014-11-02), pages 217-220, XP032705491, DOI: 10.1109/ICSENS.2014.6984972 [retrieved on 2014-12-12]	1-4,6,7, 11-16
Y	sections: "I. B. Motivation for an optical data guidewire", "II. IVUS on guidewire concept with optical link" figure 3	5,8-10, 17-19
Y	----- US 7 846 101 B2 (VOLCANO CORP [US]) 7 December 2010 (2010-12-07) column 7, lines 45-60 column 9, lines 3-9,49-51 figures 5, 5a ----- -/--	5,8-10, 17-19
<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		"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date		"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
"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)		"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
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
22 June 2018	02/07/2018	
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 Mirkovic, Olinka	

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2018/058378

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2017/001525 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV [NL]; VOLCANO CORP [US]) 5 January 2017 (2017-01-05) the whole document -----	1-19

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/058378

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
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

WO 2017001525	A1	05-01-2017	EP 3316792 A1 09-05-2018
			WO 2017001525 A1 05-01-2017

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

Fターム(参考) 4C601 BB06 BB24 DD14 DD15 EE11 FE04 GB05 GB18

专利名称(译)	腔内超声成像设备的环形集成电路控制器		
公开(公告)号	JP2020512144A	公开(公告)日	2020-04-23
申请号	JP2019553511	申请日	2018-04-02
[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		
发明人	デイヴィス ステフェン チャールズ		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	B06B1/0625 B06B1/0633 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4494 A61B8/54 B06B1/0207		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FE04 4C601/GB05 4C601/GB18		
优先权	62/479412 2017-03-31 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，该柔性细长构件可插入患者体内的体腔中。柔性细长构件可限定纵向轴线。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。成像组件可具有围绕纵轴布置的多个超声换能器元件。成像组件还包括与多个超声换能器元件通信的第一集成电路控制器。第一集成电路控制器可以是环形的。在一些实施例中，成像组件可以包括与超声换能器元件和第一集成电路控制器通信的第二集成电路控制器。第二集成电路控制器可以是环形的。

(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2020-512144 (P2020-512144A) (43) 公表日 令和2年4月23日 (2020.4.23)
(51) Int. Cl. A61B 8/12 (2006.01)	F I A61B 8/12	テーマコード (参考) 4C601
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2019-553511 (P2019-553511)	(71) 出願人 59000248 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 イン ドーフエン 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 デイヴィス ステフェン チャールズ オランダ国 5656 アーヘー イン ドーフエン ハイ テック キャンパス 5
(86) (22) 出願日 平成30年4月2日 (2018.4.2)		
(85) 翻訳文提出日 令和1年11月12日 (2019.11.12)		
(86) 国際出願番号 PCT/EP2018/058378		
(87) 国際公開番号 W02018/178382		
(87) 国際公開日 平成30年10月4日 (2018.10.4)		
(31) 優先権主張番号 62/479,412		
(32) 優先日 平成29年3月31日 (2017.3.31)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 腔内超音波撮像デバイスのための環状集積回路コントローラ		