

(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2017-513643

(P2017-513643A)

(43) 公表日 平成29年6月1日(2017.6.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
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 20 頁)

(21) 出願番号 特願2016-564309 (P2016-564309)
 (86) (22) 出願日 平成27年4月23日 (2015.4.23)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年10月25日 (2016.10.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/027292
 (87) 国際公開番号 W02015/167923
 (87) 国際公開日 平成27年11月5日 (2015.11.5)
 (31) 優先権主張番号 61/985,220
 (32) 優先日 平成26年4月28日 (2014.4.28)
 (33) 優先権主張国 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 Eindhoven
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内デバイスのためのブレドープされた固体基質

(57) 【要約】

システム、デバイス及び方法は、音響減衰物質をドーブされた重合物質から成る構造単体に取り付けられている超音波トランスデューサのアレイを含むソリッドステート血管内超音波 (IVUS) イメージングシステムを提供する。単体を組み立てるための、音響減衰物質をドーブされた重合物質の使用は、IVUSイメージング信号に関連する信号対雑音比を改善するのを助ける。

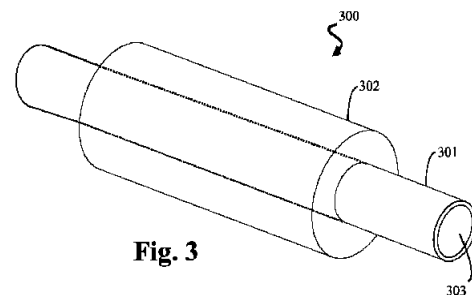


Fig. 3

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

スキャナアセンブリを有し、該スキャナアセンブリは、
内腔領域を含むフェルールと、
音響減衰物質をドープされた重合物質を含み、前記フェルールの少なくとも一部を囲む
単体と、

トランスデューサアレイを含み、前記単体の上に取り付けられるフレックス回路と
を含む、血管内超音波デバイス。

【請求項 2】

前記フェルール及び前記単体は円筒型である、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

10

【請求項 3】

前記フェルールは金属物質を含む、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 4】

前記フェルールは重合物質を含む、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 5】

前記フェルールの前記内腔領域は、ガイドワイヤを受容するような大きさ及び形状にさ
れる、

20

請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 6】

前記音響減衰物質は導電接着剤である、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 7】

前記重合物質は、前記音響減衰物質を一様にドープされる、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 8】

前記フレックス回路は、前記単体に巻き付けられる、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

30

【請求項 9】

前記フレックス回路は、接着剤により前記単体に固定される、
請求項 8 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 10】

前記単体は複数の放射線不透過マーカを含む、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 11】

前記複数の放射線不透過マーカは、前記単体の外面に固定されている別個の要素を含
む、

請求項 10 に記載の血管内超音波デバイス。

40

【請求項 12】

前記単体は、前記複数の放射線不透過マーカを形成するよう放射線不透過物質をド
ープされる、

請求項 10 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 13】

前記単体は、前記フレックス回路によって覆われている前記単体の部分において前記複
数の放射線不透過マーカのうちの少なくとも 1 つを含む、

請求項 10 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 14】

前記単体は、制御領域及びトランスデューサ領域を含み、前記制御領域は、前記ラン

50

スデューサ領域とは異なる断面形状を有する、

請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 1 5】

前記単体は、円形断面形状を有する前記トランスデューサ領域と、非円形断面形状を有する前記制御領域との間で形状が変化する遷移区間を含む、

請求項 1 4 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 1 6】

血管内超音波デバイスのスキャナアセンブリを形成する方法であって、

音響減衰物質をドーブされた重合物質を設けるステップと、

前記ドーブされた重合物質により単体を組み立てるステップと、

トランスデューサアレイを備えるフレックス回路を前記組み立てられた単体の上に取り付け

付けるステップと

を有する方法。

【請求項 1 7】

前記フレックス回路を取り付けるステップは、接着剤を用いて前記フレックス回路を前記単体の上に固定することを含む、

請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記単体を組み立てるステップは、ダイを用いて前記ドーブされた重合物質をスエージ加工することを含む、

請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記単体を組み立てるステップは、前記ドーブされた重合物質を射出成形することを含む、

請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記単体を組み立てるステップは、前記ドーブされた重合物質を押出成形することを含む、

請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 1】

前記重合物質を設けるステップは、前記重合物質に前記音響減衰物質をドーブすることを含む、

請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 2】

複数の放射線不透過マーカーを前記単体の外面に固定するステップ

を更に有する請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 3】

複数の放射線不透過マーカーを形成するよう前記単体に放射線不透過物質をドーブするステップ

を更に有する請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 4】

前記単体は、前記フレックス回路によって覆われている前記単体の部分において少なくとも 1 つの放射線不透過マーカーを含む、

請求項 2 2 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、概して、血管内超音波 (I V U S ; IntraVascular UltraSound) イメージングシステムの音響性能を改善及び最適化することに関係があり、特に、ソリッドステート I V U S イメージングシステムに関係がある。本開示に従う様々な実施形態において、

10

20

30

40

50

ソリッドステート I V U S イメージングシステムは、フレックス回路へ接続されており且つ構造単体 (uni-body) に取り付けられている超音波トランスデューサのアレイを含んでよい。単体は、音響減衰物質をプレドープされた重合物質から成ってよい。このようにして、I V U S イメージングシステムに関連する信号対雑音比、従って、I V U S 画像の全体の品質は、改善され得る。

【背景技術】

【0002】

I V U S イメージングシステムは、治療の必要性を判断するために、インターベンションを誘導するために、及び / 又は施された治療の有効性を評価するために、患者の体内の管 (例えば、動脈) を評価する診断ツールとして、インターベンショナル心臓学において広く使用されている。I V U S イメージングシステムで広く使用されている血管内デバイスの 2 つのタイプは、回転式及びソリッドステートである。従来の回転式血管内デバイスは、関心のある管の中に挿入された血管内デバイスの鞘内で継続的に回転するフレキシブル駆動ケーブルを含んでよい。他方で、ソリッドステート血管内デバイスは、トランスデューサ制御回路の組に接続されているデバイスの外周の周りに分布した超音波トランスデューサ (通常は 32 又は 64 個) のアレイを含む超音波スキャナアセンブリを持っている。トランスデューサ制御回路は、超音波パルスを送信し且つイメージングのためのエコー信号を受信する個々のトランスデューサ又はトランスデューサのサブセットを選択する。送信 - 受信トランスデューサ対のシーケンスを経ることによって、ソリッドステート血管内デバイスは、可動部なしで、機械的にスキャンされたトランスデューサ要素の効果を合成することができる。更には、可動部がないので、インターフェイスは単純化され、スキャナアセンブリは、簡単な電気ケーブルによりイメージングシステムへ直接に配線され得る。

10

20

【0003】

従来のソリッドステート血管内デバイスにおけるトランスデューサは、通常は、ステンレス鋼単体に巻き付けられているフレックス回路の上に取り付けられる。フレックス回路は、その場合に、ステンレス鋼単体の上に定められる。更には、音響性能を改善するように、フレックス回路とステンレス鋼単体の表面との間の如何なる空洞も、液状裏当て材を充填される。アセンブリは、次いで、液状裏当て材が固まってくっつくことを可能にするよう硬化される。固まると、如何なる余分の裏当て材も洗浄される。

30

【0004】

従来のソリッドステート血管内デバイスは、I V U S イメージングの間に高い音響性能を確保することができる。特に、上述されたように、従来のソリッドステート血管内デバイスでは、フレックス回路とステンレス鋼単体の表面との間の空洞は、音響性能を改善するよう液状裏当て材を充填される。しかし、液状裏当て材は、通常、直径が 0.007 インチである開口を通じて注入されるので、エアポケットは空洞内に形成され得、これは、ソリッドステート血管内デバイスの音響性能を低下させる。また、液状裏当て材の注入により異なった空洞の充電において一貫性を確保する方法はない。従って、音響性能は、トランスデューサの異なった所定のサブセットを使用する場合に、一貫性がなく且つ非一様である。最終的に、アセンブリは、液状裏当て材を硬化するよう加熱され、次いで、如何なる余分の裏当て材も除去するよう洗浄され、それによって、従来のソリッドステート血管内デバイスを製造することに関連した時間及び費用を望ましくなく増大させる。

40

【0005】

そのようなものとして、ソリッドステート I V U S イメージングシステムを製造することに関連した時間及び費用を管理しながら、ソリッドステート I V U S イメージングシステムの音響性能を改善及び最適化する必要性が依然としてある。本願で開示されているデバイス、システム及び方法は、従来のデバイスの欠点の 1 つ以上を解消する。

【発明の概要】

【0006】

一態様において、本開示は、スキャナアセンブリを有し、該スキャナアセンブリは、

50

内腔領域を含むフェルールと、音響減衰物質をドープされた重合物質から成り、前記フェールの少なくとも一部を囲む単体と、トランスデューサアレイを含み、前記単体の上に取り付けられるフレックス回路とを含む、デバイスを提供する。いくつかの実施形態において、前記フェール及び前記単体は、形状が円筒型であってよい。更に、前記フェールは、金属又は重合体から成ってよい。いくつかの実施形態において、前記フェールの前記内腔領域は、ガイドワイヤを受容するような大きさ及び形状にされてよい。いくつかの実施形態において、前記音響減衰物質は、エポキシのような、如何なるタイプの導電接着剤であってもよい。いくつかの実施形態において、前記重合物質は、前記音響減衰物質を一様にドープされてよい。前記フレックス回路は、前記単体の周りに巻き付けられた構成において前記フレックス回路を巻き付けることによって、前記単体に取り付けられてよい。前記フレックス回路は、接着剤により前記単体に固定されてよい。いくつかの実施形態において、前記単体は複数の放射線不透過マーカを含んでよい。前記複数の放射線不透過マーカは、前記単体の外面に固定されている別個の要素を含んでよい。前記単体は、前記複数の放射線不透過マーカを形成するよう放射線不透過物質をドープされてよい。更には、前記単体は、前記フレックス回路によって覆われている前記単体の部分において少なくとも1つの放射線不透過マーカを含んでよい。いくつかの実施形態において、前記単体は、制御領域及びトランスデューサ領域を含んでよく、前記制御領域は、前記トランスデューサ領域に対して断面形状を有する。いくつかの実施形態において、前記単体は、非円形断面形状を有する前記制御領域と、円形断面形状を有する前記トランスデューサ領域との間で形状が変化する遷移区間を含んでよい。

10

20

【0007】

他の態様において、本開示は、血管内超音波（IVUS）デバイスのスキャナアセンブリを提供する方法を提供する。方法は、音響減衰物質をドープされた重合物質を設けるステップと、前記ドープされた重合物質により単体を組み立てるステップと、トランスデューサアレイを備えるフレックス回路を前記組み立てられた単体の上に取り付けるステップとを含んでよい。前記フレックス回路を取り付けるステップは、接着剤を用いて前記フレックス回路を前記単体の上に固定することを含んでよい。いくつかの実施形態において、前記組み立てるステップは、ダイを用いて前記ドープされた重合物質をスエージ加工すること、前記ドープされた重合物質を射出成形すること、及び／又は前記ドープされた重合物質を押出成形することを含んでよい。いくつかの実施形態において、前記単体を設けるステップは、前記音響減衰物質を前記重合物質に一様にドープすることを含んでよい。方法は、複数の放射線不透過マーカを前記単体の外面に固定するステップを更に含んでよい。いくつかの実施形態において、前記複数の放射線不透過マーカは別個の要素であってよい。いくつかの実施形態において、前記単体は、複数の放射線不透過マーカを形成するよう放射線不透過物質をドープされてよい。いくつかの実施形態において、少なくとも1つの放射線不透過マーカは、前記フレックス回路によって覆われている前記単体の部分において設けられてよい。

30

【0008】

前述の概要及び以下の詳細な説明はいずれも、当然ながら例及び説明であり、本開示の適用範囲を制限することなしに本開示の理解を提供することを目的とする点が理解されるべきである。それに関連して、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当業者に明らかであろう。

40

【図面の簡単な説明】

【0009】

添付の図面は、本願において説明を伴って開示されているデバイス及び方法の実施形態を表し、本開示の原理を説明するのに役立つ。本明細書の全体を通じて、同じ要素は、記載されているどの実施形態でも、同じ参照符号により参照されるときはいつでも、共通の要素を指す。一箇所において特定の要素に帰するとされた特性、属性、機能、相互関係は、特段別なふうに示されない限りは、他の箇所で同じ参照符号によって参照される場合にそれらの要素に当てはまる。

50

【 0 0 1 0 】

以下で参照される図は、単に、本開示の基礎的な教示の説明を簡単にするために、描かれている。次の実施形態を形成する部分の数、位置、関係、及び寸法に対する図の拡張は、説明されるか、あるいは、以下の説明が読まれ理解された後に当業者が備えている技能の範囲内にある。更には、特定の力、重さ、強さ、及び同様の要件に従うための正確な寸法及び寸法比は、以下の説明が読まれ理解された後に同様に当業者が備えている技能の範囲内にある。

【 0 0 1 1 】

以下は、本発明を記載するために使用される夫々の図の簡単な説明であり、よって、単に実例を目的として提示されており、本発明の適用範囲を制限すべきではない。

10

【図 1】本開示の実施形態に従う、例となる血管内超音波（I V U S）イメージングシステムの概略図である。

【図 2】本開示の実施形態に従う、例となる超音波スキャナアセンブリの部分の上面図である。

【図 3】本開示の実施形態に従う、例となる取付構造の斜視図である。

【図 4】本開示の他の実施形態に従う、例となる取付構造の斜視図である。

【図 5】本開示の実施形態に従う超音波スキャナアセンブリの例となるトランスデューサ領域の断面端面図である。

【図 6】本開示の実施形態に従う超音波スキャナアセンブリの例となる制御領域の断面端面図である。

20

【図 7】本開示の実施形態に従う、例となる超音波スキャナアセンブリの部分の斜視図である。

【図 8】本開示の実施形態に従ってスキャナアセンブリを提供する、例となる方法を表す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

本開示の原理の理解を促すことを目的として、これより、図面に表されている実施形態が参照され、特殊言語は、それらの実施形態を記載するために使用される。それでもなお、本開示の適用範囲への制限は意図されないことが理解される。記載されているデバイス、システム、及び方法、並びに本開示の原理の如何なる更なる用途への如何なる変更及び更なる改良も、本開示が関係している技術において通常の知識を有する者に普通に思い浮かぶように、十分に熟考され、本開示内に含まれている。例えば、I V U S システムは、心臓血管イメージングに関して記載されているが、この用途に制限されるよう意図されないことが理解される。システムは、密閉されたキャビティ内のイメージングを必要とする如何なる用途にも同様に適している。特に、一実施形態に関して記載されている特徴、コンポーネント、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ている特徴、コンポーネント、及び／又はステップと組み合わせられてよいことが十分に熟考されている。簡潔さのために、それらの組み合わせの多数の繰り返しは、別々に記載されない。

30

【 0 0 1 3 】

上述されたように、ソリッドステート I V U S イメージングシステムの音響性能を改善及び最適化する必要性がある。本開示は、血管内超音波（I V U S）イメージングシステム、特に、ソリッドステート I V U S イメージングシステムの音響性能を改善し且つ最適化するデバイス、システム、及び方法を記載する。特に、本開示は、音響減衰物質を注入又はブレドープされた重合物質でできている構造単体において I V U S トランスデューサ及びフレックス回路を取り付けることを開示する。音響減衰物質をブレドープされた重合物質の使用は、単体の長さ全体にわたって一貫した音響吸収を可能にし、I V U S 信号に関連した信号対雑音比を改善する。これは、I V U S イメージングシステムの全体の音響性能を最適化する。また、単体を構成する固体のブレドープされた重合物質の使用は、如何なる液状裏当て材も使用する必要性を排除する。そのようなものとして、本開示提案されているデバイス及びシステムの実施形態は、従来のソリッドステート I V U S イメージ

40

50

ングシステムに関して観測され得る一貫性がなく且つ非一様な音響性能を回避する。更には、目下開示されているデバイス及びシステムの実施形態は、如何なる液状裏当て材も加熱及び硬化する必要がないので、改善された製造可能性を有する。ソリッドステートIVUSシステムを製造することに関連した全体のコストも削減される。

【0014】

図1は、本開示の実施形態に従う血管内超音波(IVUS)イメージングシステム100の概略図である。いくつかの実施形態において、IVUSイメージングシステム100は、圧電性ジルコネート酸塩トランスデューサ(PZT; piezoelectric zirconate transducer)ソリッドステートIVUSイメージングシステムであってよい。他の実施形態では、システム100は、容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ(CMUT; capacitive micromachined ultrasonic transducer)、及び/又は圧電型マイクロマシン超音波トランスデューサ(PMUT; piezoelectric micromachined ultrasonic transducer)を組み込んでよい。IVUSイメージングシステム100は、IVUS血管内デバイス102、患者インターフェイスモジュール(PIM; patient interface module)104、IVUSコンソール若しくはプロセッシングシステム106、及び/又はモニタ108を含んでよい。

10

【0015】

高いレベルで、IVUS血管内デバイス102は、イメージングシステム100の遠位端にあるスキャナアセンブリ110に含まれるトランスデューサから超音波エネルギーを発する。超音波エネルギーは、スキャナ110を囲む組織構造によって反射され、組織からのエコー信号は、スキャナ110に含まれている回路によって受信され増幅されてよい。PIM104は、スキャナアセンブリ110の動作を制御するようIVUSコンソール106とIVUS血管内デバイス102との間の信号の通信を助けてよい。これは、スキャナを設定し、送信器回路をトリガする制御信号を生成及び/又は供給することと、スキャナアセンブリ110によって捕捉されたエコー信号をIVUSコンソール106へ転送することを含んでよい。エコー信号に関して、PIM104は、受信された信号を転送してよく、いくつかの実施形態では、信号をコンソール106へ転送する前に予備的な信号処理を実施してよい。例えば、PIM104は、信号をコンソール106へ転送する前に、データの増幅、フィルタリング、及び/又は集約を実施してよい。一実施形態において、PIM104はまた、スキャナ100内の回路の動作をサポートするようハイ及びロー電圧DC電力を供給してよい。IVUSコンソール106は、PIM104を経由してスキャナ110からエコーデータを受け取ってよく、スキャナ100を囲む組織の画像を生成するようデータを処理してよい。コンソール106はまた、モニタ108において画像を表示してよい。

20

30

【0016】

いくつかの実施形態において、血管内デバイスは、Volcano Corporationから入手可能なEagleEye(登録商標)カテーテル、及び米国特許第7846101号で開示されているもののような、旧来のソリッドステート血管内デバイスと同様のいくつかの機構を含む。なお、米国特許第7846101号は、その全文を参照により本願に援用される。例えば、IVUSデバイス102は、デバイス102の遠位端にある超音波スキャナアセンブリ110と、デバイス102の縦長の本体に沿って延在するケーブル112とを含んでよい。ケーブル112は、デバイス102の近位端にあるコネクタ114において終端してよい。コネクタ114は、ケーブル112をPIM104へ電氣的に結合してよく、IVUSデバイス102をPIM104へ物理的に接続してよい。いくつかの実施形態において、IVUSデバイス102は、ガイドワイヤ出口ポート116を更に含んでよい。然るに、いくつかの場合に、IVUSデバイスは、ラピッドエクスチェンジ・カテーテルであってよい。ガイドワイヤ出口ポート116は、ガイドワイヤ118が、デバイス102を管120に通すために、遠位端に向かって挿入されることを可能にしてよい。管120は、撮像され得る生体内の液体で満たされた又は囲まれた自然又は人工の構造物に相当してよく、例えば、制限なしに、肝臓、心臓、腎臓、胆嚢、脾臓、肺を含む臓器;ダクト;腸;

40

50

脳、硬膜嚢、脊髄及び末梢神経を含む神経系統；尿道；並びに身体の血液又は他の系統内の弁を含むことができる。自然の構造物を撮像することに加えて、画像は、例えば、制限なしに、心臓弁、ステント、シャント、フィルタ、及び身体内に置かれた他のデバイスのような、人工構造物を撮像することを更に含んでよい。実施形態において、I V U S デバイス 1 0 2 は、遠位端の近くにある可膨張バルーン部 1 2 2 を含んでよい。バルーン部 1 2 2 は、I V U S デバイスの長さに沿って移動し、膨張部（図示せず。）において終わる内腔に開かれてよい。バルーン 1 2 2 は、膨張部を介して選択的に膨張又は収縮してよい。

【 0 0 1 7 】

図 2 は、本開示の実施形態に従う超音波スキャナアセンブリ 1 1 0 の部分の上面図である。図 2 は、超音波スキャナアセンブリ 1 1 0 をその平坦な形態において表す。スキャナアセンブリ 1 1 0 は、フレックス回路 2 0 6 に取り付けられているトランスデューサアレイ 2 0 2 及びトランスデューサ制御回路 2 0 4（コントローラ 2 0 4 a 及び 2 0 4 b を含む。）を含んでよい。トランスデューサアレイ 2 0 2 は、如何なる個数及びタイプの超音波エコートランスデューサ 2 1 0 も含んでよい。なお、明りょうさのために、図 2 では、限られた数の超音波トランスデューサしか表されていない。いくつかの実施形態において、トランスデューサアレイ 2 0 2 は、6 4 個の個別的な超音波トランスデューサ 2 1 0 を含んでよい。いくつかの実施形態において、トランスデューサアレイ 2 0 2 は、3 2 個の超音波トランスデューサを含んでよい。他の個数が考えられており、提供される。いくつかの実施形態において、トランスデューサアレイ 2 0 2 の超音波トランスデューサ 2 1 0 は、例えば、米国特許第 6 6 4 1 5 4 0 号で開示されているような、高分子圧電材を用いて微小電気機械システム（MEMS；microelectromechanical system）基材の上に製造された圧電型マイクロマシン超音波トランスデューサ（PMUT）であってよい。なお、米国特許第 6 6 4 1 5 4 0 号は、その全文を参照により本願に援用される。代替の実施形態では、トランスデューサアレイは、バルク P Z T トランスデューサ、容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ（CMUT）、単結晶圧電材、他の適切な超音波送信器及び受信機、並びに / 又はそれらの組み合わせのような、圧電性ジルコン酸塩トランスデューサ（PZT）を含んでよい。

【 0 0 1 8 】

表されている実施形態では、スキャナアセンブリ 1 1 0 は、9 個のトランスデューサ制御回路 2 0 4 を含んでよく、そのうちの 5 個が図示されている。4、8、9、16、17 及びそれ以上を含む他の個数のトランスデューサ制御回路 2 0 4 を組み込む設計は、他の実施形態において利用されてよい。いくつかの実施形態では、単一のコントローラがマスタコントローラに指定されてよく、ケーブル 1 1 2 から直接に信号を受信するよう構成されてよい。残りのコントローラはスレーブコントローラであってよい。表されている実施形態では、マスタコントローラ 2 0 4 a は、いずれのトランスデューサ 2 1 0 も直接に制御しない。他の実施形態では、マスタコントローラ 2 0 4 a は、スレーブコントローラ 2 0 4 b と同数のトランスデューサ 2 1 0 を有してよく、あるいは、スレーブコントローラ 2 0 4 b と比較して少ないトランスデューサ 2 1 0 の組を有してよい。表されている実施形態では、単一のマスタコントローラ 2 0 4 a 及び 8 個のスレーブコントローラ 2 0 4 b が設けられている。8 個のトランスデューサは、夫々のスレーブコントローラ 2 0 4 b へ割り当てられてよい。そのようなコントローラは、それらが駆動することができるトランスデューサの数に基づき 8 チャンネルコントローラと称され得る。

【 0 0 1 9 】

マスタコントローラ 2 0 4 a は、設定データに基づきスレーブコントローラ 2 0 4 b のための夫々の制御信号を生成及び / 又は供給し、且つ、ケーブル 1 1 2 を介して受信されたトリガを送信してよい。マスタコントローラ 2 0 4 a はまた、スレーブコントローラ 2 0 4 b からエコーデータを受け取って、該エコーデータをケーブル 1 1 2 を介して再送信してよい。そうするよう、いくつかの実施形態では、マスタコントローラ 2 0 4 a は、エコー増幅器（図示せず。）を含んでよい。この構成において、マスタコントローラ 2 0 4

10

20

30

40

50

aは、増幅されていないか又は部分的に増幅されたエコーデータを受け取ってよく、そして、ケーブル112に沿ってエコーデータを駆動するための必要な増幅を実施してよい。

【0020】

実施形態において、フレックス回路206は、構造支持体を提供してよく、トランスデューサ制御回路204を夫々のトランスデューサ210へ物理的且つ電氣的に接続してよい。フレックス回路206は、KAPTON（デュポンの登録商標）のような可撓性のポリイミド材のフィルム層を含んでよい。他の適切な材料は、ポリエステルフィルム、ポリイミドフィルム、ポリエチレン・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、及び他の可撓性の印刷回路基板、並びにUpilex（宇部興産株式会社の登録商標）及びTEFLON（E・I・デュポンの登録商標）を含む。本開示に従って、フィルム層は、いくつかの場合に円筒形トロイドを形成するように単体構造に巻き付けられるよう構成されてよい。従って、フィルム層の厚さは、一般に、スキャナアセンブリ110における湾曲の程度に関係があってよい。いくつかの実施形態において、フィルム層は、5 μm から100 μm の間であってよく、いくつかの特定の実施形態によれば、12.7 μm から254 μm の間であってよい。

【0021】

いくつかの実施形態において、フレックス回路206は、フィルム層に形成された導電性トレースを更に含んでよい。そのような導電性トレースは、トランスデューサ制御回路204とトランスデューサ210との間で信号を運んでよく、且つ、ケーブル112の導体を接続するパッドの組を提供してよい。導電性トレースのための適切な材料は、銅、金、アルミニウム、銀、タンタル、ニッケル、及びスズを含み、スパッタリング、めっき、及びエッチングのような加工によってフレックス回路206に溶着されてよい。いくつかの実施形態において、フレックス回路206はクロム密着層を含んでよい。導電性トレースの幅及び厚さは、フレックス回路206がトロイドを形成するよう丸められる場合に適切な導電性及び弾性を提供するように選択されてよい。それに関連して、導電性トレースの厚さの範囲の例は10から50 μm の間であってよい。例えば、実施形態において、20 μm の導電性トレースは、20 μm の間隔で分けられてよい。導電性トレースの幅は、トレースに結合されるワイヤの幅又はデバイスのパッドのサイズによって更に決定されてよい。

【0022】

回路は、完成したスキャナアセンブリを形成するよう丸められ得るので、マスタコントローラ及びスレーブコントローラの両方を含む制御回路204は、然るべく成形されてよい。これは、隣接する制御回路204の端とインターフェイス接続するよう構成された制御回路204の端を含んでよい。いくつかの実施形態において、制御回路204は、互いに噛み合う歯212a及び212bを含んでよい。例えば、制御回路204は、ボックスジョイント又はフィンガージョイントを形成するよう隣接する制御回路204の凹凸212bと噛み合う凹凸212aを有して形成されてよい。いくつかの実施形態において、制御回路204は、単独で又は凹凸と組み合わせて、面取り縁214を含んでよい。面取り縁214は、隣接する制御回路204の端に接するよう構成されてよい。いくつかのそのような実施形態では、隣接する制御回路の端は、同様に面取りされてよい。いくつかの実施形態において、コントローラ204の夫々は、同様の凹凸インターフェイスを用いて2つの隣接するコントローラと噛み合っ

【0023】

図3は、本開示の実施形態に従う例となる取付構造300を表す。取付構造300は、固体単体302によって少なくとも部分的に囲まれているフェルール301を含んでよい。一実施形態では、フェルール301は円筒形状を有してよい。なお、フェルール301の他の形状も、幾何学的、非幾何学的、対称的、非対称的、断面形状を含め、考えられる。フェルール301は、金属又は非金属基板から形成されてよい。フェルール301内の内腔領域303は、開いており、ガイドワイヤ出口ポート116と連通し、それによって、スキャナアセンブリ110及び関連する血管内デバイスがガイドワイヤにわたって進め

10

20

30

40

50

るようにすることができる。いくつかの実施形態において、単体 302 は、スキャナアセンブリ 110 の円筒形状に適合するよう円筒形状を有する。単体 302 は、音響吸収物質を注入又はブレードされた重合物質から成ってよい。重合物質は、ナイロン、ペバックス（登録商標）、PE、カプトン（登録商標）、PTFE、PVDF、ポリカーボネイト、PEEK（登録商標）、PET、ETFE、又は何らかの他のタイプの押し出し若しくはモールド加工された管類であってよい。音響吸収物質は、エポキシのような、如何なるタイプの導電接着剤であってもよい。いくつかの実施形態において、フレックス回路 206 は、取付構造 300 において取り付けられ、又は実装されてよい。例えば、フレックス回路 206 は、単体 302 の周りに巻き付けられた構成においてフレックス回路 206 を巻き付けることによって、単体 302 に実装されてよい。更には、又は選択的に、フレックス回路 206 は、トランスデューサレイ 202 を含み、如何なる反響又は音響障害も更に制限するよう接着剤により単体 302 の外面に固定されてよい。単体 302 は、フレックス回路 206 及び接続されているトランスデューサレイ 202 を適切に支持することができる重合物質から成る固体構造物であってよい。音響吸収物質を一様にドープされている重合物質の使用は、単体 302 の長さ全体にわたる一貫した音の吸収を可能にする。これは、トランスデューサ 210 によって与えられるエコー信号及び超音波パルスに関連した信号対雑音比を改善し、それによって、IVUS イメージングシステムの全体の音響性能を最適化する。

【0024】

いくつかの実施形態において、単体 302 は、中が空洞の円筒形ダイを通るブレードされたポリマー材料をスエージ加工することによって製造されてよい。いくつかの実施形態において、単体 302 の所望の形状のモールドが設計されてよく、ブレードされた重合物質がモールド内に注入されてよい。いくつかの実施形態において、単体 302 は、所望の断面形状を有する構造体を作るよう押し出し加工を使用することによって製造されてよい。切断、完了、破碎、テーパリング、テクスチャリング、などのような追加の加工は、単体 302 を画定するよう、モールド、スエージ及び / 又は押し出し加工された構造体に対して実施されてよい。

【0025】

図 4 は、本開示の実施形態に従う他の例となる取付構造 400 を表す。表されている実施形態では、単体 302 は、複数の放射線不透過マーカー 410 を含んでよい。いくつかの実施形態において、単体の重合物質は、単体上の所望の位置において放射線不透過マーカー 410 を形成するよう、放射線不透過物質をドープ及び / 又はコーティングされる。他の実施形態では、放射線不透過マーカー 410 は、単体 302 の外面上に固定して貼り付けられた円周バンドのような別個の要素であってよい。放射線不透過マーカー 410 は、制限なしに、金、タングステン、イリジウム、ロジウム、白金、バリウム、ビスマス、並びにそれらの結合及び / 又は合金を含む 1 つ以上の放射線不透過物質から形成されてよい。一実施形態では、単体 302 は、フレックス回路 206 及びトランスデューサ 210 によって覆われている部分において複数の放射線不透過マーカーを含んでよい。他の実施形態では、単体 302 は、単体 302 の大部分又は全体の長さに沿って複数の放射線不透過マーカーを含んでよい。複数の放射線不透過マーカーは、等しい又は可変なサイズであってよく、単体 302 において等距離の所に又は可变的に位置づけられてよい。一実施形態では、放射線不透過マーカーの幅は、2 つの隣接する放射線不透過マーカーの間の距離に略等しいか又はそれに比例してよい。IVUS デバイス 102 が患者の身体に挿入されるとオペレータがトランスデューサ 210 の位置を正確に観測及び追跡することを可能にするよう、フレックス回路 206 及びトランスデューサ 210 によって覆われている部分において複数の放射線不透過マーカーを含むことが有利である。トランスデューサ 210 の正確な位置を知ることは、イメージングのために関心のある管内の所望の位置におけるトランスデューサ 210 の正確な配置を可能にする。これは、オペレータが、イメージングプロシージャの間に、デバイス 102 内のトランスデューサ 210 の位置を推測又は推定するよう求められる場合を減らすことができる。そのようなものとして、イメージング

プロシージャの全体の効率は高められる。放射線不透過マーカ－は、他のタイプの血管内の又は血管外で得られた患者データに対する血管内デバイスにより得られた画像のコレジストレーションを助けるよう血管内デバイス及び／又はトランスデューサの位置を追跡するためにも利用され得る。

【 0 0 2 6 】

図 5 は、本開示の実施形態に従うスキャナアセンブリ 1 1 0 のトランスデューサ領域 5 0 0 の断面図を表す。表されている実施形態では、トランスデューサ領域 5 0 0 は、その巻かれた形において表されている。それに関して、いくつかの場合に、スキャナは、平坦構成から巻かれた又は更には円筒型の構成へ変化する。例えば、いくつかの実施形態において、技術は、“ULTRASONIC TRANSDUCER ARRAY AND METHOD OF MANUFACTURING THE SAME”と題された米国特許第 6 7 7 6 7 6 3 号、及び“HIGH RESOLUTION INTRAVASCULAR ULTRASOUND TRANSDUCER ASSEMBLY HAVING A FLEXIBLE SUBSTRATE”と題された米国特許第 7 2 2 6 4 1 8 号のうちの 1 つ以上において開示されているように利用される。なお、それらの特許文献の夫々は、その全文を参照により本願に援用される。

10

【 0 0 2 7 】

名称が示すように、スキャナのトランスデューサ領域 5 0 0 は、フレックス回路 2 0 6 に、特に、フレックス回路 2 0 6 のトレースに取り付けられているトランスデューサを含む。表されている実施形態では、フレックス回路 2 0 6 は、導電接地レイヤ 5 0 2 と、接地レイヤ 5 0 2 を絶縁し覆うために且つスキャナを環境から保護するために使用される外側部材 5 0 4 とを更に含んでよい。外側部材 5 0 4 のための絶縁材は、それらの生体適合性、耐久性、親水性若しくは疎水性、低摩擦特性、超音波浸透性、及び／又は他の適切な基準のために選択されてよい。例えば、外側部材は Parylene (ユニオン・カーバイドの登録商標) を含んでよい。他の適切な材料は、ポリエステル若しくは P V D F のような熱収縮チューブ、Pebax (アルケマ社の登録商標) 若しくはポリエチレンのような溶融成形可能なレイヤ、及び／又は他の適切な薄膜材料を含む。示されるように、超音波トランスデューサ 2 1 0 のサイズ、形状、及び間隔は、トランスデューサ領域 5 0 0 の形状を少なくとも部分的に画定する。6 4 個の超音波トランスデューサ 2 1 0 を有する実施形態では、トランスデューサ領域 5 0 0 の断面は、図示されるように、円形又は略円形であってよい。

20

【 0 0 2 8 】

図 6 は、本開示の実施形態に従う超音波スキャナアセンブリ 1 1 0 の制御領域 6 0 0 の断面図を表す。制御領域 6 0 0 は、フレックス回路 2 0 6 へ接続されている 9 個のトランスデューサ制御回路 2 0 4 を含んでよい。いくつかの実施形態において、制御回路 2 0 4 は、フレックス回路 2 0 6 の夫々のトレースへ制御回路を結合するよう夫々の接点バンプ 6 0 2 を含んでよい。形成の間に、接点は加熱されてよく、半田が流れて接点バンプ 6 0 2 のメタルコアをフレックス回路 2 0 6 のトレースと接続させる。アンダーフィル材料 6 0 4 は、結合強度を強め且つ制御領域の構造支持を提供するよう、制御回路 2 0 4 とフレックス回路 2 0 6 との間に適用されてよい。アンダーフィル材料 6 0 4 はまた、接点バンプ 6 0 2 を含む導電構造体を絶縁し、且つ、熱伝導を促してよい。トランスデューサ制御回路 2 0 4 に隣接するフレックス回路 2 0 6 の部分は平坦であるから、より少ないがより大きい制御回路に代えて、より狭いがより多いトランスデューサ制御回路 2 0 4 を利用することは、より円形の断面を生じる。その結果として、8 個、9 個、1 6 個又はそれ以上のトランスデューサ制御回路 2 0 4 を利用する設計は、4 個又は 5 個のトランスデューサ制御回路 2 0 4 による設計よりも円形の断面を有することになる。これは、スキャナアセンブリ 1 1 0 の有効径 6 0 8 を小さくするという利点を有する。更には、より狭いトランスデューサ制御回路 2 0 4 が使用され得るので、デバイス 1 0 2 の長手軸に沿った非可撓性の制御領域 6 0 0 の長さは低減され得る。

30

40

【 0 0 2 9 】

加えて、より円形の断面を生じするためにより狭く且つより多いトランスデューサ制御回路 2 0 4 を利用することは、それがより短い遷移区間を可能にするので、有利である。

50

図7は、本開示の実施形態に従う例となる超音波スキャナアセンブリ110の部分の斜視図を表す。スキャナアセンブリ110は、フェルール701及び単体702を含んでよい。単体702は、トランスデューサ領域500、制御領域600、及び遷移区間700を含んでよい。いくつかの実施形態において、制御領域600の形態又は形状は、収容されるトランスデューサ制御回路204の数に基づいてよい。例えば、一実施形態では、制御領域600の形状は、4個のトランスデューサ制御回路204を収容するよう正方形のようであってよい。いくつかの実施形態において、制御領域600の形状は、8個のトランスデューサ制御回路204を収容するよう八角形のようであってよい。いくつかの実施形態において、9個のトランスデューサ制御回路204が収容されるよう設計され、制御領域600の形状は、図6に表されるように、九角形のようであってよい。

10

【0030】

遷移区間700は、トランスデューサ領域500と制御領域600との間に位置してよい。トランスデューサ領域500及び制御領域600と対照的に、遷移区間700は、剛構造がない。遷移区間700の断面形状は、いくつかの場合に、隣接する領域500及び600によって画定される。一般に、遷移区間700の断面形状は、トランスデューサ領域500の断面形状と制御領域600の断面形状との間で変化する。遷移区間700は、フレックス回路206及び/又は導電トレースにストレスを加えうる鋭角を減らすために使用されてよい。本開示で提案されている関連する制御領域600のより円形の断面により、例えば、8個、9個、16個又はそれ以上のトランスデューサ制御回路204を利用する実施形態は、より短い遷移区間700を支援する。すなわち、トランスデューサ制御回路204及び超音波トランスデューサ210はいずれもフレックス回路206内で平坦領域を生じさせるので、物理的により狭いデバイスを代用することは、夫々の個々のデバイスによって引き起こされるフレックス回路206の非円形領域を減らす。従って、例えば、9個のトランスデューサ制御回路を利用する設計は、4個のトランスデューサ制御回路204を利用する設計に対してより円形の制御領域600を有し、更には、より短い遷移区間700を提供する。4個の制御回路204による例となる実施形態では、遷移区間700は、略正方形形状から略円形形状へ変化するために、おおよそ1から1.5カテテル直径である。これは、3Frカテテルについて1000から1500 μm であるということになる。対照的に、9個の制御回路204の実施によれば、遷移区間700は、おおよそ0.5から0.75カテテル直径、すなわち、3Frカテテルについて500 μm から750 μm である。このようにして、より狭く且つより多いトランスデューサ制御回路204を組み込む設計は、より短いスキャナアセンブリ110をもたらし得る。スキャナアセンブリ110は、デバイスの周囲部分と比較して、通常は柔軟性がなく、すなわち硬いので、アセンブリ110の長さを低減することは、複雑な血管枝を通して誘導することができ且つ患者への不快感が少ない、よりアジャイルなIVUSデバイスをもたらす。

20

30

【0031】

上述されたように、単体702は、トランスデューサ領域500、制御領域600、及び/又は遷移区間700が所望の断面形状を有するように、スエージ加工、モールドの使用、及び/又は押し出し加工のうちのいずれか1つ以上によって製造されてよい。それに関して、トランスデューサ領域500、制御領域600、及び遷移区間700のうちの2つ以上は、別々に形成され、次いで、(例えば、接着剤又は他の適切な結合メカニズムを用いて)つなぎ合わされてよい。代替的に、トランスデューサ領域500、制御領域600、及び遷移区間700は、スエージ加工、モールド加工、及び/又は押し出し加工を介して単一コンポーネントとして一体的に形成されてよい。

40

【0032】

図8は、本開示の実施形態に従ってスキャナアセンブリ110を提供する例となる方法を表す。方法はステップ800から開始する。ステップ801で、音響吸収物質をドープされた重合物質が設けられる。追加的に、又は選択的に、重合物質は、上述されたように、放射線不透過マーカを含んでよい。ステップ802で、単体は、ドープされた重合物

50

質を用いて製造される。いくつかの実施形態において、単体は、先に論じられたスエージ加工、射出成形、及び／又は押し出し加工を用いて製造されてよい。いくつかの実施形態において、単体はフェールルに取り付けられてよい。例えば、単体は、図３に示されるように、フェールルを少なくとも部分的に囲んでよい。ステップ８０４で、フレックス回路は、接着剤を用いて単体に固定される。ステップ８０５で、フレックス回路を伴う単体は、血管内デバイスの遠位部分に組み入れられる。いくつかの実施形態において、単体は、フレックス回路とともに、血管内デバイスのスキャナアセンブリ１１０の部分として含まれる。方法はステップ８０６で終了する。

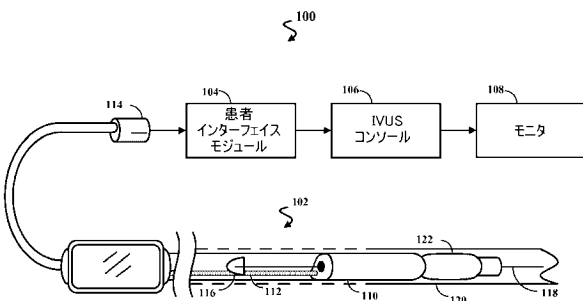
【００３３】

当然に、例となる実施形態はＩＶＵＳデバイスに関して記載されているが、本開示はそうのように制限されない。よって、例えば、制限されない例として、カテーテル、ガイドワイヤ、及びプローブのような、１つ以上の検知要素を備える他の侵襲的な医用デバイスは、検知要素及び／又は関連する制御回路を実装するために同様のアプローチを利用してよい。例えば、いくつかの場合に、圧力検知及び／又はフロー検知のための血管内デバイスは、本開示に従う同様のアプローチを利用する。

【００３４】

当業者に明らかなように、本開示によって包含される実施形態は、上記の例となる実施形態に制限されない。それに関して、実例となる実施形態が図示及び記載されてきたが、幅広い変更、変形、及び置換が前述の開示において考えられている。そのような変形例は、本開示の適用範囲から逸脱することなしに、前述の開示に対して行われてよいことが理解される。然るに、添付の特許請求の範囲は、本開示に従う様態において広く解釈されるべきである。

【図１】



【図２】

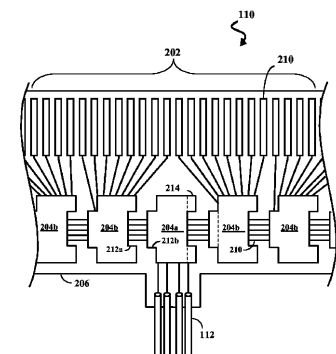


Fig. 2

【図３】

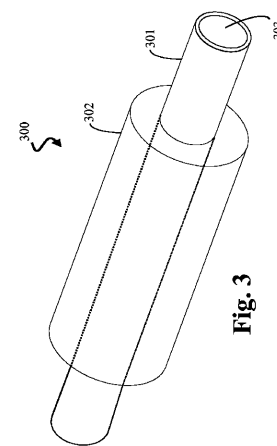


Fig. 3

【 図 4 】

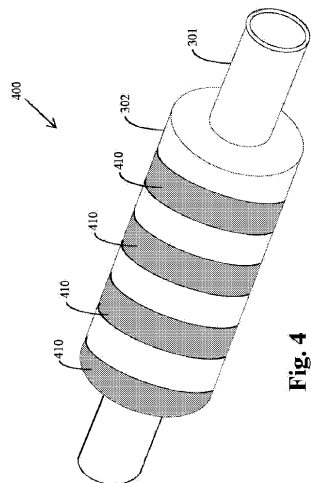


Fig. 4

【 図 5 】

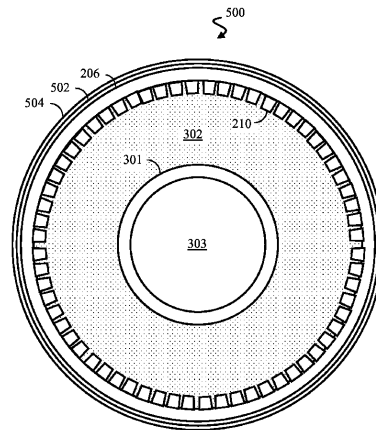


Fig. 5

【 図 6 】

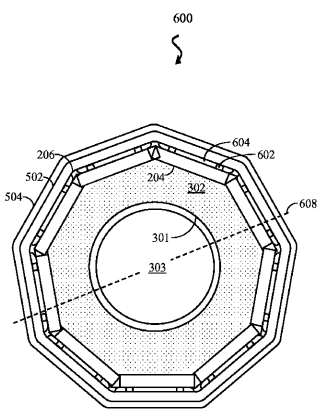


Fig. 6

【 図 7 】

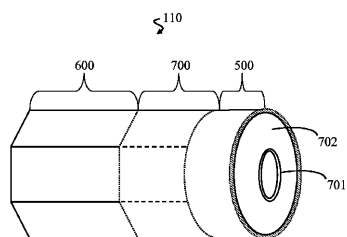
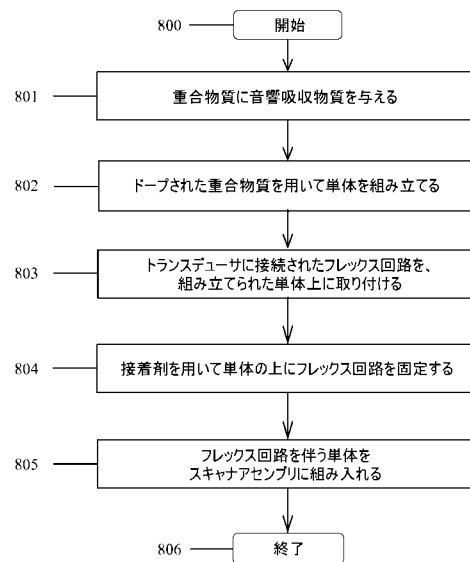


Fig. 7

【 図 8 】



【手続補正書】

【提出日】平成28年10月31日(2016.10.31)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

スキャナアセンブリを有し、該スキャナアセンブリは、
内腔領域を含むフェルールと、
音響減衰物質をドーブされた重合物質を含み、前記フェルールの少なくとも一部を囲む
単体と、

トランスデューサアレイを含み、前記単体の上に取り付けられるフレックス回路と
を含む、血管内超音波デバイス。

【請求項 2】

前記フェルール及び前記単体は円筒型である、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 3】

前記重合物質は、前記音響減衰物質を一様にドーブされる、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 4】

前記フレックス回路は、前記単体に巻き付けられる、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 5】

前記フレックス回路は、接着剤により前記単体に固定される、
請求項 4 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 6】

前記単体は複数の放射線不透過マーカを含む、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 7】

前記単体は、前記複数の放射線不透過マーカを形成するよう放射線不透過物質をドー
ブされる、
請求項 6 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 8】

前記単体は、前記フレックス回路によって覆われている前記単体の部分において前記複
数の放射線不透過マーカのうちの少なくとも 1 つを含む、
請求項 6 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 9】

前記単体は、制御領域及びトランスデューサ領域を含み、前記制御領域は、前記トラン
スデューサ領域とは異なる断面形状を有する、
請求項 1 に記載の血管内超音波デバイス。

【請求項 10】

血管内超音波デバイスのスキャナアセンブリを形成する方法であって、
音響減衰物質をドーブされた重合物質を設けるステップと、
前記ドーブされた重合物質により単体を組み立てるステップと、
内腔領域を含むフェルールを設けるステップと、
前記単体を前記フェルールに取り付けるステップと、

トランスデューサアレイを備えるフレックス回路を前記単体の上に取り付けるステップ
と

を有する方法。

【請求項 1 1】

前記フレックス回路を取り付けるステップは、接着剤を用いて前記フレックス回路を前記単体の上に固定することを含む、

請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 2】

前記単体を組み立てるステップは、ダイを用いて前記ドープされた重合物質をスエージ加工することを含む、

請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記単体を組み立てるステップは、前記ドープされた重合物質を射出成形することを含む、

請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記単体を組み立てるステップは、前記ドープされた重合物質を押出成形することを含む、

請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 5】

複数の放射線不透過マーカを形成するよう前記単体に放射線不透過物質をドープするステップ

を更に有する請求項 1 0 に記載の方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2015/027292
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 8/08(2006.01)i, A61B 8/00(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 8/08; A61M 25/01; A61B 5/04; A61B 8/12; A61B 6/00; A61B 8/14; H04R 31/00; A61B 8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) cKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: IVUS, dampening material, transducer, ferrule, doped		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2011-0034809 A1 (MICHAEL J. EBERLE et al.) 10 February 2011 See abstract, paragraphs [0044]-[0072] and figures 2-7	1-10, 12-24
Y		11
Y	EP 1608422 B1 (BOSTON SCIENTIFIC LIMITED) 23 January 2013 See abstract, paragraphs [0042],[0043], claims 8,9 and figure 2.	11
A	US 2007-0265516 A1 (EDWIN WANG) 15 November 2007 See abstract, paragraphs [0026]-[0028], claims 1-6 and figure 1.	1-24
A	US 2013-0150716 A1 (JEREMY STIGALL et al.) 13 June 2013 See abstract, paragraphs [0033]-[0036] and figures 3,4.	1-24
A	US 2010-0331697 A1 (WILLIAM E. WEBLER et al.) 30 December 2010 See abstract, paragraphs [0048],[0049], claims 1-3 and figure 1.	1-24
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "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 15 July 2015 (15.07.2015)		Date of mailing of the international search report 15 July 2015 (15.07.2015)
Name and mailing address of the ISA/KR  International Application Division Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-472-7140		Authorized officer KIM, Tae Hoon Telephone No. +82-42-481-8407 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/027292

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2011-0034809 A1	10/02/2011	CA 2211196 A1 EP 0811226 A1 JP 11-501245 A US 2007-0239024 A1 US 7226417 B1 US 7846101 B2 WO 97-23865 A1	03/07/1997 10/12/1997 02/02/1999 11/10/2007 05/06/2007 07/12/2010 03/07/1997
EP 1608422 B1	23/01/2013	AU 2003-300094 A1 CA 2520356 A1 EP 1608422 A1 JP 2006-521119 A US 2004-0193034 A1 WO 2004-093963 A1	19/11/2004 04/11/2004 28/12/2005 21/09/2006 30/09/2004 04/11/2004
US 2007-0265516 A1	15/11/2007	US 7794402 B2 WO 2007-136487 A2 WO 2007-136487 A3	14/09/2010 29/11/2007 17/01/2008
US 2013-0150716 A1	13/06/2013	CA 2856426 A1 EP 2787894 A1 JP 2015-505691 A US 8936553 B2 WO 2013-085989 A1	13/06/2013 15/10/2014 26/02/2015 20/01/2015 13/06/2013
US 2010-0331697 A1	30/12/2010	AT 502576 T EP 1956984 A1 EP 1956984 B1 EP 2262562 A2 EP 2262562 B1 EP 2338553 A1 EP 2389217 A1 EP 2389217 B1 ES 2360524 T3 HK 1121663 A1 JP 2009-517178 A JP 2011-512994 A JP 2012-515616 A JP 5107931 B2 JP 5420572 B2 JP 5575807 B2 US 2007-0167822 A1 US 2008-0154136 A1 US 2009-0131910 A1 US 7867169 B2 US 8303509 B2 US 8382674 B2 US 8430863 B2 WO 2007-067324 A1	15/04/2011 20/08/2008 23/03/2011 22/12/2010 09/05/2012 29/06/2011 30/11/2011 30/10/2013 06/06/2011 08/07/2011 30/04/2009 28/04/2011 12/07/2012 26/12/2012 19/02/2014 20/08/2014 19/07/2007 26/06/2008 21/05/2009 11/01/2011 06/11/2012 26/02/2013 30/04/2013 14/06/2007

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/027292

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		WO 2009-114340 A2	17/09/2009
		WO 2009-114340 A3	03/12/2009
		WO 2010-085374 A1	29/07/2010

フロントページの続き

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

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 スティゴール, ジェレミー

アメリカ合衆国, カリフォルニア州 9 2 0 0 9, カールスバッド, バリーナ ウェイ 6 9 7 0
, ナンバー 4 9

(72)発明者 ミナス, マリテス

アメリカ合衆国, カリフォルニア州 9 2 1 5 4, サン ディエゴ, アイランド ブリーズ レーン 4 7 2

(72)発明者 ロビンソン, グロリア

アメリカ合衆国, カリフォルニア州 9 2 1 3 0, サン ディエゴ, カーメル クリーク ロード 1 2 5 3 0, ナンバー 1 2 8

Fターム(参考) 4C601 EE04 FE04 GA06 GB05 GB18 GB20

专利名称(译)	用于血管内装置的预掺杂固体基质		
公开(公告)号	JP2017513643A	公开(公告)日	2017-06-01
申请号	JP2016564309	申请日	2015-04-23
[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	スティゴールジェレミー ミナスマリテス ロビンソングロリア		
发明人	スティゴール,ジェレミー ミナス,マリテス ロビンソン,グロリア		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4494 B06B1/0685 G10K11/002		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/FE04 4C601/GA06 4C601/GB05 4C601/GB18 4C601/GB20		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/985220 2014-04-28 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该系统，装置和方法提供固态血管内超声（IVUS）成像系统，其包括超声换能器阵列，该超声换能器阵列附接到由掺杂有声衰减材料的聚合物材料组成的结构。使用掺杂有声学衰减材料的聚合物材料来组装该单元有助于改善与IVUS成像信号相关的信噪比。

